

DANIEL FILGUEIRAS FERREIRA

**ESTUDO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E
EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA E SUA CORRELAÇÃO EM
USUÁRIOS DE PRÓTESES TOTAIS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

PIRACICABA
2007

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

F413e Ferreira, Daniel Filgueiras.
Estudo da atividade eletromiográfica e eficiência mastigatória e sua correlação em usuários de próteses totais. / Daniel Filgueiras Ferreira. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese total. 2. Eletromiografia. 3. Mastigação. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Study of electromyographic activity and masticatory performance and their correlation in wearers of double complete denture

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Denture, complete. 2. Electromyography. 3. Mastication

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita, Daniela Maffei Botega, Frederico Augusto Peixoto Silva, Rafael Leonardo Xediek Consani, Krunislave Antonio Nóbilo

Data da Defesa: 01-06-2007

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 01 de Junho de 2007, considerou o candidato DANIEL FILGUEIRAS FERREIR, aprovado.

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

PROF. DR. DANIELA MAFFEI BOTEGA

PROF. DR. FREDERICO AUGUSTO PEIXOTO SILVA

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

PROF. DR. KRUNISLAVE ANTONIO NÓBILO

DEDICATÓRIA

A **Deus**, força maior, pela presença e inspiração em todos os momentos de minha vida.

Aos **meus pais**, Ana e Iodésio, pela vida, por uma vida de doação e preocupação, pelo constante apoio, pelo exemplo de princípios morais e éticos, os quais levo comigo ao longo de minha vida, pela educação e confiança em mim depositadas. Obrigado por estarem ao meu lado, mesmo distantes, durante toda essa jornada, e por entender todos os meus anseios diante da vida.

Ao **meu irmão**, Danilo, pelo convívio diário durante grande parte de nossas vidas, pelo exemplo de postura como ser humano e profissional, pelo exemplo de simplicidade no saber, e por ter compartilhado momentos importantes de minha vida.

A **minha namorada**, Daniele, pelo companheirismo em todos os momentos. Pelo convívio sincero e alegre, fruto de seu jeito divertido de ser.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, orientador competente, pela confiança, respeito, amizade e disposição em doar seu tempo na orientação para que eu pudesse realizar este trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas nas pessoas do seu Diretor, Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, e Diretor Associado, Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretì, Coordenador Geral dos Programas de Pós-Graduação e à Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À FAPESB, pelo importante auxílio financeiro para a realização deste estudo.

Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin, pela atenção e conhecimentos transmitidos e por permitir a utilização do Laboratório de Eletromiografia e a Cristiane Rodrigues Pedroni pela ajuda imensurável na realização da coletas eletromiográficas.

Ao Prof. Dr. Krunislave Antônio Nóbilo, pela atenção e conhecimentos transmitidos, os quais foram importantes para a realização deste trabalho.

Ao amigo e Prof. Dr. Frederico Augusto Peixoto Silva, pela amizade, pelo grande estímulo e orientação profissional, desde quando acadêmico e sempre presente durante todo o meu caminho na trilha do saber. Pelo exemplo de postura na vida acadêmica e científica, pela criticidade imparcial dos fatos, pela incansável e constante dedicação na busca pelo novo e desconhecido. Meu eterno agradecimento por tudo vivido.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, pela ajuda, pela convivência neste período e pela amizade conquistada.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, pelo auxílio e convívio durante o curso.

Ao Prof. Dr. Luis Alexandre Maffei Sartini Paulillo, pelo apoio e confiança no trabalho em conjunto.

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, pela amizade e ajuda durante a pós-graduação.

Aos colegas de laboratório Caio Hermann, Daniela Maffei Botega, Mônica Nogueira Pigozzo, pela amizade e convívio durante este período.

À Fernanda Faot, Priscila Oliveira Serrano, Wander José da Silva, pela amizade, companheirismo, aprendizagem durante a pós-graduação.

À Cynthia Bicalho Borini pelo auxílio prestado durante as coletas eletromiográficas.

À Marcelo, Edmilson - Jurema, Laércio e Genelício pela amizade, pelo apoio e convívio, pelo exemplo de vida e companheirismo.

Ao Prof. Armando Prado Oliveira, pela primeira oportunidade de aperfeiçoamento e crescimento profissional, a qual se constitui meus primeiros passos e se consolidou, em grande parte, os meus princípios profissionais.

À protética Maria Elisabete Cárdenas, pelo auxílio imensurável na realização da parte laboratorial de minha pesquisa.

Aos amigos Wagner Negreiro e Thiago Valentino, pelos momentos compartilhados de alegria e tristeza, pela ajuda mútua, pelas dificuldades vividas e sua superação e pela vitória de cada dia em conjunto.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Alessandra Damaceno, Cláudia Baboni, Cristiane Machado, Fábio Jóia, Fernanda Paixão, Fernanda Faot, Márcia Nakaoka, Luciana Valadares, Luciana Asprino, Luís Gustavo, Priscila Serrano, Poliana Bastos, Wander José Silva, Emilena Lima, Juliana Moura, Ricardo Abreu, Manoel Tróia Jr, pelo convívio durante o curso.

Aos pacientes, estes imprescindíveis anônimos, que constituem a essência pelo qual esse trabalho existiu, meu mais profundo respeito.

“É preferível arriscar coisas grandiosas, alcançar triunfo e glória, mesmo expondo-se à derrota, do que formar fila com os pobres de espírito que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem nessa penumbra cinzenta dos que não conhecem vitória nem derrota”

Theodore Roosevelt

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a eficiência mastigatória, a atividade eletromiográfica (EMG) e sua possível correlação em usuários de próteses totais duplas. Vinte e quatro pacientes totalmente edêntulos, livres de sinais e sintomas de Desordem Temporomandibular (DTM) com no mínimo cinco anos de uso de próteses totais, foram selecionados e separados aleatoriamente em dois grupos de 12 pacientes: (G1 e G2). Os pacientes foram reabilitados com novas próteses de acordo com os grupos. No G1, utilizou-se a técnica Convencional, onde o equilíbrio foi obtido através de contatos interferentes entre dentes artificiais. No G2, utilizou-se a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, que proporcionou equilíbrio através de contatos deslizantes entre as superfícies das rampas. No terceiro mês de uso das próteses totais, os pacientes tiveram sua eficiência mastigatória avaliada através da trituração de 1,5 g de alimento teste (amendoim), em 15 e 30 ciclos mastigatórios utilizando o método de fracionamento em peneiras. Na mesma época, a atividade EMG dos músculos temporal anterior e masseter foi avaliada nas posições de repouso (R) e de contração isométrica em máxima intercuspidação (CIMI) utilizando o eletromiógrafo Myosystem I[®] (Prosecon Ltda, Uberlândia, MG, Brasil). O sinal eletromiográfico foi condicionado através de filtro digital passa faixa e analisado em relação RMS (Root Mean Square). O teste Anova não mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) para as médias praticamente idênticas da eficiência mastigatória entre os grupos 1 e 2 com 15 ciclos mastigatórios e para a pequena diferença com 30 ciclos mastigatórios. Já, o teste de Correlação de Pearson mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) na correlação da eficiência mastigatória entre os ciclos dentro de cada grupo, a qual não foi exatamente proporcional ao número de ciclos realizados. A atividade EMG analisada pelo teste Anova não mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) entre as pequenas diferenças das médias avaliadas entre os grupos. Conclui-se que as técnicas avaliadas não influenciam na eficiência mastigatória

nem na atividade EMG e que a eficiência mastigatória é proporcional ao número de ciclos mastigatórios.

Palavras-chave

Prótese total, Oclusão dentária balanceada, Mastigação

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the masticatory efficiency, the electromyographic (EMG) activity and their possible correlation in wearers of double complete dentures. Twenty-four totally edentulous patients, free from signs and symptoms of Temporomandibular Disorders (TMD) with at least five years use of double complete dentures, were selected and randomly separated into two groups of 12 patients: (G1 and G2). The patients were rehabilitated with new complete denture according to the groups. In G1, the Conventional technique was used, where the balance was obtained through interference contacts among artificial teeth. In G2, the Nóbilo's balancing ramps technique was used, which provided balance through sliding contacts between the surfaces of the ramps. In the third month of use of complete dentures, the patients had their masticatory efficiency evaluated through the comminution of 1.5 g of test food (peanuts), in 15 and 30 masticatory cycles using the sieving method. In the same period, the EMG activity of the anterior temporal and masseter muscles was evaluated in mandibular rest (R) and in maximal biting in the intercuspal positions (CIMI) using the Myosystem I® (Prosecon Ltda, Uberlândia, MG, Brazil). The EMG sign was conditioned through digital filter pass band and analyzed in relation to RMS (Root Mean Square). The Anova test did not show significant statistical differences ($p < 0.05$) for the practically identical averages of the masticatory efficiency between the groups 1 and 2 with 15 masticatory cycles and for the small difference with 30 masticatory cycles. On the other hand, the Pearson Correlation test showed significant statistical differences ($p < 0.05$) in the correlation of the masticatory efficiency among the cycles in each group, which was not exactly proportional to the number of accomplished cycles. The EMG activity analyzed by the Anova test did not show significant statistical differences ($p < 0.05$) between the small differences of the evaluated averages between the groups. In conclusion, the evaluated techniques do not influence the masticatory efficiency nor the EMG activity and that the masticatory efficiency is proportional to the number of masticatory cycles.

Key Words

Complete denture, Balanced dental occlusion, Mastication

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAIS E MÉTODO	40
5 RESULTADOS	66
6 DISCUSSÃO	75
7 CONCLUSÃO	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
ANEXOS	90

1- INTRODUÇÃO

A expectativa de vida dos idosos vem aumentando, mas infelizmente não é proporcional à melhoria da qualidade da mesma. Relatos epidemiológicos têm confirmado que pacientes usuários de próteses totais apresentam média de idade avançada representando ainda grande parte da população com crescimento previsto para os próximos vinte anos (Ivanhoe *et al.*, 2002).

Apesar da existência de outras opções de tratamento para o edentulismo total, tal como implantodontia a utilização de próteses totais ainda é aceita por algumas razões dentre elas a econômica (Carlsson, 2006).

Embora esta população faça parte de um grupo bastante heterogêneo, variando em função das condições sociais, econômicas e de saúde geral, algumas características podem ser comuns a essa faixa etária, dentre elas a falta de qualidade e a ineficácia dos aparelhos protéticos (Lang, 2004).

As dificuldades e inconvenientes para a fixação das próteses totais constituem a principal queixa entre os pacientes portadores de prótese total, e uma das formas de evitar estas dificuldades seria estabelecer maior precisão na harmonia oclusal (Swenson, 1955). O exercício de uma função oclusal equilibrada, além de tornar possível este objetivo, irá prover mastigação eficiente, boa fonética e estética, sem prejuízos à saúde bucal do paciente (Langer, 1978).

Considerando os conceitos de oclusão em prótese total, existem dois que teorizam o seu funcionamento. O primeiro é uma oclusão equilibrada apenas na posição cêntrica, Teoria Neutrocentric (Devan, 1954). Os defensores acreditam que o completo assentamento da prótese e a centralização das forças no rebordo alveolar residual estabilizam a prótese. Desse modo, o funcionamento das próteses nos ciclos mastigatórios se daria apenas em relação cêntrica. O segundo é o da oclusão balanceada bilateral, no qual as próteses devem ter equilíbrio em todas as posições excêntricas, além do equilíbrio na posição cêntrica. Os proponentes do segundo conceito adotam o equilíbrio da oclusão em movimentos

excursivos como um meio adicional de estabilidade horizontal para a prótese total (Nimmo & Kratochvil, 1985).

A estabilidade e a eficiência mastigatória em prótese total estão diretamente relacionadas com seu equilíbrio. A finalidade de obter oclusão balanceada bilateral é para que, durante a mastigação, possa auxiliar na estabilização promovendo maior eficiência, uma vez que eficiência mastigatória reduzida, em torno de 20% em relação aos dentes naturais, está presente em usuários de prótese total (Tamaki, 1988). Com o objetivo de minimizar essa perda, diversas alternativas na área da oclusão têm sido propostas para melhorar a estabilidade das próteses, e conseqüentemente, a função mastigatória. Dentre os vários conceitos oclusais preconizados, o mais aceito atualmente é o que se refere à oclusão balanceada bilateral (Bonwill, 1878; Hanau, 1923; Nimmo & Kratochvil, 1985; Tamaki, 1988; Gomes *et al.*, 1990; Dubojska *et al.*, 1998).

A utilização das rampas posteriores para a obtenção de equilíbrio em prótese total proporciona um suave deslizamento entre as próteses (Nepola, 1958; Henriques *et al.*, 2003). Além de melhorar a estética devido à naturalidade do trespasse anterior, a instabilidade da prótese durante a interposição do bolo alimentar é diminuída, em contraste com o padrão da oclusão balanceada bilateral clássica (Henriques *et al.*, 2003).

Dentre os objetivos dos tratamentos em odontologia o principal deles é alcançar uma função mastigatória aceitável, uma vez que este objetivo é considerado a base da própria digestão e absorção dos nutrientes, essencial para nossa sobrevivência. Principalmente pelo fato que a manutenção da função mastigatória em usuário de próteses totais é especialmente importante devido às limitações inerentes a substituição dos dentes naturais (Boretti *et al.*, 1995).

A mastigação é uma função neuro muscular altamente coordenada envolvendo movimentos rápidos e lentos da mandíbula e continua modulação de forças. O comando básico para essas ações é gerado centralmente, mas os controles adaptativos são regulados por informações aferentes. Características

mastigatórias tais como amplitude do ciclo, eficiência e força são menores em usuários de próteses totais que indivíduos dentados (Piancino *et al.*, 2005).

Frente à possibilidade do conhecimento das atividades dinâmicas funcionais dos músculos da mastigação em pacientes portadores de próteses totais, a atividade muscular em repouso, dos movimentos passivos na oclusão leve ou forçada nestes pacientes, pode ser investigada através de avaliações eletromiográficas (EMG) (Pruzansky, 1952). Estas passam a constituir um instrumento auxiliar importante no diagnóstico clínico da função do sistema estomatognático (Moyers, 1949).

A função mastigatória pode ser avaliada por métodos objetivos e subjetivos. Uma avaliação objetiva se fundamenta na mensuração da capacidade de moer ou pulverizar alimentos testes, principalmente por meios de fracionamento em peneira. Uma avaliação subjetiva é realizada através de informações fornecidas por questionários (Carlsson, 1984).

Diante da importância do relacionamento articular em próteses totais e sua provável influência no sistema mastigatório, dentro do contexto da reabilitação em pacientes totalmente edêntulos, este trabalho propõe-se avaliar o padrão de atividade EMG, de eficiência mastigatória e sua possível correlação com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais para obter equilíbrio em prótese total. Dessa maneira, a realização da pesquisa contribuirá para o aprofundamento do conhecimento do funcionamento do sistema mastigatório frente as diferentes condições oclusais relacionadas ao conceito da oclusão balanceada bilateral, uma vez que é praticamente inexistente na literatura trabalhos sobre o assunto. Para tanto, os pacientes deste estudo foram avaliados três meses após a instalação das próteses.

.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - OCLUSÃO EM PRÓTESE TOTAL

2.1.1 - CONCEITOS

Devan (1954) sugeriu o termo “Neurocentric” com dois significados em relação à construção de próteses totais: neutralização das inclinações e centralização das forças atuantes na base das próteses totais. Apresentou o conceito de estabilidade em prótese total como uma situação em que as forças da oclusão não alteram substancialmente a relação de posição dos dentes artificiais em relação ao osso de suporte da prótese. Definiu a estabilidade como uma relação entre dente e osso; e a retenção, como uma relação entre dente e mucosa. Logo, para a prótese total ser estabilizada os tecidos de recobrimento ósseo não poderiam estar sob pressão. A teoria ainda preconiza que a estabilidade não é necessária para a função. Para funcionar, a prótese necessita de retenção. Porém, uma prótese instável causa fricção e irritação da mucosa, levando também à reabsorção do rebordo alveolar com o passar do tempo, situação que poderia ser evitada se os dentes posteriores fossem colocados com ângulos e posições corretas, não sendo necessário o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral. A quantidade de variação da rigidez e da espessura entre as estruturas que suportam os dentes naturais e as próteses totais se constitui em fatores que justificam e validam a teoria Neurocentric.

Um segundo conceito é a oclusão balanceada bilateral, a qual é definida pelo estabelecimento de três pontos de contato, sendo um anterior e dois posteriores, entre dentes de arcadas opostas durante os movimentos excêntricos da mandíbula. Foi introduzida por Bonwill sob a premissa que seu estabelecimento promoveria uma atuação muscular mais harmônica, e que a inexistência dos contatos propostos por ela promoveria uma instabilidade articular com conseqüente perda dos movimentos mandibulares principalmente os movimentos

laterais (Bonwill, 1878), a qual foi aceita pela Sociedade Gnatológica da Califórnia que defendia sua utilização na confecção de próteses totais (Kaplan, 1963). A razão aventada para explicar a necessidade desse equilíbrio era a premissa do maior desequilíbrio das próteses necessitarem de maior retenção ativa, o que as tornava traumatizantes e menos efetivas (Bonwill, 1899).

Miralles *et al.*, (1989) justificam que a utilização da guia canino na posição de lateralidade em próteses totais poderia ser um fator de influência para uma menor atividade EMG dos músculos elevadores, em semelhança ao que é observado na dentição natural, sendo este um fator de prevenção para atividades parafuncionais em pacientes edêntulos. À partir deste pressuposto, preconizaram a utilização da guia canino como nova alternativa de conceito oclusal para ser utilizada em próteses totais.

2.1.2 - OCLUSÃO BALANCEADA BILATERAL

Bonwill (1878) afirmou que deveria existir uma distância constante entre os processos coronóides da mandíbula e destes até a linha média, e que estas distâncias poderiam varia levemente, porém não mais que um quarto de polegada. Se por ventura existisse uma situação em que estas distâncias não se enquadrassem nestas proporções, os dentes deveriam ter suas superfícies oclusais planas para permitir movimentos laterais e não admitir a curva natural do ramo mandibular responsável pelo equilíbrio das forças aplicadas nos dentes. Para o autor, esta formação triangular, formada pelos dois pontos posteriores, os dois processos coronóides e um anterior na linha média, possibilita um maior contato na superfície oclusal de pré-molares e molares e ao mesmo tempo permite livre ação dos incisivos nos movimentos laterais. Suas observações de 17 anos de acompanhamento identificaram os seguintes aspectos nas articulações dos dentes: os dentes de arcadas opostas se engrenam de maneira que dois dentes não batem diretamente um contra outro; que em noventa e cinco por cento dos casos os dentes superiores se projetam sobre os inferiores e a profundidade

dessa sobreposição varia de acordo com a profundidade da cúspide; que o ramo da mandíbula também se curva para cima e para trás em relativa proporção com o comprimento (altura) dessas cúspides. À partir da observação do relacionamento entre as características das articulações dos dentes, algumas leis foram formuladas pelo autor: a proporção entre a profundidade do trespasse vertical e a profundidade das cúspides; a curvatura do ramo mandibular e sua reprodução na maxila correspondente em relação ao trespasse vertical, mostrando uma sensata previsão para assegurar movimentos próprios para uma mastigação perfeita e, que a curva formada pelos dentes posteriores é tão longe de uma linha reta quanto é a profundidade do overbite nos incisivos. Assim, de acordo com o trespasse vertical dos incisivos, os dentes posteriores mostram uma profundidade de cúspide decrescente do trespasse vertical dos dentes anteriores para posterior. Para o autor, estas leis deveriam ser lembradas quando dentes artificiais fossem colocados em uma dentadura, e se ignoradas, não se pode obter movimentos laterais, não realizando o plano natural conforme o arranjo dos dentes naturais. Não seria necessário o contato no lado de balanceio para mastigar no lado de trabalho; contudo, algum contato seria necessário no lado de balanceio para que a atuação dos músculos de ambos os lados ocorresse de forma harmônica. A inexistência de contatos do lado de balanceio durante a mastigação causaria instabilidade articular, o que dificultaria a obtenção de uma prótese total satisfatória para aqueles que perdem todos os movimentos, principalmente os laterais em um lado.

Hanau (1923) definiu as leis da articulação considerando a articulação dentária uma função puramente mecânica, e como tal deveria ser explicada através da geometria, cinemática e mecânica. As leis da articulação expressam a influência recíproca entre os fatores que governavam a articulação, os quais seriam: guia condilar (guia posterior); guia incisal (guia anterior); curva de compensação; altura relativa das cúspides e plano oclusal. Além disso, observou que as diferenças básicas entre as articulações natural e protética eram de ordem mecânica, relatando que na dentição natural raramente era observada a oclusão

balanceada bilateral, pois na mesma não havia a sua necessidade funcional, visto que os dentes eram solidamente implantados em seus alvéolos. Por outro lado, relatou que nas próteses totais os dentes estavam soldados às bases formando um corpo único. Nesse sentido, os movimentos mandibulares e a resiliência da fibromucosa basal tornavam necessário o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral para o equilíbrio funcional das próteses durante a função.

Thompson (1937) verificou que o balanceio das próteses totais estabelecia uma melhora considerável na sua eficiência mastigatória, e que a sua supressão provocava perda nessa eficiência. O autor alertava que a falta do balanceio nas próteses podia se tornar um fator traumático grave.

Swenson (1955) afirmou que as dificuldades e inconvenientes na fixação das próteses totais constituem a principal queixa entre os pacientes portadores de prótese total, e uma das formas de evitar estas dificuldades seria estabelecer maior precisão na harmonia oclusal. Argumentou que o protesista tem a possibilidade de manejo de todos os fatores oclusais exceto da guia condilar, e que a articulação temporomandibular influencia a inclinação dos dentes e que estas inclinações influenciam na articulação temporomandibular, sendo a oclusão um dos temas mais importantes dentro dos ramos da odontologia.

Para Nepola (1958), o equilíbrio oclusal é um dos pontos negligenciados na confecção de próteses totais, sendo este de fundamental importância para o seu sucesso. Facilidade no aprendizado do uso das próteses, bem como conforto, são vantagens da oclusão equilibrada. Logo, uma melhor preparação dos alimentos para a digestão é consequência dessa situação. Dentes montados de maneira aleatória sem obter oclusão equilibrada, levando em consideração apenas a abertura e fechamento, acabam por diminuir a eficiência dos movimentos mastigatórios habituais. Porém, o fato de alguns pacientes aprenderem a usar essas próteses é atribuído à capacidade de adaptação do ser humano, superior à habilidade do dentista. Pacientes usuários de prótese total sem equilíbrio oclusal perdem o controle dos movimentos mandibulares, e conseqüentemente muitos encontram dificuldade para usar suas próteses. A

oclusão pode ser facilmente equilibrada com a utilização de rampas de equilíbrio, independente de trespasse anterior. No entanto, a grande questão levantada em relação ao valor da oclusão equilibrada é quando o bolo de alimento no lado de trabalho separa os dentes. Esta distância é tão grande, que não existe contato no lado de balanceio, mas em contrapartida a média de tempo que o paciente mastiga é de dez a quinze minutos duas ou três vezes ao dia, e durante o resto do dia, os dentes estão em contato muitas vezes em posições cêntricas e excêntricas. Assim, sem alimento entre eles e mesmo durante o processo de fechamento com alimento, os dentes cortam o bolo alimentar e os contatos irão ocorrer no lado de balanceio.

Segundo Sears (1960), algumas alegações baseadas em considerações teóricas são realizadas a respeito da validade da oclusão equilibrada para próteses totais. A expressão “enter bolus, exit balance”, utilizada para demonstrar a perda de equilíbrio com a presença do alimento do lado de trabalho, se confronta com trabalhos cuidadosamente conduzidos que mostram que próteses totais podem ser mais satisfatórias quando equilibradas em todas as relações funcionais da mandíbula. Para o autor, a melhor maneira de comprovar sua validade é a realização de testes na boca do paciente, os quais devem levar em consideração o conforto, a estabilidade, a eficiência e conseqüentemente as condições dos tecidos de suporte da base das próteses totais. Estudando a articulação protética, relatou que alguns pontos são essenciais na oclusão dos dentes artificiais durante a realização de próteses totais. São eles: um suave deslizamento das superfícies opostas; ausência de interferências nos movimentos horizontais; alavanca equilibrada; oclusão equilibrada em posição cêntrica; oclusão equilibrada em posição excêntrica. A utilização desses critérios resultará em uma situação em que durante o fechamento da mandíbula, os lados direito e esquerdo se tocariam simultaneamente, e as próteses transmitiriam as pressões de assentamento uniformemente para os tecidos de suporte.

Kurth (1962) salientou que cúspides altas em adultos jovens, desgastam-se gradualmente através da progressão da idade mediana para a

avançada, até quando não existam mais cúspides ou se verifique a presença de um monoplano de oclusão. Quando forças musculares são aplicadas em dentes naturais, estas são resistidas pelo periodonto e suporte ósseo, e isto é possível pois dois dentes opostos suportam esta carga. Tal força em prótese total é resistida por toda sua base apoiada na mucosa resiliente; por isso, as forças oclusais em próteses totais não podem ter a mesma resultante que no dentes naturais. Para o autor, este fato exclui qualquer comparação entre forças aplicadas em dentes naturais e artificiais em próteses totais, apesar de alguns aspectos referentes aos dentes com cúspides serem relacionados, tais como: eficiência; habilidade para o equilíbrio e aparência mais natural.

Saizar (1972) afirmou que o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral era essencial nas próteses totais, justificando que sua ausência poderia ser considerada maloclusão. De acordo com o autor, a estabilidade, a eficiência e a conservação das estruturas paraprotéticas eram melhores quando os dentes artificiais estavam balanceados nos movimentos excêntricos. Para tanto, tornavam-se necessários registros excêntricos precisos e a individualização de articuladores ajustáveis.

