Universidade Estadual de Campinas

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Daniel Filgueiras Ferreira

Cirurgião-Dentista

Avaliação Eletromiográfica da Eficiência de Duas Técnicas de Montagem de Dentes Artificiais em Prótese Total Dupla

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

PIRACICABA

2005

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Daniel Filgueiras Ferreira
Cirurgião-Dentista

Avaliação Eletromiográfica da Eficiência de Duas Técnicas de Montagem de Dentes Artificiais em Prótese Total Dupla

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

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Krunislave Antônio Nóbilo
Prof. Dr. Frederico Augusto Peixoto Silva
Suplente:
Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

PIRACICABA
2005

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA

BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

F413a

Ferreira, Daniel Filgueiras.

Avaliação eletromiográfica da eficiência de duas técnicas de montagem de dentes artificiais em prótese total dupla. / Daniel Filgueiras Ferreira. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador : Marcelo Ferraz Mesquita.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

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

(mg/fop)

Título em inglês: Electromyographic evaluation of the efficiency of two prosthetic teeth arrangement techniques in double complete dentures

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Denture, complete; Electromyography

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita; Krunislave Antônio Nóbilo; Frederico Augusto Peixoto Silva

Data da defesa: 21/02/2005

DEDICATÓRIA

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

Aos **meus pais**, 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**, 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.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

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. Thales Rocha de Mattos Filho e Diretor Associado, Prof. Dr. Mario Fernando de Góes.

Ao Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen, Coordenador Geral dos Cursos de Pós-Graduação e Prof. Dr. Roger Willian Fernandes Moreira, Coordenador do Curso 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.

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

À Fernanda Faot, Priscila Oliveira Serrano, Wander José da Silva, pela amizade, companheirismo, aprendizagem e pelos momentos compartilhados.

À Profª. Drª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, pela confiança e utilização do Laboratório de Produção e pelo convívio durante este período.

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.

Ao Prof. Dr. José Augusto Ataíde Lisboa, pelo apoio, pelo exemplo de força e determinação em busca de um ideal.

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

Aos colegas do COAT – F.O.U.F.Ba., Prof. Alan Araújo de Jesus, Prof. Francisco de Souza Barreto, Prof. Alexandre Protásio Viana, Dr. Hans Araújo Oliveira, Dr. Alessandro Amorim, Dr. Renan Miranda Cordeiro, Dr. Márcio Vieira Lisboa.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Alessandra Damaceno, Cláudia Baboni, Caio Hermann, Cristiane Machado, Fábio Jóia, Fernanda Paixão, Fernanda Faot, Márcia Nakaoka, Luciana Valadares, Luciana Asprino, Priscila Serrano, Wagner Fragoso, Poliana Bastos, Wander José Silva, Emilena Lima, Juliana Moura, Noéli Boscato, Daniela Botega, Ricardo Abreu, Rosena Rosa, 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

SUMÁRIO

RESUMO 1
ABSTRACT 5
1 INTRODUÇÃO 7
2 REVISÃO DE LITERATURA 11
2.1 Oclusão em Prótese Total 11
2.2 Eletromiografia 30
3 PROPOSIÇÃO 41
4 MATERIAIS E MÉTODO 43
4.1 Delineamento experimental 43
4.2 Seleção da Amostra 43
4.3 Procedimentos Realizados para o Grupo 1 (Técnica Convencional) 44
4.4 Procedimentos Realizados para o Grupo 2 (Técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo) 52
4.5 Avaliação Eletromiográfica 57
4.6 Análise Estatística 62
5 RESULTADOS 65
5.1 Médias da Atividade EMG nos Tempos 65
5.2 Médias do Coeficiente de Simetria Muscular nos Tempos 66
5.3 Análise Estatística 71
6 DISCUSSÃO 73
7 CONCLUSÃO 81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 83
ANEXOS 89

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar eletromiograficamente o padrão de atividade muscular resultante da utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais para obtenção de equilíbrio em prótese total dupla. 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 separados em dois grupos de 12 pacientes: (G1 e G2). Para o G1, utilizou-se a técnica Convencional, onde o equilíbrio foi obtido através de contatos interferentes entre dentes artificiais. Para o G2, utilizou-se a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, que proporciona equilíbrio através de contatos deslizantes entre a superfície das rampas. O padrão de atividade muscular foi mensurado através da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos temporais porção anterior e masseteres nas posições de repouso (R) e na contração isométrica em máxima intercuspidação (CIMI), avaliado em quatro tempos: T0 - instalação; T1 - 1º mês; T2 - 2º meses; T3 - 3º meses de uso das próteses. Foi utilizado o eletromiógrafo Myosystem I® (Prosecon Ltda, Uberlândia, MG, Brasil) e o sinal eletromiográfico condicionado através de filtro digital passa faixa e analisado em relação RMS (Root Mean Square). Em ambos os grupos, observou-se pequenas alterações nos valores da atividade EMG para os músculos temporais anteriores e masseteres na posição de R. Na posição de CIMI, no G1 os músculos temporais anteriores apresentaram valores finais menores que os iniciais, e situação inversa foi observada para os masseteres, com valores finais maiores que os iniciais; no G2 observou-se inversão dos valores para os músculos temporais anteriores e aumento para os masseteres com ligeiro equilíbrio no terceiro mês de avaliação O teste Wilcoxon-Mann-Whitney entre as técnicas e o de Friedman nos tempos avaliados não mostraram diferenças estatísticas significativas ($p<0.05$). Conclui-se que as técnicas estudadas clinicamente não apresentaram diferença entre si, e que as avaliações nos tempos não proporcionaram o equilíbrio dos músculos

mastigatórios estudados. Dessa forma, ambas técnicas podem ser utilizadas com performances clínicas semelhantes.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate by the electromyography muscular activity pattern resulting of two prosthetic teeth arrangement techniques that promote balance in double complete dentures. Twenty-four subjects totally edentulous, free from signs and symptoms of TMJ disorders and with at least five years complete dentures use were divided in two groups of 12 subjects: G1 and G2. In the Group 1, the Conventional technique was used and the interference contacts between artificial teeth were responsible for the balance. In the Group 2, the Nóbilo's Balancing Ramps technique, slippery contacts between ramps surfaces provided balance. The muscular activity pattern was measured by electromyographic (EMG) activity of anterior temporal and masseter muscles in the mandibular rest (R) and maximal biting in the intercuspal position (CIMI) at four times: T0 - installation; T1 - 1st month; T2 - 2nd month; T3 - 3rd month of prostheses use. The electromyographic sign was collected with Myosystem I® conditioned through of digital filter pass band and analyzed in relation to RMS (Root Mean Square). In both groups, in the mandibular rest of the anterior temporal and masseter muscles was observed small alterations in the EMG activity values. In CIMI position, in the Group 1, anterior temporal muscles showed final values smaller than the initial, differently of masseter muscles that showed final values greater than the initial; in the Group 2 inversion values were observed in the temporal muscles and increase in the masseter with light balance in the third month evaluation. Wilcoxon-Mann-Whitney test between the techniques and the Friedman test in the evaluated times did not show significant statistical differences ($p<0.05$). The techniques clinically studied did not show differences between themselves and the times evaluation did not provide balance in the masticatory muscles studied. In this way, both techniques can be used with similar clinic performance.

1- INTRODUÇÃO

A 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 (Ivanhoe *et al*., 2002).

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. É necessário dar maior importância à função e vida útil das próteses em pacientes da terceira idade, pois o uso adequado dos aparelhos protéticos contribui para a manutenção dos rebordos alveolares, tecidos moles, da harmonia funcional do sistema estomatognático, da capacidade mastigatória e das necessidades estéticas (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). Dessa forma, um correto planejamento é de fundamental importância na execução da reabilitação de pacientes edentados, onde o objetivo não deve ser apenas a substituição de dentes perdidos, mas também a obtenção de uma relação estável e harmoniosa para que a prevenção de patologias articulares e do sistema estomatognático seja alcançada. 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).

Entretanto, a falta de equilíbrio oclusal nas próteses totais causa inclinação das mesmas nos seus tecidos de suporte, rompendo o selamento retentivo. Assim, muitos pacientes usam suas próteses sem equilíbrio oclusal e com forças retentivas diminuídas, gerando seu deslocamento. (Grant *et al*., 1994).

A alta capacidade de adaptação funcional do sistema estomatognático pode ser evidenciada pela elevada porcentagem de próteses confeccionadas por técnicas padronizadas baseadas na lei do mínimo esforço, com as quais o paciente acaba se adaptando, criando reflexos patológicos condicionados que em

longo prazo poderão gerar lesões no sistema estomatognático de repercussões à distância no organismo do indivíduo (Planas, 1997). Por isso, o grande desafio na reabilitação de pacientes edêntulos é estabelecer nas superfícies dos dentes, características adequadas para a função mastigatória nas várias idades e para cada alteração fisiológica ocorrida (Campos, 1970).

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 proporcionar excelente 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).

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), pelo conhecimento da atuação do sistema nervoso central e comando neuromuscular no comportamento estático e dinâmico dos músculos mastigatórios, que passam a despertar a atenção dos profissionais de odontologia para o perigo da visão mecanicista e limitada da oclusão e seus reflexos nos dentes e estruturas ósseas (Moyers, 1956).

Diante da importância do relacionamento articular em próteses totais e sua influência no comportamento muscular dentro do contexto da reabilitação em pacientes totalmente edêntulos, este trabalho propõe-se avaliar o padrão de atividade EMG entre músculos pareados, utilizando 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 muscular 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 na instalação das próteses e nos três meses subseqüentes.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - OCLUSÃO EM PRÓTESE TOTAL

2.1.1 - CONCEITOS

Devan, em 1954, sugeriu o termo “Neutrocentric” 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 Neutrocentric.

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), 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 necessitar de maior retenção ativa, o que as tornava traumatizantes e menos efetivas (Bonwill, 1899).

Miralles *et al*., em 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, em 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, em 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, em 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, em 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 manejamento 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, em 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 conseqüência 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, em 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, em 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. Alguns dentistas insistem que a oclusão monoplana não é eficiente, não pode ser equilibrada e não tem aparência natural. A escolha pela utilização deste tipo de oclusão pelo autor, se fundamentou no fato de poder controlar a direção do esquema das forças musculares durante a mastigação, aumentando a estabilidade das próteses totais e promovendo o funcionamento dos dentes em uma área oclusal cêntrica maior que um ponto. O arco de movimentação mandibular pode ser utilizado mais eficientemente com uma influência estabilizadora para as próteses totais, quando o monoplano de oclusão é usado.

Frush, em 1966, adotou uma classificação para os tipos de oclusão em prótese total baseada em princípios geométricos, levando em consideração o número de faces dos dentes que entram em contato durante o relacionamento maxilomandibular das próteses. Para o autor, dentes que apresentam cúspides determinariam uma oclusão tridimensional pela presença de contatos oclusais em três dimensões: altura, largura e comprimento; os que apresentam superfície oclusal plana determinariam uma oclusão bidimensional, com contatos oclusais apenas em largura e comprimento. Já a oclusão Linear é unidimensional, na qual os dentes posteriores inferiores tem anatomia oclusal modificada com objetivo de obter uma lâmina oclusal anteroposterior, estabelecendo contatos entre os dentes inferiores e os superiores, apresentando forma oclusal plana. Este tipo de oclusão mostra algumas vantagens em relação às outras, como: facilidade de ajuste,

simplicidade de obtenção e menor área de contato oclusal, reduzindo-se a probabilidade de contatos deflectivos. O direcionamento das forças é outro fator a ser levado em consideração na oclusão Linear, pois as mesmas são em direção vertical perpendiculares à superfície do dente superior em posição cêntrica e em posições excêntricas, estabelecendo dessa forma efeito estabilizante para a base da prótese total durante os movimentos funcionais da mandíbula. Na oclusão tridimensional, durante os movimentos de lateralidade os dentes geram forças laterais devido à existência dos planos inclinados das cúspides; já na oclusão bidimensional, o deslizamento lateral da mandíbula produz desequilíbrio na prótese total, com tendência de inclinação de sua base para o lado de trabalho, gerando pressão sobre o tecido de suporte desta área.