Gerber (1974) afirmou que grande parte da estabilidade necessária à prótese total pode ser obtida através do correto planejamento da posição dos dentes em relação às áreas do rebordo, e da limitação do número de dentes em relação à condição deste. Dessa maneira, uma adequada distribuição e extensão dos dentes, de acordo com a qualidade e forma do rebordo, trará melhores condições de absorção das pressões mastigatórias. A limitação de movimentos oclusalmente induzidos previne a irritação da mucosa e dor, que é causada pelo movimento da prótese ao longo da inclinação do rebordo em consequência dos contatos deflectivos dos dentes. O principal objetivo do sistema de ajuste em manter a prótese total estabilizada durante a função, é a preservação do rebordo alveolar. A superfície polida da prótese deve ser realizada, de forma que o músculo bucinador, os músculos da bochecha e dos lábios atuem de maneira a aumentar a estabilidade da prótese. No desenvolvimento da oclusão para próteses

totais, são quatro os principais objetivos: obter contatos em máxima intercuspidação com os côndilos centralizados, nunca retruídos ou deslocados, manter a dimensão vertical e o espaço articular; os contatos durante a mastigação e a deglutição não devem induzir qualquer deslocamento da dentadura que seja traumático para os tecidos; ter a oclusão e a articulação dos dentes artificiais coordenados e em harmonia com a posição e os movimentos dos côndilos na fossa glenóide; espaços articulares reduzidos ou comprimidos patologicamente devem ser terapeuticamente normalizados pelo aumento seletivo dos dentes posteriores sem alterar a dimensão vertical na área incisal.

Javid & Porter (1975) avaliaram a importância da fórmula de Hanau em comparação com registros intra-orais para individualização de articuladores na construção das próteses totais. Foram selecionados cinco pacientes, dos quais foram obtidos modelos em gesso, duplicados e montados em seis articuladores: dois do tipo Hanau, dois do tipo Whip-Mix e dois do tipo Denar. Os articuladores foram individualizados usando registros intra-orais de protrusão e lateralidade, e a fórmula de Hanau ($L = H/8 + 12$), e as medidas obtidas, computadas. Ao final do estudo, foi constatado que houve diferença significativa entre as médias obtidas quando usados o registro intra-oral e a fórmula de Hanau, sugerindo maior eficiência e precisão das medidas obtidas quando usados os registros intra-orais de protrusão e lateralidade.

Segundo Becker (1977), os primeiros autores a sugerirem o conceito da oclusão lingualizada foram Payne (1944) e Pound (1973), na tentativa de manter as vantagens estéticas e de eficiência na perfuração dos alimentos dos dentes anatômicos, mantendo a liberdade mecânica dos dentes não anatômicos. Sua indicação, dentre outras, se faz nos casos de necessidade estética extrema, e mais que um esquema com dentes não anatômicos são indicados em condições orais como: severa reabsorção do rebordo alveolar; relação mandibular classe II e tecidos de suporte deslocáveis. A oclusão balanceada bilateral com a oclusão lingualizada idealiza obter movimentos excursivos com contatos bilaterais suaves de 2 a 3 mm ao redor da relação cêntrica. Os dentes anteriores devem ser

arranjados prioritariamente para reunir exigências estéticas e fonéticas, não para alcançar a oclusão balanceada bilateral. Em situações onde os dentes anteriores devem participar do equilíbrio oclusal, o trespasse vertical anterior deve ser próximo a zero. Uma suave curva de compensação oclusal é necessária para obter contatos posteriores contínuos anteriores à relação cêntrica em qualquer que seja o relacionamento dos dentes anteriores para obtenção do equilíbrio oclusal.

Langer (1978) salientou que a prevenção é mais importante para a saúde oral que a cura de suas alterações e que um planejamento adequado e bem executado na reabilitação de pacientes edentados é de fundamental importância para a prevenção e avanço de patologias articulares, ou patologias no sistema estomatognático. No entanto, a reabilitação de pacientes com prótese total é a que menos proporciona efetividade em sua realização e que, dependendo de seu antagonista, causa uma maior destruição óssea do rebordo alveolar. Segundo o autor, o objetivo de uma reabilitação oral, seja esta total ou parcial, não deve ser apenas a substituição de dentes perdidos e sim a promoção de saúde para o paciente, devolvendo aos maxilares uma relação estável e harmoniosa. Dessa maneira, o exercício de uma função equilibrada tornava possível uma mastigação eficiente além de uma boa fonética e estética sem prejuízos à saúde oral do paciente.

Levin (1978) apresentou uma reavaliação das leis de Hanau de maneira simplificada, objetivando facilitar o seu entendimento. Segundo o autor, o engenheiro Hanau, apesar de não ser dentista, foi um grande pesquisador na área de oclusão. Acreditava que a articulação dos dentes estava relacionada a cinco fatores: guia condilar, curva de compensação, altura relativa das cúspides, guia incisal e plano de orientação. Demonstrou como estes fatores se relacionam entre si através de um diagrama que denominou de "*The Articulation Quint*". De acordo com Levin, em 1978, Trapozzano, após revisar os cinco fatores adotados por Hanau, decidiu simplificá-los para três (guia condilar, guia incisal, altura relativa das cúspides), criando assim o que chamou de "*Triad of Occlusion*". Este conceito

era mais compreensível que o “*Articulation Quint*”, porém deixava de lado um importante fator que era a curva de compensação. Finalmente, Levin descreveu seu próprio conceito sobre as leis de articulação, que eliminava o plano de orientação, considerado desnecessário, mantendo os quatro fatores restantes: a guia condilar fixa e registrada no paciente; a guia incisal obtida a partir das exigências estéticas e fonéticas do paciente; a curva de compensação, fator mais importante para se obter o equilíbrio; e as cúspides dos dentes, que apresentavam inclinações necessárias para se obter oclusão balanceada.

Clough *et al.* (1983) realizaram um estudo comparando oclusão lingualizada e em monoplano em prótese total. Foram selecionados trinta pacientes entre homens e mulheres, e confeccionados dois pares de próteses totais para cada um deles: um com oclusão lingualizada e o outro com oclusão em monoplano. Inicialmente, treze pacientes receberam próteses com oclusão lingualizada e os outros dezessete, com oclusão em monoplano. Os pacientes usaram o primeiro par de próteses totais durante três semanas, e foram instruídos a observar a eficiência mastigatória, conforto e aparência. Ajustes eram realizados quando necessário. Após três semanas, as próteses foram substituídas e os mesmos procedimentos adotados anteriormente, realizados. Finalizado o período de testes, avaliou-se: o número de ajustes necessários para cada par de prótese total; a habilidade mastigatória de cada esquema segundo o paciente; qual o par de prótese total preferido pelos pacientes, e as razões para tal preferência. Foi concluído que as próteses com oclusão lingualizada necessitavam de menor quantidade de ajustes, e que 77% dos pacientes manifestaram preferência pelas próteses com oclusão lingualizada. Dentre os motivos aventados estavam às considerações “mastiguei melhor”, “se ajustaram melhor”, “são mais confortáveis” e “são mais estáveis”, o que demonstrou excelente aceitação deste esquema de oclusão.

Jacobson & Krol (1983) fizeram uma revisão sobre o fator estabilidade, o qual se refere à resistência às forças horizontais ou rotacionais da prótese total, justificando que a ausência desta torna ineficaz os demais fatores envolvidos na

retenção e apoio das próteses. Os fatores que contribuem para estabilidade das próteses totais incluem a forma e a altura do rebordo, adaptação da base da prótese aos tecidos subjacentes, a relação com a musculatura orofacial, a harmonia oclusal e o controle neuromuscular. Independentemente do esquema oclusal ou morfologia dos dentes posteriores usados, as próteses deveriam estar livres de interferências oclusais. A utilização da oclusão balanceada bilateral é essencial para a estabilidade das próteses, não deixando de ser uma boa alternativa a oclusão lingualizada. O referido autor afirmou que a falta do emprego do balanceio bilateral nos movimentos excursivos da mandíbula deve-se à dependência da habilidade neuromuscular do paciente, pois é necessário instruí-lo a mastigar apenas em cêntrica, levando o alimento à boca, e mastigando-o de forma bilateral e simultaneamente, assegurando que contatos posteriores bilaterais e simultâneos mantenham a estabilidade das próteses durante a função.

Neill & Nairn (1984) após montagem dos dentes e realização do registro protrusivo, iniciam o ajuste para o equilíbrio da oclusão em próteses totais posicionando o modelo superior na posição de protrusão. À partir desta posição, o ajuste é realizado no segundo molar superior, através da alteração da inclinação do lado mesial para baixo, e o distal levemente para cima, até obter contato com o segundo molar inferior, então volta-se para posição oclusiva e ajusta-se até que os contatos nesta posição sejam restabelecidos. O procedimento é repetido no primeiro molar, e se necessário no primeiro e segundo pré-molar, nos dois lados. Para o ajuste na posição lateral, mantém-se o articulador fixo nesta posição e observa-se a interdigitação das cúspides deste lado e, caso exista irregularidade, esta deve ser corrigida. No lado de balanceio, para se obter equilíbrio, deve-se inclinar a cúspide palatina do segundo molar superior para baixo e para vestibular e no segundo molar inferior, inclinar a cúspide vestibular para cima e para lingual e posteriormente repetindo o procedimento para o primeiro molar e para os pré-molares. No lado oposto, deve-se fazer os mesmos procedimentos para a obtenção de equilíbrio bilateral.

Appelbaum (1984) propôs uma revisão dos conceitos oclusais relacionados à prótese total mais comuns na atualidade. Os conceitos revisados foram: oclusão balanceada; dentes anatômicos e não-anatômicos; e oclusão lingualizada. Relatou que não é comum encontrar oclusão equilibrada em dentição natural e que quando é encontrada, normalmente se busca eliminar os contatos no lado de balanceio. Salientou a validade de se estabelecer este tipo de oclusão em dentes artificiais, afirmando que o balanceio era essencial para a manutenção da estabilidade das próteses, principalmente nos movimentos excursivos da mandíbula. Declarou que a morfologia dos dentes artificiais era bem variada, porém era classificada basicamente em anatômicos e não anatômicos. Para o autor, dentes anatômicos promoviam mastigação mais eficiente e melhor estética, porém geravam maior transmissão de forças oblíquas; por outro lado, os dentes não-anatômicos dificultavam a mastigação e não eram estéticos. A oclusão lingualizada foi discutida pelo autor, que enalteceu entre suas vantagens a transmissão mais verticalizada das forças para o rebordo, a presença de apenas um ponto de contato por dente, e promoção de balanceio mais suave. Concluiu que não havia um esquema oclusal ou morfologia dos dentes posteriores ideal, cabendo ao cirurgião-dentista saber usá-los de acordo com a necessidade dos pacientes.

Nimmo & Kratochvil (1985) afirmaram que existem duas teorias predominantes que falam a respeito ao equilíbrio oclusal em prótese total, a primeira é a da oclusão equilibrada apenas na posição cêntrica (Neurocentric), e a segunda é da equilibrada em posição cêntrica e em posições excêntricas. Os defensores da primeira acreditam que o completo assentamento da prótese e a centralização das forças no rebordo alveolar residual estabilizam a prótese. Os proponentes da segunda, pensam no equilíbrio da oclusão em movimentos excursivos como um meio adicional para estabilidade horizontal em prótese total.

Hickey *et al.* (1985) acreditavam que a prótese total está sujeita a muitos contatos em um dia, em posições cêntricas e excêntricas, sem alimentos na boca, e que mesmo quando os portadores mastigam, cortam o alimento

atravessando-o para fazerem contato em fração de segundo. Frente a esta função, uma oclusão equilibrada é desejável para assegurar mesma pressão em todas as partes do arco, mantendo a estabilidade da prótese total, enquanto a mandíbula está em posições cêntricas e excêntricas.

Hobkirk (1986) afirmou a necessidade de equilíbrio oclusal, uma vez que os dentes artificiais entram em contato num total de vinte minutos por dia durante a deglutição e brevemente durante a mastigação, justificando a assim a necessidade de equilíbrio na prótese total. É relatado que quando o bolo alimentar está entre as próteses, este manterá as próteses afastadas, e quando os dentes começam a penetrar no alimento, a prótese tenderá a se mover. Neste momento, a retenção e o controle muscular serão os responsáveis pela estabilização da prótese, e mais adiante no ciclo mastigatório os dentes ficarão muito próximos ou podem momentaneamente se tocar. Dessa forma, deve existir algum tipo de contato neste estágio da mastigação evitando instabilidades, o que para ele justifica a obtenção do equilíbrio das próteses totais.

Tamaki (1988) definiu oclusão como a intercuspidação dos dentes de arcos opostos, na posição em que há maior número de contatos entre as superfícies oclusais de cúspides opostas, e articulação toda posição de contato entre as cúspides dos dentes de arcos opostos. Afirmou que a articulação balanceada é um tipo de articulação em que qualquer movimento mandibular, de lateralidade ou de protrusão, há sempre, no mínimo três pontos de contatos: um ponto de contato na região anterior e dois na parte posterior (um de cada lado). A finalidade de se obter uma oclusão balanceada em prótese total é para, durante a mastigação, auxiliar na estabilização promovendo uma maior eficiência funcional, já que de todas as próteses a que apresenta menor eficiência mastigatória é a prótese total, em torno de 20% em relação à dentição natural.

Gomes *et al.* (1990) realizaram um estudo visando avaliar a obtenção dos contatos simultâneos em trabalho e balanceio, utilizando articuladores totalmente ajustáveis e curva de compensação individual obtida pela técnica de Paterson, bem como computar o número de contatos obtidos em cada lado. Para

tanto, o autor utilizou 14 pacientes edentados totais bimaxilares. As próteses foram confeccionadas em conformidade com a orientação preconizada por Tamaki em 1983, e a pesquisa realizada na fase de montagem dos dentes. Ao final do estudo, o autor concluiu que a montagem dos dentes realizada no articulador totalmente ajustável com base na curva de compensação individual determinada pela técnica de Paterson, proporcionava contatos simultâneos em trabalho e balanceio, e que a média de contatos era de 10,14 pontos para o lado esquerdo e 10,71 pontos para o lado direito durante o trabalho; e de 4,28 pontos para o lado esquerdo e 4,14 pontos para o lado direito no balanceio. Segundo o autor, estes resultados foram altamente positivos em relação à estabilidade, eficiência mastigatória e conforto das próteses totais.

Nóbilo (1991) descreveu uma metodologia para promover a oclusão balanceada bilateral nas próteses totais. O referido autor usava rampas posteriores de equilíbrio confeccionadas de acordo com procedimentos clínicos estandardizados: moldagem; utilização do articulador Dentatus ARL; registro intra-oral; individualização das guias do articulador; determinação de plano oclusal reto; seqüência específica para a montagem dos dentes, e confecção das rampas.

Para Hawkins (1993), a importância do correto registro das relações mandibulares e da transferência precisa para um articulador que simulará os movimentos da mandíbula é de extrema importância, pois uma boa oclusão começa no articulador e acaba na boca do paciente. O conceito de que oclusão balanceada é geralmente associada com a forma das cúspides dos dentes posteriores e que oclusão não-balanceada é associada com dentes posteriores sem cúspides é errôneo. Três problemas são mais comuns em relação à intercuspidação dos dentes anatômicos em prótese total. São eles: falta de ajuste da oclusão em relação à posição do relacionamento maxilomandibular, causando deslocamento da prótese total; falta de engrenamento entre os dentes de arcadas opostas, levando a instabilidade oclusal; e contatos interferentes que induzem a forças laterais.

Lang (1996) procurou realizar uma avaliação abrangente no que diz respeito à oclusão em prótese total. Definiu oclusão, como o relacionamento estático entre as superfícies incisais ou mastigatórias dos dentes maxilares e mandibulares; e articulação, como o relacionamento do contato entre as superfícies oclusais dos dentes durante a função. Relatou que os conceitos oclusais mais comuns relacionados à prótese total eram: articulação equilibrada definida como o contato oclusal bilateral simultâneo, anterior e posterior dos dentes em posições cêntricas e excêntricas; articulação de monopiano definida como o arranjo de dentes no qual eles são posicionados em um único plano; e articulação lingualizada, que apesar de não aparecer no glossário, foi definida como forma de oclusão em que as cúspides linguais dos dentes maxilares articulam com as superfícies oclusais dos dentes mandibulares nas posições cêntricas e excêntricas. Após analisar as pesquisas recentes envolvendo oclusão em prótese total e ainda as exigências dos pacientes, o autor concluiu que as pesquisas disponíveis não indicavam uma forma de dentes ou arranjo que atendessem aos quesitos conforto, função e estética de pacientes necessitando de prótese total. Porém, considerou o conceito de oclusão lingualizada o que mais se aproxima de atender aos requisitos citados acima.

Planas (1997) descreveu a técnica de montagem de dentes em prótese total baseada nos conceitos da reabilitação neuroclusal. O autor adotou as leis de Hanau e o desgaste de Paterson como princípios básicos para o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral. Relatou a seqüência técnica da montagem dos dentes, alertando que a falta do equilíbrio oclusal em função de trabalho e balanceio podia criar lesões no sistema estomatognático.

Dubojska *et al.* (1998) realizaram um experimento no qual selecionaram cinco pacientes que apresentavam dificuldade em controlar suas próteses totais durante a mastigação. Os pacientes tiveram suas próteses clonadas e os dentes artificiais substituídos por outros equilibrados oclusalmente. Nenhuma outra característica das próteses foi alterada, e possíveis erros na relação maxilomandibular foram ignorados. Foram avaliadas as reações destes pacientes

com relação às próteses totais experimentais depois de 1, 3 e 6 semanas de uso. Após a 1^a semana, dois pacientes informaram que melhorou muito a estabilidade e o conforto das dentaduras durante a mastigação, mas três pacientes não notaram diferença significativa. Após a 3^a semana, o número de pacientes que relataram melhora na estabilidade e conforto aumentou para quatro. Depois da 6^a semana, todos os pacientes relataram melhora significativa no conforto e estabilidade das novas próteses em relação às antigas. Quando argüidos com relação à preferência entre as próteses antigas e as confeccionadas para o experimento, os pacientes foram unânimes em afirmar que não gostariam de voltar a usar as antigas. Concluiu que o estabelecimento do equilíbrio oclusal é tão importante para o controle eficiente das próteses quanto uma precisa moldagem funcional ou o correto registro da relação cêntrica. Porém, assume que pacientes que utilizam próteses sem equilíbrio, irão após um tempo torna-se adaptados a suas próteses e tornar-se capazes de controlá-las durante a mastigação. Contudo, alguns desses pacientes não controlarão suas próteses, especialmente a mandibular.

Ivanhoe *et al.* (2002) fizeram uma revisão do comprometimento físico e mental dos pacientes atuais, enfocando também técnicas, materiais, oclusão, reembasadores e recomendações, assim como o manejo desses comprometimentos quando da fabricação de próteses totais. Relataram que expectativa de vida dos idosos vem aumentando, mas infelizmente não é proporcional à melhoria da qualidade da mesma. Relatos epidemiológicos têm confirmando que pacientes usuários de próteses totais apresentam média de idade avançada, provavelmente devido à evolução da odontologia preventiva. No entanto, grande parte da população ainda utiliza prótese total e estudos sugerem que essa população continuará a aumentar durante os próximos vinte anos. Apesar disso, foi documentado, por outros estudos, que existem poucos pacientes edêntulos e poucas próteses totais sendo realizadas, sendo a substituição dos dentes realizada em maior quantidade por próteses fixas, removíveis e implanto suportadas.

Para Henriques *et al.* (2003), o equilíbrio da oclusão é um importante fator associado com o sucesso da estabilidade de próteses totais convencionais, e a sua obtenção neste tipo de terapia está associada a valores psicológicos, estéticos e funcionais. Problemas estéticos normalmente ocorrem devido à ausência de trespasse nos incisivos em relação cêntrica e ausência de espaço interoclusal em relações excêntricas. O padrão oclusal obtido com as rampas posteriores tem o princípio de uma oclusão mutuamente protegida. No entanto, este funciona como oclusão balanceada bilateral, pela obtenção do equilíbrio durante os movimentos excêntricos através da obtenção dos contatos estabilizadores nas rampas de equilíbrio. O padrão estético obtido com as rampas permite excelente aparência devido à naturalidade do trespasse, e a estabilidade é alcançada durante os movimentos de protrusão e lateralidade, mesmo em rebordos reabsorvidos. A instabilidade da prótese durante a interposição do bolo alimentar é menor, em contraste com o padrão da oclusão balanceada bilateral clássica, desde que uma distância interoclusal seja obtida e contatos simultâneos ocorram nos movimentos mastigatórios lateroprotrusivos. A significância desta técnica é que em contraste com o padrão da oclusão balanceada bilateral clássica, as rampas posteriores alcançam estética devido à presença do overbite fisiológico em relação cêntrica e a distância interoclusal é obtida durante os movimentos protrusivos e laterais da mandíbula, permitindo espaço para o bolo alimentar e fornecendo mastigação eficiente.

Lang (2004) relatou que, ha três décadas atrás, o estudo dos fatores que se relacionam com a oclusão em próteses totais: o osso alveolar, a fisiologia dos movimentos mandibulares, articuladores e articulação, padrão oclusal e arranjo dos dentes, matérias dentários, alterações pós-inserção e os fatores humanos envolvidos levou a conclusão que o padrão de oclusão e o arranjo dos dentes, na época era um procedimento realizado de maneira empírica, com pouco ou nenhum suporte científico. Relatou também que os conceitos oclusais utilizados até o momento se resumem em 4: Oclusão Balanceada Bilateral, Oclusão Não Equilibrada, Oclusão Linear e a Oclusão Lingualizada. Para o autor,

pouco progresso ocorreu em relação ao assunto, porém a literatura e a experiência clínica têm levado ao estabelecimento de um padrão que seja menos complicado de se obter e que cumpra as necessidades dos pacientes, o que seria alcançado através da realização da Oclusão Lingualizada.

Carlsson (2006) afirmou que taxa de edentulismo está diminuindo, porém muitos pacientes totalmente edêntulos ainda necessitam de próteses totais. Suas investigações não encontraram evidencia que uso de arco facial ou o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral com técnicas de confecção complexas e materiais diversos tenha influencia no sucesso do resultado do tratamento com próteses totais. Fatores psicológicos, especialmente uma boa relação entre dentista e paciente são mais importantes que fatores protéticos para um resultado positivo.

2.2 - ELETROMIOGRAFIA

Moyers (1949) foi o primeiro a utilizar a eletromiografia de superfície no estudo dos músculos da mastigação, relatando que a mesma constituía um instrumento auxiliar importante no diagnóstico clínico da função do sistema estomatognático.

Pruzansky (1952) relatou que a eletromiografia proveu conhecimento dinâmico das atividades funcionais dos músculos da mastigação, sendo utilizada no estudo da atividade muscular em repouso, nos movimentos passivos, na oclusão leve, na forçada, no reflexo de estiramento, nos movimentos com resistência e na mastigação. O autor advertiu que o uso da eletromiografia de superfície estava limitado aos músculos com massa definida que se localizavam imediatamente subjacentes à pele, desse modo permitindo a análise pareada da simetria da atividade muscular.

Moyers (1956) realizou avaliações EMG em várias posições mandibulares e destacou a importância do conhecimento do sistema nervoso central (SNC) e do comando neuromuscular relacionando a presença de proprioceptores periodontais como a responsável pelo desencadeamento dos reflexos neuromusculares. O autor chamou a atenção para o fato de que em pacientes edêntulos, a coordenação e a origem dos impulsos aferentes provavelmente estariam concentradas nos proprioceptores musculares.

Vitti, (1968) afirmou que deduções mecânicas e estáticas, bem como estimulações elétricas diretas, não foram subsídios para o conhecimento da real função muscular de um indivíduo, sobretudo porque existem vários músculos mecanicamente dispostos para realizar uma mesma função. Assim, a utilização da eletromiografia para captar potenciais elétricos gerados pelos músculos em atividade é que proporciona o real conhecimento da participação de um músculo em determinado movimento natural e voluntário.

Vitti, posteriormente, (1975) em um detalhado estudo sobre a ação dos músculos mastigatórios em diversos movimentos mandibulares, constatou que o

músculo temporal anterior e o masseter participavam ativamente no fechamento com esforço da mandíbula e na mordida incisiva.

Jankelson (1980) enfatizou a importância do estudo da cinesiologia mandibular na análise funcional de todos os componentes do sistema estomatognático. Relatou que instrumentos eletrônicos biomédicos, dentre eles o eletromiógrafo, ofereciam mensurações quantitativas, precisas, rápidas e úteis no monitoramento das disfunções mandibulares.

Tallgren *et al.* (1980) realizaram um estudo longitudinal com o objetivo de registrar a atividade muscular em pacientes tratados com próteses imediatas. Dezoito pacientes tiveram seus dentes remanescentes extraídos e foram reabilitados com próteses totais confeccionadas utilizando dentes com cúspides de 0º grau em um plano oclusal sem curva de compensação e sem contatos protrusivos equilibrados. Foram realizados reembasamentos nas próteses quando necessário. As avaliações EMG foram realizadas: antes das extrações dos dentes; aproximadamente 3 semanas; 3 meses; 6 meses e 1 ano após a instalação das próteses; nos músculos temporal anterior e masseter. Os músculos foram avaliados na posição postural e no fechamento máximo em oclusão cêntrica. Os resultados indicaram que a atividade EMG na posição postural mostrou tendência de diminuição no registro final. Na posição de fechamento máximo, observou-se diminuição da atividade EMG no músculo temporal direito durante a 3ª semana. No 6º mês, o músculo temporal mostrou maior diminuição. Já com 1 ano de avaliação, os valores do músculo temporal mostraram aumento em sua atividade média em relação ao 6º mês, porém com valores menores que os iniciais pré-extração. Segundo o autor, este aumento da atividade EMG provavelmente deve estar associado à realização de reembasamento. O músculo masseter não mostrou alterações significantes em suas médias. Estes achados sugerem que recentes alterações na mandíbula e nas relações oclusais, seguidas da reabsorção do rebordo residual e assentamento de próteses totais afetam as atividades musculares, sendo temporal o músculo de maior sensibilidade para as alterações oclusais.

Lund & Widmer (1989) em uma revisão crítica da literatura sobre a utilização da eletromiografia com eletrodos de superfície para o diagnóstico, documentação e tratamento da Desordem Temporomandibular (DTM), comentaram que o alto grau de variabilidade nos níveis da atividade EMG não permitiu consenso entre os pesquisadores para estabelecer valores de normalidade, que deveriam ser utilizados no diagnóstico seletivo. Entretanto, níveis de normalidade para a atividade EMG em repouso do músculo temporal e digástrico revelaram valores da ordem de 1,5 a 2,5 μV , e de 1 a 2 μV para o músculo masseter, preconizados pela empresa Myotronics.

Mccarroll *et al.* (1989) investigaram em vinte adultos saudáveis o equilíbrio da atividade EMG dos músculos masseter direito e esquerdo e temporal anterior direito e esquerdo, durante a mastigação e durante o apertamento intercuspídico em 10 e 50% de sua contração máxima. Afirmaram que uma perfeita simetria da atividade EMG entre músculos bilaterais em níveis de fechamento submáximo é um achado raro, uma vez que o grau de simetria é dependente do nível de fechamento, com maior grau de assimetria em baixo nível de fechamento e menor grau de assimetria em alto nível de fechamento. Além disso, o grau e direção da assimetria em níveis de fechamento submáximo foram relacionados com alguns parâmetros da oclusão. Em seu estudo, concluiu que fatores oclusais tais como diferença de suporte oclusal entre os lados direito e esquerdo, interferências oclusais e deslizamentos laterais e anterior da mandíbula de posições excêntricas para posições cêntricas influenciam não apenas na atividade dos músculos mastigatórios durante fechamento submáximo, mas também durante a mastigação.

Mohl *et al.* (1990) relataram que registros eletromiográficos antes e após intervenções terapêuticas têm sido utilizados para documentar as alterações na função muscular e provar o sucesso do tratamento. Contudo, enfatizaram que vários erros metodológicos limitam a interpretação dos resultados, dentre eles: a falta de um grupo controle adequado; a falta de testes estatísticos ou a realização de testes inadequados; a falta de estudos sobre a confiança e a eficácia da

eletromiografia; e a grande variabilidade que existe nos pacientes normais e nos com DTM, o que gera sobreposição dos valores eletromiográficos entre os grupos. Dessa maneira, uma melhor descrição da população normal, sua variabilidade e o efeito dos fatores sexo e idade sobre os parâmetros eletromiográficos, torna-se necessária para controlar o efeito dessas variáveis sobre o resultado final.

Burdette & Gale (1990) afirmaram que a grande variabilidade encontrada nos registros eletromiográficos era influenciada por mudanças na postura da cabeça e do corpo, resistência da pele, fadiga muscular, fatores emocionais, localização topográfica dos eletrodos sobre a área muscular e reposicionamento dos eletrodos entre as sessões. Relataram que os registros eletromiográficos teriam valor diagnóstico se sua confiança pudesse ser demonstrada.

Licon *et al.* (1990) fizeram registros EMG em 19 pacientes edêntulos, antes e trinta dias após a utilização de próteses totais, e observaram que ocorreu inversão do padrão da amplitude dos valores EMG apresentados pelos músculos temporais, que tenderam a diminuir, quando comparados aos valores apresentados pelos músculos masseteres, que tenderam a aumentar, nas situações de máxima contração voluntária e oclusão cêntrica. Os autores afirmaram que a troca no padrão EMG ocorrida em razão do uso das próteses, confirmaram o comportamento EMG periódico como indicador do momento da substituição das próteses.

Shi *et al.* (1991) fizeram um estudo comparativo entre pacientes usuários de próteses totais e totalmente dentados através da avaliação EMG dos músculos masseteres, feixes anterior e posterior dos temporais e digástrico; e através da avaliação cinesiográfica da movimentação mandibular nos planos horizontal vertical durante a mastigação de chicletes. Os autores observaram que durante o movimento de abertura, a atividade EMG dos músculos elevadores dos usuários de prótese foi maior que nos dentados, indicando maior tensão muscular, talvez em função da necessidade de manter estabilizada a prótese durante o movimento. Durante o fechamento ocorreu o inverso, demonstrando que a

mucosa oral não pode tolerar grandes forças de mordida. Não ocorreram diferenças significantes na duração e velocidade do ciclo mastigatório entre os dois grupos durante o deslocamento mandibular, mostrando que próteses bem construídas podem estar em equilíbrio fisiológico com o sistema estomatognático e restabelecem função mastigatória. A média dos potenciais elétricos dos músculos masseter e temporal anterior para o lado de trabalho foram maiores que para o lado de balanço. A atividade EMG do músculo digástrico na mastigação indicou que ele possui função coordenadora, no lado de balanço colabora com o feixe inferior do pterigóideo lateral do mesmo lado, trazendo a mandíbula para o lado de trabalho.

Howell *et al.* (1992) afirmaram existir grande variabilidade entre e intra-indivíduos no registro dos parâmetros utilizados para descrever a função mandibular. Dessa maneira, se a eletromiografia e os registros dos movimentos funcionais da mastigação fossem utilizados no diagnóstico e tratamento, a interpretação dos dados deveria ser feita cuidadosamente principalmente pela falta de um controle para os resultados.

Tallgren *et al.* (1992) em um estudo longitudinal realizaram avaliações EMG com objetivo de analisar as alterações na atividade EMG durante a mastigação em pacientes tratados com próteses totais imediatas, as quais foram confeccionadas utilizando dentes com cúspides de 0º grau em um plano oclusal sem curva de compensação e sem equilíbrio no movimento protrusivo. As avaliações EMG foram realizadas antes das extrações dos dentes; 3 semanas; 3 meses; 6 meses; 1 ano e 2 anos após a instalação das próteses, nos músculos temporal anterior e masseter. As próteses foram reembasadas quando necessário, entre as avaliações de 6º mês e 1º ano, no último ano de avaliação não foi realizado reembasamento. Os resultados mostraram diminuição na atividade EMG na 3ª semana, no 6º mês houve aumento da atividade apenas no masseter direito. No 1º ano observou-se significativo aumento da atividade EMG dos temporais anteriores em relação ao 3º mês de avaliação, o qual foi atribuído ao reembasamento das próteses. No 2º ano de avaliação, observou-se diminuição da

atividade EMG nos temporais anteriores. A médias finais de atividade EMG nos músculos temporais anteriores diminuíram e nos masseteres se estabilizaram em níveis pré-extração.

Okeson (1992) afirmou que indivíduos desdentados totais apresentam usualmente movimentos mandibulares anormais, e seus padrões eletromiográficos tendem a apresentar um recrutamento assimétrico dos músculos durante a mastigação. O autor sugeriu a realização de estudos fundamentados em dados eletromiográficos e eletrognatográficos para avaliar o comportamento de pacientes desdentados totais, submetidos a tratamento prévio para equilibrar o padrão muscular e articular, antes da reabilitação oral.

Grunert *et al.* (1994) realizaram um estudo no qual utilizaram a eletromiografia para avaliar a variação na atividade EMG dos músculos temporal anterior e masseter durante os movimentos mandibulares em pacientes portadores de próteses totais. Foi comparada a atividade EMG nos pacientes quando estes utilizavam próteses com guia em canino, e quando utilizam próteses com balanceio bilateral. O estudo foi realizado em 17 pacientes, sendo obtidos registros da posição postural, da máxima intercuspidação, do movimento protrusivo e nas lateralidades. Para a realização deste estudo, os pacientes usaram suas próprias próteses e foram confeccionados diferentes esplintes que quando instalados promoviam guia em canino ou balanceio bilateral. Foi constatado um significativo aumento na atividade EMG quando foi utilizado o balanceio bilateral nas próteses totais, o que não ocorreu com a guia em canino. Segundo o autor, o estudo demonstra que a guia em canino deve ser utilizada também em reabilitações com próteses totais por prevenir o desenvolvimento de disfunções temporomandibulares, atividade EMG exagerada e dor muscular.

Raustia *et al.* (1996) avaliaram os músculos mastigatórios em pacientes desdentados através de tomografia computadorizada e eletromiografia. A média de idade dos 10 pacientes da amostra (8 mulheres e 2 homens) era de 57 anos, e de 21 anos o período médio em que os pacientes se apresentavam edêntulos, enquanto que as próteses que usavam, variavam entre 2 e 30 anos. O tratamento

protético foi realizado seguindo métodos convencionais de reabilitação. Os exames tomográficos foram realizados antes da confecção das novas próteses com os pacientes numa posição elevada, onde as áreas de secção transversal dos masseteres, pterigóideos mediais e laterais eram claramente visíveis. Os exames eletromiográficos bilaterais com eletrodos de superfície dos músculos temporal e masseter foram realizados com as próteses antigas antes do tratamento, após 4 semanas e após 6 meses da instalação das próteses novas, nas posições de máxima intercuspidação, lateroprotrusão e durante movimentos protrusivos enquanto mastigavam amêndoas. Os resultados tomográficos mostram que a média de densidade do músculo pterigóideo lateral e a área de secção transversal do masseter, pterigóideo medial e lateral, bem como a espessura do masseter não diferiu de medições anteriores realizadas em semelhante equipamento em pessoas com dentição natural saudável. No entanto, até densidades negativas foram obtidas para o masseter em alguns pacientes, implicando em atrofia muscular. A média de atividade EMG para o masseter e temporal direito foi mais baixa após 4 semanas quando comparada com exames iniciais em todas as posições contactantes da mandíbula, exceto no masseter durante a protrusão. Diminuição significativa foi observada no temporal durante lateroprotrusão direita. Durante a intercuspidação, a atividade EMG em 6 meses foi maior que em 4 semanas e quase tão alta quanto antes do tratamento, onde também foi observada menor diferença entre os músculos masseter do lado direito e esquerdo. Os autores concluíram que a adaptação do sistema neuromuscular às novas próteses leva tempo e pode variar de uma pessoa para outra, especialmente em pacientes mais velhos, e que o período de acompanhamento poderia ser maior que o empregado neste estudo, considerando o fato de que um longo período de edentação não reflete apenas no funcionamento dos músculos mastigatórios, em termos de redução de atividade EMG, mas também no decréscimo da densidade muscular implicando em atrofia, como visto pela tomografia.

Harper *et al.* (1997) relataram que a posição de repouso (R) da mandíbula, também denominada de posição postural, era mantida ativamente por baixos níveis de atividade tônica dos músculos da mastigação, e controlada por receptores sensoriais e sistema nervoso central. Dessa maneira, qualquer alteração no equilíbrio facial gerava alterações na tensão muscular. Contudo, um dos maiores problemas na sua mensuração referia-se a grande variabilidade na reprodução dos registros eletromiográficos em um período seqüencial.

Grubwieser *et al.* (1999) realizaram análise EMG quantitativa dos músculos masseter e temporal, comparando os conceitos de guia anterior e oclusão balanceada bilateral, de máxima intercuspidação, posição postural, protrusão e lateroprotrusão em usuários de próteses totais duplas. Foram analisados 16 pacientes portadores de próteses totais com guia anterior em canino, nas quais foram adaptados dois tipos de aparelhos oclusais. O primeiro com guia anterior proporcionando desocclusão posterior em qualquer movimentação mandibular. O segundo aparelho proporcionava oclusão balanceada bilateral. Segundo os autores, os resultados mostraram que durante o movimento protrusivo os músculos masseter e temporal apresentaram valores de área significativamente maiores, calculados para o segundo aparelho em relação ao primeiro. Para a excursão lateroprotrusiva da mandíbula, a atividade EMG para os pacientes com próteses livres de aparelhos foi a mesma em comparação àqueles portadores de próteses com o primeiro tipo de aparelho, durante qualquer movimento. Quando comparada aos resultados obtidos com os pacientes portadores do segundo tipo de aparelho, a atividade EMG aumentou para os músculos elevadores no lado de balanço, mas especialmente no lado de trabalho. Concluíram que a reabilitação por intermédio de próteses totais deve obedecer a princípios gnatólogicos, como nas pessoas com dentições naturais.

Ferrario *et al.* (1999) estudaram o efeito de uma interferência oclusal experimental sobre a simetria da atividade EMG em máximo fechamento intercuspídico em 13 indivíduos saudáveis. Para tanto, utilizaram um índice denominado de coeficiente percentual de sobreposição, objetivando comparar

integralmente os valores eletromiográficos pareados dos músculos, justificando que uma contração muscular desequilibrada podia gerar deslocamento lateral da mandíbula. Os índices globais de simetria muscular foram de 88,03% antes da interferência, e 83,36% após. Estes resultados foram estatisticamente diferentes, contudo, diferenças significativas não foram observadas na análise individual do músculo masseter.

Veyrume & Mioche (2000) estudaram em usuários de prótese totais a sensibilidade a alimentos de diferentes texturas e acompanharam as alterações ocorridas em seu padrão mastigatório através de avaliações EMG. Nove pacientes usuários de próteses totais e 9 pacientes com dentes naturais (grupo controle) foram avaliados. A atividade EMG foi avaliada, nos músculos temporal anterior e masseter enquanto os pacientes mastigavam espécimes (bifes) de seis consistências. Uma escala analógica foi também utilizada para avaliar a sua textura, segundos os padrões definidos. Apesar dos dois grupos perceberem diferenças na textura dos alimentos, os usuários de próteses totais tiveram seu padrão mastigatório menos adaptados a textura de cada espécime. A atividade EMG foi menor nos usuários de próteses totais, particularmente no músculo masseter. O autor concluiu que embora a percepção da textura seja pouco alterada, a adaptação muscular para o bolo alimentar é reduzida em pacientes com prótese totais, demonstrando que o edentulismo afeta os aspectos motores e sensoriais do processo mastigatório.

Pedroni *et al.* (2004) apresentaram protocolo a ser adotado durante realização do exame eletromiográfico descrevendo materiais, equipamentos e procedimentos realizados nas coletas EMG em pacientes portadores de DTM. O protocolo preconiza a utilização do eletromiógrafo Myosystem I[®] (Prosecon Ltda, Uberlândia, Brasil), para a aquisição do sinal eletromiográfico, o qual deve ser coletado com eletrodos ativos de superfície (Lynx Electronic Technology Ltda). O sinal obtido deve ser aumentado em 5000 vezes, 100 vezes pelos eletrodos e 50 vezes pelo equipamento. O sinal EMG deve ser filtrado, ainda quando analógico, nas frequências de 10Hz (passa alta) e 1500Hz (passa baixa) quando então deve

ser digitalizado em uma taxa de conversão de 2 a 4 KHz em um conversor A/D de 12 bits. Uma vez o sinal digitalizado deve ser novamente filtrado nas frequências 10 Hz (passa alta) e 500 Hz (passa baixa). Para sua visualização e processamento deve ser utilizado o software Myosystem I[®] versão 2.12. As coletas EMG devem ser realizadas na gaiola de Faraday com os voluntários sentados e relaxados em cadeira sem suporte de cabeça, com plano Frankfurt paralelo ao solo e olhos abertos com braços sobre as pernas. Os eletrodos devem ser posicionados através do teste da função muscular sobre os músculos a serem avaliados, após a limpeza da pele com algodão embebido em álcool a 70%. Para sua fixação deve ser utilizado adesivo dupla face Stamp[®]. As situações de registro da atividade EMG devem ser: repouso mandibular, durante a mastigação e em contração isométrica em máxima intercuspidação. O sinal deve ser analisado em relação ao RMS (Root Mean Square).

Piancino *et al.* (2005) estudou o processo de adaptação do padrão mastigatório de novas próteses totais. Para tanto, avaliou a atividade EMG e parâmetros cinemáticos do padrão mastigatório simultaneamente em 7 voluntários. Foram realizadas avaliações com próteses antigas, na instalação das novas próteses, com um e três meses de uso das próteses. A atividade EMG dos músculos temporal anterior e masseter foi aferida bilateralmente enquanto mastigavam do lado direito e esquerdo. Na instalação das novas próteses, a atividade EMG do músculo masseter do lado do bolo alimentar foi menor do que com as próteses antigas e sua atividade EMG mostrou-se simétrica diferente do que ocorreu com as próteses antigas. A atividade EMG e a assimetria dos dois masseteres retornaram ao padrão das próteses antigas no terceiro mês de avaliação. A atividade EMG do temporal anterior foi maior com próteses antigas do que nas outras condições. A amplitude e excursão lateral do ciclo mastigatório diminuíram na instalação de novas próteses e foram recuperadas no terceiro mês de uso.

2.2 – EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA

Para Manly & Braley (1950), um dos objetivos do tratamento dental restaurador é melhorar a função mastigatória em pacientes que tiveram seus dentes perdidos. Métodos simples e seguros de avaliação da função mastigatória são bastante úteis na avaliação do sucesso do tratamento restaurador. Para tanto, o alimento teste selecionado, de preferência, deveria ser comestível. Sendo a mastigação um processo que produz a subdivisão de partículas, para os autores a *performace mastigatória* poderia ser definida com a percentagem de distribuição por tamanho de partículas do alimento quando mastigado por um determinado número de ciclos mastigatórios. No entanto, o índice de *performace mastigatória* não pode ser usado para calcular a o grau de deficiência da mastigação. Já a *eficiência mastigatória* seria o número de ciclos mastigatórios extras necessários para uma dentição deficiente alcançar a mesmo grau de trituração de um alimento teste que uma dentição normal. Os dados devem ser convertidos de “percentagem de alimentos que passa pela peneira” para número de ciclos mastigatórios necessários para produzir alimentos com determinado padrão de tamanho.

Em estudo realizado por Lambrecht (1965), para avaliar o efeito do tamanho da área de contato entre os dentes posteriores na *performace mastigatória* 5 pacientes foram avaliados utilizando como alimento teste amendoim e cenoura. Os pacientes tiveram sua eficiência mastigatória avaliada antes e após a redução da área oclusal através da mastigação de 3 porções de 3 gramas de alimento teste em 20 ciclos mastigatórios. O alimento triturado foi processado através do sistema de peneiras, fracionado em compartimentos e as percentagens definidas. Os resultados mostraram que a redução da área de contato entre os dentes posteriores causam uma redução na *performace mastigatória*.

Kapur & Soman (1965a) avaliaram em usuários de próteses totais o efeito na *performace mastigatória* de diferentes contornos da superfície polida de suas próteses. Para avaliação cenoura crua foi utilizada como alimento teste e 10

voluntários foram avaliados semanalmente por 12 semanas em 15, 20 e 25 ciclos mastigatórios. Os voluntários mastigaram 3 porções de 3 gramas e o material triturado foi processado em sistema de peneiras. A performance mastigatória foi encontrada através da divisão da porção do material que passou pelas peneiras pelo total do material recuperado. Conclui-se que a habilidade mastigatória não foi modificada com as diferentes formas testadas do contorno da superfície das próteses, no entanto a performance mastigatória mostrou diferentes desempenhos em usuários de próteses com diferentes formas. Voluntários com rebordos maiores mostraram melhor performance mastigatória do que os que apresentavam rebordos menores.

Kapur & Soman (1965b) avaliaram o efeito de 15 padrões oclusais na performance mastigatória em usuários de próteses totais. Cenoura crua e amendoim foram utilizados como alimento teste e 16 voluntários foram avaliados. Cinco padrões foram avaliados por sessão nos voluntários em 15, 20 e 25 ciclos mastigatórios com intervalo de 6 semanas entre as 2 avaliações realizadas. Os voluntários mastigaram 3 porções de 3 gramas e o material triturado foi processado em sistema de peneiras. A performance mastigatória foi encontrada através da divisão da porção do material que passou pelas peneiras pelo total do material recuperado. Os padrões oclusais com sulcos apresentaram melhor performance mastigatória que os sem sulcos.

Kapur *et al.* (1965a) avaliaram a influência na performance mastigatória da extensão da borda da prótese total. 12 voluntários foram avaliados e cenoura crua foi utilizada como alimento teste. Cada prótese total superior e inferior foi modificada de 7 maneiras e 16 padrões de extensão das bases foram avaliadas. Os voluntários foram avaliados semanalmente durante 13 semanas em 3 padrões de extensão diferentes em 40 ciclos mastigatórios. Os voluntários mastigaram 3 porções de 3 gramas de cada vez e o material triturado foi processado em sistema de peneiras. A performance mastigatória foi encontrada através da divisão da porção do material que passou pelas peneiras pelo total do material recuperado. A redução da base de ambas as próteses não afetou a habilidade mastigatória. A

redução extensa apenas da base da prótese inferior mostrou significativa redução da performance mastigatória. A redução extensa da base de ambas as próteses mostrou insignificante redução na performance mastigatória, o qual foi melhor do que quando se realizou desgaste apenas na base da prótese inferior.

Kapur *et al.* (1965b) estudaram o efeito da área da plataforma oclusal e inserção de oclusal metálica na região dos dentes posteriores na performance mastigatória em usuários de próteses totais. Dezesesseis voluntários foram avaliados utilizando cenoura crua e amendoim como alimento teste. Cada voluntário foi avaliado em grupo de padrões, primeiro os padrões de 1 a 6 foram testados, e repetidos em 4 semanas. Após 2 semanas o segundo grupo, padrões de 7 a 12, foram testados e repetidos após 4 semanas. Os voluntários foram avaliados em 15, 20 e 25 ciclos mastigatórios após 14 semanas de uso das próteses através da mastigação de 3 porções de 3 gramas e o material triturado foi processado em sistema de peneiras. A performance mastigatória foi encontrada através da divisão da porção do material que passou pelas peneiras pelo total do material recuperado. A presença de sulcos ou acréscimo de material na oclusal de dentes posteriores em próteses totais aumentou significativamente a habilidade mastigatória, no entanto a performance mastigatória foi igual. A inserção de superfícies oclusais metálicas mostrou redução da performance mastigatória com amendoim. A redução da dimensão ântero-posterior da plataforma oclusal não mostrou diferença na performance mastigatória.

Kelly (1975) discorrendo sobre eficiência mastigatória em pacientes usuários de próteses totais, afirmou que em pacientes com pouco suporte ósseo seria esperada uma função prejudicada, porém a mesma também é influenciada por outros fatores, tais como: quantidade de força muscular exercida, idade e saúde geral, adaptação das bases das próteses, coordenação de movimentos e atitude mental dos pacientes.

Carlsson, em 1984, revisando sobre a função mastigatória encontrou os termos *habilidade mastigatória*, *eficiência mastigatória*, *performance mastigatória* e *efetividade mastigatória* sendo utilizados com semelhantes significados. Para

alguns autores esses termos são sinônimos para outros representam condições específicas. Para o autor, o termo *habilidade mastigatória* pode ser utilizado para a própria avaliação individual da função mastigatória, enquanto o termo *eficiência mastigatória* é definido como a capacidade de reduzir o alimento durante a mastigação através da comparação com parâmetros pré-determinados. A função mastigatória pode ser avaliada por métodos objetivos e subjetivos. Uma avaliação objetiva se fundamenta na mensuração da capacidade de moer ou pulverizar alimentos testes, principalmente por meios de fracionamento em peneira. Uma avaliação subjetiva é realizada através de informações fornecidas por questionários. Outros métodos também podem ser utilizados para avaliar a função mastigatória tais como: a eletromiografia e a força de mordida. Mensurações diretas da capacidade de reduzir alimento teste em pequenas partículas verificaram que a eficiência mastigatória diminui com a deteriorização da dentição natural e é pior em usuários de próteses totais. Estudos parecem indicar que a idade por se só parece ter pouco efeito na eficiência mastigatória, porém o estado da dentição aparenta ser um fator mais importante. A condição de edentulismo total que caracteriza os usuários de próteses totais como inválidos orais se fundamenta no fato que mesmo quando reabilitados com próteses totais de boa qualidade eles têm uma reduzida função mastigatória quando comparados com indivíduos com dentição completa ou levemente reduzida.

Olthoff *et al.* (1984) definiram *eficiência mastigatória* como uma média da capacidade de fragmentar o alimento. Em geral é medida pela tomada de uma amostra de alimento expelida por um individuo depois de tê-lo mastigado. O fracionamento através de peneiras tem sido utilizado desde 1924 para determinar o grau de quebra dos alimentos mastigados, sendo o peso das partículas fragmentadas obtido em vários tamanhos de peneiras. Para o autor esta técnica ainda é considerada um método viável.

Perez *et al.* (1985) relataram que estudos eletromiográficos indicaram que uma pobre função mastigatória em usuários de próteses totais pode originar-se de alterações na atividade neuromuscular oral e que a menor atividade

eletromiográfica registrada em pacientes usuários de próteses totais em relação a pacientes dentados, durante a mastigação, pode significar que uma redução do esforço muscular contribua para uma habilidade mastigatória diminuída.

Hirai *et al.* (1994) investigaram as alterações na função mastigatória relacionadas à idade em 20 usuários de próteses totais, os quais receberam novas próteses com dentes anatômicos e ajustadas através da oclusão balanceada bilateral. Utilizou o amendoim como alimento-teste e a associação do método do fracionamento através de peneiras e um questionário. Os resultados mostraram relação do aumento da idade com a diminuição da habilidade mastigatória. O autor também sugeriu que a condição da dentição e a habilidade da mastigação em pacientes idosos são intimamente relacionadas com muitas funções fisiológicas e afirmou também que a simplicidade e a objetividade da metodologia era essencial em estudos para avaliar a função mastigatória.