Para Campos, em 1970, existem dois movimentos mandibulares que devemos levar em consideração na reabilitação do desdentado total: os mastigatórios e os não mastigatórios, ambos envolvendo contato dental. No primeiro, a mandíbula se movimenta em ciclos e os contatos dentais são feitos no final do ciclo; no segundo. a mandíbula está no plano horizontal descrevendo trajetórias conhecidas como excursões laterais e protrusivas. Por isso, as próteses totais devem ser confeccionadas para se adaptarem não somente ao modelo de mastigação do paciente, mas também aos movimentos laterais e protrusivos que ele pode realizar, pois mesmo tendo força de mordida reduzida, quando as superfícies oclusais não são bem adaptadas à função, esta é suficiente para deslocar a prótese e traumatizar os tecidos. Com o avançar da idade, os ciclos mastigatórios tendem a terminar em posições excêntricas, e quando realizamos tratamento protético, se as cúspides não são adaptadas a essas trajetórias, as próteses serão submetidas a deslocamentos laterais traumáticos através de contatos prematuros. O propósito principal do balanceio oclusal é estabelecer uma relação harmônica das superfícies oclusais em posições cêntricas e excêntricas dentro do âmbito funcional, evitando deslocamento ou rotação por ação de alavanca das bases das próteses totais em relação às estruturas de suporte. Para atingir este objetivo, seria necessário obedecer no arranjo dos dentes uma curva

de compensação individualizada, o uso habitual dos movimentos cíclicos, as excursões laterais e a utilização do ajuste oclusal para a obtenção do maior número de contatos.

Saizar, em 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, em 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 conseqüência 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.

Para Ng, em 1974, uma oclusão é equilibrada quando a disposição dos dentes proporciona contatos suaves e deslizantes entre superfícies oclusais, livres de interferências, mantendo sempre contato entre os dentes durante a movimentação mandibular. Este é o conceito de oclusão aceito como necessário para sucesso da prótese total. A falta de equilíbrio em articulação e oclusão é responsável pela ocorrência de dor, instabilidade, redução da eficiência e fonética. Para que seja alcançado este equilíbrio, são necessárias quatro exigências: a utilização de um articulador que reproduza os movimentos do paciente; registros para transferir as medidas do pacientes; entendimento dos fatores que estão envolvidos no equilíbrio das próteses e utilização de dentes que possuam cúspides com a angulação necessária para obter equilíbrio.

Javid & Porter, em 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, em 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, em 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, em 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*., em 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, em 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, em 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, em 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, em 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 (Neutrocentric), 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*., em 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, em 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 muitos 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, em 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. 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 ao dente natural.

Gomes *et al.*, em 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, em 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, em 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 a

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.

Para Grant *et al*., em 1994, a falta de equilíbrio oclusal nas próteses totais causa inclinação das mesmas nos seus tecidos de suporte, rompendo o selamento retentivo. Porém, muitos pacientes podem usar as próteses com sucesso sem equilíbrio oclusal, tendo suas forças retentivas diminuídas, mas gerando deslocamento da prótese pela grande falta de equilíbrio. Além disso, a dificuldade de uso de próteses confeccionadas sem equilíbrio oclusal freqüentemente decorre de uma imprecisa relação maxilomandibular juntamente com erros de ajuste e inadequada extensão periférica.

Lang, em 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 monoplano 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.

Bolzani & Nóbilo, em 1997, descreveram uma técnica de confecção das rampas posteriores de equilíbrio, argumentando que as adaptações fisiológicas sofridas pelo sistema estomatognático até a velhice devem ser respeitadas para a obtenção de uma oclusão equilibrada. Segundo os autores, as técnicas tradicionais ensinadas nos meios acadêmicos davam pouca ênfase à obtenção do equilíbrio biomecânico das próteses totais, o que justificava a falta de reconhecimento desse tratamento na odontologia.

Planas, em 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*., em 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 1ª 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 3ª semana, o número de pacientes que relataram melhora na estabilidade e conforto aumentou para quatro. Depois da 6ª 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*., em 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, em 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 utilizado 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.

2.2 - ELETROMIOGRAFIA

Moyers, em 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, em 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, em 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, em 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, em 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, em 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*., em 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, em 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*., em 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*., em 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, em 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 podesse ser demonstrada.

Licona *et al*., em 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*., em 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*., em 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, em 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*., em 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*., em 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*., em 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*., em 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 desoclusão 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 gnatológicos, como nas pessoas com dentições naturais.

Ferrario *et al*., em 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, em 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.,* em 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 pelos eletrodos e 50 pelo equipamento. O sinal EMG deve ser filtrado, ainda quando analógico, nas freqüências 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 freqüências 10 Hz (passa alta) e 500 Hz (passa baixa). Para sua visualização e processamento deve ser utilizado o software Myosystem I® versão 2.12. A 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 de ser utilizado adesivo dupla face Stamp®. As situações de registro da atividade EMG devem ser em repouso mandibular, durante a mastigação e em contração isométrica em máxima intercuspidação. O sinal EMG deve ser analisado em relação ao RMS (Root Mean Square).

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa clínica foi avaliar através da eletromiografia o comportamento muscular com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes artificiais para obter equilíbrio em próteses totais duplas: a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, através de contatos deslizantes e a técnica Convencional estabelecendo contatos interferentes entre dentes artificiais.

Para tanto, os pacientes tiveram sua atividade EMG aferida nos tempos T0 - instalação; T1 - 1 mês; T2 - 2 meses; T3 - 3 meses de uso das próteses totais.

A avaliação do comportamento muscular foi realizada através da análise da simetria da atividade EMG entre os músculos temporais anteriores e entre os masseteres, nos tempos avaliados, nas posições de R e em contração isométrica em máxima intercuspidação (CIMI).

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Esta pesquisa consistiu em estudo experimental clínico no qual foi avaliada a atividade EMG obtida com a utilização de duas técnicas de montagem de dentes para obter equilíbrio em prótese total. Com esse objetivo, foi considerada a atividade EMG a variável dependente deste estudo. Vinte e quatro pacientes tiveram suas próteses totais substituídas por novas próteses. Avaliações EMG foram realizadas em R e na CIMI nos músculos temporal anterior e masseter em quatro tempos: T0 - instalação das próteses; T1 - um mês após a instalação; T2 - dois meses após a instalação; T3 - 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 em medidas médias rotineiramente utilizadas, com ângulo de Bennett em 15º e guia condilar (protrusiva) em 30º;

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 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 4) e um Termo de Consentimento Livre Esclarecido (Anexo 3) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP (Anexo 6), o qual foi lido e assinado individualmente.

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

4.3.1 - MOLDAGENS

Os rebordos alveolares foram moldados utilizando hidrocolóide irreversível, alginato (Jeltrate - Dentsply) 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), manipulado manualmente seguindo as proporções indicadas pelo fabricante, 100 partes de pó para 30 partes 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) (Vipi Mold - Dental Vipi). Na moldagem funcional foi utilizada godiva de baixa fusão em bastão (Kerr) para a realização do selado periférico e pasta de óxido de zinco e eugenol (Lysanda) para a moldagem corretiva da área chapeável. Os modelos funcionais (figura 1) foram obtidos em gesso pedra tipo III (Herodent), da mesma maneira e utilizando as mesmas proporções .

Figura 1 – Modelos funcionais.

4.3.2 - MONTAGEM EM ARTICULADOR

Os modelos funcionais foram montados em articulador Bio-Art (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, formado por uma base de prova confeccionada em RAAQ e um plano em cera nº 7 (Horus). No superior, a altura do plano de cera na região anterior foi ajustada utilizando como referência o tubérculo do lábio (linha de repouso). O ajuste de sua inclinação no sentido lateral foi realizado usando o plano bipupilar como referência e sua inclinação anteroposterior, o plano de Camper utilizando a parte auxiliar da régua de Fox (Prisma – Artigos odontológicos LTDA) 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 (Herodent).

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), 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: Mississipi e sessenta e seis (Charles & Arthur, 1990). 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 (Herodent).

4.3.3 - REMONTAGEM DO MODELO INFERIOR

4.3.3.1 - Confecção 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° 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 suas possibilidades, 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) em alta rotação. Estas foram recolocadas na boca do paciente, o qual foi orientado a fechá-la de maneira que a ponta do parafuso caísse 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.

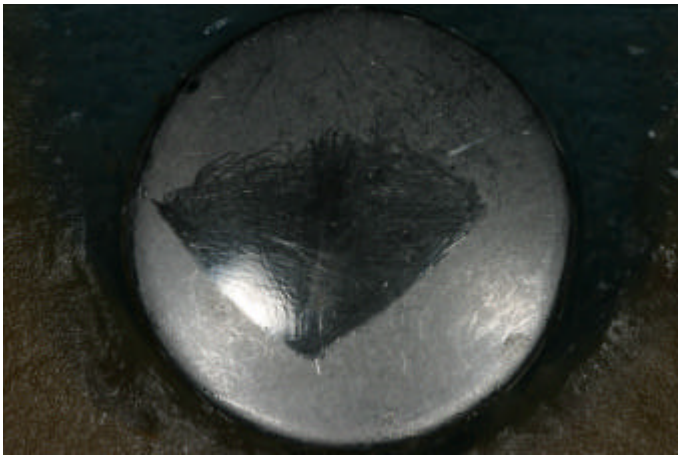


Figura 2 – Registro gráfico dos movimentos mandibulares no plano horizontal.

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 superiores seguindo as marcações realizadas na região anterior do plano de cera superior. 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 destes dentes foi estabelecido com overbite de um terço do comprimento da vestibular do dente e overjet de aproximadamente um a dois milímetros. 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 vestíbulo-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 modificada de (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 para a 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 mesial.

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) para o seu preenchimento e gesso pedra tipo III (Herodent) 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 - Dental Vipi) e colocadas na prensa durante 24 horas sob pressão 1,25 t. O ciclo de polimerização foi de 74±2 ºC 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.

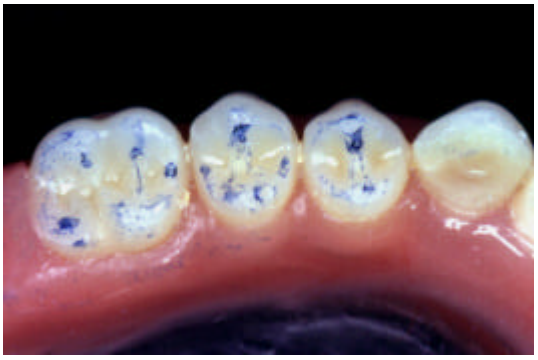


Figura 8 – Contatos na PHF.

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 (Vipi Molde - Dental Vipi) 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) 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 - Coltene) e moldeira específica em RAAQ (Vipi Molde - Dental Vipi).

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 regulagem individualizada (figura 13) do articulador nas posições excêntricas. Esses valores foram anotados em ficha individual (Anexo 5).

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 vestíbulo 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 desoclusão dos dentes posteriores nos movimentos excêntricos. As rampas foram construídas e o equilíbrio estabelecido 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 ligeiro espaço entre as rampas (figura 14), o qual desaparece no início dos movimentos excêntricos, para a partir daí durante a continuação desses movimentos até posição final, fornecer equilíbrio (figuras 15,16,17 e 18) funcional para as próteses. Após a instalação das próteses os pacientes, de ambos os grupos, foram proservados diariamente até a perfeita adaptação das mesmas.

Figura 14 – Espaço entre as rampas quando a prótese está na posição habitual de fechamento.

Figura 15 – Vista frontal da posição protrusiva.

Figura 16 – Vista frontal da posição lateral.

Figura 17 – Lado de trabalho.

Figura 18 – Lado de balanceio.

4.5 - AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

4.5.1 - EQUIPAMENTOS

As avaliações EMG foram realizadas no Laboratório de Eletromiografia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP. O equipamento utilizado foi o Myosystem I® da *Prosecon Ltda*, específico para odontologia, de 12 canais (figura 19), 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.