Garrett *et al.* (1995) avaliaram o comportamento muscular e classificaram a performance mastigatória de 70 usuários de prótese totais. 35 usuários apresentaram boa performance e 35 apresentaram performance ruim. Para tanto, os voluntários mastigaram 3 porções de 3 gramas de amendoim e cenoura por 20 e 40 ciclos mastigatórios respectivamente. A performance mastigatória foi avaliada pelo método do fracionamento em peneira através da divisão da porção do material mais fino pelo total do material. A atividade EMG foi avaliada durante a mastigação e em máxima intercuspidação. O comportamento muscular não mostrou diferença em relação aos grupos com diferentes performances mastigatórias em ambas as situações avaliadas. No entanto, o padrão de simetria muscular, entre os músculos direito e esquerdo, foi maior no grupo com boa performance mastigatória que no grupo de performance mastigatória ruim. Para o autor, uma função muscular mais equilibrada entre os músculos direito e esquerdo em usuários de prótese totais que apresentam mastigação unilateral parece estar relacionada com sua habilidade mastigatória.

Para Boretti *et al.* (1995), a função mastigatória pode ser avaliada por testes mastigatórios e por questionários. Os testes mastigatórios permitem avaliar

a eficiência mastigatória com alguma objetividade, questionários ajudam avaliar as respostas pessoais subjetivas sobre a habilidade mastigatória. No entanto, fracas correlações diretas podem ser vistas entre os dois métodos. Para os autores, critérios subjetivos podem ser mais importantes que testes mastigatórios, uma vez que questionários se constituem de valiosas ferramentas que informam sobre o uso e a função da prótese e como o paciente se sente em relação ao seu uso. A interpretação das informações obtidas pode ser influenciada pela experiência do avaliador e são melhores entendidas quando se tem conhecimento da história de vida e ambiente que envolve o paciente. Testes mastigatórios através do fracionamento em peneiras são utilizados já há algum tempo e ainda é considerado um método viável, no entanto ainda não existe um alimento teste universalmente aceito. Usuários de próteses totais têm eficiência mastigatória significativamente menor que indivíduos dentados e necessitam de maior tempo para mastigar antes da deglutição. Parece que existe uma compensação da perda da eficiência mastigatória pelo aumento do número de ciclos mastigatórios. Estudos epidemiológicos indicam uma subjetiva diminuição na habilidade mastigatória com o aumento do grau de perda dos dentes.

Segundo Koshino *et al.* (2002), os fatores que influenciam a função mastigatória em usuários de próteses totais podem ser divididos em duas categorias: os relacionados ao próprio desenho e ajuste das próteses e os relacionados à morfologia, fisiologia e aos parâmetros fisiológicos. Na primeira estão: a maneira como é realizado o ajuste, a forma da base e relacionamento oclusal; na segunda estão: o comportamento motor oral, padrão de movimento mandibular e lingual, forma do rebordo residual e secreção salivar.

Kapur & Soman (2004) afirmaram que os termos *performace mastigatória* e *eficiência mastigatória* tem sido utilizados alternadamente, no entanto para Manly e Braley uma importante distinção entre esses dois termos deve ser considerada. Em trabalho realizado pelos autores com objetivo de desenvolver metodologia para avaliar a reduzida capacidade funcional em usuários de próteses totais foi utilizado como alimento teste o amendoim e a

cenoura. Os mesmos foram triturados com 20 e 40 ciclos mastigatórios respectivamente, recuperados e passados através de peneiras padronizadas. Dessa forma, determinou o fracionamento do alimento em função das malhas das peneiras. A performance mastigatória foi definida como o volume de alimento que atravessou as peneiras dividido pelo volume total do alimento teste recuperado, expresso em percentagem. Conclui-se que a eficiência mastigatória em usuários de próteses totais é menor que um sexto da encontrada em indivíduos dentados e que o seu processo mastigatório não deve ser comparado com indivíduos dentados em virtude da pobre substituição funcional da dentição natural proporcionada pelas próteses totais.

Kapur & Soman (2006) realizaram estudo com objetivo de avaliar a influência da localização da plataforma oclusal na performance mastigatória em usuários de próteses totais. Para tanto, 12 pacientes tiveram próteses totais confeccionadas com os dentes posteriores substituídos por blocos de resina acrílica com dimensões correspondentes a área ocupada pelos dentes artificiais. Foram testados nove padrões diferentes (posição espacial da plataforma oclusal) em função da combinação da posição e inclinação do plano oclusal e do modo de relacionamento dos dentes. Sete padrões foram testados em uma sessão. Em seguida os pacientes foram avaliados semanalmente por sete semanas quando foram avaliados os setes padrões (1 a 7) introduzidos um por semana. Em cada avaliação foram testados três padrões. Um padrão foi o controle, o outro foi o utilizado durante a semana que passou e o outro foi o que iria ser utilizado na semana seguinte. No padrão 1, utilizado como controle, os blocos de resina foram posicionados na altura do canino inferior paralelo a parte plana do rebordo inferior e centralizado na crista do rebordo inferior. Na oitava semana foram avaliados dois padrões (8 e 9). Para avaliação da performance mastigatória amendoim e cenoura foram utilizados como alimento teste e os pacientes avaliados em 15, 20 e 25 ciclos mastigatórios. Os pacientes mastigaram 3 porções de 3 gramas e o material triturado foi processado em sistema de peneiras. A performance mastigatória foi encontrada através da divisão da porção do material que passou pelas peneiras

pelo total do material recuperado. Após ter avaliado as alterações de posição no sentido vestibulo-lingual, súpero-inferior e de inclinação ântero-posterior identificou-se o padrão 1 como a de melhor eficiência mastigatória para os dois alimentos utilizados e a de pior eficiência quando os blocos de resina foram posicionados vestibularizados principalmente em rebordos de bom volume.

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa clínica foi avaliar a eficiência mastigatória, a atividade muscular, e sua correlação por meio da utilização do método de fracionamento em peneiras do alimento teste e do uso da eletromiografia.

O padrão de eficiência mastigatória, o comportamento muscular e sua correlação foram avaliados em usuários de próteses totais equilibradas com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais: a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, através de contatos deslizantes e a técnica Convencional estabelecendo contatos interferentes entre dentes artificiais.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Esta pesquisa consistiu em estudo experimental clínico no qual foi avaliada a atividade EMG e a eficiência mastigatória obtidas com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais para obter equilíbrio em prótese total. Com esse objetivo, foi considerada a atividade EMG e a eficiência mastigatória variáveis dependentes deste estudo. Vinte e quatro pacientes tiveram suas próteses totais substituídas por novas próteses. A avaliação EMG, realizada em R e na CIMI nos músculos temporal anterior e masseter, e o teste para aferir a eficiência mastigatória foram realizados três meses após a instalação. As duas técnicas de montagem, variáveis independentes, foram avaliadas em dois grupos, de doze pacientes cada, conforme descrito a seguir:

Grupo 1 – Próteses equilibradas pela técnica Convencional (Neill & Nairn, 1984) modificada, através de contatos interferentes entre dentes artificiais, na qual se trabalhou com o articulador Bio-Art (Bio-Art) em medidas médias rotineiramente utilizadas, com ângulo de Bennett em 15º, guia condilar (protrusiva) em 30º e registro intra-oral para relacionamento dos modelos;

Grupo 2 – Próteses equilibradas pela técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo (Nóbilo, 1991), através de contatos deslizantes, na qual se trabalhou com o articulador Dentatus ARL (Dentatus AB) e medidas individualizadas para o ângulo de Bennett, guia condilar (protrusiva e lateral) e inclinação da mesa incisal obtidas com a realização do registro intra-oral modificado.

4.2 - SELEÇÃO DA AMOSTRA

Pacientes, independente de cor ou raça, selecionados aleatoriamente, vinculados à disciplina da Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), participaram

deste estudo. Grupo 1 (9 mulheres e 3 homens), com média de idade de 59,5 anos, e Grupo 2 (11 mulheres e 1 homem), com média de idade de 65,6 anos. Os critérios de inclusão para estudo foram: edentulismo total em ambas arcadas; ausência de sinais e sintomas de DTM; tempo mínimo de uso de prótese total de 5 anos, e condições normais de saúde e estado mental aparente. Para cada voluntário da pesquisa foi preenchida uma ficha clínica (Anexo 1) e um Termo de Consentimento Livre Esclarecido (Anexo 2) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP (Anexo 3), o qual foi lido e assinado individualmente.

4.3 - PROCEDIMENTOS REALIZADOS PARA O GRUPO 1 (TÉCNICA CONVENCIONAL)

4.3.1 – MOLDES E MODELOS

Os rebordos alveolares foram moldados utilizando hidrocolóide irreversível, alginato (Jeltrate - Dentsply Ind. e Com. Ltda - Petrópolis) acondicionado em moldeira de estoque perfurada de alumínio. Os modelos anatômicos foram obtidos em gesso pedra tipo III (Herodent – Vigodent S/A Indústria e Comércio – Rio de Janeiro), manipulado manualmente seguindo as proporções indicadas pelo fabricante, 100 g de pó para 30 g de água, adicionando pó à água e manipulado até uma consistência uniforme. Sobre estes modelos foram confeccionadas moldeiras individuais em resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) (Mold - VIPI Ind. Com. Exp. Imp. de Produtos Odontológicos Ltda. – Pirassununga – SP) Na moldagem funcional foi utilizada godiva de baixa fusão em bastão (Lysanda – Lysanda Produtos Odontológicos Ltda. – São Paulo) para a realização do selado periférico e pasta de óxido de zinco e eugenol (Lysanda – Lysanda Produtos Odontológicos Ltda. – São Paulo) para a moldagem corretiva da área basal. Os modelos funcionais (Figura 1) foram

obtidos em gesso pedra tipo III, da mesma maneira e utilizando as proporções recomendadas pelos fabricantes.



Figura 1 – Modelos funcionais.

4.3.2 - MONTAGEM EM ARTICULADOR

Os modelos funcionais foram montados em articulador Bio-Art, previamente regulado em medidas médias (15º o ângulo de Bennett e 30º a guia condilar). Foram construídos dois planos de orientação para cada paciente, um superior e um inferior, formados por uma base de prova confeccionada em RAAQ e um plano em cera nº 7 (Artigos Odontológicos Clássicos Ltda. - São Paulo). No superior, a altura do plano de cera na região anterior foi ajustada utilizando como referência o tubérculo do lábio (linha de repouso). No ajuste de sua inclinação no sentido lateral foi utilizado o plano bipupilar como referência e sua inclinação anteroposterior, o plano de Camper através da parte auxiliar da régua de Fox (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda – São Paulo) para comparação com a parte intra-oral da mesma (Charles & Arthur, 1990). O arco facial foi registrado, transferindo para o articulador o posicionamento espacial do modelo superior, a distância do mesmo ao eixo de rotação da mandíbula e a distância intercondilar do paciente, sendo utilizado também para a sua montagem, gesso pedra tipo III. Primeiro foi montado o modelo superior e depois o inferior.

A dimensão vertical de oclusão foi determinada utilizando a associação dos métodos métrico, fonético e estético. Foi iniciada pelo método métrico, com o auxílio do compasso de WILLIS (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda – São Paulo), e finalizada com o método fonético, quando foi solicitado ao voluntário para pronunciar a letra “M” e palavras com fonemas sibilantes que apresentam o som de “S” em suas sílabas, tais como: Mississippi e sessenta e seis (Charles & Arthur, 1990). A análise estética foi realizada através da observação da atenuação dos sulcos do terço inferior da face. Após a determinação da dimensão vertical de oclusão, o paciente foi instruído para abrir e fechar a boca até existir coincidência no padrão deste movimento, estabelecendo dessa maneira uma posição habitual de fechamento onde os planos de orientação foram mantidos em contato e fixados com grampos aquecidos na dimensão vertical de oclusão pré-estabelecida. Os planos de orientação relacionados e unidos foram relacionados com o modelo superior já montado, e o inferior foi montado com gesso pedra tipo III.

4.3.3 - REMONTAGEM DO MODELO INFERIOR

4.3.3.1 - Confeção do registro intra-oral

Foram construídas bases de prova superior e inferior, sobre as quais os dispositivos para a confecção do registro intra-oral (pua e plataforma registradora) foram adaptados e fixados com RAAQ. A pua foi fixada na base de prova superior e a plataforma registradora, na inferior. O parafuso da pua foi regulado até a sua ponta tocar na placa metálica da plataforma registradora, mantendo a dimensão vertical de oclusão pré-estabelecida.

O voluntário foi acomodado na cadeira odontológica com encosto posicionado em 90 graus em relação ao plano horizontal e a cabeça posicionada de forma que o plano de Frankfurt, formado por uma linha que une o conduto auditivo externo ao forame infra-orbitário, ficasse paralelo ao solo. As bases do registro foram levadas à boca do voluntário, e o mesmo instruído para movimentar

a mandíbula para frente e para trás, e para os lados direito e esquerdo na extensão máxima de seus movimentos bordejantes, mantendo sempre a ponta da pua tocando na plataforma registradora, obtendo assim o desenho do arco gótico de Gysi (Figura 2). Quando necessários, foram realizados ajustes nas extremidades posteriores das bases de prova para eliminar interferências que pudessem comprometer a livre movimentação da mandíbula, a qual foi orientada e não guiada, durante a obtenção do registro.

Após a obtenção, foi colocada cera na região do vértice e o paciente instruído para abrir e fechar a boca até obter um ponto coincidente da ponta do parafuso na cera colocada sobre o registro, determinando a posição habitual de fechamento (PHF) da mandíbula. As bases foram retiradas da boca e o registro perfurado no ponto coincidente na cera com broca esférica nº 3 (KG Sorensen – São Paulo) em alta rotação. Estas foram recolocadas na boca do paciente, o qual foi orientado a fechá-la de maneira que a ponta do parafuso penetrasse na perfuração realizada (Kataoka, 1994). Com a ponta do parafuso encaixada nesta perfuração, fixou-se as bases com RAAQ. Antes da fixação, foi dado um quarto de volta no parafuso no sentido horário para compensar a dimensão vertical diminuída pelo encaixe do parafuso na perfuração.



Figura 2 – Registro gráfico dos movimentos mandibulares no plano horizontal.

4.3.3.2 - Remontagem do modelo

Após a união das bases na boca do paciente, o conjunto foi posicionado no modelo superior já montado no articulador e o modelo inferior foi remontado (Figura 3) na PHF determinada pelo registro. Nesta sessão, foi realizada a marcação das linhas de referência anterior (linha média, de canino e do sorriso forçado) e escolha da cor dos dentes. A seleção dos dentes artificiais foi realizada em função das dimensões determinadas pelas linhas de referência anterior, e em conformidade com a opinião do paciente dentro das opções disponíveis na carta molde do fabricante.

4.3.4 - MONTAGEM DOS DENTES

Foi iniciada pelos dentes (Bio Lux - VIPI Ind. Com. Exp. Imp. de Produtos Odontológicos Ltda. – Pirassununga – SP) superiores seguindo as marcações realizadas na região anterior do plano de cera superior (Turano & Turano, 1993). Após os anteriores, os posteriores foram montados orientados pela linha de esforço traçada no plano de cera inferior. A montagem dos dentes inferiores foi iniciada pelos anteriores, seguida dos posteriores com o estabelecimento da chave de oclusão entre o primeiro molar inferior e superior com posterior colocação dos pré-molares. O relacionamento dos dentes anteriores, o overbite e overjet, foi estabelecido em função da obtenção do equilíbrio articular. Os dentes posteriores superiores foram montados de tal forma que a sua linha da fossa central coincidiu com a linha de esforço traçada no plano de cera inferior. No sentido vestibulo-lingual, os dentes foram posicionados com seus longos eixos levemente inclinados para vestibular.



Figura 3 – Modelo inferior remontado.

4.3.5 - PROVA NO PACIENTE

Após a montagem dos dentes e enceramento das bases, foi realizada a prova clínica, na qual foram verificados os seguintes itens: reconstrução facial, o relacionamento oclusal (engrenamento dos dentes) em PHF, coincidência da linha média, linha de sorriso, linha de repouso e a harmonia da prótese de maneira geral.

4.3.6 - OBTENÇÃO DO EQUILÍBRIO OCLUSAL

A obtenção do equilíbrio articular foi realizada basicamente através das alterações das inclinações dos dentes pela técnica de Neill & Nairn modificada (Neill & Nairn, 1984). Para a obtenção do equilíbrio durante os movimentos excêntricos, a inclinação do último molar superior foi modificada através da inclinação do seu terço cervical no sentido mesial (Figura 4) estabelecendo o seu lado mesial mais para baixo e o distal mais para cima, equilibrando a prótese durante o movimento protrusivo. A inclinação do terço oclusal do mesmo dente no

sentido vestibular (Figura 5), estabeleceu uma posição mais baixa da cúspide palatina, equilibrando a prótese durante os movimentos laterais. No molar inferior antagonista, alterou-se a posição até obter um relacionamento oclusal satisfatório entre esses dentes. Esses procedimentos foram repetidos para os dois lados e para mais um dente anterior ao último molar. No lado de trabalho, os dentes foram ajustados de modo a estabelecer contatos entre as vertentes guias do movimento de lateralidade. A obtenção do equilíbrio articular levou ao estabelecimento das curvas de compensação, uma vez que as novas inclinações estabelecidas nos dentes foram diferentes das encontradas logo após a montagem. O equilíbrio final nos movimentos excêntricos foi alcançado através do controle da relação de funcionamento entre os dentes anteriores, através do ajuste do overbite e do overjet, e a inclinação dos dentes posteriores. O padrão de equilíbrio obtido (Figuras 6 e 7) não proporciona espaço entre os dentes das próteses.



Figura 4 – Molar inclinado para distal.



Figura 5 – Molar inclinado para vestibular.

4.3.7 - PROCESSAMENTO DAS PRÓTESES

As próteses foram incluídas em muflas monomaxilares, utilizando gesso tipo II (Ultra Cal – Herodent - Vigodent S/A Indústria e Comércio – Rio de Janeiro) para o seu preenchimento e gesso pedra tipo III para cobertura dos dentes artificiais. A eliminação da cera foi realizada através do banho na água em ebulição durante dez minutos seguida de lavagem com água quente. Foram em

seguida prensadas com RAAT (Vipi Cril - VIPI Ind. Com. Exp. Imp. de Produtos Odontológicos Ltda. – Pirassununga – SP) e permaneceram na prensa durante 24 horas sob pressão 1,25 t. O ciclo de polimerização foi de 74 ± 2 °C de imersão em água aquecida durante nove horas. As próteses foram desincluídas, acabadas e polidas pela técnica de rotina. Na instalação das próteses, foi obtida uma adequada distribuição dos contatos oclusais na PHF (Figura 8) e verificado se nos movimentos mandibulares excêntricos os contatos estabilizadores (Figura 9) obtidos na etapa laboratorial ainda estavam presentes. O equilíbrio articular das próteses foi refinado quando necessário.



Figura 6 – Lado de trabalho.



Figura 7 – Lado de balanceio.



Figura 8 – Contatos na PHF.



Figura 9 – Contatos estabilizadores.

4.4 - PROCEDIMENTOS REALIZADOS PARA O GRUPO 2 (TÉCNICA DAS RAMPAS POSTERIORES DE NÓBILO)

4.4.1 - MONTAGEM NO ARTICULADOR

Os planos de orientação foram relacionados e unidos da mesma maneira que realizado no Grupo 1 e transferidos para articulador Dentatus ARL, o qual foi previamente regulado com guia condilar e ângulo de Bennett em zero grau, utilizando o arco facial Dentatus AEB e garfo específico para pacientes edentados, o qual foi aquecido e preso no plano de cera superior. A localização do eixo terminal de rotação, para registro do arco facial, foi determinada em um ponto 12 mm à frente do meato auditivo externo em uma linha que une este ao canto do olho. O terceiro ponto de referência foi o forame infra-orbital, localizado pela palpação. O primeiro modelo funcional a ser montado foi o superior, seguido do inferior.

4.4.2 - INDIVIDUALIZAÇÃO DO ARTICULADOR

Na sessão de obtenção do traçado do arco gótico, além da determinação da PHF, foram realizados procedimentos clínicos necessários para a individualização das guias do articulador pela técnica de Nóbilo (Kataoka, 1994).

A parte clínica da individualização iniciou-se pela confecção de bases modificadas (Figura 10) que foram confeccionadas através do acréscimo de RAAQ no contorno anterior das bases de prova convencionais, construindo muralhas sobre as quais foram escavados sulcos intercalados com fresa de tungstênio (Komet) de formato tronco-cônico. A característica expulsiva destes sulcos teve o objetivo de proporcionar uma perfeita exatidão e estabilidade no relacionamento do material de moldagem e a resina acrílica da base. A partir do ponto PHF, foram determinados três pontos a 5 mm de distância, dois pontos seguindo os movimentos laterais e um ponto seguindo o movimento protrusivo. As perfurações

foram realizadas com broca esférica nº 3 (KG Sorensen – São Paulo) em alta rotação, de modo que a borda do orifício tangenciasse os traçados dos movimentos laterais, e no movimento protrusivo o orifício ficasse sobre o traçado. As bases foram levadas à boca do paciente, e este instruído a movimentar a mandíbula até que a ponta do parafuso penetrasse nas perfurações realizadas, quando então foram realizados os registros (Figura 11) das posições mandibulares excêntricas através de moldagens com silicone polimerizado por reação de condensação (Speedex – Vigodent S/A Indústria e Comércio – Rio de Janeiro) e moldeira específica em RAAQ.



Figura 10 – Bases de prova modificadas.



Figura 11 – Moldagem (registro) de uma das posições individualizadas.

Para realização da parte laboratorial da individualização utilizou -se os quatro registros obtidos (Figura 12), um o registro da PHF para remontar o modelo inferior e os outros três, dois das posições de lateralidade direita e esquerda e um de protrusão, para individualizar o articulador. Após a remontagem do modelo inferior, os registros das posições de lateralidade e protrusão foram adaptados às bases posicionadas sobre os modelos, um por vez, determinando dessa forma para cada registro um posicionamento do modelo superior. À partir da definição de cada uma dessas posições, é que foram obtidos os valores para a regulação individualizada (Figura 13) do articulador nas posições excêntricas. Esses valores foram anotados em ficha individual (Anexo 4).



Figura 12 – Registros das posições a serem individualizadas.



Figura 13 – Articulador individualizado na posição protrusiva.

4.4.3 - MONTAGEM DOS DENTES

Foi determinado um plano oclusal reto (Kataoka, 1994). Os incisivos superiores e caninos foram montados como no grupo 1. Para a montagem dos incisivos inferiores, a mesa incisal e os dispositivos condilares foram regulados de acordo com o registro protrusivo, o que permitiu o estabelecimento do trespasse vertical e horizontal. Para a montagem dos caninos, o articulador foi regulado nas respectivas lateralidades. A montagem dos dentes posteriores superiores foi iniciada pelo primeiro pré-molar seguida do segundo pré-molar e primeiro molar. Seu posicionamento vestibulo lingual foi orientado pela linha de esforço traçada no plano de cera inferior. Através da colocação do primeiro molar inferior, obteve-se a chave de oclusão molar, com posterior colocação do primeiro pré-molar e segundo pré-molar. Para a montagem dos dentes posteriores, o articulador foi regulado na PHF.

4.4.4 - OBTENÇÃO DA OCLUSÃO FISIOLÓGICA E DO EQUILÍBRIO ARTICULAR

Para a obtenção da oclusão mutuamente protegida como preconiza a técnica das rampas de Nóbilo (Nóbilo, 1991), o relacionamento dos dentes anteriores foi ajustado com objetivo de estabelecer a desocclusão dos dentes posteriores nos movimentos excêntricos. Para confecção das rampas foi transferida para o modelo, bilateralmente, a inclinação da guia posterior protrusiva (Figura 14). Foi removida lâmina de cera na região posterior da prótese superior transferindo a inclinação do modelo para esta região (Figura 15). Esta inclinação foi copiada na prótese inferior pelo acréscimo de cera em sua região posterior (Figura 16). O articulador foi colocado na posição protrusiva, sua extensão foi marcada e fatia de cera removida para evitar interferência em movimentos excêntricos. Foi removida também fatia de cera, com pequena inclinação, para posterior da marca de posição protrusiva para facilitar a obtenção do equilíbrio articular (Figura 17). Após copiar estas inclinações na prótese superior e ajustar

nas posições mandibulares cêntricas e excêntricas o padrão de equilíbrio foi obtido através de contatos entre os dentes anteriores e as rampas de equilíbrio no lado de balanceio no movimento lateral, e contatos entre os dentes anteriores e as rampas bilateralmente, no movimento protrusivo. Na posição de fechamento habitual existe um pequeno espaço entre as rampas (Figura 18), o qual desaparece no início dos movimentos excêntricos, para a partir daí durante a continuação desses movimentos até posição final, fornecer equilíbrio (Figuras 19, 20, 21 e 22) funcional para as próteses. Após a instalação das próteses os pacientes, de ambos os grupos, foram preservados diariamente até a perfeita adaptação das mesmas.

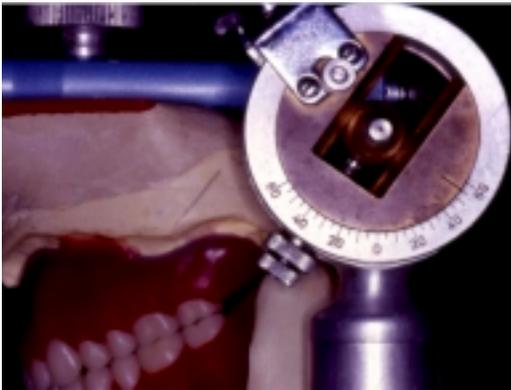


Figura 14 – Inclinação da guia posterior transferida para o modelo.