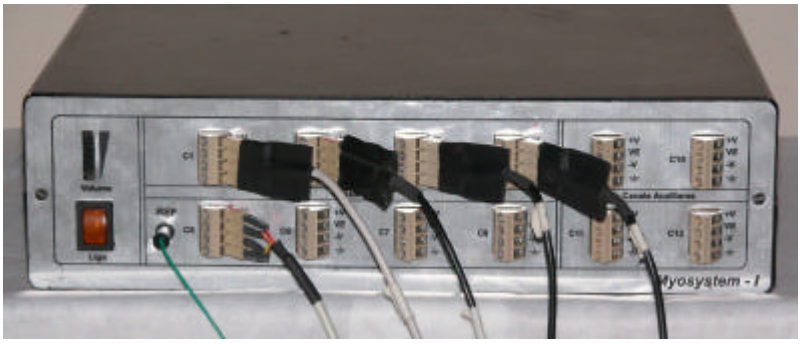


Figura 19 – Eletromiógrafo Myosystem I®.

Os eletrodos (figura 20) utilizados foram do tipo de superfície ativos diferenciais simples da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., 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? e CMRR de 130 dB. O ganho total obtido durante as coletas do sinal eletromiográfico foi de 5000 vezes.

Figura 20 – 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 sua execução. 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 Frankfourt 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 tensão superficial 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 seca com a utilização de adesivos Stampa®, utilizando a prova de função muscular para a 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 nos músculos a serem avaliados (figura 21), o eletrodo de referência (terra) foi untado com gel condutor e fixado com esparadrapo ao osso esterno do voluntário.

Figura 21 – Posição dos eletrodos nos músculos.

4.5.2.2 – Coleta do sinal eletromiográfico

As avaliações EMG foram realizadas nos seguintes tempos: T0 - instalação das próteses; T1 - um mês após a instalação; T2 - dois meses após a instalação; T3 - três meses após a instalação, nos músculos temporal anterior e masseter. 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. 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 (Soft - Plus) 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 (figura 22) coletado foi digitalizado com freqüência 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 1) calculadas utilizando o programa Microsoft Excel.

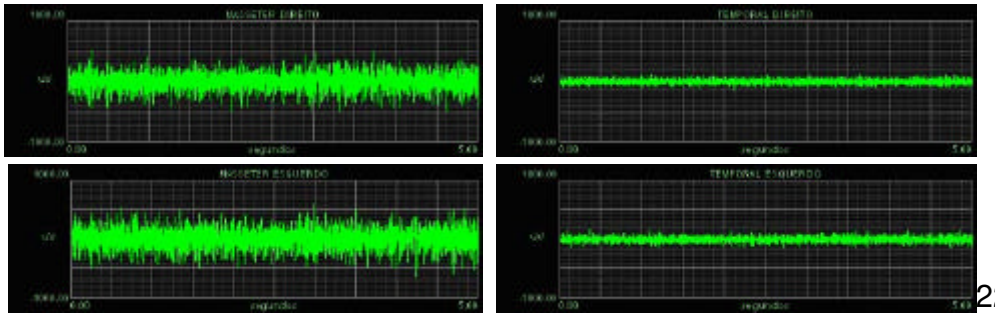
22.a  22.b

Figura 22.a – Representação gráfica do sinal eletromiográfico na CIMI.
Figura 22.b – Representação gráfica do sinal eletromiográfico em R.

4.6 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

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:

$$CSM = [1 - \sum |Músc.\ Dir. - Músc.\ Esq.| / \sum (Músc.\ Dir. + Músc.\ Esq.)] * 100$$

Onde:
CSM = coeficiente de simetria muscular em %
$\sum$ = somatória
Músc. Dir. = atividade EMG do músculo direito
Músc. Esq. = atividade EMG do músculo esquerdo

Foi calculada a média dos coeficientes de simetria (Anexo 1) dos pares de músculos em cada posição nos dois grupos, e quando dois músculos pareados contraíam em perfeita simetria, um coeficiente de simetria muscular de 100% era obtido. A partir destes dados, a análise estatística foi realizada em duas situações:

1. Atividade EMG dos músculos temporal anterior e masseter, entre os grupos, em cada um dos tempos separadamente, ou seja, T0; T1; T2; T3.
2. Atividade EMG dos músculos temporal anterior e masseter, analisando o seu comportamento no tempo dentro dos grupos.

Para a situação 1, o teste estatístico utilizado foi o não-paramétrico para duas amostras independentes de Wilcoxon-Mann-Whitney (Anexo 2). Sua utilização foi indicada pelo fato das condições necessárias para a realização do teste t, tais como: normalidade dos resíduos, homogeneidade das variâncias e não

ocorrência de valores discrepantes (OUTLIERS) não estavam presentes nos dados.

Para a situação 2, verificou-se primeiro se e qual estrutura de correlação (Anexo 2) existia entre as médias dos pacientes (mesma amostra) no decorrer do tempo. Devido ao comportamento dos dados de não-normalidade, excesso de dados discrepantes e o seu comportamento não linear, de crescimento e diminuição da variável em estudo, não utilizou-se as técnicas de regressão conhecidas e as não-paramétricas. O teste utilizado para avaliar o nível de correlação dos dados foi o teste de Spearman (Anexo 2), o qual mostrou baixo nível de correlação entre os valores temporalmente próximos, indicando dessa forma, a utilização do teste de Friedman (Anexo 2) para verificar as possíveis diferenças entre os tempos avaliados. Em ambas situações, foi utilizado o nível de significância de 5%.

5 - RESULTADOS

5.1 - MÉDIAS DA ATIVIDADE EMG NOS TEMPOS

No Grupo 1, onde foi utilizada a técnica Convencional, na posição de R, o músculo temporal direito mostrou pequena diminuição na média da atividade EMG no 1º e 2º mês, e praticamente o mesmo valor (aumentado) em relação à instalação, no 3º. O temporal esquerdo mostrou pequena diminuição progressiva até o ultimo mês de avaliação. O músculo masseter direito mostrou aumento no 1º mês, diminuição no 2º e aumento no 3º, com valor final maior que na instalação. O masseter esquerdo mostrou pequena diminuição no 1º mês, com maior diminuição no 2º e aumento no 3º, com valor final menor que na instalação.

A média da atividade EMG, na posição de CIMI, dos músculos temporais direito e esquerdo mostraram diminuição no 1º mês, aumento no 2º, com valores finais menores que na instalação. Os músculos masseteres direito e esquerdo mostraram aumento no 1º mês, com diminuição do valor para o masseter direito e aumento para o masseter esquerdo no 2º, com valores finais maiores que na instalação para ambos os masseteres.

No Grupo 2, com o uso a técnica das Rampas Posteriores de Nóbilo, na posição de R, o músculo temporal direito mostrou insignificante alteração (diminuição) na média da atividade EMG no 1º e 2º mês (valores iguais), e aumento no 3º, com valor final maior que na instalação. O temporal esquerdo mostrou diminuição no 1º e 2º mês (valores praticamente iguais), com leve aumento no 3º, com valor final menor que o inicial. O músculo masseter direito mostrou diminuição no 1º mês, aumento no 2º e aumento no 3º, com valor final maior que o inicial. O masseter esquerdo mostrou pequena diminuição no 1º e 2º mês (valores iguais), com aumento no 3º, com valor final maior que o inicial.

A média da atividade EMG, na posição de CIMI, do músculo temporal direito mostrou aumento progressivo. O temporal esquerdo mostrou diminuição progressiva. O músculo masseter direito mostrou diminuição no 1º mês,

diminuição 2º e aumento no 3º, com valor final maior que na instalação. O masseter esquerdo mostrou diminuição no 1º mês, aumento no 2º e aumento no 3º, com valor final maior que na instalação.

5.2 – MÉDIAS DO COEFICIENTE DE SIMETRIA MUSCULAR NOS TEMPOS

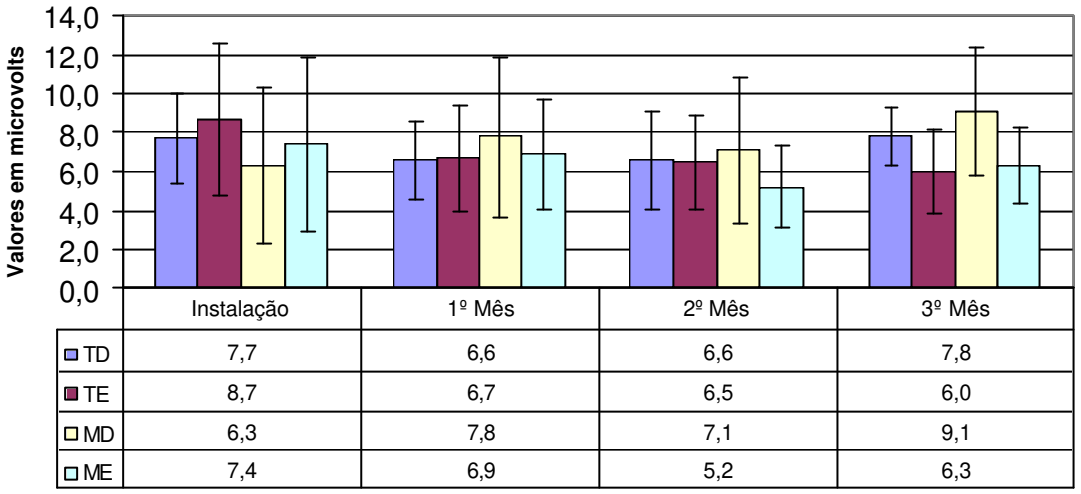
A análise da atividade EMG através do coeficiente de simetria muscular, do Grupo 1, no decorrer dos tempos avaliados, na posição de R, dos músculos temporais anteriores mostrou pequena diminuição em sua média no 3º mês em relação à instalação, com ligeiro aumento no 1º e 2º. Para os músculos masseteres, mostrou diminuição progressiva ao longo dos tempos.

Na posição de CIMI a análise dos músculos temporais anteriores, mostrou diminuição no 1º mês, maior diminuição no 2º e aumento no 3º, com valor da média final maior que na instalação. Para os músculos masseteres mostrou diminuição no 1º mês, aumento no 2º e diminuição no 3º, com valor final menor que na instalação.

No Grupo 2, na posição de R, a análise dos músculos temporais anteriores, mostrou aumento no 1º e 2º mês e diminuição no 3º, com valor da média final menor que o inicial. Para os músculos masseteres mostrou aumento no 1º e 2º mês e diminuição no 3º, com valor final maior que o inicial.

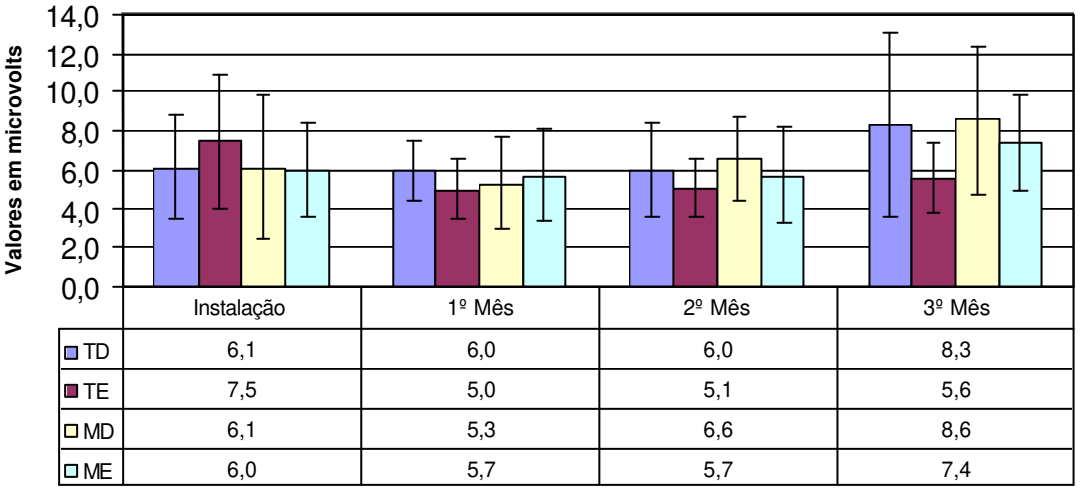
Na posição de CIMI a análise dos músculos temporais anteriores, mostrou aumento no 1º mês, diminuição no 2º e diminuição no 3º, com valor da média final menor que na instalação. Para os músculos masseteres mostrou aumento no 1º mês, aumento no 2º e diminuição no 3º, com valor final maior que na instalação.

A representação gráfica das médias da atividade EMG em repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, nos músculos temporal anterior e masseter dos grupos avaliados, nos tempos T0; T1; T2; T3 estão apresentados nas Figuras. 19, 20, 21 e 22.



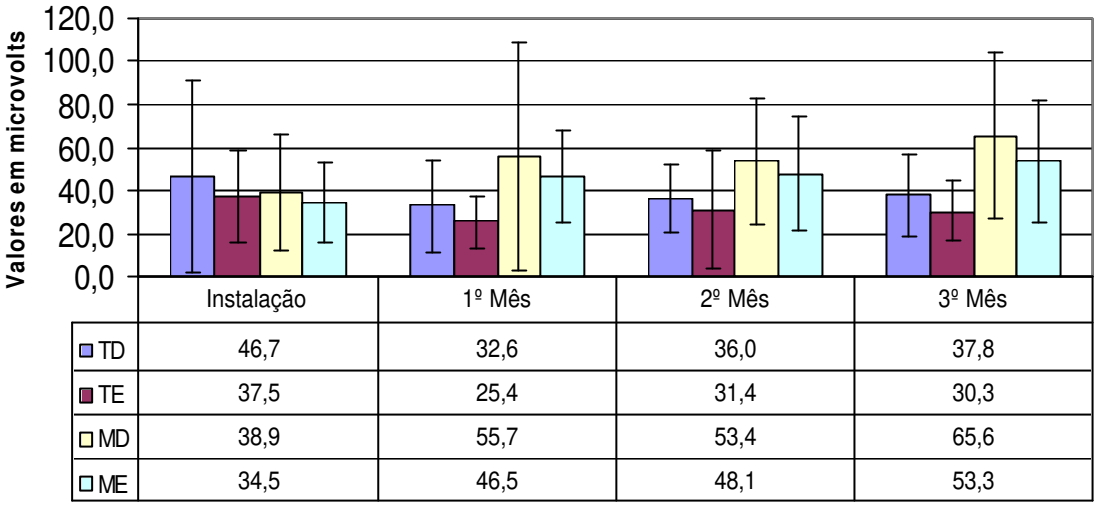
	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
TD	7,7	6,6	6,6	7,8
TE	8,7	6,7	6,5	6,0
MD	6,3	7,8	7,1	9,1
ME	7,4	6,9	5,2	6,3

Figura 19 - Representação gráfica das médias da atividade EMG nos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 1 em repouso.



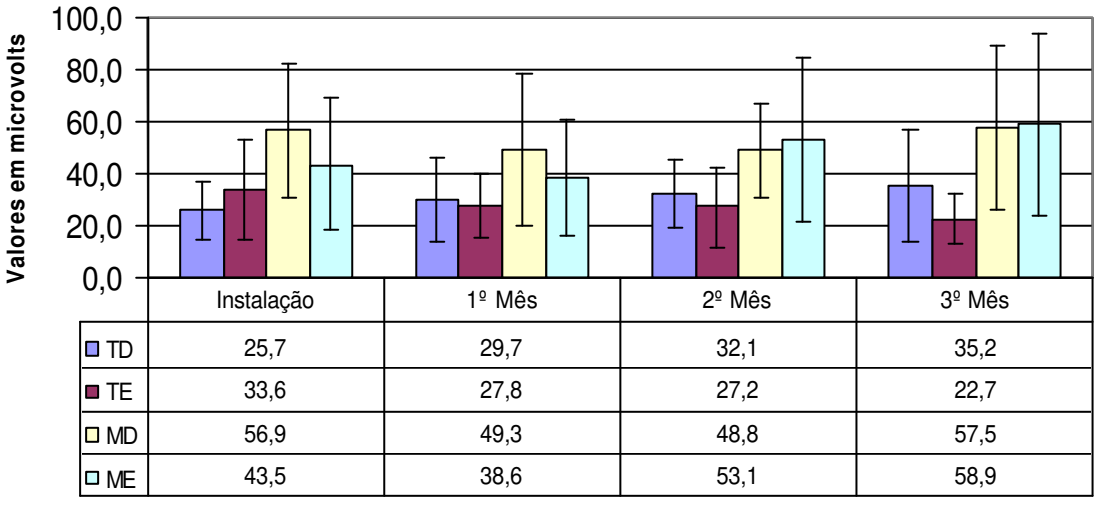
	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
TD	6,1	6,0	6,0	8,3
TE	7,5	5,0	5,1	5,6
MD	6,1	5,3	6,6	8,6
ME	6,0	5,7	5,7	7,4

Figura 20 - Representação gráfica das médias da atividade EMG nos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 2 em repouso.



	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
TD	46,7	32,6	36,0	37,8
TE	37,5	25,4	31,4	30,3
MD	38,9	55,7	53,4	65,6
ME	34,5	46,5	48,1	53,3

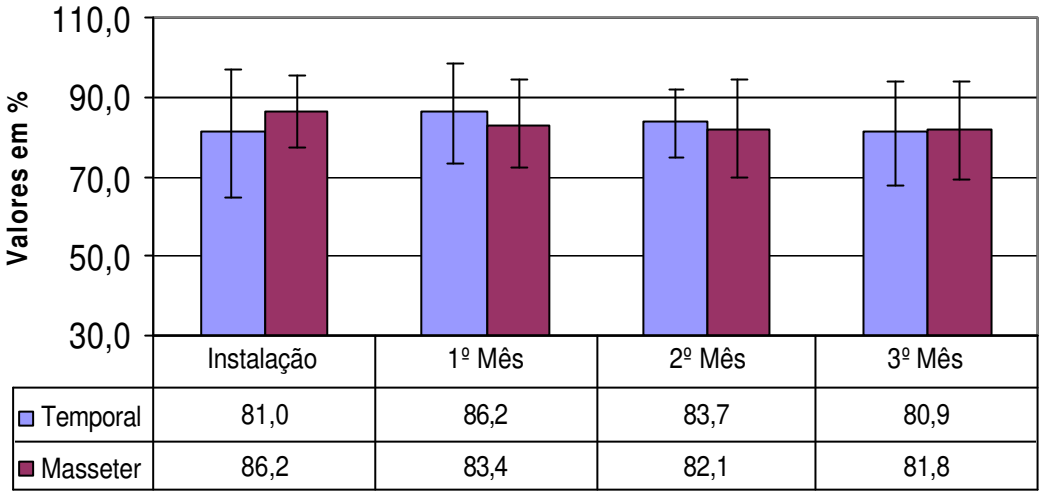
Figura 21 - Representação gráfica das médias da atividade EMG nos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 1 na contração isométrica em máxima intercuspidação.



	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
TD	25,7	29,7	32,1	35,2
TE	33,6	27,8	27,2	22,7
MD	56,9	49,3	48,8	57,5
ME	43,5	38,6	53,1	58,9

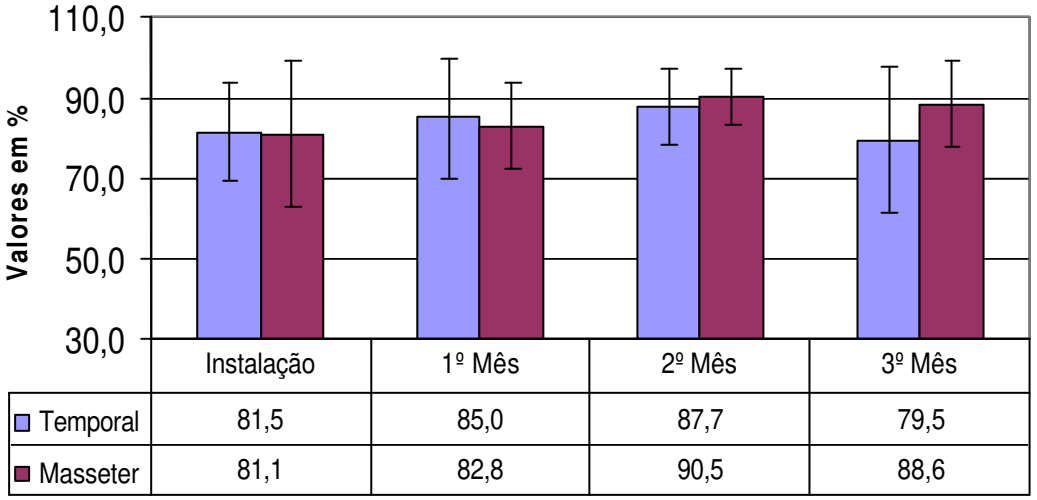
Figura 22 - Representação gráfica das médias da atividade EMG nos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 2 na contração isométrica em máxima intercuspidação.

A representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter na posição de repouso e em contração isométrica em máxima intercuspidação, dos grupos avaliados, nos tempos T0; T1; T2; T3 estão apresentados nas Figuras 23, 24, 25 e 26.



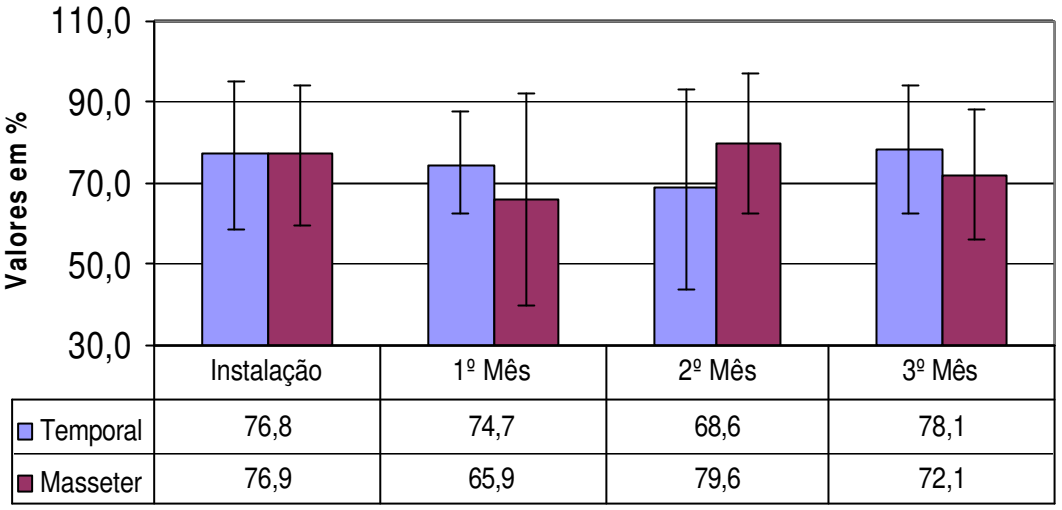
	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
Temporal	81,0	86,2	83,7	80,9
Masseter	86,2	83,4	82,1	81,8

Figura 23 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 1 em repouso.



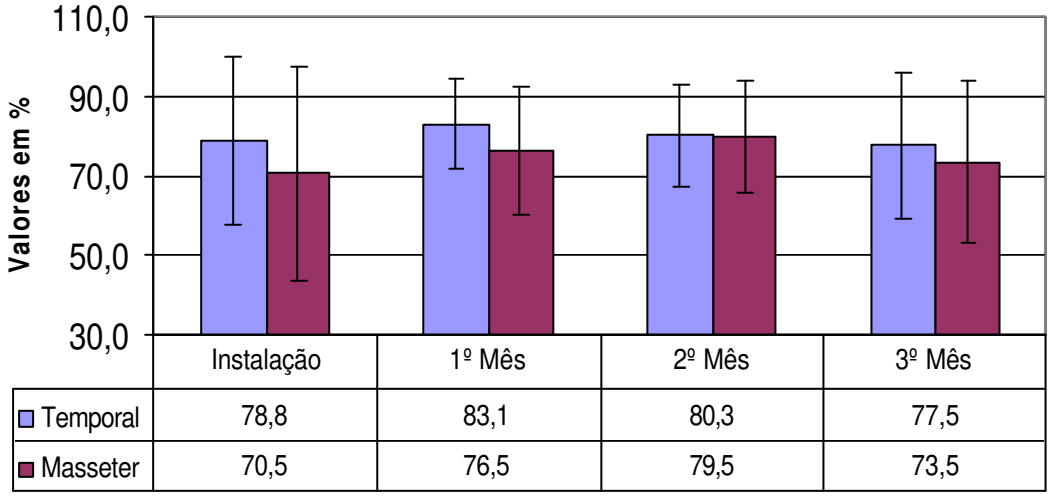
	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
Temporal	81,5	85,0	87,7	79,5
Masseter	81,1	82,8	90,5	88,6

Figura 24 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 2 em repouso.