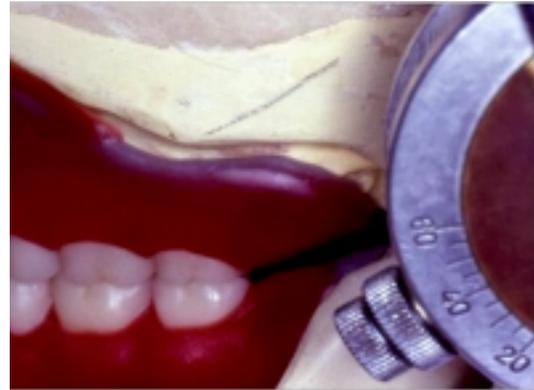


Figura 15 – Definição da inclinação da região posterior da prótese de acordo com a inclinação transferida para o modelo.



Figura 16 – Inclinação da prótese superior copiada na inferior.



Figura 17 – Remoção de cera para livre movimentação excêntrica e definição da inclinação da rampa posterior.



Figura 18 – Espaço entre as rampas quando a prótese está na posição habitual de fechamento.



Figura 19 – Vista frontal da posição protrusiva.



Figura 20 – Vista frontal da posição lateral.



Figura 21 – Lado de trabalho.



Figura 22 – Lado de balanceio.

4.5 - AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

4.5.1 - EQUIPAMENTOS

A avaliação EMG, realizada por profissional devidamente qualificado, foi no Laboratório de Eletromiografia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP. O equipamento utilizado foi o Myosystem I[®] (Prosecon Ltda. - Uberlândia), específico para odontologia, de 12 canais (Figura 23), sendo 8 para aquisição do sinal eletromiográfico e 4 de apoio. Para a coleta, o ganho do equipamento foi ajustado em 50 vezes. O computador utilizado para armazenagem e processamento dos dados foi um Pentium 4 Intel de 650 MHz, com HD de 10 GB e memória RAM de 128 MB.

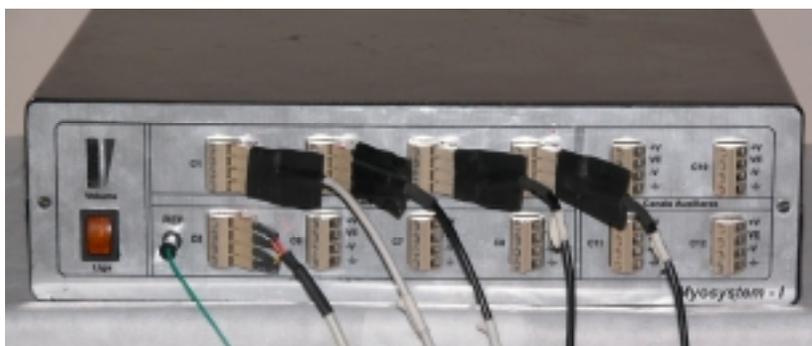


Figura 23 – Eletromiógrafo Myosystem I[®].

Os eletrodos (Figura 24) utilizados foram do tipo de superfície ativos diferenciais simples (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. - São Paulo), formados por duas barras retangulares (10 x 2 mm) paralelas em prata pura, espaçadas por 10 mm e fixas em um encapsulado de resina acrílica (23 x 21 x 5 mm), com cabos conectores de 1,5 m. Os eletrodos proporcionaram ao sinal eletromiográfico um ganho de 100 vezes com impedância de entrada de 10 G Ω e CMRR de 130 dB. O ganho total obtido durante as coletas do sinal eletromiográfico foi de 5000 vezes.



Figura 24 – Eletrodos ativos de superfície.

4.5.2 – PROTOCOLO PARA O EXAME ELETROMIOGRÁFICO

A coleta do sinal eletromiográfico foi realizada no interior da gaiola eletrostática de Faraday, com dimensões internas de 2,3 m de altura, 2,8 m de largura e 2,6 m de comprimento, revestida por uma tela de cobre (malha de 1x1 mm) além de possuir aterramento composto de seis hastes de cobre de 5/6 in por 2,4 m pareadas, com a finalidade de isolar o campo eletromagnético ambiente diminuindo as fontes de ruído que poderiam interferir no sinal.

Os voluntários foram previamente informados sobre todos os procedimentos a serem realizados antes da execução dos procedimentos. Durante

a realização das coletas, foi adotado o seguinte protocolo: cada paciente foi acomodado com o tronco posicionado em aproximadamente noventa graus em relação aos membros inferiores, permitindo que os pés ficassem totalmente apoiados no chão, e os antebraços repousando sobre os membros inferiores. A cabeça foi posicionada buscando equilíbrio esquelético com a coluna ereta para garantir a sua permanência em posição estável, evitando a variabilidade da atividade EMG decorrente da mudança postural. Cada indivíduo avaliado foi orientado para olhar à frente em um ponto focal de referência, marcado 1 m adiante dos olhos, tendo o plano de Frankfurt paralelo ao solo.

4.5.2.1 – Posicionamento dos eletrodos

Antes da fixação dos eletrodos, foi removida a oleosidade da pele com algodão embebido em álcool etílico diminuindo a energia de superfície e melhorando a condutividade do sinal. No caso da presença de pêlos no local da fixação dos eletrodos, foi realizada tricotomia para evitar interferências no sinal elétrico. Os eletrodos foram posicionados paralelos aos músculos e suas barras de prata perpendiculares à direção das fibras musculares para maximizar a captação e minimizar a interferência de ruídos. Os eletrodos foram fixados sobre a pele limpa com a utilização de adesivos Stampa[®], utilizando a prova de função muscular para localizar os músculos a serem examinados. No masseter, 2 cm acima do ângulo externo da mandíbula; e no temporal anterior, sobre o ventre muscular (Pedroni *et al.*, 2004). Também foram utilizadas tiras de esparadrapo sobre o eletrodo e fixas à pele do voluntário, para garantir a sua fixação ao longo da coleta. Após a colocação dos eletrodos sobre os músculos a serem avaliados (Figura 25), o eletrodo de referência (terra) foi untado com gel condutor e fixado com esparadrapo ao osso esterno do voluntário.



Figura 25 – Posição dos eletrodos nos músculos.

4.5.2.2 – Coleta do sinal eletromiográfico

A avaliação EMG dos músculos temporal anterior e masseter foi realizada três meses após a instalação das próteses. Para a coleta do sinal eletromiográfico, os voluntários foram submetidos a 3 repetições de 5 segundos na posição de R e na CIMI. As avaliações EMG foram realizadas sempre na mesma ordem seqüencial, primeiro em R e depois na CIMI para todos pacientes. Antes da realização das coletas, o sinal eletromiográfico foi avaliado com o objetivo de verificar a existência de interferências.

Na primeira posição, o examinador orientava o voluntário a manter a mandíbula em R, através do comando verbal: “relaxa, relaxa, relaxa..... “. O sinal EMG foi colhido após a estabilização do mesmo. Na CIMI, o voluntário foi orientado a apertar com a interposição de rolos de algodão Cremer (Cremer S.A. - Blumenau) entre os dentes artificiais sob o comando verbal: “morde, morde, morde.... “.

Os dados referentes aos sinais eletromiográficos foram armazenados na memória do computador, na forma de arquivos, para posterior análise e processamento.

4.5.3 - PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal eletromiográfico (Figuras 26a e 26b) coletado foi digitalizado com frequência de amostragem de 2KHz com 12 bits de resolução, e amostragem simultânea, e analisado em relação ao RMS que é uma média eletrônica que representa a raiz quadrada da média dos quadrados da corrente ou da voltagem ao longo de todo o comprimento de onda, com unidade expressa em microvolts (μv). Os valores das RMS individuais utilizados para a tabulação das médias mensais dos voluntários foram resultado de uma média de três repetições em cada posição. Para visualização do sinal eletromiográfico, foi utilizado o software Myosystem I[®] versão 2.12. Foi realizado o condicionamento do sinal eletromiográfico através de um filtro digital passa faixa, passa alta em 20 Hz e passa baixa em 500 Hz. A amplitude do sinal eletromiográfico foi utilizada para o estudo comparativo da atividade EMG. Os valores em microvolts foram tabulados e as médias individuais e mensais (Anexo 5) calculadas utilizando o programa Microsoft Excel.

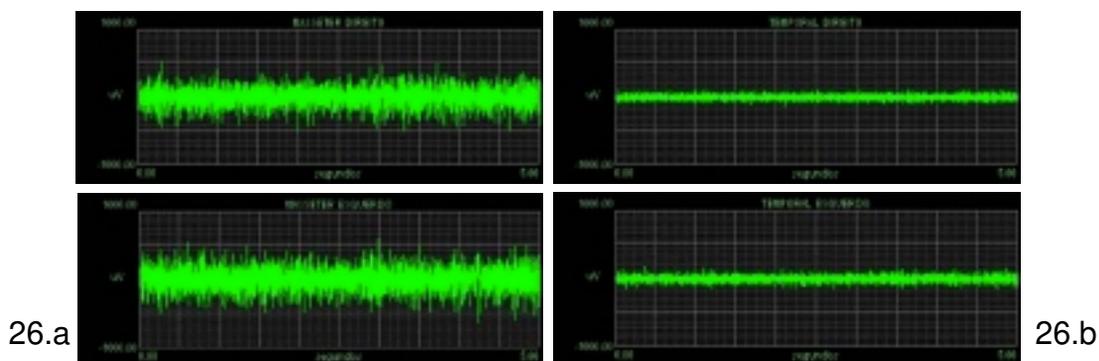


Figura 26.a – Representação gráfica do sinal eletromiográfico na CIMI.

Figura 26.b – Representação gráfica do sinal eletromiográfico em R.

A análise da atividade EMG foi realizada avaliando as diferenças entre as médias dos músculos pareados, em cada posição estudada nos dois grupos. Buscou-se aferir o grau de equilíbrio muscular utilizando um coeficiente de simetria muscular, de acordo com a fórmula preconizada por Ferrario *et al.* (1999), apresentada a seguir:

$$\text{CSM} = [1 - \sum |\text{Músc. Dir.} - \text{Músc. Esq.}| / \sum (\text{Músc. Dir.} + \text{Músc. Esq.})] \times 100$$

Onde:

CSM = coeficiente de simetria muscular em %

\sum = somatória

Músc. Dir. = atividade EMG do músculo direito

Músc. Esq. = atividade EMG do músculo esquerdo

4.6 – AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA

4.6.1 - EQUIPAMENTOS

A eficiência mastigatória dos voluntários foi avaliada em consultório odontológico da Área de Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP. O protocolo desenvolvido para tal avaliação utilizou um sistema de peneiras (Figura 27) proporcionando o fracionamento do alimento teste após a sua trituração.



Figura 27 – Sistema de peneiras.

4.6.2 – PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Cada voluntário foi sentado confortavelmente em cadeira odontológica e sua cabeça posicionada em equilíbrio postural. Antes do início do teste os voluntários foram informados sobre todos os procedimentos que seriam realizados durante o procedimento. O alimento teste (amendoim) utilizado para a avaliação foi previamente selecionado de maneira a se obter grãos com volumes semelhantes. Para o encapsulamento do alimento teste foi utilizado a extremidade dos dedos de luvas de procedimentos Supermax (Suvemax Rep. Com. Prod. de Hig e Limp. Ltda. – São Paulo). O alimento teste foi acomodado no interior do invólucro que foi selado utilizando Super Bonder (3M – Sumaré – SP). Os voluntários foram instruídos a mastigar, naturalmente, o alimento teste (1,5 g de amendoim) encapsulado, (Figura 28) durante 15 e 30 ciclos mastigatórios. O fracionamento do alimento triturado foi realizado, após assá-lo em forno de microondas, em sistema de peneiras formado por três compartimentos: superior, médio e inferior divididos por duas peneiras com malhas de 1,5 x 1,5 e 1 x 1 mm de abertura. A malha de 1,5 x 1,5 mm divide o compartimento superior do médio e a de 1 x 1 mm divide o compartimento médio do inferior. Após a trituração do alimento teste o invólucro foi aberto e seu conteúdo totalmente vertido sobre o compartimento superior do sistema de peneiras (Figura 29). Após o fracionamento do alimento teste nos três compartimentos, superior, médio e inferior, (Figura 30) o que foi realizado sob vibração manual, o mesmo foi transferido para placas de Petri (Lab Line Com. Prod. p/ Laboratório – Piracicaba - SP) previamente taradas e identificadas, as quais foram pesadas juntamente com o material triturado e o seu peso calculado. Para a pesagem das placas e seu conteúdo foi utilizada balança (Figura 31) de precisão de 0.001g (Quimis Aparelhos Científicos LTDA).



Figura 28 – Alimento teste encapsulado.



Figura 29 – Alimento teste triturado.

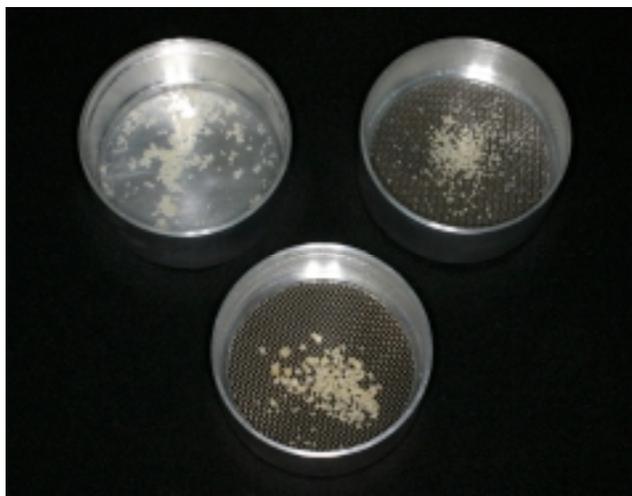


Figura 30 – Alimento teste triturado e fracionado nos compartimentos do sistema de peneiras.



Figura 31 – Pesagem do alimento teste triturado em balança de precisão.

4.6.3 - ÍNDICE DE EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA

O índice de eficiência mastigatória foi definido pelo cálculo da porcentagem do alimento teste presente nos compartimentos médio e inferior em relação, em porcentagem (%), ao peso total do material nos três compartimentos, de acordo com o índice apresentado por kapur & Soman (2004), apresentado a seguir:

$$\text{Índice de eficiência mastigatória (\%)} = \frac{\text{Compartimento}_{(\text{inferior} + \text{médio})}}{\text{Compartimento}_{(\text{inferior} + \text{médio} + \text{superior})}} \times 100$$

Os valores obtidos da eficiência mastigatória foram tabulados (Anexo 6) e os cálculos para a obtenção da porcentagem, em peso, do alimento teste triturado foram realizados.

4.7 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram analisados (Anexo 7) nas seguintes situações:

1. Entre os grupos, a eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos mastigatórios;
2. Dentro de cada grupo, a correlação da eficiência mastigatória entre 15 e 30 ciclos mastigatórios;
3. Entre os grupos, a simetria da atividade EMG nas posições de R e CIMI;
4. Dentro de cada grupo, a correlação entre a simetria da atividade EMG nas posições de R e CIMI a eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos mastigatórios.

Na situação 1, utilizou-se técnica paramétrica, pois as suposições básicas em relação às características dos dados, como: normalidade e homocedasticidade (homogeneidade das variâncias) foram testadas e comprovadas. O teste de Anova comparou os dados de eficiência mastigatória entre os grupos nos dois ciclos realizados.

Na situação 2, também foram utilizadas técnicas paramétricas. O teste de Correlação de Pearson avaliou a correlação entre os ciclos dentro de cada grupo, medindo o quanto estão interligados (intensidade). Para avaliar a significância da correlação foi utilizado o teste para o Coeficiente de Correlação.

Na situação 3, foi calculado o coeficiente de simetria dos pares de músculos em cada posição nos dois grupos. Quando dois músculos pareados contraíam em perfeita simetria, um coeficiente de simetria muscular de 100% era obtido. Utilizou-se técnica paramétrica, pois as suposições básicas em relação às características dos dados, como: normalidade e homocedasticidade (homogeneidade das variâncias) foram testadas e comprovadas. O teste de Anova comparou os dados da simetria da atividade EMG entre os grupos.

Na situação 4, foi analisada a correlação entre a simetria da atividade EMG e a eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos dentro de cada grupo utilizando

o teste de Correlação de Pearson. Para avaliar a significância da correlação foi utilizado o teste para o Coeficiente de Correlação.

5 - RESULTADOS

5.1 – VALORES DE EFICIENCIA MASTIGATÓRIA

Entre os grupos, os valores observados com 15 e 30 ciclos mastigatórios mostraram diferentes padrões individuais de eficiência mastigatória nos pacientes avaliados.

Os valores individuais em percentual de eficiência mastigatória observados no grupo 1, onde foi utilizada a técnica Convencional, não mostraram proporcionalidade exata da eficiência mastigatória em decorrência do número de ciclos mastigatórios avaliados.

No grupo 2, com o uso a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, situação semelhante foi observada em relação à proporcionalidade da eficiência em função dos ciclos mastigatórios avaliados.

As médias da eficiência mastigatória entre os grupos com 15 ciclos mastigatórios mostraram valores praticamente idênticos. Pequena diferença entre as médias foi observada com 30 ciclos mastigatórios.

A representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória entre os grupos com 15 e 30 ciclos mastigatórios está apresentada nas Figuras 32 e 33.

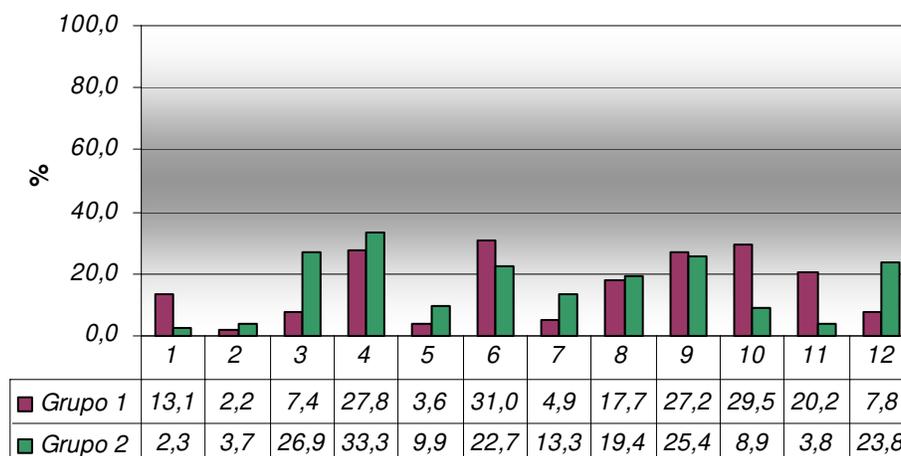


Figura 32 - Representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória (em %) entre os grupos com 15 ciclos mastigatórios dos doze pacientes avaliados.

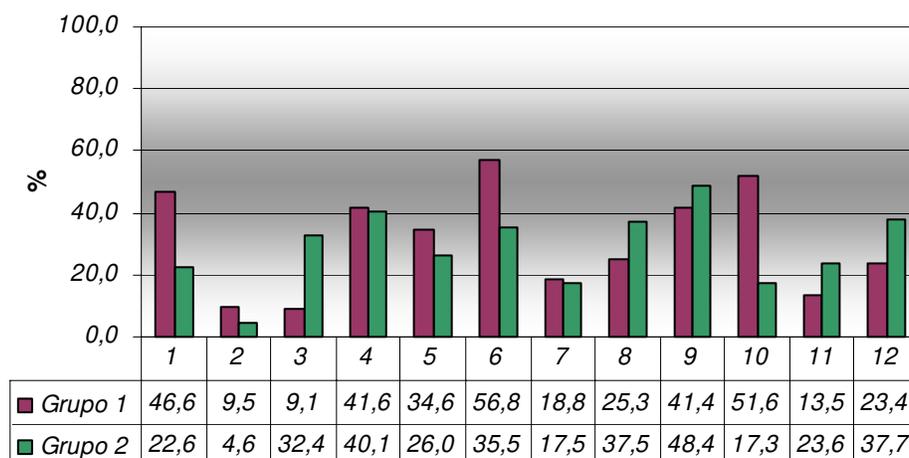


Figura 33 - Representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória (em %) entre os grupos com 30 ciclos mastigatórios dos doze pacientes avaliados.

A análise dos dados não mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) na comparação dos ciclos mastigatórios entre os grupos (situação 1), conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1. Valores de p obtidos a partir da análise dos ciclos mastigatórios entre os grupos avaliados.

15 Ciclos		30 Ciclos	
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
0,98 ^a		0,68 ^a	

^aOs valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatísticas significante.

A representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória avaliada em 15 e 30 ciclos mastigatórios em cada grupo está apresentada nas Figuras 34 e 35.

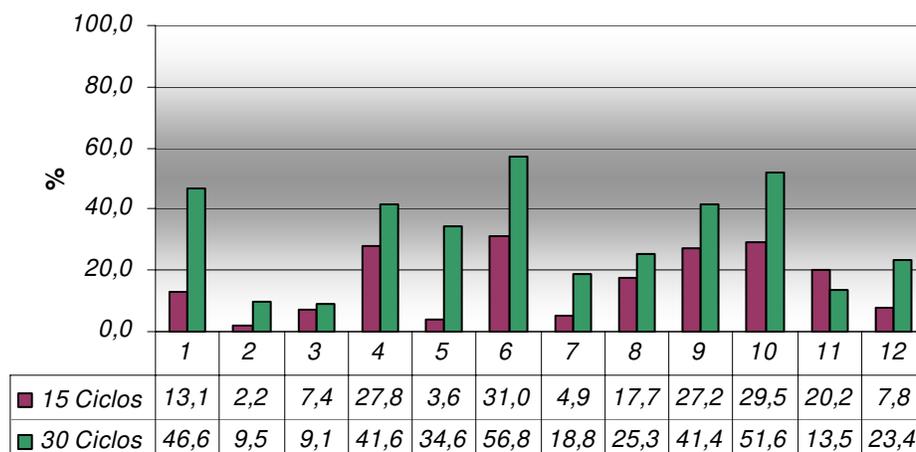


Figura 34 - Representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória (em %) em 15 e 30 ciclos mastigatórios do Grupo 1 dos doze pacientes avaliados.

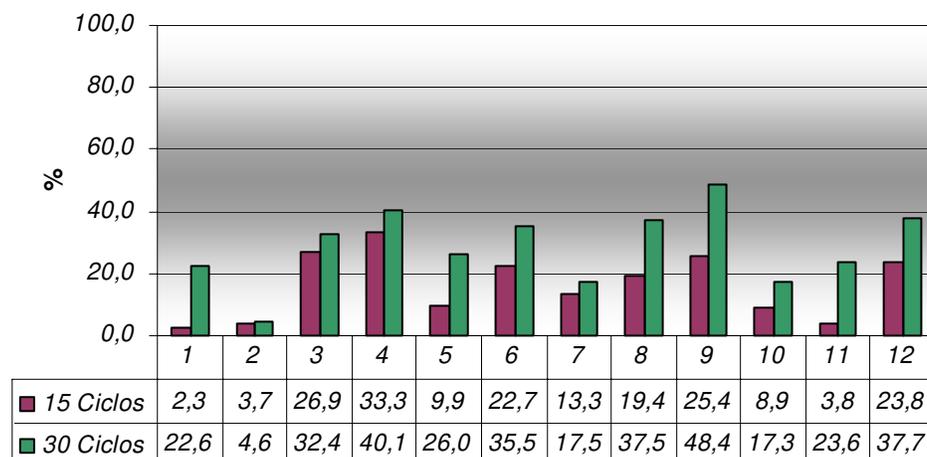


Figura 35 - Representação gráfica dos valores da eficiência mastigatória (em %) em 15 e 30 ciclos mastigatórios do Grupo 2 dos doze pacientes avaliados.

As médias da eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos mastigatórios dos grupos avaliados estão apresentadas na Figura 36.



Figura 36 - Representação gráfica das médias da eficiência mastigatória (em %) com 15 e 30 ciclos mastigatórios nos dois grupos avaliados.

A análise da correlação entre os ciclos mastigatórios dentro de cada grupo mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$) com altos níveis de correlações positivas (situação 2), conforme mostra a Tabela 2.

Tabela 2. Valores de p e nível da correlação obtidos a partir da análise entre 15 e 30 ciclos mastigatórios dentro de cada grupo avaliado.

Grupo 1	70,8%*	0,01 ^b
Grupo 2	80,9%*	0,001 ^b

^bOs valores de p encontrados para o nível de significância de 5% apresentaram diferenças estatísticas significantes.

*Nível de correlação encontrado entre 15 e 30 ciclos mastigatórios em cada grupo.

5.2 – VALORES DOS COEFICIENTES DE SIMETRIA DA ATIVIDADE EMG

No Grupo 1, onde foi utilizada a técnica Convencional, as médias dos coeficientes de simetria muscular mostraram maiores valores na posição de R do que na posição de CIMI para ambos os músculos.

No Grupo 2, com o uso a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, ocorreu situação semelhante à observada no grupo 1 em relação à posição avaliada.

Entre os grupos foram observadas pequenas diferenças das médias dos coeficientes de simetria muscular, dos músculos temporal anterior e masseter, nas posições avaliadas.

A representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria da atividade EMG, em repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, dos músculos temporal anterior e masseter nos grupos avaliados, no 3º mês de uso das próteses está apresentada nas Figuras 37 e 38.