	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
Temporal	76,8	74,7	68,6	78,1
Masseter	76,9	65,9	79,6	72,1

Figura 25 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 1 na contração isométrica em máxima intercuspidação.



	Instalação	1º Mês	2º Mês	3º Mês
Temporal	78,8	83,1	80,3	77,5
Masseter	70,5	76,5	79,5	73,5

Figura 26 - Representação gráfica das médias dos coeficientes de simetria muscular dos músculos temporal anterior e masseter do Grupo 2 na contração isométrica em máxima intercuspidação.

5.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Não houve diferenças estatísticas significantes ($p<0.05$) para a situação 1, nas posições de R e de CIMI, nos músculos temporal anterior e masseter. Em R, observam-se valores de p mais próximos da significância no 2º mês para o músculo temporal e masseter. Na, CIMI observam-se valores de p mais próximos da significância no 1º mês para o músculo temporal e no 3º para o masseter.

Na situação 2, verificou-se baixa correlação entre os valores temporalmente próximos. Não houve diferenças estatísticas significantes ($p<0.05$), para os músculos temporal anterior e masseter, nas posições de R e de CIMI, nos tempos avaliados.

Os valores de p, para as situações 1 e 2, estão apresentados nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1

Os valores de p obtidos da análise entre os grupos avaliados, dos músculos temporais anteriores e masseteres nas posições de repouso e na contração isométrica em máxima intercuspidação.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
T0	0,7075	0,6650	0,7508	0,8399
T1	0,8398	0,6236	0,1260	0,7075
T2	0,3123	0,0999	0,4025	0,8852
T3	0,8399	0,1572	0,8399	0,5444

Os valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

Tabela 2

Valores de p obtidos da análise dos tempos nos grupos avaliados, dos músculos temporais anteriores e masseteres nas posições de repouso e na contração isométrica em máxima intercuspidação.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
Grupo 1	0,919	0,873	0,475	0,637
Grupo 2	0,825	0,440	0,729	0,753

Utilizou-se o coeficiente de correlação de Spearman, não evidenciando correlações entre os tempos.
Os valores de p encontrados para o nível de significância de 5% não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

6 - DISCUSSÃO

A falta de instrumentos para mensuração de maneira fácil e objetiva dos parâmetros fisiológicos do comportamento dos músculos mastigatórios, tem levado à realização de estudos com a utilização da eletromiografia para a obtenção de maiores informações a respeito do assunto (Jankelson, em 1980; Mohl *et al*., 1990; Grubwieser *et al*., 1999). A necessidade da oclusão balanceada bilateral para o equilíbrio das próteses totais foi afirmada por (Hanau, 1923; Saizar, 1972; Jacobson & Krol, 1983; Appelbaum, 1984; Planas, 1997), e a relação entre oclusão e comportamento neurofuncional dos músculos mastigatórios em usuários de próteses totais, descrita por Miralles *et al*, em 1989. Dessa forma, fica evidente que a inter-relação entre a performance funcional proveniente das condições oclusais e sua influência no padrão de funcionamento muscular constitui-se em fato, porém em virtude de sua complexidade esta relação ainda não é totalmente compreendida. Neste intuito, este estudo teve como objetivo avaliar a influência clínica dos fatores oclusais no grau de simetria da atividade EMG dos músculos pareados, entre temporais anteriores e entre masseteres, proveniente de pacientes que utilizaram próteses equilibradas com contatos interferentes entre dentes artificiais, no Grupo 1 e pacientes que utilizaram próteses equilibradas através de contatos deslizantes, no Grupo 2.

A utilização da eletromiografia com eletrodos de superfície para o diagnóstico, documentação e tratamento da DTM mostra que um alto grau de variabilidade nos níveis da atividade EMG não permite consenso entre os pesquisadores para estabelecer valores de normalidade, os quais deveriam ser utilizados no diagnóstico seletivo (Lund & Widmer, 1989). Com o intuito de se estabelecer valores mais seguros Pedroni *et al*., 2004 propuseram um protocolo para a padronização da avaliação da atividade EMG dos músculos mastigatórios. Entretanto níveis de normalidade para a atividade EMG em repouso do músculo temporal e digástrico foram estabelecidos com valores na ordem de 1,5 a 2,5 µv, e de 1 a 2 µv para o músculo masseter (Lund & Widmer, 1989). No experimento

realizado, o grupo 1 no terceiro mês de avaliação apresentou médias EMG em repouso de 7,8 µv e 6 µv para os temporais direito e esquerdo e 9,1 µv e 6,3 µv para o masseter direito e esquerdo respectivamente, para o grupo 2 a atividade EMG foi semelhante, o que concorda com o afirmado (Howell *et al*., 1992) de existir grande variabilidade entre e intra-indivíduos no registro dos parâmetros utilizados para descrever a função mandibular.

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 um provável maior esforço muscular (Appelbaum, 1984). Já a utilização das rampas posteriores para a obtenção de equilíbrio em prótese total, proporciona um suave deslizamento entre as próteses (Nepola, 1958; Nimmo & Kratochvil, 1985; Henriques *et al*., 2003).

É relatado que quando o bolo alimentar está entre as próteses, este irá mantê-las afastadas. 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 (Hobkirk, 1986). A utilização das rampas posteriores determina uma distância interoclusal, permitindo espaço para o bolo alimentar durante os movimentos protrusivos e laterais da mandíbula, e o equilíbrio articular é obtido pelo contato das rampas na região posterior (Henriques *et al*., 2003), porém estas diferenças nas características funcionais de cada técnica não mostraram ter influenciado no padrão de atividade EMG dos pacientes avaliados, o que foi comprovado após a realização de análises estatísticas nas situações definidas para o estudo dos grupos avaliados.

Estudos eletromiográficos realizados com o objetivo de comparar dois conceitos oclusais utilizados em prótese total, a guia canino e a oclusão balanceada bilateral, utilizaram 17 pacientes em cada estudo e tiveram os músculos temporal anterior e masseter avaliados nas posições de repouso, de contração isométrica máxima, nas excursões laterais e no movimento protrusivo da mandíbula. O resultado obtido foi um menor valor da atividade EMG, com a

utilização da guia canino, durante as excursões laterais e no movimento protrusivo da mandíbula nos dois músculos avaliados (Grunert *et al*., 1994; Grubwieser *et al*., 1999). Um outro estudo da atividade EMG realizado em nove usuários de próteses totais com a utilização da guia canino e da oclusão balanceada bilateral, através da avaliação dos músculos temporal anterior e masseter durante o apertamento voluntário máximo nas posições de máxima intercuspidação em lateralidade, mostrou menores valores para ambos os músculos com o uso da guia canino. Estes resultados poderiam ser explicados pela teoria que os impulsos oriundos dos receptores estimulados pelos diferentes esquemas oclusais poderiam influenciar os neurônios motores dos músculos envolvidos (Miralles *et al*., 1989).

No entanto, estudos eletromiográficos citados por Mccarroll *et al*., 1989 indicaram não existir diferenças estatísticas significantes da atividade EMG, nos músculos temporal anterior e masseter entre os lados direito e esquerdo durante o fechamento máximo em indivíduos saudáveis. Porém, foi encontrado que uma perfeita simetria da atividade EMG entre músculos bilaterais em níveis de fechamento submáximo é um achado raro e, além disso, o grau e direção da assimetria em níveis de fechamento submáximo foram relacionados com alguns parâmetros da oclusão, 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, os quais influenciariam também a atividade dos músculos durante mastigação (Mccarroll *el at*., 1989), estas correlações entre fatores oclusais e atividade EMG não foram encontradas nos resultados obtidos, provavelmente devido ao padrão de equilíbrio fornecido pelas técnicas estudadas.

Apesar da redução da atividade EMG ser um importante fator na prevenção de atividades parafuncionais e no desenvolvimento de disfunções temporomandibulares (Miralles *et al*., 1989; Grunert *et al*., 1994; Grubwieser *et al*., 1999) fatores psicológicos, tais como medo de dor, fratura ou instabilidade das próteses podem ter algum papel na redução da atividade muscular (Miralles *et al*., 1989; Raustia *et al*., 1996).

Alguns achados sugerem que recentes alterações, na mandíbula e nas relações oclusais, seguidas da reabsorção do rebordo residual e assentamento de próteses totais afetam a atividade muscular, sendo o temporal o músculo de maior sensibilidade a estas alterações (Tallgren *et al*., 1980), o que pode ser explicado por uma permanência do mecanismo de controle neurofisiológico central da mastigação mesmo após a perda dos dentes e sua propriocepção pulpar (Grubwieser *et al*., 1999), porém foi demonstrado que o edentulismo afeta os aspectos motores e sensoriais do processo mastigatório (Veyrume & Mioche, 2000). Porém, os resultados encontrados na pesquisa não mostraram haver influência das características funcionais das técnicas estudadas na atividade EMG, a qual poderia ter sido afetada pela alteração do funcionamento do mecanismo de controle neurofisiológico da mastigação, influenciado por estímulos oriundos dos receptores ainda presentes na mucosa de revestimento do rebordo alveolar.

Foram realizados dois estudos através de avaliações EMG dos músculos temporal anterior e masseter nas posições de repouso, de contração isométrica máxima, nas excursões laterais e no movimento protrusivo da mandíbula, os quais tiveram como objetivo comparar dois conceitos oclusais utilizados em prótese total, a guia canino e a oclusão balanceada bilateral. Os resultados não mostraram diferenças, na atividade EMG, entre os dois conceitos testados nas posições de repouso e de contração isométrica máxima (Grubwieser *et al*., 1999; Grunert *et al*., 1994), estes resultados estão em concordância com a ausência de significância dos resultados entre as técnicas estudadas levando em consideração as posições avaliadas nos grupos.

Registros eletromiográficos realizados em 19 pacientes edêntulos, antes e trinta dias após a instalação das próteses totais mostraram que ocorreu inversão do padrão da amplitude dos valores eletromiográficos 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 (Licona *et al*., 1990),

semelhantes alterações ocorreram com as médias da amplitude dos valores eletromiográficos dos músculos pareados, temporal anterior e masseter, na posição de contração isométrica máxima nos pacientes do grupo 1, porém sem significância estatística.

Em um estudo longitudinal com o objetivo de registrar a atividade EMG em 18 pacientes tratados com próteses totais imediatas os músculos temporal anterior e masseter foram avaliados na posição postural e de fechamento máximo em oclusão cêntrica. Os resultados mostraram que a atividade EMG na posição postural mostrou tendência de diminuição dos valores no registro final. Na posição de fechamento máximo, observou-se diminuição da atividade EMG no músculo temporal direito na 3ª semana, maior diminuição no 6º mês, e aumento no 1º ano em relação ao 6º mês de avaliação, porém com valores menores que os iniciais pré-extração. O músculo masseter não mostrou significantes alterações em suas médias (Tallgren *et al*., 1980). Apesar dos diferentes propósitos e do pequeno tempo de avaliação da pesquisa, a falta de significância do músculo masseter foi um achado em comum. As alterações ocorridas nos valores dos músculos temporais em CIMI no grupo 1 no 1º mês de avaliação, apesar de muito parecidas, não tiveram significância estatística.

Os resultados obtidos em um estudo longitudinal onde foi analisada a atividade EMG durante a mastigação em 21 pacientes tratados com próteses totais imediatas mostraram diminuição na atividade EMG na 3ª semana; no 6º mês houve apenas aumento da atividade no masseter direito. No 1º ano, observou-se significativo aumento da atividade EMG dos temporais anteriores em relação ao 3º mês de avaliação, a qual foi atribuída ao reembasamento das próteses. No 2º ano de avaliação, observou-se em 10 pacientes diminuição da atividade EMG nos temporais anteriores, com médias finais nos músculos temporais anteriores menores, e nos masseteres praticamente iguais aos níveis pré-extração (Tallgren *et al*., 1992). Apesar da atividade EMG observada nos resultados acima ter sido avaliada em uma situação diferente da proposta deste estudo, fica clara na descrição correlata dos resultados, a interação entre estabilidade em prótese total

e padrões de atividade EMG. Em virtude do pequeno tempo de avaliação só é permitida a comparação entre os resultados iniciais, os quais diferem dos encontrados no presente estudo pelos mesmos não apresentarem significância estatística. A ausência de significância pode ter ocorrido em conseqüência da pequena diferença da influência do padrão oclusal das técnicas de montagem na atividade muscular, ou até pelo pequeno tempo de avaliação indicando a necessidade de um tempo maior.

O resultado de um estudo, onde foram avaliados 10 pacientes, mostrou que durante a posição de intercuspidação, a atividade EMG do músculo masseter em 6 meses de uso de novas próteses totais foi maior que em 4 semanas de uso e quase tão alta quanto antes do tratamento, onde também foi observada menor diferença entre os músculos masseter do lado direito e esquerdo (Raustia *et al*., 1996). A atividade EMG aferida no 6º mês de avaliação no estudo conduzido por (Raustia *et al*., 1996) apresentou uma situação, quando analisada em relação aos outros tempos avaliados dentro do estudo, de discordância dos valores da atividade EMG encontrada nos estudos realizados por (Tallgren *et al*., 1980; Tallgren *et al*., 1992), este fato é provavelmente explicado pelos diferentes delineamentos dos estudos, onde a atividade EMG registrada é provavelmente um reflexo da situação clínica existente naquele momento.

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. Um 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 fator a ser levado em consideração, é que apesar do equilíbrio obtido durante a protrusão em três pontos, as Rampas Posteriores de Nóbilo, utilizada no Grupo 2, nos movimentos laterais estabelecem apenas dois pontos de contato entre as próteses, fato que favorece a movimentação das próteses em torno de um eixo formado pelo canino e pelo contato das rampas no lado de

balanceio. O número de pacientes avaliados é um importante fator, porém de difícil avaliação, 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.

O padrão de equilíbrio funcional incompleto das Rampas Posteriores de Nóbilo é conseqüência de sua concepção inicial, uma vez que inicialmente foram desenvolvidas para evitar a anteriorização mandibular. Porém, em parte evita o deslocamento das próteses do lado de balanceio e, além disso, sua utilização promove um aspecto mais natural aos dentes anteriores pela possibilidade de incorporação de trespasse fisiológico, mostrando também função eficiente quanto ao tempo de adaptação e bom desempenho clínico geral das próteses .

A decisão por usar qualquer tratamento clínico é fundamentada em princípios de indicação, bem como nas etapas e meios para a sua execução e principalmente na relação custo benefício de sua utilização. As técnicas estudadas não apresentaram diferença, fato que leva à reflexão de qual técnica seria mais vantajosa em relação ao custo beneficio, uma vez que ambas podem ser igualmente indicadas e utilizadas no tratamento clínico.

Frente às características de cada técnica, antes de sua escolha, é coerente definir quais são os objetivos do tratamento, e as possibilidades que cada técnica oferece, para a partir daí fazer a escolha que melhor satisfaça as necessidades do paciente. A escolha de uma técnica pior, ou melhor, para todos os casos sem levar em consideração as condições para as quais será utilizada pode levar a erro no tratamento por subjugar condições específicas de cada paciente, que poderiam ser melhor resolvidas.

Os resultados desse trabalho abrem questionamentos de qual situação, do ponto de vista clínico, promoveria uma condição muscular mais equilibrada em usuários de próteses totais. Uma técnica que proporcione um maior equilíbrio, diminuindo a instabilidade funcional através de um esquema oclusal em três

pontos, em todos os movimentos mandibulares, equilibrado através de contatos deslizantes, deve ser pesquisada e seu padrão de equilíbrio avaliado através da atividade EMG.

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 diferenças entre si, e que no período avaliado não proporcionaram equilíbrio aos músculos mastigatórios estudados. A escolha na sua indicação, é indiferente do ponto de vista de sua performance clínica.

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.

Bolzani VA, Nóbilo MA. Prótese Total – reabilitação funcional e estética. *In: Anais da IV Jornada Odontológica de Piracicaba,* 1997. Piracicaba. São Paulo: JOP; 1997. p.115. [Resumo 118].

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.

Burdette BH, Gale EN. Reliability of surface electromyography of the masseteric and anterior temporal areas. *Arch Oral Biolv.* 1990; 35(9): 747-51.

Campos RP. Balanceio oclusal nas dentaduras completas. *Rev Odontoetomatol.* 1970; 11: 15-20.

Charles MH, Arthur OR. *"Syllabus" em prótese total.* 4ª 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, Pasiek 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 intercuspal interference on electromyographic characteristics of human masticatory muscles during maximal voluntary teeth clenching. *Cranio.* 1999; 17(3): 184-8.

Frush JP. Linear occlusion. *Ill Dent J.* 1966; 35(12):788-94

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com medline.

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.

Grant AA, Heath JR, McCord JF. *Complete Prosthodontics, problems, diagnosis and mangement*. London: Wolfe; 1994.

Grubwieser G, Flaltz A, Grunert I, Kofler M, Ulmer H, Gausch K, Kulmer S. 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 edentoulus 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.

Hanau RL. Articulation defined analyzed and formaluted. *J Am Dent Assoc.* 1926;13(12): 1694-09.

Harper RP, Debruin H, Burcea I. Muscle activity during mandibular movements in normal and mandibular retrognhatic 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: enchancing stabiliy and esthetics with posterior platforms. *Braz J Oral Sci.* 2003; 2(4):160-163.

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

Hobkirk JA. *Complete Denture: Dental Practitionerss.* 13ª 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.

Kurth LE. The monoplane concept of occlusion. *Dent Clin of North Am.* 1962: 199-209.

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 electromyográfica (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 evalution of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation, and treatment of dental patients. *J Craniomandib Disord.* 1989; 3(3): 125-137.

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.

Ng LP. Concepts on the validity of mechanically balanced articulation. *Singapore Dent J.* 1974; 13(2): 27-8.

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

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 proticol. Braz J Oral Sci. 2004; 3(10): 526- 529.

Planas P. *Reabilitação Neuroclusal.* 2ª 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. Evoluction of masticatory muscles of edentoulous 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 subjets. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4): 505-509.

Swenson MC. *Dentaduras Completas.* 2ª 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.

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 – Resultados dos valores da atividade EMG e dos coeficientes de simetria muscular.

Tabela 3. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 1 no tempo T0.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	8,3	7,1	9,5	8,9	11,1	25,1	27,6	45,9
2	3,8	8,1	5,5	6,5	18,0	20,5	15,0	24,1
3	10,5	2,7	2,4	3,3	29,0	13,9	9,1	8,2
4	9,3	14,1	6,3	7,7	34,2	30,9	15,8	23,8
5	6,6	6,1	5,4	4,0	27,4	25,9	44,9	43,8
6	5,8	7,7	5,3	6,4	19,8	41,6	29,0	14,8
7	6,4	12,2	6,8	10,0	22,4	48,2	35,9	20,7
8	9,8	9,0	7,6	6,0	33,3	33,3	42,3	28,9
9	5,5	3,8	1,5	1,9	161,0	92,5	54,1	65,8
10	11,8	15,6	16,8	19,7	95,5	25,3	60,6	49,5
11	8,5	10,5	2,9	6,5	21,7	30,4	25,3	63,0
12	6,6	7,9	5,5	7,4	86,8	63,1	107,6	25,2
Média	**7,7**	**8,7**	**6,3**	**7,4**	**46,7**	**37,5**	**38,9**	**34,5**
DP	***2,3***	***3,9***	***4,0***	***4,5***	***44,8***	***21,8***	***26,8***	***18,7***

Tabela 4. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 1 no tempo T1.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	7,1	4,5	17,7	7,2	36,3	16,3	70,0	32,3
2	6,7	6,5	5,9	4,9	7,5	16,4	8,2	29,6
3	6,7	6,5	5,9	4,9	7,5	16,4	8,2	29,6
4	6,4	8,3	10,9	10,4	17,8	15,4	36,0	53,0
5	5,6	3,8	7,0	4,7	32,3	13,7	16,0	31,7
6	4,4	5,7	4,9	8,4	28,9	21,9	44,1	42,3
7	7,8	7,8	11,7	12,8	20,0	28,3	60,0	56,0
8	10,8	9,8	5,9	7,1	22,7	36,2	58,6	51,1
9	3,7	3,7	2,1	3,0	54,7	36,7	77,9	65,0
10	7,3	12,5	9,1	6,2	82,7	54,7	69,5	8,7
11	4,4	7,3	5,0	8,3	36,0	30,0	16,7	78,7
12	8,8	3,9	7,1	5,0	44,3	19,0	203,7	80,0
Média	**6,6**	**6,7**	**7,8**	**6,9**	**32,6**	**25,4**	**55,7**	**46,5**
DP	***2,0***	***2,7***	***4,1***	***2,8***	***21,1***	***12,3***	***53,1***	***21,5***

Tabela 5. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 1 no tempo T2.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	11,3	8,2	16,7	9,0	29,7	17,7	51,7	54,0
2	3,8	4,9	2,8	2,8	10,8	107,9	7,8	21,8
3	5,7	6,3	4,6	2,7	33,0	14,3	20,0	13,0
4	9,8	7,9	11,0	8,1	30,3	11,7	45,7	47,3
5	6,7	4,2	8,0	4,9	50,7	17,0	57,7	28,7
6	4,9	4,2	4,9	5,8	45,3	48,3	66,0	69,7
7	2,5	4,5	5,3	7,3	15,7	10,7	35,7	33,0
8	5,2	7,5	8,8	4,6	21,7	28,7	40,3	45,0
9	7,3	4,3	3,6	2,5	49,0	41,7	67,0	28,7
10	6,6	11,7	8,5	3,6	58,0	32,5	92,4	48,3
11	8,5	9,2	5,4	5,6	33,3	34,3	41,0	99,5
12	6,6	4,7	6,0	5,6	54,7	12,7	115,4	88,3
Média	**6,6**	**6,5**	**7,1**	**5,2**	**36,0**	**31,4**	**53,4**	**48,1**
DP	***2,5***	***2,4***	***3,8***	***2,1***	***15,5***	***27,2***	***29,6***	***26,4***

Tabela 6. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 1 no tempo T3.

	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 7. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 2 no tempo T0.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	8,7	6,3	4,1	10,4	23,6	36,7	39,9	51,8
2	9,4	7,4	5,9	6,2	21,1	14,4	22,5	11,9
3	3,4	3,1	2,6	2,5	36,9	51,2	43,9	52,7
4	5,4	7,7	4,8	6,0	22,3	19,0	38,5	78,8
5	9,4	12,8	5,6	5,4	30,2	27,8	20,2	40,1
6	2,1	3,1	2,1	3,4	36,5	43,8	87,8	81,7
7	10,7	6,9	5,3	7,8	24,3	15,3	67,0	29,8
8	4,9	6,6	6,0	4,3	23,8	28,3	87,5	5,8
9	4,6	5,3	10,5	8,4	49,1	32,7	79,2	69,9
10	5,4	9,7	4,7	8,6	21,3	26,0	36,2	38,6
11	4,8	14,8	15,6	3,7	7,4	84,7	84,6	13,0
12	4,4	5,8	6,2	5,6	11,9	22,8	75,0	47,9
Média	**6,1**	**7,5**	**6,1**	**6,0**	**25,7**	**33,6**	**56,9**	**43,5**
DP	***2,7***	***3,5***	***3,7***	***2,4***	***11,3***	***19,5***	***25,8***	***25,5***

Tabela 8. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 2 no tempo T1.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	5,7	5,3	4,5	7,2	28,6	25,7	20,7	27,3
2	6,5	4,4	11,4	6,3	16,8	13,0	16,7	12,4
3	3,4	6,1	2,1	3,4	41,6	54,2	58,6	49,4
4	7,2	6,2	6,6	7,4	27,0	32,7	28,7	73,5
5	4,4	4,9	5,4	4,5	19,7	19,6	34,5	28,6
6	4,0	3,9	4,2	4,4	41,2	23,2	77,0	66,9
7	8,1	3,8	4,9	8,2	17,9	10,9	52,7	28,3
8	6,6	5,6	5,3	5,6	37,6	25,7	81,5	21,5
9	5,4	2,9	2,6	3,9	71,9	42,9	76,0	33,9
10	6,1	2,7	6,4	3,7	18,3	17,5	21,2	31,0
11	8,0	7,9	6,1	11,2	19,0	35,3	101,6	76,6
12	6,4	6,3	4,0	3,2	16,3	32,8	22,1	13,2
Média	**6,0**	**5,0**	**5,3**	**5,7**	**29,7**	**27,8**	**49,3**	**38,6**
DP	***1,5***	***1,6***	***2,4***	***2,4***	***16,4***	***12,6***	***29,2***	***22,6***

Tabela 9. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 2 no tempo T2.