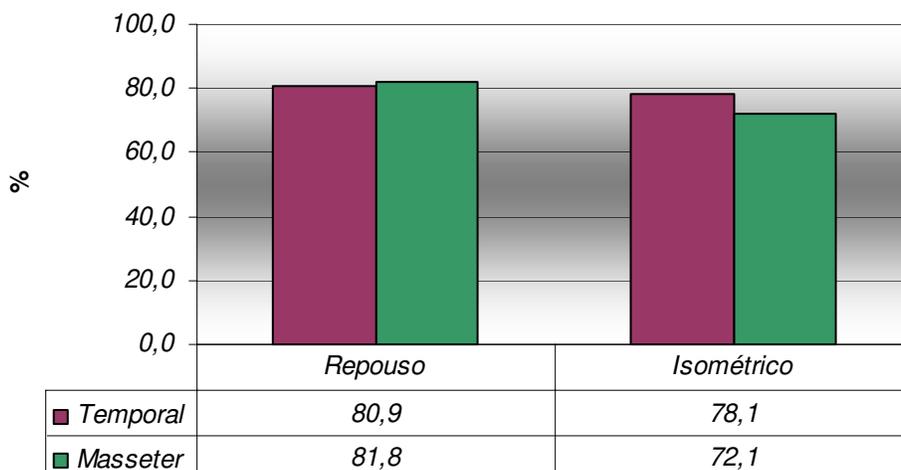


Figura 37 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria (em %) da atividade EMG, em repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, dos músculos temporal anterior e masseter no Grupo 1.

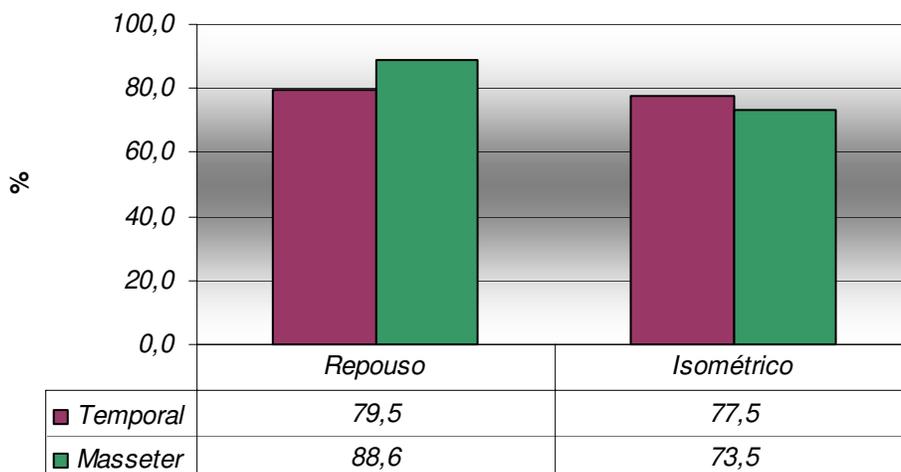


Figura 38 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria (em %) da atividade EMG, em repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, dos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 2.

A análise dos dados não mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) na comparação das médias da simetria da atividade EMG, dos músculos temporal anterior e masseter, em repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, entre os grupos (situação 3), conforme mostram as Tabelas 3 e 4.

Tabela 3. Valores de p obtidos a partir da análise dos músculos temporal anterior e masseter, entre os grupos, na posição de repouso.

Temporal		Masseter	
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
	0,83 ^a		0,17 ^a

^aOs valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatísticas significante.

Tabela 4. Valores de p obtidos a partir da análise dos músculos temporal anterior e masseter, entre os grupos, na posição de contração isométrica em máxima intercuspidação.

Temporal		Masseter	
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
	0,93 ^a		0,86 ^a

^aOs valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatísticas significante.

A correlação entre a simetria da atividade EMG e a eficiência mastigatória com 15 e 30 ciclos mastigatórios dentro da cada grupo mostrou diferenças estatísticas significantes ($p < 0.05$) apenas para o músculo masseter, na posição de CIMI e 30 ciclos mastigatórios no grupo 1 (situação 4), conforme mostram as Tabelas 5 e 6.

Tabela 5. Valores de p e nível de correlação obtidos a partir da análise entre a simetria da atividade EMG e eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos no grupo 1.

		15 ciclos		30 ciclos	
Repouso	Temporal	12,4%*	0,70 ^a	-9,3%*	0,77 ^a
	Masseter	-24,8%*	0,43 ^a	-46,0%*	0,13 ^a
Isométrico	Temporal	32,8%*	0,29 ^a	6,9%*	0,83 ^a
	Masseter	48,1%*	0,11 ^a	58,4%*	0,04 ^b

^aO valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatística significante.

^bO valor de p encontrado para o nível de significância de 5% apresentou diferença estatística significante.

*Nível de correlação encontrado entre a simetria da atividade EMG e a eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos mastigatórios.

Tabela 6. Valores de p e nível de correlação obtidos a partir da análise entre a simetria da atividade EMG e eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos no grupo 2.

		15 ciclos		30 ciclos	
Repouso	Temporal	41,7%*	0,17 ^a	36,9%*	0,23 ^a
	Masseter	33,4%*	0,28 ^a	33,8%*	0,28 ^a
Isométrico	Temporal	-28,4%*	0,37 ^a	-16,0%*	0,61 ^a
	Masseter	-47,6%*	0,11 ^a	-35,3%*	0,26 ^a

^aOs valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatística significante.

*Nível de correlação encontrado entre a simetria da atividade EMG e a eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos mastigatórios.

6 - DISCUSSÃO

A necessidade de um padrão funcional equilibrado em usuários de próteses totais foi afirmada por Hanau (1923), Saizar (1972), Jacobson & Krol (1983), Appelbaum (1984) e Planas (1997). Esse padrão funcional apresenta relação com o comportamento neurofuncional dos músculos mastigatórios (Miralles *et al.*, 1989). Finalmente, Perez *et al.* (1985) afirmou que uma função mastigatória deficiente poderia ter origem nas alterações da atividade neuromuscular oral. A dificuldade em obter instrumentos para mensuração simples e objetiva dos parâmetros fisiológicos do comportamento dos músculos mastigatórios, tem levado os pesquisadores a utilizar a técnica de eletromiografia para a realização de pesquisas (Jankelson, 1980; Mohl *et al.*, 1990; Grubwieser *et al.*, 1999), além de ensaios para avaliar a eficiência mastigatória em usuários de próteses totais (Lambrecht, 1965; Kapur & Soman, 1965a; Kapur *et al.*, 1965a; Hirai *et al.*, 1994). Dessa forma, fica evidente que a inter-relação entre a condição oclusal e a performance funcional proveniente da influência do padrão de funcionamento muscular constitui-se um fato, porém em virtude de sua complexidade, esta relação ainda não é totalmente compreendida. Neste intuito, foi objetivo deste estudo avaliar o grau de simetria da atividade EMG dos músculos pareados (temporais anteriores e masseteres), a eficiência mastigatória, e sua possível correlação em pacientes usuários de próteses equilibradas com contatos interferentes entre dentes artificiais (Grupo 1) e pacientes que utilizaram próteses equilibradas através de contatos deslizantes (Grupo 2).

Analisando informações na literatura, podemos citar como fatores que influenciam a função mastigatória em pacientes que utilizam próteses totais, a força muscular exercida, idade, saúde geral, adaptação das bases das próteses, coordenação de movimentos, atitude mental dos pacientes (Kelly, 1975); o estado da dentição (Carlsson, 1984); equilíbrio oclusal (Tamaki, 1988); comportamento motor oral, padrão de movimento mandibular e lingual, forma do rebordo residual,

secreção salivar, ajuste, forma da base, relacionamento oclusal (Koshino *et al.*, em 2002).

Trabalhos que tentaram identificar a influência das características relacionadas à forma e estrutura (Lambrecht, 1965; Kapur & Soman, 1965a; Kapur & Soman, 1965b; Kapur *et al.*, 1965a; Kapur *et al.*, 1965b; Kapur & Soman, 2006) sobre a função mastigatória, e a influência de alterações oclusais (Tallgren *et al.*, 1980; Licona *et al.*, 1990; Tallgren *et al.*, 1992; Grunert *et al.*, 1994) no comportamento neuromuscular em usuários de próteses totais, foram realizados. Entretanto, praticamente nenhum trabalho, ao nosso alcance se propôs a avaliar a influência de características oclusais específicas relacionadas com diferentes padrões de equilíbrio, sobre o comportamento muscular, função mastigatória, e sua correlação em usuários de próteses totais duplas.

Próteses equilibradas com o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral através de contatos entre dentes anatômicos causam maior transmissão de forças oblíquas, exigindo maior retenção das próteses e provavelmente, maior esforço muscular (Appelbaum, 1984). Quando são utilizadas as rampas posteriores para a obtenção de equilíbrio em prótese total, ocorre um suave deslizamento entre as próteses, provavelmente apresentando comportamento muscular mais fisiológico (Nepola, 1958; Nimmo & Kratochvil, 1985; Henriques *et al.*, 2003). Estas são as principais diferenças funcionais entre as técnicas, e que nos levaram à realização deste trabalho.

O resultado deste trabalho para a análise da eficiência mastigatória entre os grupos não identificou diferenças estatísticas significantes nos valores aferidos nos dois ciclos mastigatórios realizados. Estes resultados mostraram que as diferentes características oclusais específicas de cada grupo, responsáveis pelo estabelecimento do equilíbrio entre as próteses, não influenciaram na função mastigatória obtida. Este resultado foi diferente ao encontrado por Kapur *et al.* (1965b) onde a presença de sulcos ou acréscimo de material na oclusal de dentes posteriores em próteses totais aumentou significativamente a habilidade mastigatória, e a performance mastigatória. Em outro estudo realizado por Kapur &

Soman (1965b) a presença de sulcos nas superfícies oclusais também determinou melhor performance mastigatória que a sua ausência.

A ausência de significância no resultado da análise da eficiência mastigatória avaliada entre os grupos pode ter ocorrido em função da falta de influência das características inerentes às próprias técnicas, ou por fatores relacionados aos próprios usuários das próteses. Os padrões de equilíbrio estabelecidos no grupo 1 em função de suas características funcionais, com a perda do contato bilateral quando da interposição do alimento e no grupo 2 a ausência de um equilíbrio verdadeiro, sendo o alimento o terceiro ponto de equilíbrio durante a mastigação não tiveram influência no resultado encontrado. A resiliência da fibromucosa que deve atuar como amortecedor durante a mastigação e conseqüentemente diminuir a força mastigatória exercida sobre os alimentos, pode também ter influenciado nos resultados, já que esta é uma variável de difícil controle na seleção dos pacientes e tem influência direta na eficiência mastigatória. Assim como este, outros fatores mais complexos como a coordenação motora, a qual quase sempre é alterada em usuários das próteses, são de difícil compreensão, principalmente pelo fato deste fator específico se constituir um distúrbio proveniente da involução do sistema estomatognático. Este tipo de fator é de difícil avaliação pelo seu caráter extremamente individualizado.

A análise dos resultados para correlação da eficiência mastigatória dentro de cada grupo mostrou diferenças estatísticas significantes nos valores encontrados entre 15 e 30 ciclos mastigatórios. O padrão de eficiência aferido em 15 e 30 ciclos mastigatórios foi diretamente proporcional ao número de ciclos realizados com pequena perda, sendo maior no grupo 2. Estes resultados apontam para pequena diminuição no padrão de eficiência mastigatória com o aumento do número de ciclos mastigatórios realizados. A diminuição da eficiência mastigatória pode ser explicada pela provável ocorrência de fadiga muscular. Este evento fisiológico se traduz clinicamente pelo cansaço muscular, situação que provavelmente leva o paciente à diminuição da força exercida sobre os alimentos, além da freqüência dos ciclos mastigatórios. A interpretação dos resultados

obtidos parece ser confirmada pelas considerações de Boretti *et al.* (1995) onde afirmam que usuários de próteses totais têm eficiência mastigatória significativamente menor que indivíduos dentados, necessitando de maior tempo para mastigar antes da deglutição, o que parece mostrar a existência de uma compensação da menor eficiência, pelo aumento do número de ciclos mastigatórios.

Esta é uma informação importante do ponto de vista clínico, uma vez que nos fornece orientação de como o usuário de prótese total poderia mastigar o alimento para obter melhor eficiência mastigatória. Poucos ciclos mastigatórios e deglutição mais rápida parecem ser condições mais adequadas para o usuário de prótese total, uma vez que sua musculatura trabalhará menos para trituração e deglutição que após muitos ciclos mastigatórios. Para tanto, parece adequado que o paciente comece a triturar os alimentos em pequenos pedaços, o que exigirá menos mastigação e proporcionará deglutição mais breve. O resultado estatisticamente significativo encontrado na análise entre 15 e 30 ciclos mastigatórios dentro de cada grupo pode ser explicado pela diminuição de variáveis externas por serem os mesmos pacientes (pequena variabilidade da amostra), e por se tratar da mesma variável a receber avaliação nos dois ciclos dentro de cada grupo. O conhecimento de resultados de outros estudos que apresentassem os mesmos objetivos específicos estabeleceria uma relação de comparação entre os dados obtidos, no entanto os dados disponíveis na grande maioria dos estudos relacionados ao assunto não apresentam semelhança com o trabalho realizado.

A comparação do padrão de simetria da atividade EMG não mostrou diferenças estatísticas significantes entre os grupos avaliados. A perda de todos os dentes e suas estruturas periodontais em pacientes totalmente edêntulos, e conseqüente perda dos mecanismos sensoriais associados a essas estruturas deve tornar difícil o reconhecimento de diferentes características oclusais presentes em próteses totais. Este fato foi demonstrado por Veyrume & Mioche (2000) que afirmou que o edentulismo afeta os aspectos motores e sensoriais do

processo mastigatório. Estes resultados foram obtidos em situação clínica onde provavelmente existiu a influência de mecanismos neurofisiológicos causados pela perda de todos os dentes, os quais ainda não estão totalmente esclarecidos. Este fato torna seu entendimento e explicação de difícil realização. Um maior tempo de avaliação poderia apresentar resultado significativo, no entanto uma adaptação as diferentes características oclusais avaliadas poderia também ocorrer.

Outra análise realizada foi a correlação entre simetria da atividade EMG e eficiência mastigatória dentro de cada grupo. Nesta análise se observou diferenças estatísticas significantes entre o músculo masseter, na posição de CIMI com 30 ciclos mastigatórios, no grupo 1. Dessa forma, a atividade eletromiográfica que avaliou o comportamento muscular e a eficiência mastigatória que avaliou a função mastigatória, apresentaram relação de funcionamento entre si. No entanto, a maior parte das correlações não mostraram significância. Sendo este resultado um achado isolado dentro de toda a situação analisada torna pequena sua representatividade em relação ao seu possível significado funcional. A compreensão dos fatores que possam ter influenciado nos resultados destas correlações são de grande complexidade em virtude do fato de se tratar de duas variáveis de naturezas diferentes. As demais correlações realizadas dentro de cada grupo entre a simetria da atividade EMG e a eficiência mastigatória não mostraram significância. Certamente, fatores específicos e modificáveis relacionados à prótese e fatores gerais de difícil controle ou algumas vezes desconhecidos relacionados ao paciente influenciaram neste resultado. Fatores específicos devem atuar de modo mais direto, no entanto sua atuação provavelmente em conjunto com fatores gerais de difícil identificação e compreensão torna difícil o entendimento de sua influência nos resultados apresentados.

Em estudo realizado por Garrett *et al.* (1995) foi evidenciada em pacientes usuários de prótese próteses totais com boa função mastigatória, uma atividade EMG bilateral pronunciada em fase inicial de mastigação (quebra de partículas grandes), no entanto não foi avaliada a correlação entre as variáveis.

Outra situação onde parece ocorrer esforço muscular bilateral, é na mastigação bilateral orientada por dentistas com o objetivo de melhor estabilizar as próteses totais. Já em usuários de próteses totais com mastigação unilateral, o padrão de simetria muscular parece estar relacionado com sua habilidade mastigatória. No entanto, a possível relação entre o padrão de esforço muscular e a função mastigatória não foi investigada pelo autor. No nosso trabalho, foi evidenciada correlação do músculo masseter, com 30 ciclos, em posição de contração voluntária. Uma correlação positiva, mesmo que de forma parcial nos resultados apresentados, afirma que quanto maior a simetria maior a eficiência mastigatória, ou seja, quanto maior a divisão do esforço muscular maior a trituração do alimento, dessa forma parece sensato acreditar que equilíbrio muscular funcional proporciona melhor mastigação.

A capacidade adaptativa do sistema estomatognático às condições a ele submetidas e o tempo de avaliação do presente trabalho podem ter tido influência nos resultados. Maior tempo de avaliação poderia identificar melhor a influência das técnicas estudadas, porém ao invés disto, uma maior adaptação do sistema estomatognático poderia ter ocorrido frente aos diferentes padrões oclusais.

Outro importante fator a ser levado em consideração é o número de pacientes avaliados. No entanto, a definição de uma amostra com tamanho ideal é de difícil determinação, uma vez que a literatura mostra variação significativa em seus valores. Estes fatores devem ser levados em consideração em relação à inexistência de significância dos resultados, uma vez que diferentes características presentes na articulação das próteses, dos grupos estudados, não influenciaram no padrão de simetria da atividade EMG dos músculos mastigatórios.

A técnica Convencional apesar de sua maior simplicidade técnica, menor custo, menor tempo clínico, não possibilita o estabelecimento de trespasse na região anterior, o que proporciona um aspecto estético negativo. Já, a utilização da técnica das Rampas proporciona resultado estético mais natural pela possibilidade de incorporação de trespasse na região anterior. Funcionalmente, a

provável desestabilização das próteses pela interposição do bolo alimentar quando da utilização da técnica Convencional, difere do que ocorre na técnica das Rampas onde o alimento parece estabelecer o terceiro ponto de equilíbrio durante a mastigação. Estas diferentes características devem ser levadas em consideração para sua indicação.

O padrão de equilíbrio funcional das Rampas Posteriores de Nóbilo é conseqüência de sua concepção inicial, uma vez que inicialmente foram desenvolvidas para evitar a anteriorização mandibular. Porém, evita o deslocamento das próteses do lado de balanceio, mostrando também função eficiente quanto ao tempo de adaptação e bom desempenho clínico geral das próteses.

Deve-se buscar uma técnica, que quando utilizada proporcione tratamento adequado, pois os resultados desse trabalho deixam questionamentos sobre qual padrão de funcionamento articular das próteses proporcionaria uma condição muscular e função mastigatória ideal e plena em nossos pacientes.

7 - CONCLUSÃO

Levando em consideração todas as características do delineamento de um estudo experimental clínico, concluiu-se que a utilização da técnica Convencional ou a das Rampas Posteriores de Nóbilo, clinicamente não apresentaram diferença na eficiência mastigatória nem no padrão da atividade EMG e que o aumento do número de ciclos mastigatórios aumenta a eficiência mastigatória.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- Appelbaum M. Plans of occlusion. *Dent Clin Noth Am.* 1984; 28(2): 273-85.
- Becker CM, Swoope CC, Guckes AD. Lingualized occlusion for removable prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1977; 38(6): 601-8.
- Bonwill WGA. The science of the articulation of artificial dentures. *Dent Cosmos.* 1878; 20: 321-4.
- Bonwill WGA. The scientific articulation of the human teeth as founded in geometrical, mathematical and mechanical laws. *Dental Items Interest.* 1899; 21: 617-36.
- Boretti G, Bickel M, Geering AH. A review of masticatory ability and efficiency. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(4): 400-403.
- Burdette BH, Gale EN. Reliability of surface electromyography of the masseteric and anterior temporal areas. *Arch Oral Biol.* 1990; 35(9): 747-51.
- Carlsson GE. Facts and fallacies: an evidence base for complete dentures. *Dent Update.* 2006; 33: 134-142.
- Carlsson GE. Masticatory efficiency: the effect of age, the loss of teeth and prosthetic rehabilitation. *Int Dent J.* 1984; 34: 93-97.
- Charles MH, Arthur OR. "Syllabus" em prótese total. 4^a ed. São Paulo: Santos; 1990.
- Clough HE, Knodle JM, Leeper SH, Pudwill ML, Taylor DT. A comparison of lingualized occlusion and monoplane occlusion in complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(2): 176-9.
- Devan MM. The concept of neutrocentric occlusion as related to denture stability. *J Am Dent Assoc.* 1954; 48(2): 165-9.
- Dubojska AM, White GE, Pasiak S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. *Quintessence Int.* 1998; 29(6): 389– 94.
- Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Colombo A, Schmitz JH. The effect of a single intercuspatal interference on electromyographic characteristics of human masticatory muscles during maximal voluntary teeth clenching. *Cranio.* 1999; 17(3): 184-8.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com Medline.

Garret NR, Kaurich M, Perez P, kapur KK. Masseter muscle activity in denture wearers with superior and poor masticatory performance. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(6): 628-636.

Gomes MA, Tamaki ST, Tamaki T. Contatos de trabalho e balanceio em prótese total. *Rev Odont da USP.* 1990; 4(1): 49-54.

Gerber A. Complete Dentures. *Quintessence Int.* 1974; (5)12: 33-38.

Grubwieser G, Flaltz A, Grunert I, Kofler M, Ulmer H, Gausch K *et al.* Quantitative analysis of masseter and temporalis EMGs: a comparison of anterior guided versus balanced occlusal concepts in patients wearing complete dentures. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(9): 731-736.

Grunert I, Kofler M, Gausch K, Kronenberg M. Masseter of masticatory muscles of edentulous patients by computed tomography and electromyography. *J Oral Rehabil.* 1994; 21(3): 337-347.

Hanau RL. The relation between mechanical and anatomical articulation. *J Am Dent Assoc.* 1923; 10: 776-84.

Harper RP, Debruin H, Burcea I. Muscle activity during mandibular movements in normal and mandibular retrognathic subjects. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(3): 225-233.

Hawkins JF. Designing occlusion for complete dentures. *Compendium.* 1993; 14(6): 738, 740, 742, 744, 746.

Henriques GEP, Nóbilo MAA, Mesquita MF. Complete denture over resorbed ridges: enhancing stability and esthetics with posterior platforms. *Braz J Oral Sci.* 2003; 2(4):160-163.

Hickey JC, Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE. *Prosthetic Treatment for Edentulous Patients.* 10^a ed. St Louis: Mosby; 1985.

Hirai T, Ishijima T, Koshino H, Anzai T. Age-related change of masticatory function in complete denture wearers: evaluation by a sieving method with peanuts and a food intake questionnaire method. *Int J Prosthodont.* 1994; 7(5): 454-460.

Hobkirk JA. *Complete Denture: Dental Practitioners.* 13^a ed. Bristol - England: Wright; 1986.

Howell PG, Johnson CW, Ellis S, Watson IB, Klineberg I. The recording and analysis of EMG and jaw tracking. I: the recording procedure. *J Oral Rehabil.* 1992; 19(6): 595-605.

Ivanhoe JR, Cibirka RM, Parr GH. Treating the modern complete denture patient: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(6): 631-5.

Jankelson B. Measurement accuracy of the mandibular kinesiograph – A computerized study. *J Prosthet Dent.* 1980; 44(6): 656-66.

Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part II: stability. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(2): 165-72.

Javid NS, Porter MR. The importance of the Hanau formula in construction of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1975; 34(4): 397-404.

Kaplan, RL. Gnatology as a basis for a concept of occlusion. *Dent Clin of North Am.* 1963: 557- 590.

Kapur KK, Soman S, Shapiro S. The effect of denture factors on masticatory performance – Part V. Food platform area and metal inserts. *J Prosthet Dent.* 1965b; 15(5): 857-866.

Kapur KK, Soman S, Stone K. The effect of denture factors on masticatory performance – Part I. Influence of denture base extension. *J Prosthet Dent.* 1965a; 15(1): 54-64.

Kapur KK, Soman S. The effect of denture factors on masticatory performance – Part IV. Influence of occlusal patterns. *J Prosthet Dent.* 1965b; 15(4): 662-670.

Kapur KK, Soman S. The effect of denture factors on masticatory performance – Part II. Influence of the polished surface contour of denture base. *J Prosthet Dent.* 1965a; 15(2): 231-240.

Kapur KK, Soman S. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 107-111.

Kapur KK, Soman S. The effect of denture factors on masticatory performance - Part III. The location of food platforms. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(4): 265-273.

- Kataoka MSS. Relação Cêntrica: Avaliação dos traçados gráficos dos movimentos mandibulares antes e durante a utilização de próteses totais com pistas deslizantes de Nóbilo [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1994.
- Kelly EK. Factors affecting the masticatory performance of complete denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1975; 33(2):122 -136.
- Koshino H, Hirai T, Ishijima T, Ohtomo K. Influence of mandibular residual ridge shape on masticatory efficiency in complete denture wearers. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(3): 295-298.
- Kurth LE. The monoplane concept of occlusion. *Dent Clin of North Am.* 1962; 199-209.
- Lambrecht JR. The influence of occlusal contact area on chewing performance. *J Prosthet Dent.* 1965; 15(3): 444-450.
- Lang BR. Complete denture occlusion. *Dent Clin of North Am.* 1996; 40(1): 85 – 101.
- Lang BR. Complete denture occlusion. *Dent Clin of North Am.* 2004; 48(3): 641–665.
- Langer A. Long term preventive aspects in oral rehabilitation of adults and elderly. I. Maintenance of balanced functional jaw interaction. *J Oral Rehabil.* 1978; 5(2): 129-38.
- Levin BA. Reevaluation of Hanau's laws of articulation and the Hanau quint. *J Prosthet Dent.* 1978; 39(3): 254-8.
- Licona AN, Medina FA, Segura MEP, Villa AS, Moreira CG. Actividade electromiográfica (EMG) de los musculos masetero y temporal en pacientes edentulos antes y dipués del uso de protesis completa. *Práct Odontolv.* 1990; 11(8): 54-56.
- Lund JP, Widmer CG. An evaluation of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation, and treatment of dental patients. *J Craniomandib Disord.* 1989; 3(3): 125-137.
- Manly RS, Braley LC. Masticatory performace and efficiency. *J D Res.* 1950; 29(4): 448-462.

- Mccarrol RS, Naeije M, Hansson, TL. Balance in masticatory muscle activity during natural chewing and submaximal clenching. *J Oral Rehabil.* 1989; 16: 441-45.
- Miralles R, Bull R, Manns A, Roman E. Influence of balanced occlusion and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles in complete denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(4): 494-8.
- Mohl ND, Lund JP, Widmer CG, Mccall WD. Devices for the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. Part II: electromyography and sonography. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(3): 332-336.
- Moyers RE. Some physiologic considerations of centric and other jaw relations. *J Prosthet Dent.* 1956; 6: 183.
- Moyers RE. Temporomandibular muscle contraction patterns in angle class II, division 1 malocclusions: an electromyographic analysis. *Am J Orthod.* 1949; 35: 837-57.
- Nepola, S. R. Balancing ramps in prosthetic occlusion. *J Prosthet Dent.* 1958; 8(5): 776-80.
- Neill DJ, Nairn RI. Manual clínico e laboratorial – Dentaduras Completas. 2ª ed. São Paulo: Santos; 1984.
- Nimmo A, Kratochvil FJ. Balancing ramps in nonanatomic complete denture occlusion. *J Prosthet Dent.* 1985; 53(3): 431–433.
- Nóbilo KA. Avaliação psicossomática da anteriorização mandibular e sua possível interceptação, por meio das rampas posteriores nas próteses totais e parciais de extremos livres. *J Assoc Paul Cir Dent.* 1991; (57): 4-5. Apud Kataoka MSS. Relação Cêntrica: Avaliação dos traçados gráficos dos movimentos mandibulares antes e durante a utilização de próteses totais com pistas deslizantes de Nóbilo [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1994.
- Okeson JP. Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares. 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1992.
- Olthoff LW, Van der Bilt A, Bosman F, Kleizen HH. Distribution of particle sizes in food comminuted by human mastication. *Arch Oral Biol.* 1984; 29(11): 899-903.
- Payne SH. Fallacy of balanced articulation. *N Y J Dent.* 1944; 14: 151-154.

Pedroni CR, Borini CB, Bérzin F. Electromiographic examination in temporomandibular disorders – evaluation protocol. *Braz J Oral Sci.* 2004; 3(10): 526- 529.

Perez P, Kapur KK, Garrett NR. Studies of biologic parameters for denture design. Part III: Effects of occlusal adjustment, base retention, and fit on masseter muscle activity and masticatory performance. *J Prosthet Dent.* 1985; 53(1): 69-73.

Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V *et al.* Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2005; 32: 863–870

Planas P. Reabilitação Neurooclusal. 2^a Ed. Rio de Janeiro: Editora Médica e Científica Ltda; 1997.

Pound E. Personalized denture procedure – Dentist’s manual. Anaheim: Denar Corp; 1973.

Pruzansky S. The application of electromyography to dental research. *J Am Dent Assoc.* 1952; 44(1): 49-68.

Raustia AM, Salonen MAM, Pyhtinen J. Evolution of masticatory muscles of edentulous patients by computed tomography and electromyography. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(1): 11-16.

Saizar P. *Prostodoncia Total.* Buenos Aires: Editorial Mundi; 1972.

Sears VH. Centric and excentric occlusions. *J Prosthet Dent.* 1960; 10(6): 1029-1036.

Shi CS, Ouyang G, Guo TW. A comparative study of mastication between complete denture wearers and dentist subjects. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4): 505-509.

Swenson MC. *Dentaduras Completas.* 2^a ed. México: UTEHA; 1955.

Tallgren A, Holden S, Lang BR, Ash MM. Jaw muscle activity complete denture wearers - A longitudinal electromyographic study. *J Prosthet Dent.* 1980; 44(2): 123-132.

Tallgren A, Lang BR, Holden S, Huyser DJ, Miller RL. Longitudinal electromyographic study of chewing patterns in complete-denture wearers. *Int J Prosthodont*. 1992; 5(5): 415-23.

Tamaki T. *Dentaduras completas*. 4ª ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Tamaki T. *Dentaduras completas*. 4ª ed. São Paulo: Sarvier; 1988.

Thompson MJ. Masticatory efficiency as related to cusp form in denture prosthesis. *J Am Dent Assoc*. 1937; 24: 207-19.

Turano JC, Turano LM. *Fundamentos de prótese total*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Quintessence Books; 1993.

Veyrune JL, Mioche L. Complete denture wearers: electromyography of mastication and texture perception whilst eating meat. *Eur J Oral Sci*. 2000; 108: 83-92.

Vitti M. *Análise eletromiográfica do músculo temporal no homem [tese]*. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1968.

Vitti M. *Estudo eletromiográfico das ações conjugadas dos músculos mastigadores [tese]*. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1975.

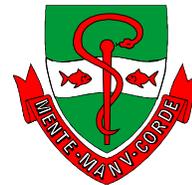
ANEXOS

Anexo 1 - Ficha clínica



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Departamento de Prótese e Periodontia



Disciplina de Prótese Total

IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____ Prontuário: _____

End. Res.: _____

Telefone: (____) _____ Cidade: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Sexo: ____ Idade: ____ Estado: _____

Telefone: (recado) (____) _____ Estado civil: _____

Aluno _____ Tel: _____

HISTÓRICO MÉDICO ODONTOLÓGICO

Motivo da troca da prótese: _____

Tempo sem dentes: _____

Tempo que usa prótese: _____

Tratamento médico ou cirúrgico: _____

Distúrbios sistêmicos: _____

Distúrbios orais: _____

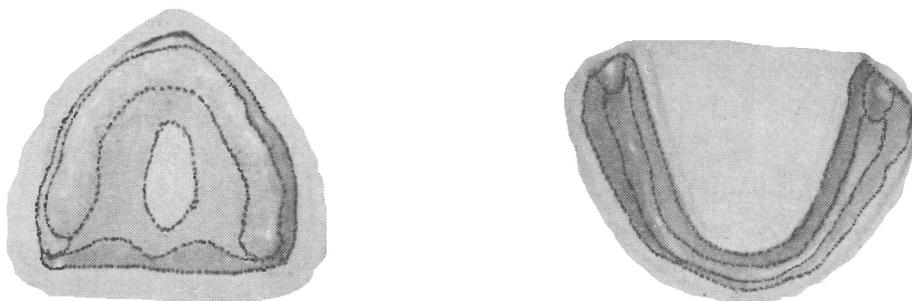
Doenças: _____

Uso de medicamentos: _____

Hábitos, drogas: _____

Possíveis alterações: _____

Alterações:



Declaro que as informações por mim prestadas neste prontuário são verdadeiras, e concordo com o plano de tratamento proposto.

Assinatura do Paciente: _____

HISTÓRICO DE SINAIS E SINTOMAS EM RELAÇÃO A D.T.M.

Músculo:

Cansaço ()

Dor ()

Articulações:

Ruídos ()

Dor ()

Abertura mandibular:

Desvio ()

Deflexão ()

Exagerada () Diminuída ()

Normal ()

Movimentação condilar:

Normal () Alterada ()

Assimetria facial:

L. direito () L. esquerdo ()

Paciente livre de sinais e sintomas de D.T.M.: Sim () Não ()

CARACTERÍSTICAS DO REBORDO

Superior

- 1- () Triangular () Quadrado () Ovóide - arcada
 2- () Forma de U () Triangular () Reabsorvido () Estrangulado
 () Em lâmina de faca - forma
 3- () Alto () Médio () Baixo () Muito baixo
 () Regular () Irregular

Inferior

- 1- () Triangular () Quadrado () Ovóide - arcada
 2- () Forma de U () Triangular () Reabsorvido () Estrangulado
 () Em lâmina de faca - forma
 3- () Alto () Médio () Baixo () Muito baixo
 () Regular () Irregular

Decorrer da pesquisa: _____

Procedimentos Clínicos		Procedimentos Laboratoriais	
Exame		Moldeira individual	
Moldagem anatômica		Plano de orientação	
Moldagem funcional		Base de prova (re)	
Registro da DV		Confecção do registro	
Registro intra - oral (indivi)		Montagem dos dentes	
Prova da prótese		Confecção das rampas	
Instalação		Polimerização	

Anexo 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: Estudo da atividade eletromiográfica e eficiência mastigatória e sua correlação em usuários de próteses totais equilibradas com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais

Objetivo

O objetivo deste trabalho é avaliar a influência das características oclusais, decorrente do uso de duas técnicas de montagem de dentes artificiais, na atividade eletromiográfica e na eficiência mastigatória em usuários de próteses totais duplas.

Justificativa

As características oclusais envolvidas no equilíbrio das próteses totais podem ter influência na eficiência mastigatória e no padrão da atividade eletromiográfica. A realização do trabalho trará informações sobre a interação dos fatores oclusais de cada técnica avaliada com o sistema estomatognático e sua influência na eficiência mastigatória e no padrão da atividade eletromiográfica.

Procedimento

Para alcançar nosso objetivo necessitamos de sua participação. Se você decidir participar desta pesquisa, após a realização dos testes você ficará com um uma par de próteses totais perfeitamente ajustada ao seu sistema mastigatório.

Avaliação da eficiência mastigatória

Você será convidado a mastigar dois saquinhos de borracha contendo amendoim. Um você irá mastigar 15 vezes e o outro 30 vezes.

Avaliação da atividade eletromiográfica

Será fixado do lado se seu rosto um pequeno quadrado com tiras de esparadrapo após a região ser limpa com algodão embebido em álcool. Você terá que ficar parado por 5 segundos e depois apertar durante mais 5 segundos, repetindo cada procedimento três vezes.

Benefícios e Métodos Alternativos

O participante receberá ao final da pesquisa uma par de prótese total, sem custo, perfeitamente ajustada ao seu sistema mastigatório.

Desconforto e riscos esperados

Os riscos previsíveis são praticamente inexistentes, uma vez que os procedimentos necessários para a confecção de próteses totais são os mesmos de um tratamento realizado por qualquer dentista. A coleta eletromiográfica é um procedimento consagrado em pesquisas e comumente utilizado para avaliação da condição muscular, realizada apenas através do contato dos eletrodos na pele. O teste de eficiência mastigatória será realizado através da mastigação de um alimento (amendoim) em saquinhos de borracha, para tanto basta você mastigar, de maneira costumeira, contando quantas vezes mastigou.

Forma de Acompanhamento e Garantia de Esclarecimento

Você será acompanhado durante o período da pesquisa. Você tem garantia de que receberá resposta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa. Os pesquisadores responsáveis assumem o compromisso de proporcionar toda a informação obtida, e acompanharão e assistirão todos os voluntários a qualquer momento durante a mesma.

Formas de ressarcimento

Você será ressarcido das despesas com o transporte de todos os dias necessários para a realização da pesquisa, que compreende a confecção de próteses totais e realização das coletas eletromiográficas.

Formas de indenização

Não há danos previsíveis decorrentes desta pesquisa. Não há forma de indenizações previstas.

Garantia de sigilo

Os pesquisadores responsáveis se comprometem a resguardar todas as informações da pesquisa, não revelando a identidade do voluntário que as originou.

Liberdade para se recusar em participar da pesquisa

A decisão de fazer parte desta pesquisa é voluntária. Você pode escolher se quer ou não participar, assim como poderá desistir de participar a qualquer momento. Caso você se recuse a participar ou se retire da pesquisa por qualquer motivo, você não sofrerá qualquer tipo de prejuízo. Caso você aceite livremente participar desta pesquisa você deverá receber uma cópia assinada deste documento. Qualquer dúvida, por favor, comunicar-nos com a maior brevidade possível.

Tratar com:

Daniel Filgueiras Ferreira - Tel – (19) 3412-5297, ou procurar o CEP — Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Tel – (19) 3412-5349, E – mail: cep@fop.unicamp.br, Website: www.fop.unicamp.br/cep/, ambos no End. Av Limeira, 901, CEP – 13414903.

IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

Nome: _____

Endereço: _____

Doc.de Identidade: _____ Tel: _____

Assinatura do voluntário

_____/_____/_____
Dia Mês Ano

Prof. Responsável

Anexo 3

CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "Estudo da atividade eletromiográfica e eficiência mastigatória e sua correlação em usuários de próteses totais equilibradas com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais", protocolo nº 032/2005, dos pesquisadores DANIEL FILGUEIRAS FERREIRA e MARCELO FERRAZ MESQUITA, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 22/06/2005.

The Research Ethics Committee of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that project "Study of the electromyographic activity and masticatory efficiency and its correlation in wearers of balanced complete denture with the use of two prosthetic teeth arrangement techniques", register number 032/2005, of DANIEL FILGUEIRAS FERREIRA and MARCELO FERRAZ MESQUITA, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for researching in human subjects and was approved by this committee at 22/06/2005.

Cinthia Pereira Machado Tabchoury
Cinthia Pereira Machado Tabchoury
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP

Jacks Jorge Júnior
Jacks Jorge Júnior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

Anexo 4

FICHA CONTROLE PARA INDIVIDUALIZAÇÃO

Nome do paciente _____ Tr _____

Cor do dente _____ Marca _____ Cor da base _____

Procedimentos realizados

1. Moldeira individual ()

2. Plano de orientação ()

3. Confecção do registro ()

4. Montagem dos dentes ()

5. Acrilização ()

Valores da individualização do articulador

- Guia condilar: Lado direito _____ Micro _____
Lado esquerdo _____ Micro _____
Mesa incisal _____

- Ângulo de Bennett: Lado direito _____ Micro _____
Inclinação da guia condilar _____
Mesa incisal _____

Lado esquerdo _____ Micro _____
Inclinação da guia condilar _____
Mesa incisal _____

Anexo 5 – Os valores da atividade EMG e do coeficiente de simetria muscular dos pacientes avaliados estão apresentados nas Tabelas 7 a 10.

Tabela 7. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 1 no terceiro mês de uso das próteses.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	6,8	4,1	12,7	7,0	24,0	15,0	57,7	38,7
2	5,6	5,0	5,5	5,4	10,6	20,7	9,1	36,7
3	8,5	6,7	6,0	4,6	30,0	25,7	20,3	31,0
4	7,1	8,0	10,3	5,6	29,7	17,0	54,3	25,7
5	9,0	4,3	12,7	7,8	67,0	36,3	62,3	46,3
6	7,1	6,9	6,8	8,0	34,9	49,9	95,5	101,3
7	8,0	5,8	10,3	8,4	24,9	18,1	136,7	64,0
8	10,7	9,1	9,3	7,2	33,6	35,3	49,6	33,7
9	8,1	3,3	2,8	3,1	47,3	50,0	47,3	70,3
10	7,0	4,5	12,3	4,7	77,0	48,7	61,3	38,0
11	6,1	9,7	12,7	9,4	22,7	34,7	60,3	111,7
12	9,8	4,8	8,0	4,7	52,0	12,7	132,5	41,7
Média	7,8	6,0	9,1	6,3	37,8	30,3	65,6	53,3
DP	1,5	2,1	3,3	1,9	19,4	14,1	38,7	28,1

Tabela 8. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 2 no terceiro mês de uso das próteses.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	9,4	3,7	5,7	7,9	20,2	21,1	15,6	37,3
2	5,7	4,3	13,2	8,1	16,2	11,8	19,4	16,0
3	5,4	5,0	2,9	3,2	50,4	47,0	35,0	104,3
4	5,6	8,7	5,1	5,9	68,0	29,9	23,8	95,3
5	7,0	7,3	12,5	10,5	22,2	23,6	43,2	34,2
6	10,2	9,0	12,5	12,2	29,9	23,3	98,4	119,4
7	21,7	5,4	5,8	6,1	41,4	11,2	61,3	48,3
8	11,4	6,4	12,5	6,1	37,7	23,3	98,9	27,4
9	4,6	4,3	5,2	5,4	81,5	27,4	71,0	57,6
10	6,7	4,9	11,6	7,2	24,8	12,7	64,0	37,4
11	8,4	3,7	10,2	9,5	17,7	24,8	103,1	98,0
12	4,0	4,8	5,8	6,9	11,9	16,0	56,7	31,3
Média	8,3	5,6	8,6	7,4	35,2	22,7	57,5	58,9
DP	4,8	1,8	3,8	2,4	21,8	9,9	31,3	35,5

Tabela 9. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 1 no terceiro mês de uso das próteses.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	75,4	71,4	76,9	80,3
2	94,0	99,1	67,8	39,9
3	88,4	86,9	92,2	79,2
4	93,8	70,3	72,9	64,2
5	64,2	76,0	70,3	85,3
6	98,6	91,9	82,3	97,0
7	83,8	89,6	84,3	63,8
8	92,3	87,1	97,5	81,0
9	58,1	94,9	97,3	80,5
10	78,1	55,5	77,5	76,5
11	77,6	85,0	79,1	70,1
12	66,2	74,0	39,2	47,9
Média	80,9	81,8	78,1	72,1
DP	13,2	12,5	15,7	16,1

Tabela 10. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 2 no terceiro mês de uso das próteses.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	56,3	83,9	97,9	58,9
2	85,9	75,9	84,4	90,6
3	95,8	94,6	96,5	50,2
4	78,4	92,1	61,1	39,9
5	97,9	91,0	96,9	88,3
6	94,1	99,1	87,6	90,4
7	39,9	97,2	42,7	88,1
8	71,8	65,7	76,5	43,3
9	96,3	98,7	50,4	89,6
10	85,1	77,0	67,9	73,8
11	61,4	96,3	83,4	97,5
12	90,9	91,9	85,2	71,1
Média	79,5	88,6	77,5	73,5
DP	18,6	10,7	18,4	20,5

Anexo 6 – Os valores da eficiência mastigatória dos pacientes avaliados estão apresentados nas Tabelas 11 e 12.

Tabela 11. Peso total e fracionado, em gramas (gr), do alimento teste nos compartimentos do sistema peneiras após sua trituração pelos pacientes do grupo 1.

Paciente	Ciclos	Inferior	Médio	Superior	Total (gr)
1	15	0,144	0,056	1,321	1,521
1	30	0,472	0,183	0,751	1,406
2	15	0,027	0,007	1,539	1,573
2	30	0,106	0,044	1,430	1,580
3	15	0,087	0,026	1,417	1,530
3	30	0,106	0,039	1,455	1,600
4	15	0,258	0,138	1,028	1,424
4	30	0,422	0,146	0,796	1,364
5	15	0,037	0,018	1,472	1,527
5	30	0,383	0,123	0,957	1,463
6	15	0,353	0,095	0,999	1,447
6	30	0,648	0,158	0,612	1,418
7	15	0,059	0,015	1,428	1,502
7	30	0,194	0,072	1,146	1,412
8	15	0,199	0,059	1,202	1,460
8	30	0,264	0,098	1,071	1,433
9	15	0,310	0,101	1,102	1,513
9	30	0,476	0,108	0,825	1,409
10	15	0,290	0,124	0,989	1,403
10	30	0,485	0,224	0,664	1,373
11	15	0,214	0,076	1,143	1,433
11	30	0,145	0,059	1,311	1,515
12	15	0,085	0,034	1,403	1,522
12	30	0,261	0,071	1,084	1,416

Tabela 12. Peso total e fracionado, em gramas (gr), do alimento teste nos compartimentos do sistema peneiras após sua trituração pelos pacientes do grupo 2.

Pacientes	Ciclos	Inferior	Médio	Superior	Total (gr)
1	15	0,028	0,008	1,501	1,537
1	30	0,111	0,309	1,435	1,855
2	15	0,034	0,023	1,500	1,557
2	30	0,054	0,019	1,497	1,570
3	15	0,311	0,095	1,102	1,508
3	30	0,354	0,114	0,976	1,444
4	15	0,400	0,096	0,994	1,490
4	30	0,482	0,119	0,898	1,499
5	15	0,109	0,041	1,364	1,514
5	30	0,285	0,099	1,092	1,476
6	15	0,234	0,081	1,07	1,385
6	30	0,397	0,103	0,907	1,407
7	15	0,152	0,049	1,310	1,511
7	30	0,182	0,071	1,189	1,442
8	15	0,215	0,078	1,214	1,507
8	30	0,433	0,118	0,920	1,471
9	15	0,311	0,083	1,159	1,553
9	30	0,574	0,156	0,778	1,508
10	15	0,100	0,038	1,405	1,543
10	30	0,205	0,057	1,254	1,516
11	15	0,048	0,011	1,499	1,558
11	30	0,277	0,092	1,193	1,562
12	15	0,294	0,056	1,118	1,468
12	30	0,440	0,090	0,876	1,406

Anexo 7 – Análise estatística

Os dados obtidos a partir da análise comparativa entre os ciclos mastigatórios e entre os músculos de cada grupo avaliado e da correlação entre os ciclos dentro de cada grupo estão apresentados nas Tabelas 13 a 16.

Tabela 13. Dados da análise comparativa em 15 e 30 ciclos mastigatórios entre os grupos.

	15 Ciclos		30 Ciclos	
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
Média	16,03	16,13	31,03	28,61
Mediana	15,4	16,4	29,9	29,2
Desvio Padrão	10,91	10,47	16,68	12,21
Mínimo	2,2	2,3	9,1	4,6
Máximo	31,0	33,3	56,8	48,4
Tamanho	12	12	12	12
IC*	6,17	5,93	9,44	6,91
p-valor	0,985		0,689	

* Intervalo de confiança

Tabela 14. Análise da correlação entre 15 e 30 ciclos mastigatórios dentro de cada grupo.

Ciclos	Correlação	p-valor
Grupo 1	70,8%	0,01
Grupo 2	80,9%	0,001

Tabela 15. Dados da análise comparativa das médias da simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter, em repouso, entre os grupos 1 e 2.

	Temporal		Masseter	
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
Média	80,87	79,48	81,81	88,61
Mediana	81,0	85,5	85,9	92,0
Desvio Padrão	13,16	18,58	12,52	10,68
Mínimo	58,1	39,9	55,5	65,7
Máximo	98,6	97,9	99,1	99,1
Tamanho	12	12	12	12
IC*	7,45	10,51	7,09	6,04
p-valor	0,834		0,167	

* Intervalo de confiança

Tabela 16. Dados da análise comparativa das médias da simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter, em contração isométrica em máxima intercuspidação, entre os grupos 1 e 2.

	Temporal		Masseter	
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 1	Grupo 2
Média	78,11	77,53	72,13	73,48
Mediana	78,3	83,9	77,9	81,0
Desvio Padrão	15,70	18,35	16,07	20,54
Mínimo	39,2	42,7	39,9	39,9
Máximo	97,5	97,9	97,0	97,5
Tamanho	12	12	12	12
IC*	8,89	10,38	9,09	11,62
p-valor	0,934		0,860	

* Intervalo de confiança

A representação gráfica da correlação entre 15 e 30 ciclos mastigatórios dentro de cada grupo avaliado está apresentada nas Figuras 38 e 39.

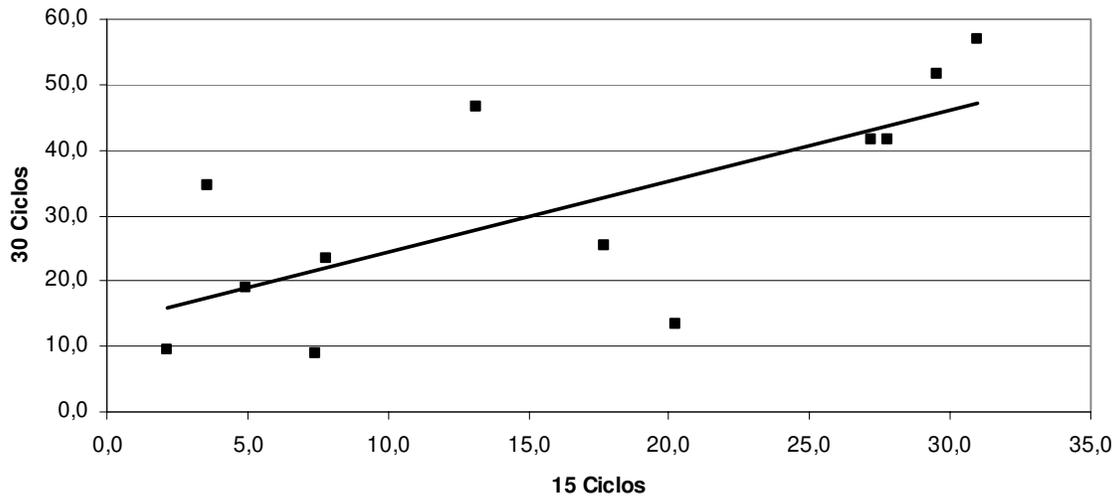


Figura 38. Representação gráfica da correlação entre os ciclos mastigatórios avaliados no grupo 1.

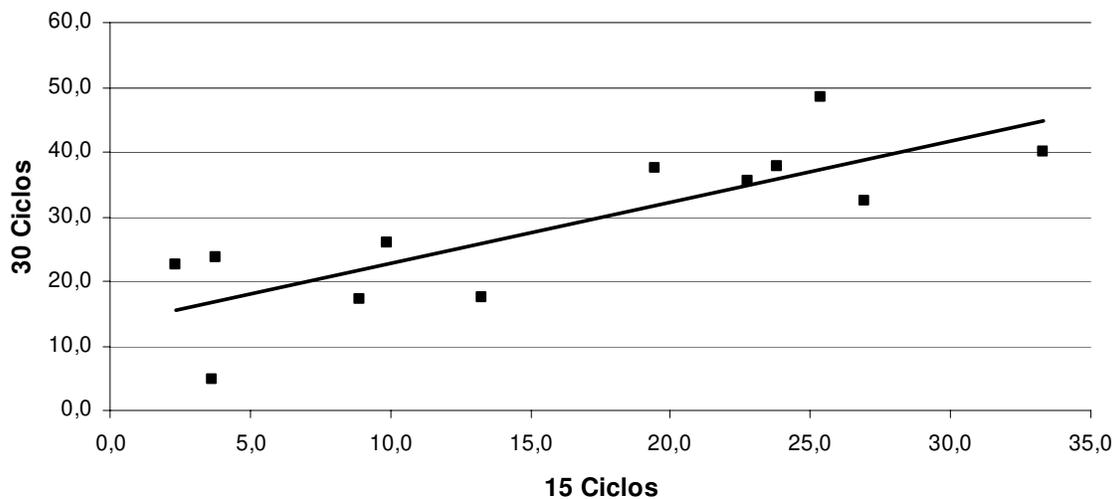


Figura 39. Representação gráfica da correlação entre os ciclos mastigatórios avaliados no grupo 2.

Os dados obtidos a partir da análise da correlação entre a simetria da atividade EMG, nas posições de R e de CIMI, e eficiência mastigatória nos ciclos avaliados dentro de cada grupo estão apresentados nas Tabelas 17 e 18.

Tabela 17. Valores de p e nível de correlação obtidos a partir da análise entre a simetria da atividade EMG e eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos no grupo 1.

		15 ciclos		30 ciclos	
Repouso	Temporal	12,4%	0,70	-9,3%	0,77
	Masseter	-24,8%	0,43	-46,0%	0,13
Isométrico	Temporal	32,8%	0,29	6,9%	0,83
	Masseter	48,1%	0,11	58,4%	0,04

Nível de correlação expresso em %

Tabela 18. Valores de p e nível de correlação obtidos a partir da análise entre a simetria da atividade EMG e eficiência mastigatória em 15 e 30 ciclos no grupo 2.

		15 ciclos		30 ciclos	
Repouso	Temporal	41,7%	0,17	36,9%	0,23
	Masseter	33,4%	0,28	33,8%	0,28
Isométrico	Temporal	-28,4%	0,37	-16,0%	0,61
	Masseter	-47,6%	0,11	-35,3%	0,26

Nível de correlação expresso em %

A representação gráfica da correlação entre a simetria da atividade EMG nas posições de R e de CIMI e a eficiência mastigatória com 15 e 30 ciclos mastigatórios dos grupos avaliados está apresentada nas Figuras 40 a 55.

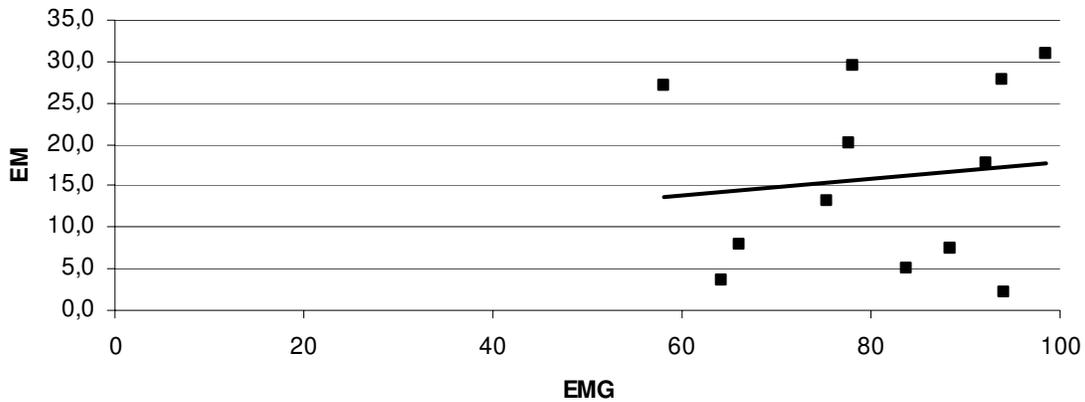


Figura 40. Temporal em repouso X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

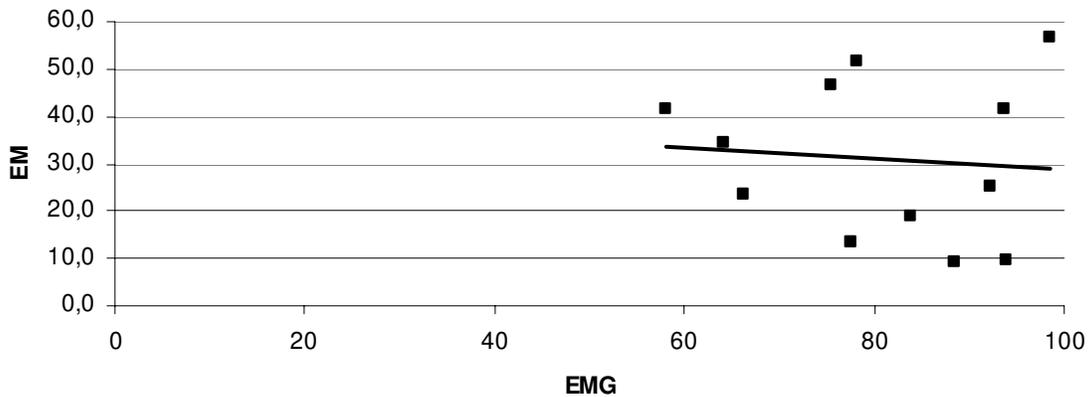


Figura 41. Temporal em repouso X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

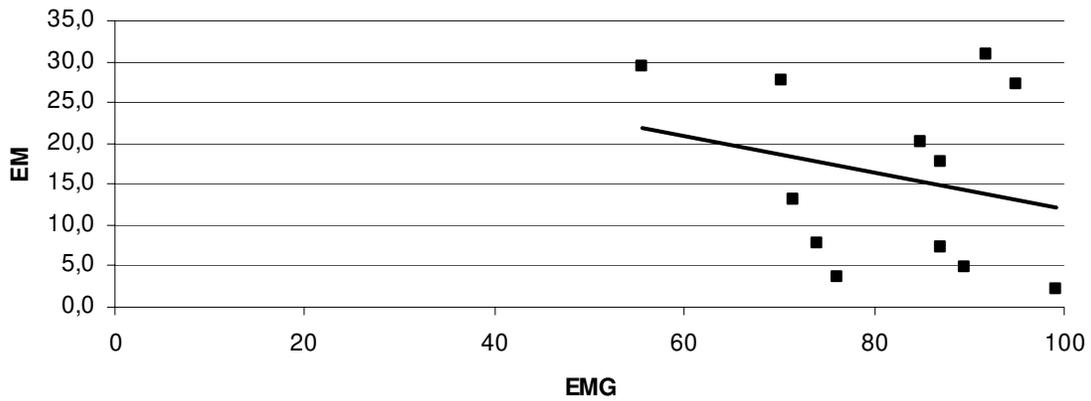


Figura 42. Masseter em repouso X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

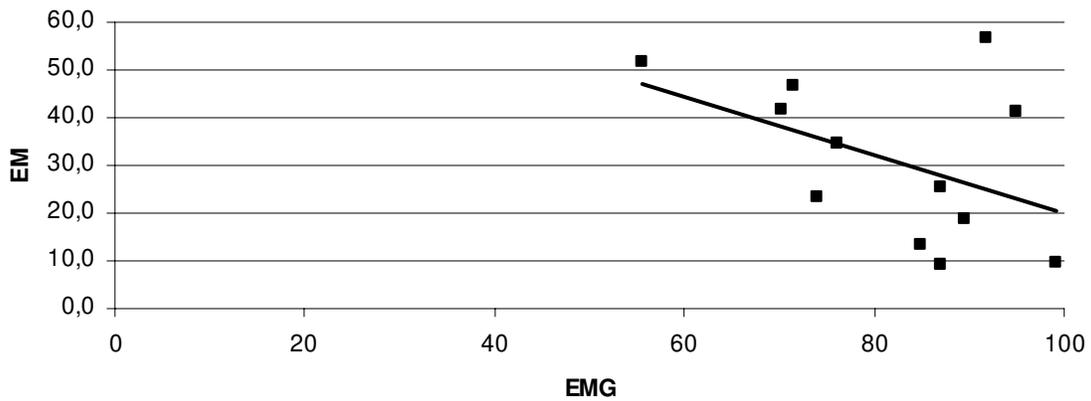


Figura 43. Masseter em repouso X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

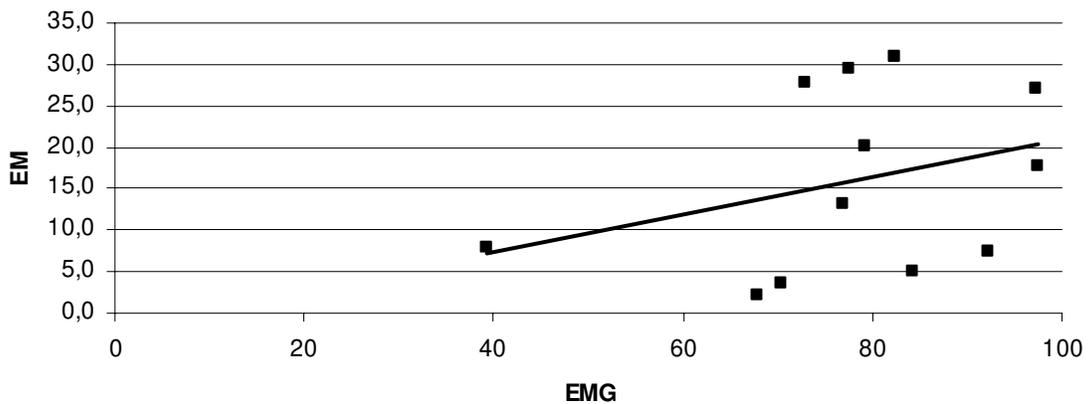


Figura 44. Temporalis em contração isométrica em máxima intercuspidação X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

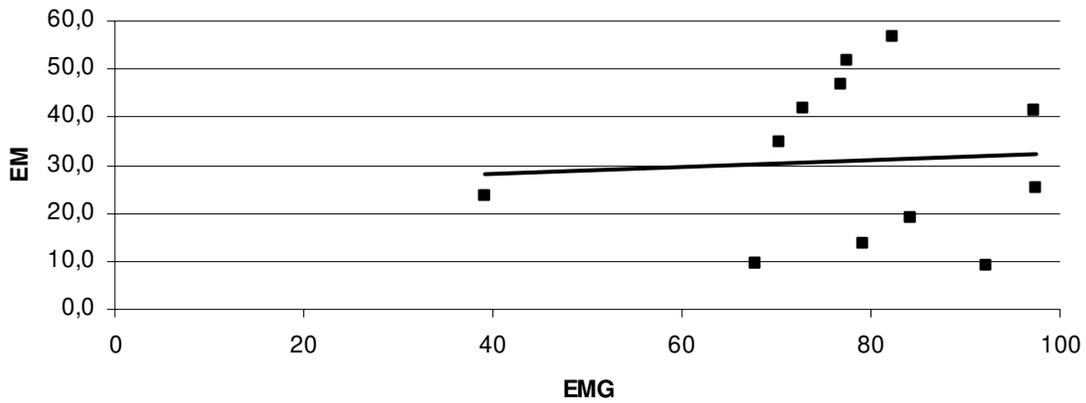


Figura 45. Temporal em contração isométrica em máxima intercuspidação X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

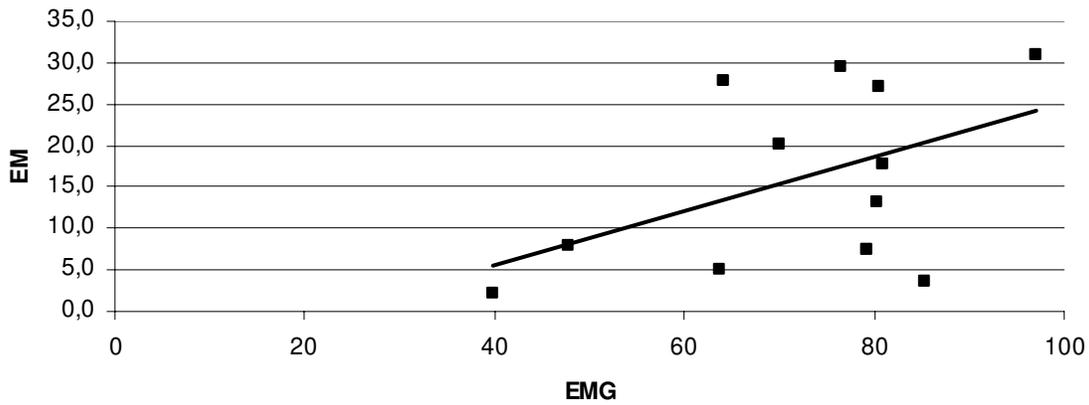


Figura 46. Masseter em contração isométrica em máxima intercuspidação X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

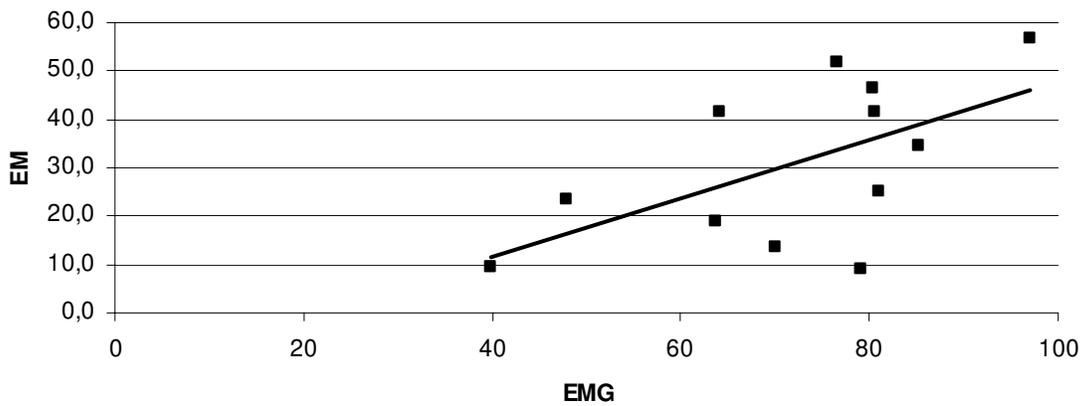


Figura 47. Masseter em contração isométrica em máxima intercuspidação X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 1.

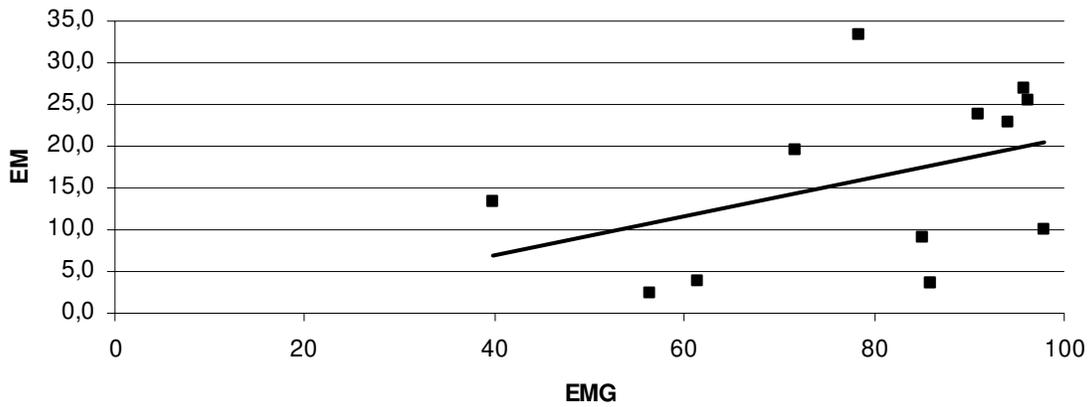


Figura 48. Temporal em repouso X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

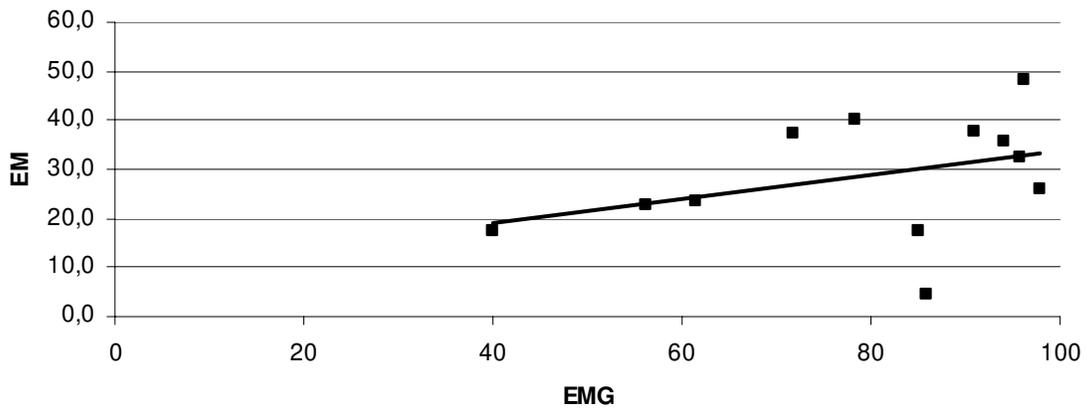


Figura 49. Temporal em repouso X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

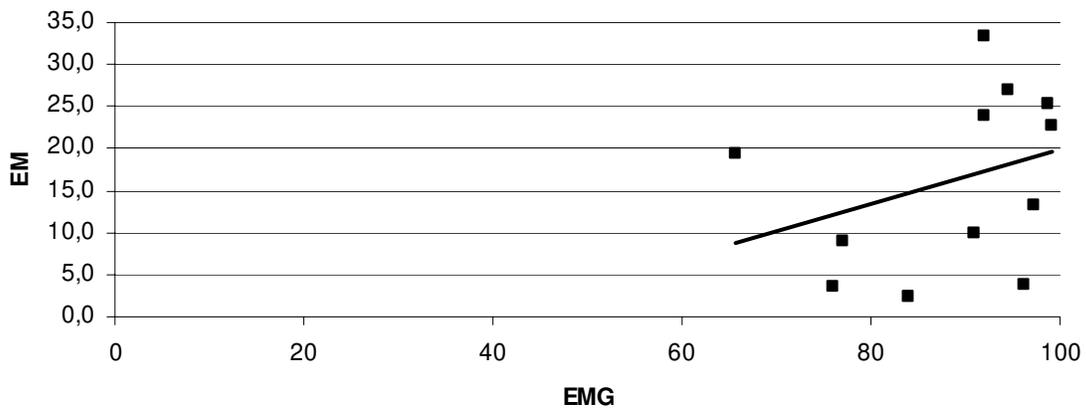


Figura 50. Masseter em repouso X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

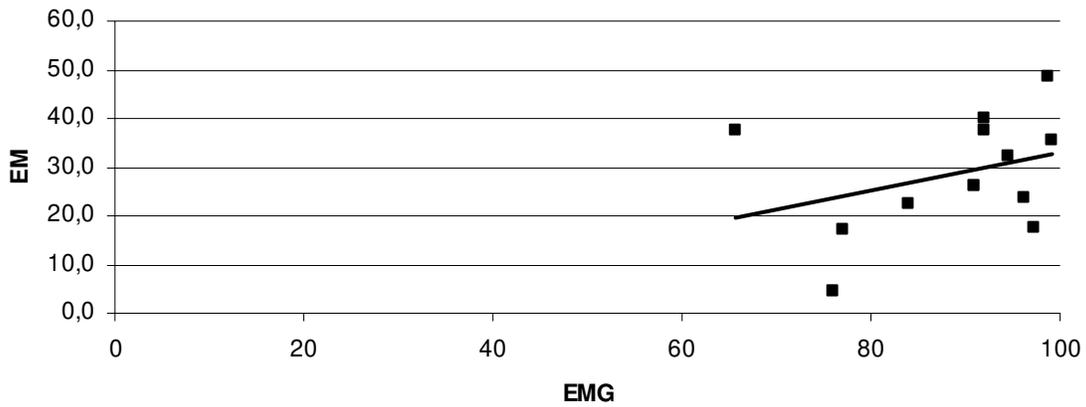


Figura 51. Masseter em repouso X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

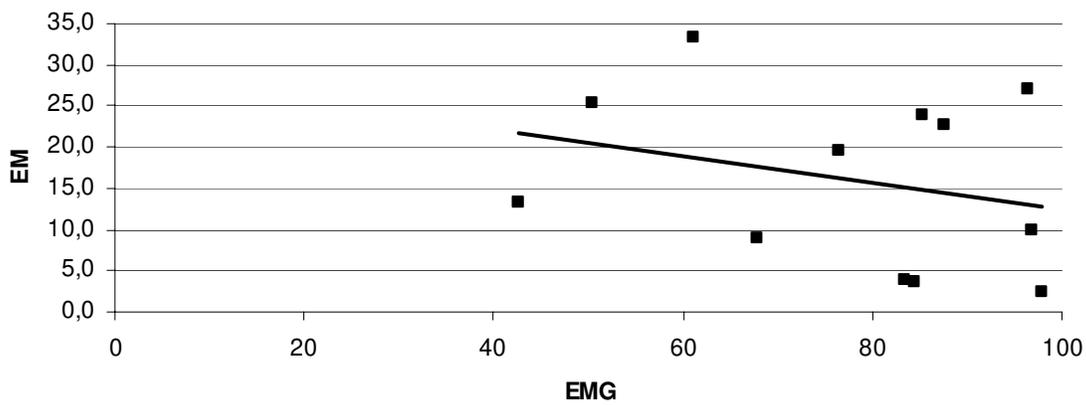


Figura 52. Temporal em contração isométrica em máxima intercuspidação X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

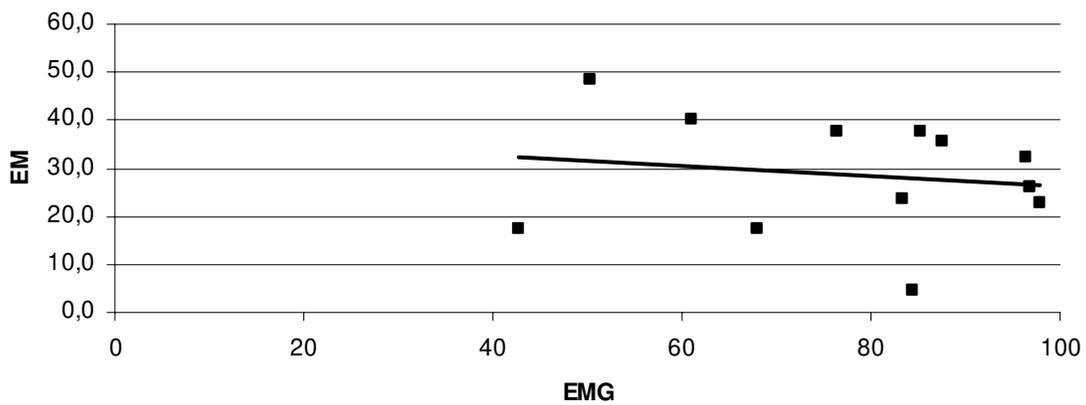


Figura 53. Temporal em contração isométrica em máxima intercuspidação X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

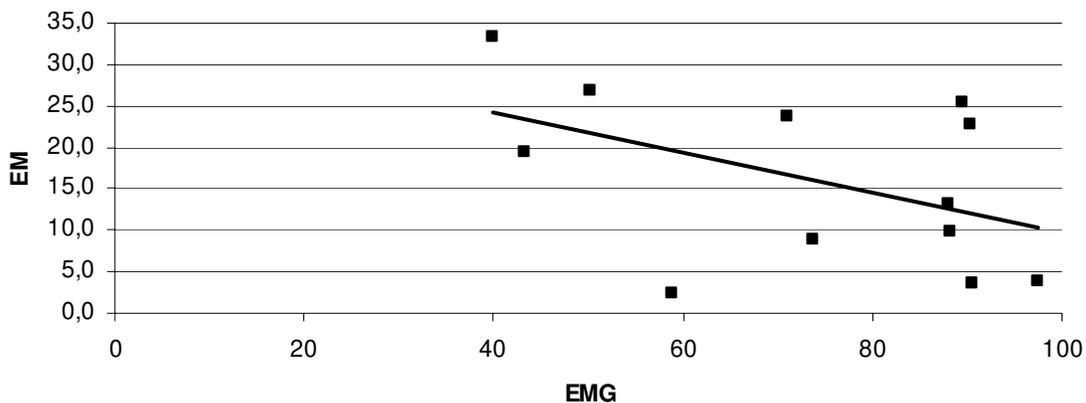


Figura 54. Masseter em contração isométrica em máxima intercuspidação X 15 ciclos mastigatórios – Grupo 2.

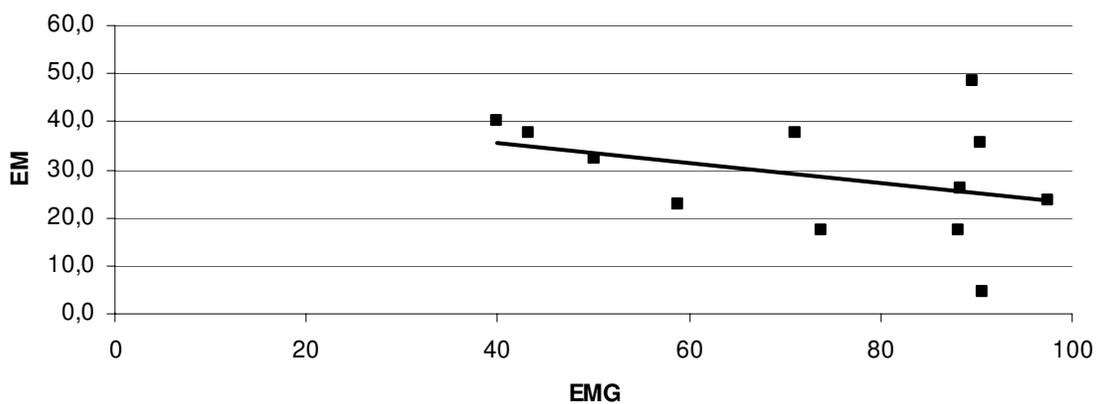


Figura 55. Masseter em contração isométrica em máxima intercuspidação X 30 ciclos mastigatórios – Grupo 2.