	Repouso				Isométrica			
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME
1	7,7	7,1	7,4	5,0	37,5	54,1	39,5	39,3
2	6,3	3,4	8,3	5,8	22,2	14,3	25,5	12,6
3	4,5	6,4	3,3	3,2	39,8	59,2	33,9	94,6
4	12,4	8,7	6,7	5,4	40,5	23,5	47,6	104,4
5	5,4	4,9	7,6	5,4	20,7	22,1	36,1	30,3
6	3,9	3,8	4,1	3,5	38,1	24,7	76,5	92,6
7	4,1	4,8	4,1	4,0	31,4	9,7	40,8	33,2
8	7,6	4,6	7,7	5,4	30,7	25,5	42,0	33,7
9	5,2	4,4	5,6	5,7	63,5	35,0	81,2	49,3
10	4,1	5,0	6,8	7,1	20,5	16,7	37,7	27,2
11	4,7	4,8	10,9	12,8	22,6	27,5	60,5	85,2
12	6,1	4,0	6,4	5,3	18,2	13,6	64,1	34,8
Média	**6,0**	**5,1**	**6,6**	**5,7**	**32,1**	**27,2**	**48,8**	**53,1**
DP	***2,4***	***1,5***	***2,1***	***2,5***	***12,9***	***15,4***	***17,7***	***31,8***

Tabela 10. Valores das médias individuais e mensais da atividade EMG dos pacientes do Grupo 2 no tempo T3.

	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 11. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 1 no tempo T0.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	92,2	96,6	61,5	75,0
2	64,0	91,1	93,4	76,7
3	40,6	84,4	64,7	95,2
4	79,5	90,0	94,9	79,8
5	96,3	84,8	97,2	98,7
6	86,0	90,3	64,5	67,6
7	68,5	80,7	63,5	73,1
8	95,6	88,3	99,9	81,2
9	82,4	89,3	73,0	90,2
10	86,1	91,9	41,8	89,9
11	89,1	61,4	83,4	57,3
12	91,0	85,8	84,2	38,0
Média	**81,0**	**86,2**	**76,8**	**76,9**
DP	***16,2***	***8,8***	***18,1***	***17,0***

Tabela 12. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 1 no tempo T1.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	77,5	57,9	62,0	63,2
2	98,0	91,4	62,6	43,4
3	98,0	91,4	62,6	43,4
4	87,1	97,7	92,8	80,9
5	80,9	80,1	59,4	67,1
6	87,8	74,0	86,2	98,0
7	99,8	95,7	82,8	96,6
8	95,1	91,0	77,1	93,2
9	99,6	82,6	80,3	91,0
10	73,6	81,0	79,6	22,3
11	75,6	75,5	90,9	35,0
12	61,3	82,1	59,9	56,4
Média	**86,2**	**83,4**	**74,7**	**65,9**
DP	***12,5***	***11,1***	***12,6***	***26,2***

Tabela 13. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 1 no tempo T2.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	84,0	70,3	74,6	97,8
2	87,3	99,4	18,2	52,6
3	94,7	74,9	60,3	78,8
4	89,2	84,8	55,6	98,2
5	77,4	75,8	50,2	66,4
6	92,4	91,5	96,8	97,3
7	71,4	84,4	81,0	96,1
8	81,9	68,5	86,1	94,5
9	73,9	81,5	91,9	59,9
10	72,0	60,1	71,7	68,7
11	96,2	97,6	98,5	58,3
12	83,4	96,8	37,6	86,7
Média	**83,7**	**82,1**	**68,6**	**79,6**
DP	***8,6***	***12,6***	***24,9***	***17,6***

Tabela 14. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 1 no tempo T3.

	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 15. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 2 no tempo T0.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	84,1	56,8	78,2	87,1
2	88,0	97,8	81,1	69,3
3	96,4	98,7	83,7	90,9
4	81,9	88,8	92,1	65,7
5	84,7	98,8	95,9	67,1
6	79,5	75,2	91,0	96,4
7	78,3	80,4	77,3	61,6
8	85,1	83,5	91,4	12,4
9	93,0	88,7	80,0	93,8
10	71,5	71,0	90,2	96,7
11	49,1	38,0	16,0	26,7
12	86,3	95,5	68,7	77,9
Média	**81,5**	**81,1**	**78,8**	**70,5**
DP	***12,1***	***18,6***	***21,3***	***27,1***

Tabela 16. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 2 no tempo T1.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	96,4	76,6	94,6	86,4
2	81,1	71,1	87,2	85,1
3	71,6	77,1	86,9	91,5
4	93,0	94,5	90,5	56,2
5	94,6	91,2	99,8	90,7
6	98,7	97,7	72,0	93,0
7	64,1	74,7	75,8	69,8
8	91,8	97,9	81,2	41,8
9	69,1	79,4	74,7	61,7
10	60,8	73,9	97,8	81,3
11	99,6	70,1	69,9	86,0
12	99,2	88,9	66,4	74,8
Média	**85,0**	**82,8**	**83,1**	**76,5**
DP	***14,8***	***10,5***	***11,3***	***16,1***

Tabela 17. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 2 no tempo T2.

	Repouso		Isométrica	
	Temporal	Masseter	Temporal	Masseter
1	95,7	81,2	81,9	99,8
2	69,7	82,5	78,2	66,0
3	82,8	98,5	80,3	52,8
4	82,5	89,0	73,5	62,6
5	94,5	83,3	96,7	91,3
6	99,1	91,6	78,6	90,5
7	92,5	98,8	47,4	89,7
8	75,5	82,5	90,7	89,0
9	91,6	99,7	71,1	75,6
10	90,0	97,4	89,8	83,8
11	99,3	91,8	90,1	83,0
12	78,8	90,3	85,7	70,4
Média	**87,7**	**90,5**	**80,3**	**79,5**
DP	***9,6***	***7,0***	***12,9***	***14,1***

Tabela 18. Valores dos coeficientes de simetria dos pacientes do Grupo 2 no tempo T3.

	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***

Tabela 19. Valores das medianas (em % de simetria) para os músculos temporal anterior e masseter, nas posições de repouso e de contração isométrica em máxima intercuspidação, do Grupo 1.

	Repouso		Isométrica	
Tempos	Temporal*	Masseter*	Temporal*	Masseter*
0	86,06	88,81	78,16	78,24
1	87,43	82,33	78,37	65,16
2	83,69	82,98	73,20	82,76
3	80,95	85,95	78,26	77,87

*** Valores em % de simetria**

Tabela 20. Valores das medianas (em % de simetria) para os músculos temporal anterior e masseter, nas posições de repouso e de contração isométrica em máxima intercuspidação, do Grupo 2.

	Repouso		Isométrica	
Tempos	Temporal*	Masseter*	Temporal*	Masseter*
0	84,40	86,12	82,39	73,59
1	92,39	78,24	84,04	83,21
2	90,82	90,96	81,10	83,41
3	85,48	91,99	83,89	80,97

*** Valores em % de simetria**

ANEXO 2 – Análise estatística.

Situação 1.

TESTE DE WILCOXON-MANN-WHITNEY – Entre os grupos em repouso.

Notação: para i variando de 0 a 3, tem-se a seguinte notação.

Ri_T = rampas temporal, período i Ri_M = rampas masseter, período i

Ci_T = convencional temporal, período i Ci_M = convencional masseter período i

C0_T N = 12 Median = 86.06

R0_T N = 12 Median = 84.40

Point estimate for ETA1-ETA2 is 1.33

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-8.49; 10.06) ? W = 157.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.7075

C0_M N = 12 Median = 88.81

R0_M N = 12 Median = 86.11

Point estimate for ETA1-ETA2 is 1.39

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-8.02; 14.17) ? W = 158.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.6650

C1_T N = 12 Median = 87.43

R1_T N = 12 Median = 92.40

Point estimate for ETA1-ETA2 is 0.56

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-11.79; 13.38) ? W = 154.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.8399

The test is significant at 0.8398 (adjusted for ties)

C1_M N = 12 Median = 82.33

R1_M N = 12 Median = 78.24

Point estimate for ETA1-ETA2 is 2.31

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-8.79; 11.50) ? W = 159.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.6236

The test is significant at 0.6235 (adjusted for ties)

C2_T N = 12 Median = 83.70

R2_T N = 12 Median = 90.82

Point estimate for ETA1-ETA2 is -4.51

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-12.04; 4.27) ? W = 132.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.3123

C2_M N = 12 Median = 82.98

R2_M N = 12 Median = 90.96

Point estimate for ETA1-ETA2 is -7.47

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-17.26; 1.25) ? W = 121.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.0999

C3_T N = 12 Median = 80.95

R3_T N = 12 Median = 85.49

Point estimate for ETA1-ETA2 is -1.03

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-13.64; 14.01) ? W = 146.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.8399

C3_M N = 12 Median = 85.95

R3_M N = 12 Median = 91.99

Point estimate for ETA1-ETA2 is -6.31

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-18.11; 2.79) ? W = 125.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.1572

TESTE DE WILCOXON-MANN-WHITNEY – Entre os grupos na contração isométrica.

Notação: para i variando de 0 a 3, tem-se a seguinte notação.
Ri_T = rampas temporal, período i Ri_M = rampas masseter, período i
Ci_T = convencional temporal, período i Ci_M = convencional masseter período i

C0_T N = 12 Median = 78.16
R0_T N = 12 Median = 82.39
Point estimate for ETA1-ETA2 is -4.80
95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-19.00; 9.75) ? W = 144.0
Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.7508

C1_T N = 12 Median = 78.37
R1_T N = 12 Median = 84.04
Point estimate for ETA1-ETA2 is -8.66
95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-18.59; 3.99) ? W = 123.0
Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.1260
The test is significant at 0.1259 (adjusted for ties)

C2_T N = 12 Median = 73.20
R2_T N = 12 Median = 81.10
Point estimate for ETA1-ETA2 is -8.93
95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-29.45; 7.47) ? W = 135.0
Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.4025

C3_T N = 12 Median = 78.26
R3_T N = 12 Median = 83.89
Point estimate for ETA1-ETA2 is -0.74
95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-14.14; 14.49) ? W = 146.0
Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.8399

C0_M N = 12 Median = 78.24

R0_M N = 12 Median = 73.59

Point estimate for ETA1-ETA2 is 3.02

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-13.99; 20.97) ? W = 157.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.7075

C1_M N = 12 Median = 65.16

R1_T N = 12 Median = 84.04

Point estimate for ETA1-ETA2 is -16.26

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-37.77; 4.08) ? W = 123.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.1260

The test is significant at 0.1259 (adjusted for ties)

C2_M N = 12 Median = 82.76

R2_M N = 12 Median = 83.41

Point estimate for ETA1-ETA2 is 3.04

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-15.68; 13.60) ? W = 153.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.8852

C3_M N = 12 Median = 77.87

R3_M N = 12 Median = 80.97

Point estimate for ETA1-ETA2 is -6.14

95.4 Percent CI for ETA1-ETA2 is (-17.19;14.15) ? W = 139.0

Test of ETA1 = ETA2 vs ETA1 not = ETA2 is significant at 0.5444

Tabela 21. Resultados do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para o músculo temporal em repouso.

Tempo	Estatística de Teste (W)	p-valor
0	157,0	0,7075
1	154,0	0,8398
2	132,0	0,3123
3	146,0	0,8399

Tabela 22. Resultados do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para o músculo masseter em repouso.

Tempo	Estatística de Teste (W)	p-valor
0	158,0	0,6650
1	159,0	0,6236
2	121,0	0,0999
3	125,0	0,1572

Tabela 23. Resultados do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para o músculo temporal na contração isometrica em máxima intercuspidação.

Tempo	Estatística de Teste (W)	p-valor
0	144,0	0,7508
1	123,0	0,1260
2	135,0	0,4025
3	146,0	0,8399

Tabela 24. Resultados do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para o músculo masseter na contração isometrica em máxima intercuspidação.

Tempo	Estatística de Teste (W)	p-valor
0	146,0	0,8399
1	157,0	0,7075
2	153,0	0,8852
3	139,0	0,5444

Situação 2.

Tabela 25. Resultados do teste de Spearman para a correlação entre os tempos do Grupo 1, em repouso, nos músculos temporal anterior e masseter.

	Temporal		Masseter	
	r_S	p-valor	r_S	p-valor
0 vs 1	-0,606	0,037	-0,242	0,449
0 vs 2	-0,203	0,527	-0,238	0,457
0 vs 3	-0,469	0,124	-0,168	0,602
1 vs 2	-0,165	0,609	0,105	0,745
1 vs 3	0,284	0,372	0,193	0,549
2 vs 3	0,420	0,175	0,399	0,199

Tabela 26. Resultados do teste de Spearman para a correlação entre os tempos do Grupo 2, em repouso, nos músculos temporal anterior e masseter.

	Temporal		Masseter	
	r_S	p-valor	r_S	p-valor
0 vs 1	-0,168	0,602	0,308	0,331
0 vs 2	-0,573	0,051	-0,091	0,779
0 vs 3	0,580	0,048	-0,154	0,633
1 vs 2	0,350	0,265	-0,196	0,542
1 vs 3	-0,028	0,931	0,049	0,880
2 vs 3	-0,098	0,762	0,699	0,011

Tabela 27. Resultados do teste de Spearman para a correlação entre os tempos do Grupo 1, na contração isometrica em máxima intercuspidação, nos músculos temporal anterior e masseter.

	Temporal		Masseter	
	r_S	p-valor	r_S	p-valor
0 vs 1	-0,140	0,664	-0,067	0,837
0 vs 2	-0,308	0,331	-0,224	0,484
0 vs 3	-0,168	0,602	0,420	0,175
1 vs 2	0,602	0,038	0,543	0,068
1 vs 3	0,385	0,216	0,434	0,158
2 vs 3	0,734	0,007	0,168	0,602

Tabela 28. Resultados do teste de Spearman para a correlação entre os tempos do Grupo 2, na contração isometrica em máxima intercuspidação, nos músculos temporal anterior e masseter.

	Temporal		Masseter	
	r_s	p-valor	r_S	p-valor
0 vs 1	0,531	0,076	0,608	0,036
0 vs 2	-0,076	0,814	0,210	0,513
0 vs 3	-0,051	0,876	0,112	0,729
1 vs 2	0,291	0,358	0,203	0,527
1 vs 3	0,245	0,443	0,112	0,729
2 vs 3	0,703	0,011	0,497	0,101

TESTE DE FRIEDMAN – Em repouso.

Friedman test for R_T by time blocked by subject

S = 0.90 DF = 3 P = 0.825

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	82.556	28.0
1	12	89.962	33.0
2	12	88.459	31.0
3	12	83.987	28.0

Grand median = 86.241

Friedman test for R_M by time blocked by subject

S = 2.70 DF = 3 P = 0.440

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	87.436	28.0
1	12	86.314	25.0
2	12	92.958	33.0
3	12	91.844	34.0

Grand median = 89.638

Friedman test for C_T by time blocked by subject

S = 0.50 DF = 3 P = 0.919

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	84.263	31.0
1	12	83.829	32.0
2	12	81.473	29.0
3	12	80.182	28.0

Grand median = 82.437

Friedman test for C_M by time blocked by subject

S = 0.70 DF = 3 P = 0.873

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	87.339	31.0
1	12	86.577	32.0
2	12	82.982	27.0
3	12	84.449	30.0

Grand median = 85.337

TESTE DE FRIEDMAN – Na contração isométrica.

Friedman test for R_T by time blocked by subject

S = 1.30 DF = 3 P = 0.729

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	83.889	32.0
1	12	85.576	33.0
2	12	82.299	27.0
3	12	81.696	28.0

Grand median = 83.365

Friedman test for R_M by time blocked by subject

S = 1.20 DF = 3 P = 0.753

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	83.066	32.0
1	12	81.225	30.0
2	12	81.100	32.0
3	12	78.574	26.0

Grand median = 80.991

Friedman test for C_T by time blocked by subject

S = 2.50 DF = 3 P = 0.475

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	74.599	30.0
1	12	76.546	30.0
2	12	76.313	25.0
3	12	80.963	35.0

Grand median = 77.105

Friedman test for C_M by time blocked by subject

S = 1.70 DF = 3 P = 0.637

Tempo	N	Est Median	Sum of Ranks
0	12	81.596	31.0
1	12	75.478	29.0
2	12	86.353	34.0
3	12	75.046	26.0

Grand median = 79.618

Tabela 29. Resultados do teste de Friedman em repouso.

Variável	S	p-valor
Grupo 2 - Temporal	0,90	0,825
Grupo 2 - Masseter	2,70	0,440
Grupo 1 - Temporal	0,50	0,919
Grupo I - Masseter	0,70	0,873

Tabela 30. Resultados do teste de Friedman na contração isometrica em máxima intercuspidação.

Variável	S	p-valor
Grupo 2 - Temporal	1,30	0,729
Grupo 2 - Masseter	1,20	0,753
Grupo I - Temporal	2,50	0,475
Grupo 1 - Masseter	1,70	0,637

ANEXO 3

TERMO DE CONSENTIMENTO E LIVRE ESCLARECIDO

A utilização da prótese total pode trazer para o seu usuário algum tipo de desconforto, caso não esta esteja corretamente confeccionada e ajustada. Algumas vezes sua imperfeição é tamanha que o paciente não consegue usá-la devido a irritações e falta estabilidade ao mastigar.

Devido a estas razões este estudo está sendo realizado com o objetivo de melhorar o funcionamento das próteses totais. Sendo assim, convidamos você para participar deste estudo o qual não lhe trará nenhum risco e lhe dará ao final do estudo um par de próteses totais novas sem custo adicional algum.

Para isso, apenas é necessário que você compareça às consultas regulamente marcadas até o final do tratamento. Além das consultas para a confecção da prótese é importante que possamos avaliar o nosso trabalho através de um aparelho que é totalmente inofensivo, e que tem o objetivo de mensurar a atividade muscular.

A decisão de participar deste estudo é voluntária, você decide se quer ou não participar, assim como poderá desistir a qualquer momento. Qualquer dúvida que tenha a respeito do estudo entrar em contato com o cirurgião – dentista Daniel através do tel: 3433-7712.

Não existe nenhum tipo de risco durante as etapas de realização do estudo. Caso você decida participar, gostaria de saber alguns dados a seu respeito. Ficam estes e quaisquer outros dados referentes ao estudo a ser realizado sob completo sigilo.

IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

Nome:_____

Endereço:_____

Doc.de Identidade: _____ Tel: _____

_____

Assinatura do voluntário ____/____/____

Dia Mês Ano

_____

Prof. Responsável

ANEXO 4

FICHA CLÍNICA

UNICAMP

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

Disciplina de Prótese Total

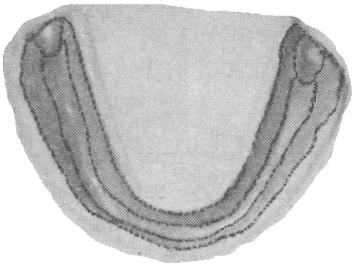
IDENTIFICAÇÃO

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 ( ) Exagerada ( ) Diminuída ( )
Deflexão ( ) 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 Instalação		Confecção das rampas Polimerização	

ANEXO 5

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

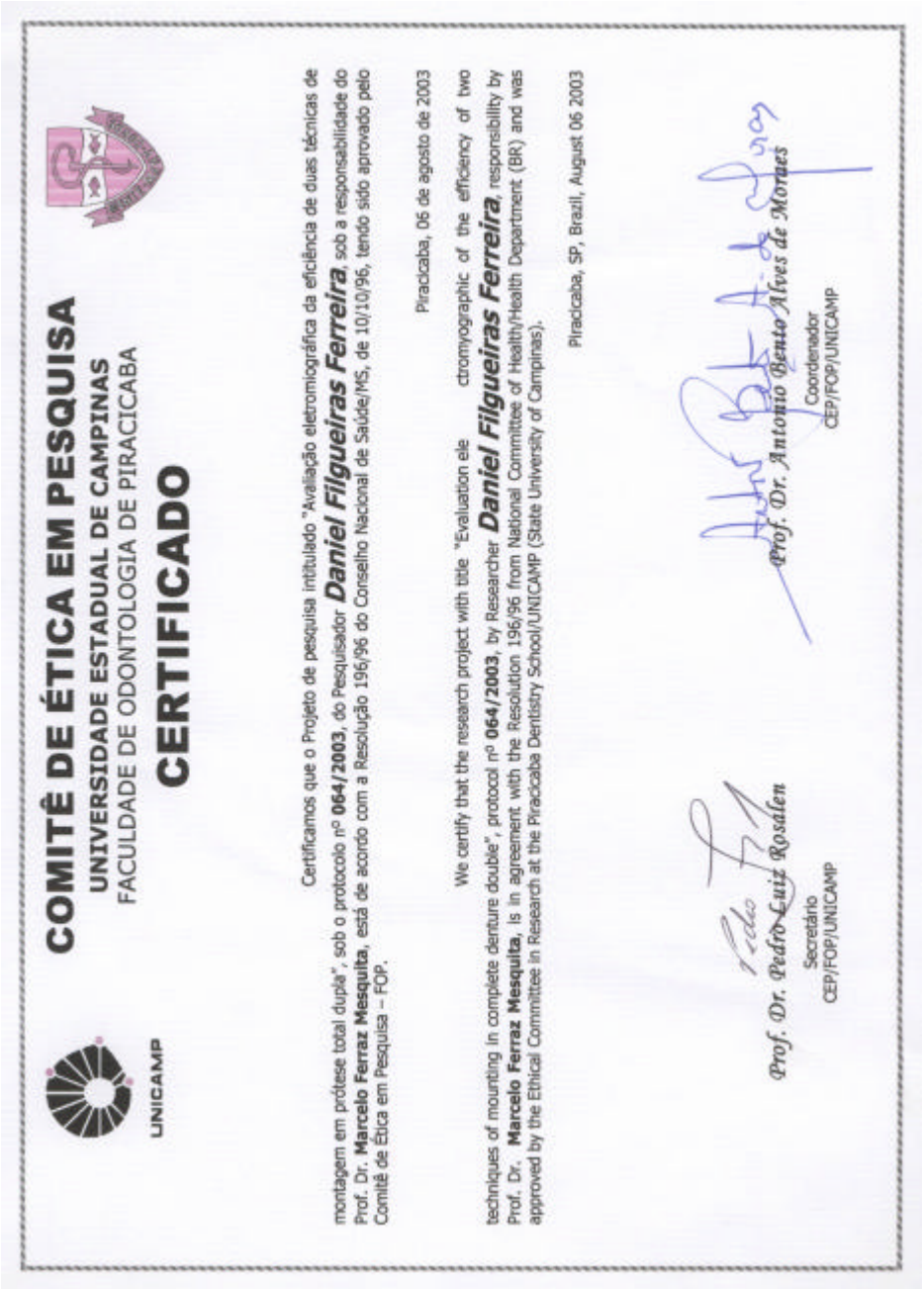
- Guia condilar: Lado direito _____ Micro _____
  Lado esquerdo _____ Micro _____
  Mesa incisal _____

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

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

ANEXO 6

CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



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

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Avaliação eletromiográfica da eficiência de duas técnicas de montagem em prótese total dupla", sob o protocolo nº **064/2003**, do Pesquisador ***Daniel Filgueiras Ferreira***, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 06 de agosto de 2003

We certify that the research project with title "Evaluation ele ctromyographic of the efficiency of two techniques of mounting in complete denture double", protocol nº **064/2003**, by Researcher ***Daniel Filgueiras Ferreira***, responsibility by Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, August 06 2003

Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP