

**NEIDE PENA COTO**

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PROTETORES  
BUCAIS CONFECCIONADOS EM COPOLÍMERO DE ETILENO E  
ACETATO DE VINILA: MODELO EXPERIMENTAL DE ARCOS  
DENTAIS OBTIDOS EM EPÓXI**

São Paulo  
2006

**Neide Pena Coto**

**Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais  
confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila:  
modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2006

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Coto NP. Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila: modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, \_\_\_/\_\_\_/2006

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

## **DEDICATÓRIA**

Ao meu querido sobrinho Eduardo Pena Coto de Carvalho, que durante meu trajeto pela vida acadêmica foi, e é meu fiel escudeiro, pronto a ajudar em qualquer circunstância e momento. Fica o meu mais terno agradecimento, respeito e admiração.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À FEI (Faculdade Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros) pela oportunidade dada ao abrir suas portas a esta pesquisa.

Ao Prof. Ricardo Aurélio Costa, co-orientador deste trabalho, pela generosidade, sabedoria e paciência, investindo seu precioso tempo no auxílio desta pesquisa, mostrando como deve ser um verdadeiro MESTRE. Que DEUS o abençoe em tudo o que fizer....**MUITO OBRIGADA.**

Ao Técnico, Químico Marcos Gentil que, como mostra em seu nome a gentileza é sua marca registrada, comedido, concentrado e muito capaz realizou todos os testes mecânicos deste trabalho. Com certeza seu caminho sempre será de vitórias.

A Engenheira Química Sheila Fernanda Rodrigo por ter abraçado o meu ideal e intermediar o acesso a FEI.

A Sra. Adelaide Bispo, guardiã das chaves dessa grande instituição, nunca negando nenhum pedido, desde que bem documentado; dona de uma alegria contagiante fica o meu agradecimento mais que especial.

Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Martinez ,Coordenador do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da FEI, por autorizar a realização deste trabalho em seu Laboratório.

A Cátia Cilene da Silva que sempre resolveu todo e qualquer percalço que tenha ocorrido durante a pesquisa.

Ao Sr. Renato Endres da Associação de Industrias Químicas do Brasil (ABIQUIM) por ter intermediado o contato com a POLITENO do Brasil.

A POLITENO do Brasil, representada pelo Eng. Tadeu Debonski por ter viabilizado e executado os testes de caracterização do material usado neste trabalho.

A todos os técnicos dos laboratórios da FEI pelo auxílio e atenção.

## **AGRADECIMENTOS**

A DEUS que com sua onipresença direcionou pessoas interessadas, inteligentes e extremamente generosas em seu saber ao encontro deste trabalho.

Ao meu pai José Manuel Pena Villamañan, mesmo não estando mais entre nós, continua me inspirando, protegendo e dando força em minha vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias que em sua sabedoria permitiu que buscasse minhas metas, porém sempre sob seu olhar e orientação, como um pai que acompanha o caminhar do filho sem nunca perde-lo de vista.

A minha família que tanto me apóia, me ajudando, me orientando e principalmente me envolvendo com muito amor; Maria Julia (filha querida), Maria Dolores (mãe e braço direito), Maria Isabel (irmã e colega muito presente), Matilde (irmã, sempre pronta a ajudar), José Manuel (irmão e admirador), Eliomar (cunhado, com espírito de irmão), José Tadeu (cunhado, disposto a auxiliar a qualquer momento), Vinicius e Diego (sobrinhos, com vontade de colaborar), Ana Carolina e Manuela (sobrinhas amadas).

Aos professores do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais da FOU SP, pelo incentivo e ensino sempre focados em nosso crescimento.

Aos meus colegas de mestrado pela amizade e companheirismo, Andréia, Clemente, Simone, Juliana, Margareth, Rodrigo; e, principalmente, a minha sempre parceira Tatiana Fioresi Antoniazzi por traçarmos juntas o caminho acadêmico com uma grande amizade.

Aos meus pacientes que souberam entender minhas ausências no consultório.

A minha querida secretária Karen Cruz de Souza, que entre um telefonema e outro conseguiu ajeitar todas as intercorrências no consultório, além de cronometrar a confecção de todos os protetores confeccionados.

A Profa. Cynthia Maria Freire da Silva amiga, colega e principalmente mestra, o meu agradecimento.

Ao Prof. Mario Germano Gennari, pelo ensino constante.

Ao colega e amigo Ricardo Reis sempre um incentivador, com a frase certa na hora certa.

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais, pela disposição e ajuda, em especial a Belira Carvalho que com muito carinho esclareceu todas as nossas dúvidas apontando caminhos corretos.

Aos funcionários da Biblioteca da FOUSP pela gentileza e prontidão que os faz especiais.



Ao Departamento de Materiais Dentários da FOU SP, principalmente aos técnicos Sr. Antonio e Sr. Silvio por permitir e auxiliar no uso de suas balanças digitais.

A BORDENTE Comércio de Importação e Exportação LTDA representada pela Sra. Elizabete Borsini, pelo apoio.

*“A melhor maneira de não errar é não fazer nada. No entanto, não fazer nada é o maior erro de todos”.*

*Kung Fu Zi  
(551-479 aC)*

Coto NP. Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila: modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

## RESUMO

Um modelo experimental de arco dentário, moldado em epóxi, foi utilizado para estudar o comportamento mecânico do copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA), na forma de placa plana e protetor bucal. O modelo experimental foi investigado, usando-se um sistema configurado em duas formas diferentes: suporte + arco + placa plana e suporte + arco + protetor bucal. O comportamento mecânico do copolímero de etileno e acetato de vinila foi estudado em função de três variáveis: espessura, temperatura e na ausência e presença de saliva artificial. A avaliação do comportamento mecânico do EVA, na forma de placa e protetor, foi feita usando-se dois planejamentos estatísticos fatoriais,  $3 \times 2 \times 2$  e  $2^3$ , respectivamente, numa máquina universal de tração. As propriedades mecânicas do EVA, ao esforço compressivo, avaliadas nas duas configurações (suporte + arco + placa e suporte + arco + protetor) foram: energia aparente absorvida ( $J.mm^{-1}$ ), tensão máxima ( $N.mm^{-1}$ ), deslocamento máximo (mm) e força máxima (N). Os efeitos das variáveis, espessura, temperatura e presença ou ausência da saliva artificial foram modelados, matematicamente, usando-se as propriedades mecânicas do EVA ao esforço compressivo, como parâmetros de resposta. Os polinômios ortogonais foram ajustados em função das variáveis e de suas interações significantes, fixando-se o nível de significância igual ou menor de 0,05 ou 5%. Um mecanismo de oclusão do modelo experimental, para explicar a resposta mecânica do EVA, no sistema suporte + arco + placa e suporte + arco + protetor, consistiu em

três eventos acoplados: 1) deformação compressiva longitudinal; 2) escorregamento entre os arcos e 3) travamento mecânico ao atingir a máxima oclusão. As variáveis, espessura da placa ou do protetor, temperatura (ambiente e bucal) e saliva (ausência ou presença), bem como algumas interações significantes entre elas, modificaram as propriedades mecânicas do EVA, no sentido de aumentar ou reduzir a resistência oferecida, por este material, ao esforço compressivo, dependendo de como os níveis das respectivas variáveis eram combinados. A resposta mecânica do EVA no sistema suporte + arco + protetor diferiu do sistema suporte + arco + placa, pois os intervalos de espessuras médias dos protetores e das placas foram significativamente diferentes. O mecanismo de oclusão do modelo experimental proposto justifica as diferenças de comportamento mecânico observadas para as duas configurações estudadas. Para placas ou protetores mais finos, da ordem de 2 mm, o escorregamento acoplado ao travamento mecânico foram dois eventos determinantes. Para as placas mais espessas, da ordem de 4 mm, o comportamento mecânico pode ser explicado por três eventos acoplados: deformação compressiva longitudinal, escorregamento entre os arcos e travamento mecânico, ao atingir a máxima oclusão.

Palavras-Chave: Protetores bucais – Modelo experimental; Placa plana – Modelo experimental; Prótese buco maxilo facial

Coto NP. Study of the mechanical behaviour of mouth protectors prepared with ethylene and vinyl acetate copolymer: experimental model of dental arches produced with epoxy [Dissertação de Mestrado]. Sao Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

## ABSTRACT

An experimental model of dental arch, moulded in epoxy, was used to study the mechanic behaviour of a copolymer of ethylene and vinyl acetate (EVA), in the form of a flat plaque or mouth protector in function of three variables: thickness, temperature and the absence or presence of artificial saliva. The evaluation of the mechanical behaviour of EVA, as a plaque or as a mouth protector, was made with the use of two factorial statistical projection,  $3 \times 2 \times 2$  and  $2^3$ , respectively, in a universal test machine. The mechanic properties of EVA, at compressive effort, evaluated in two configurations (support + arch + plaque and support + arch + mouth protector) were: maximum absorbed energy ( $\text{J} \cdot \text{mm}^{-1}$ ), maximum strain ( $\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$ ), maximum displacement (mm) and maximum force (N). The effect of the variables (thickness, temperature and absence or presence of artificial saliva) were shaped, mathematically, by using the mechanic properties of EVA to compressive effort as a reply parameter. The orthogonal polynomials were adjusted in function of the variables and their significant interactions, fixing the level of significancy as 0,05 (5%) or less. A mechanism of occlusion of the experimental model, to explain the mechanic answer of EVA in the system support + arch + plaque and support + arch + protector, consisted of three connected events: 1) longitudinal compressive deformation; 2) sliding between the arches and 3) mechanic lockage on maximum

occlusion. The variables, thickness of the plaque or mouth protector, temperature (local or mouth) e saliva (presence or absence), as well as some significant interactions between them, modified the mechanic properties of EVA, in the sense of increasing or reducing the resistance of this material to the compressive effort, depending on the way these variables were combined. The mechanic answer of EVA in the system support + arch + mouth protector differed from the system support + arch + plaque, as the intervals of average thickness of the mouth protectors and of the plaque were significantly distinct. The mechanism of occlusion of the experimental model proposed justifies the differences of mechanical behaviour observed in both configurations studied. In thinner plaques or mouth protectors, approximately of 2 mm, the sliding connected to the mechanic lockage were two determinant events. For thicker plaques, approximately of 4 mm, the mechanical behaviour can be explained by three linked events: longitudinal compressive deformation, sliding between the arches and mechanic locakge, on the maximum occlusion.

Key Words: Mouth protectors – Experimental model; Flat plate – Experimental model; Mouth maxilo facial prosthesis

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ADA	American Dental Association
ASTM	American Standards of Testing of Materials
ATM	Articulação têmporo mandibular
Bureau	Bureau of Health Education and Audiovisual Service
Council on Dental Materials, Instruments and equipments.	
*EVA	copolímero de etileno e acetato de vinila
J	joule
Km/h	quilômetros por hora
KN	quilonewton
min	minuto
mm	milímetros
mm/s	milímetro por segundo
N	newtons
*PE, Pe, pe	polietileno
*PVA	polivinil acetato
*PVApe / PVAacPe	polivinil acetato- polietileno
*PVC	polivinil clorido
s	segundos

\* segundo Polymer Handbook

## SUMÁRIO

	p.
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>17</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>21</b>
<b>2.1 Importância do uso de protetores bucais na prática de esportes.....</b>	<b>21</b>
<b>2.2 Materiais usados na confecção de protetores bucais para esporte..</b>	<b>32</b>
<b>2.3 Ensaio em materiais usados para a confecção de protetores bucais Para esporte .....</b>	<b>37</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>46</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>47</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>57</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>71</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>88</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>89</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>96</b>



## 1 INTRODUÇÃO

Em 1913, o boxeador inglês Ted Lewis incomodado com “arrepios e dores estridentes”, que sentia cada vez que recebia um golpe, usou um pedaço de guta percha entre os dentes. Ele percebeu uma melhoria significativa do incômodo, além de uma redução das lacerações pós luta. Este foi o primeiro protetor bucal descrito na história. A partir daí, já em 1915, este dispositivo protetor foi difundido entre os pugilistas ingleses. Entre 1950 e 1965, houve estudo intensivo sobre materiais apropriados para a confecção de protetores bucais e sua proteção efetiva, através de inúmeros testes, devido ao incentivo da American Dental Association (ADA).

Em 1962, a National Alliance Football Rules Committee in the United States, determinou o uso do protetor bucal intra-oral para cada jogador em todas as modalidades desportivas. Esta determinação reduziu em 80% o risco de traumas dentais e, conseqüentemente, lesões de cabeça e pescoço. O protetor homologado deveria ser confeccionado sobre modelos em gesso obtidos através de impressão direta, em alginato, dos arcos dentais dos atletas.

Os protetores bucais para esporte devem proteger dentes, tecido mole, estrutura óssea e articulação têmporo mandibular, diminuindo assim a incidência de concussão e trauma de pescoço. Deve, ainda, possuir alto poder de absorção de energia e distribuição do campo de forças ao longo de toda a sua extensão, promover alto grau de conforto e ajuste no maxilar, permanecer firme em seu lugar mesmo durante qualquer movimento e ação. Outros aspectos importantes, é que o protetor não deve impedir a fala e nem tampouco a respiração; ser durável, resistente ao rasgo, resiliente, inodoro e insípido. São determinadas como vantagens do uso do

protetor bucal a diminuição do risco de injúria na região anterior da maxila em 90%, a prevenção de laceração de língua, lábios e face contra as pontas agudas dos dentes da maxila, a diminuição do risco de danos nos dentes posteriores de ambos os arcos e do trauma de mandíbula.

Em 1981, a ASTM F697-80 normatizou os tipos de protetores bucais para esporte disponíveis em: tipo I – de estoque, tipo II - aquece e morde, tipo III –personalizado fabricado sobre modelo. O uso do protetor bucal intra-oral sempre é indicado na prática de esportes que oferecem riscos de traumas orofaciais e de pescoço, pois reduz as forças que causam concussão. O protetor bucal é caracterizado, como dispositivo resiliente, intra-oral, que reduz injúrias da região buco dental, que oferece o máximo de proteção, retenção e acolchoamento na região em que é confeccionado, normalmente, no arco superior, exceto em casos de prognatismo e uso de aparatologia fixa no arco inferior. Recomenda que a confecção do protetor bucal seja orientada somente pelo cirurgião dentista. A higienização do protetor deve ser feita com água fria ou morna e armazenada em local fresco. Atualmente, encontra-se descrito o protetor chamado tipo IV ou Multilaminado, que vem sendo apontado como protetor capaz de oferecer maior proteção, podendo ser confeccionado para cada tipo diferente de esporte.

O protetor bucal ideal ainda não foi confeccionado pelas dificuldades de simular, reproduzir e modelar experimentos laboratoriais que se aproximem das condições de uso do protetor “*in vivo*”.

O protetor bucal precisa encapsular os dentes da maxila até 2º molar, ter 3-4mm de espessura na vestibular, 2mm na palatina, 3mm na oclusal, terminar a 3mm da gengiva marginal vestibular e 10mm da gengiva marginal palatina. O dimensionamento geométrico do protetor pressupõe considerar as variações e os limites de espessuras nas regiões supracitadas.

Os meios de proteção dependem das propriedades mecânicas do material utilizado, sua geometria e suas aplicações. No impacto, a súbita transferência de energia cinética para o material, pode provocar danos, dependendo da extensão em que o material deforma. Os danos freqüentemente observados nos materiais poliméricos, após impacto, são: deformação permanente, rasgo ou fratura, delaminação e buracos (Kim e Shafiq ,2001). A compreensão do mecanismo de danos pode auxiliar para melhorar o poder de proteção dos protetores, considerando as condições adversas de uso e seus efeitos.

Diversos materiais são propostos para a confecção do protetor bucal, procurando sempre uma maior proteção e conforto.

Os polímeros são materiais muito interessantes para fabricação de protetores bucais, tanto do ponto de vista mecânico como pela facilidade de conformação a baixa temperatura. Além disso, os polímeros podem ser combinados entre si para melhorar suas propriedades mecânicas e, portanto, inúmeras possibilidades podem ser conseguidas, trazendo benefícios às propriedades do material, reprodutibilidade e homogeneidade (Wong; White, 1979). Outro fator que deve ser observado é o custo, pois é fator determinante na escolha do protetor bucal por parte dos atletas.

Os protetores confeccionados em silicone ainda apresentam-se inacessíveis devido ao custo e, segundo Craig e Godwin (1967), sofrem alteração dimensional quando em presença de fluídos bucais que comprometem, em longo prazo, sua retenção e também possui baixa resistência ao rasgamento. Este fato fez com que outros materiais poliméricos fossem indicados para a confecção dos mesmos.

O copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA) apresenta todas as características necessárias para a obtenção de um protetor dentro dos padrões internacionais, além da grande vantagem de ter um custo baixo. Para verificar esta afirmação este estudo pretende observar o comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila em um modelo experimental de arcos dentais obtidos em resina epóxi submetido à máquina universal de testes. Os fatores observados durante esses testes serão: energia absorvida, tensão máxima, força máxima e deslocamento máximo; todos sob o prisma de três variáveis importantes: espessura, temperatura e presença de saliva, reproduzindo-se assim condições próximas às bucais.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Importância do uso de protetores bucais na prática de esportes

Heintz (1959) afirmou que o melhor protetor bucal é o individualizado, confeccionado pelo cirurgião dentista e deve ficar bem adaptado no arco dental; diz que o protetor pré-fabricado oferece forma muito aquém do necessário.

Stenger et al. (1964) estudaram por cinco anos as injúrias de cabeça e pescoço em jogadores de futebol americano do time de Notre Dame. Durante a temporada de uso houve diminuição de injúrias dentais, de cabeça (concussão) e pescoço. Relatam caso de um jogador que sofria de dores na ATM, e após uso do protetor o problema desapareceu. Submeteram alguns atletas a radiografias laterais de cabeça e pescoço com e sem protetor. Constataram que o côndilo mandibular, quando o protetor está posicionado no arco dental, fica mais afastado da cavidade glenóide, minimizando assim o impacto e sua intrusão no crânio.

Wehner, Henderson (1965) referem a existência de três tipos de protetores bucais, sendo dois industrializados e um individualizado. Apontam, como desvantagem do uso dos industrializados, a impossibilidade de comunicação e ingestão de líquidos; já o individualizado tornou-se mais aceito, protege mais, devendo ser confeccionado pelo cirurgião dentista em EVA.

Hodgson (1967) conduziu estudo sobre tolerância ao impacto dos ossos da face para auxiliar a confecção de protetores impedindo assim as injúrias nessa região. As provas foram feitas em torno do osso zigomático que por sua fragilidade e proeminência, apresenta maior suscetibilidade ao dano. Uma fratura linear não altera a estrutura do lado oposto da face. Comparando a força de impacto dos ossos zigomático, frontal e mandibular, em cadáveres, o frontal tolera 3 a 4 vezes mais impactos do que a mandíbula e o zigomático, sendo que os dois últimos têm tolerâncias semelhantes. Usou cadáveres embalsamados para os testes de impacto seco. Os parâmetros usados foram: força x tempo de impacto que depende da massa do corpo, velocidade do impacto da elasticidade e/ou plasticidade do osso, espessura e geometria. Usou pesos de 2016 libras em uma velocidade de 100 pés/segundo. Foram feitos de 5 a 6 impactos na mesma região e as fraturas foram detectadas por tomadas radiográficas. Normalmente um impacto na face ocorre de 1 a 3 milisegundos. Os testes foram feitos em uma área de 5,2 polegadas quadradas. O impacto na mandíbula foi dado no mento, na linha de ação da ATM. O autor concluiu que a proteção depende do tipo de material e dos tecidos mole e ósseo. A energia dissipada ou transferida depende das condições da superfície de impacto.

Hickey et al. (1967) usaram cadáveres para relatar a pressão de deformação intracraniana e sua relação com o uso do protetor bucal, para isso foram usados dois tipos de protetores, um em EVA e o outro em borracha de látex. O impacto foi reproduzido por um disco de metal. Concluíram que a presença do protetor bucal diminuiu a pressão e deformação intracraniana, minimizou danos ao côndilo, região

da ATM evitando a concussão; indicando assim a necessidade do uso deste dispositivo em treinos e competições.

Heintz (1968) afirmou que 50% das injúrias ocorridas em esportes são na região de cabeça e pescoço. Fez campanha para o uso de protetor bucal em times de futebol americano por nove temporadas concluindo que há a necessidade da inclusão de um cirurgião dentista nos times esportivos para orientação, tratamento e confecção de protetores bucais, pois, 33.000 atletas que sofreram injúrias de cabeça e pescoço no período estudado não usavam protetor bucal; afirmou também que os protetores pré-fabricados não são estáveis, machucam, além de não proteger o suficiente.

Bureau (1973) afirmou que em onze temporadas o protetor bucal foi usado nos times de futebol americano e seus resultados foram difundidos em outras modalidades desportivas. Verificou que 50% das injúrias ocorridas no futebol são de face, e que, o uso do protetor bucal previne 100.000 injúrias orais anualmente nos mais de 1 milhão de jogadores participantes da Federação Nacional de Atletas Intercolegial; alega que a principal causa do não uso do protetor bucal é o custo; indicou a necessidade da presença de um dentista nos times, sendo que sua responsabilidade seria manter a saúde bucal dos atletas, dando atenção aos jogadores caso ocorra algum tipo de injúria de cabeça e pescoço, durante treinos e jogos, confeccionando protetores bucais e supervisionando seu uso.

Bureau (1984) com o apoio da American Dental Association introduziu o uso do protetor bucal em atletas de escolas de ensino médio, percebendo queda drástica do número de injúrias; indica a necessidade da presença de um cirurgião dentista nos

times com a função de restaurar e preservar a saúde bucal com a confecção de protetores bucais, tratamento dentário e de urgência, durante jogos e treinos.

Stokes, Croft e Gee (1987) confeccionaram protetores bucais em EVA em duas situações: em máquina a vácuo e, modelados em modelo de gesso a partir de protetores “aquece e morde”. Obtiveram 48 respostas válidas dos 55 testes, cada tipo foi usado por 8 semanas e substituído pelo 2º tipo. 2/3 dos atletas afirmaram que o tipo de protetor mais confortável foi o confeccionado na máquina a vácuo, pois apresenta maior adaptação e conforto. Instituíram o EVA como melhor material para a confecção de protetores bucais.

Chapman (1989) enfatizou a necessidade do uso do protetor bucal individualizado afirmando que sua espessura oclusal deve ficar em torno de 2mm para melhorar a absorção de forças e menor interferência na fala e respiração. Defende o uso do protetor bimaxilar para esportes de contato e atletas com histórico de fratura mandibular ou concussão recente e para portadores de aparatologia fixa.

Scott, Burke e Watts (1994) descrevem a necessidade do uso do protetor bucal para esporte através de uma revisão sobre injúrias de cabeça e pescoço ocorridas durante treinos e jogos, asseguram que o protetor reduz a transmissão de forças entre o plano mandibular, ATM e mento; sugere que o protetor seja confeccionado em material resiliente como o polivinil clorido (PVC) e o copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA).



Deyoung, Robinson e Godwing (1994) compararam protetores pré-fabricados e individualizados, relacionando conforto e desgaste; observaram que os primeiros em alguns atletas ficaram largos chegando a machucá-los. Concluíram que os atletas preferiam os individualizados, mas, acabavam optando pelos pré-fabricados devido ao custo e facilidade de aquisição.

Milward e Jagger (1995) defendem o uso de protetor bimaxilar confeccionado em silicone, pois promove proteção extra, afirma que o silicone tem maior resistência que o polivinil acetato – polietileno ( PVApe).

Gelb, Mehta, Forgione (1996) correlacionaram a força muscular e postura maxilar nos esportes, explicam que atletas que não usavam protetores bucais relatavam problemas na ATM que em sua maioria foram sanados a partir do uso desse dispositivo protetor.

Hodges (1996) discutiu as vantagens do uso do protetor bucal tipo IV – multilaminado em EVA, o qual refere ter maior resistência ao impacto. Afirmou que a função do protetor bucal é a absorção e distribuição de forças, bem como a resistência à deformação. Criticou o protetor “aquece e morde” pois o mesmo não oferece real proteção e mínima adaptação, que uma força de 3 gramas é capaz de retirá-lo de sua posição; concluíram que eles protegem 1000% a mais que o protetor aquece e morde. Oferecem 400 a 500 % mais proteção que o industrializado, reduzem fratura dental , laceração do tecido mole, reduz a incidência de concussão, protege a mandíbula, côndilo, reduz o risco de injúrias de pescoço e sistema nervoso central, minimiza a interferência da comunicação verbal. Questiona as

especificações da ASTM para protetores bucais, pois a mesma não caracteriza tipos de teste ideal para definir a proteção efetiva deste.

Ferreira (1998) afirmou que o uso do protetor bucal chega a diminuir 60 vezes o risco de fratura dental; destacou como uma das vantagens de seu uso a proteção dos dentes frente a golpes. Citou que 20 mil traumas foram prevenidos graças ao uso dos protetores faciais e bucais no futebol americano em um ano. Afirma que o protetor bucal aumenta o espaço entre o côndilo e a cavidade glenóide, diminuindo o risco de concussão e hemorragia cerebral. Refere que essas informações ainda são ignoradas por clubes e cursos de Odontologia. Mostra que mesmo esportes como rodeios, já estão aderindo ao protetor bucal.

Canto et al. (1999), descreveram os passos para confecção de protetores bucais para atletas portadores de aparelhos ortodônticos fixos. Indicam o uso de lâmina de aproximadamente 4mm e utilizando uma faixa de cera utilidade sobre o aparelho fixo antes da moldagem.

Med Center (2000) relata que o respirador bucal perde 21% de seu rendimento físico, e complicações endodônticas podem causar 17% de queda no rendimento. Conta que o jogador de futebol Ronaldo Luis Nazário de Lima, o "Ronaldinho", quando tinha 15 anos quase foi excluído de seu time "São Cristóvão" pois era muito lento, não corria e o cirurgião-dentista do time constatou em um exame clínico, dois dentes com problema endodôntico, uma falha ortodôntica e respiração bucal. Após tratamento o craque recuperou o desempenho físico. Recomenda que as restaurações dos atletas sejam confeccionadas em resina composta e não em

amálgama, pois este oferece resistência e aumenta o risco de fratura dental e que uma má escovação pode ferir a gengiva, causando dor, inflamação e perda de 10% do condicionamento físico.

Barth; Freeman e Winters (2000), estudaram a evolução dos casos de concussão ocorridos durante a prática de esporte. Notaram que 34% dos casos retornaram aos treinos e competições após 3 meses; e 24% apresentaram déficit neurocognitivo. Os sintomas pós-concussão (6 a 8 meses) são: dor de cabeça, náuseas, depressão, ansiedade e frustração. Constataram que 22% dos 550 jogadores entrevistados apresentaram alguma injúria de cabeça e pescoço no decorrer da vida atlética no futebol americano. A bola chega a uma velocidade de 120 km/h podendo causar danos como problemas neuropsicológicos no decorrer da carreira, sendo que o maior problema relatado é a concussão. Os autores concluem que o uso do protetor bucal minimiza intervenções, custos e problemas psicológicos e cognitivos que uma injúria de cabeça pode acarretar.

Ranalli (2000) mostrou a necessidade do uso de protetor bucal na prática desportiva, afirmando que estes são designados para proteger lábios, tecidos moles intra e peri-orais de fraturas, deslocamentos e avulsões dentárias, protegendo inclusive a ATM; afirmou também que o protetor precisa ser confeccionado em material resiliente, barato e confortável; salienta a necessidade de mais pesquisas sobre tipos e materiais usados na confecção destes, seu potencial de proteção e viabilizá-los a todos os praticantes de esportes, pois isso, reduziria injúrias de cabeça e pescoço ocorridos na prática de esportes.

Knoop (2001) descreveu os requisitos necessários para que um protetor bucal desempenhe sua função, um deles é que seja confeccionado sobre modelo individual do atleta. Testou o chamado multilaminado aplicando força na região do 1º molar, concluindo que este tipo de protetor oferece de duas a quatro vezes mais proteção que os demais protetores.

Ribeiro, Guedes e Souza (2002) relataram caso de criança com injúria buco dental após queda da própria altura durante a prática de capoeira. Foi confeccionado protetor bucal com uma lâmina de EVA, o que encorajou o paciente a retomar a prática de esporte.

Dias, Maia e Coto (2002) afirmam que protetores bucais podem ser confeccionados em vários tipos de materiais: polietileno, polivinilacetato, silicone, plástico, borracha e EVA, apresenta-se sob 4 tipos básicos: O “aquece e morde”: que depois de aquecido é moldado na boca, pelo próprio atleta, vendido em lojas de materiais esportivos. O pré-fabricado ou de estoque: já vem pronto, encontrado em três tamanhos básicos: pequeno/médio/grande, mas, tem a desvantagem, como o anterior, de não aderir bem à boca fazendo com que o atleta fique o tempo todo mordendo, impedindo-o de se comunicar com seus companheiros durante as competições. O confeccionado pelo cirurgião dentista, tipos III e IV, através do modelo da arcada do atleta e confeccionado a vácuo em EVA, permite que os atletas comuniquem-se durante as competições, que ingiram líquidos sem retirá-lo; podem ser transparentes e imperceptíveis e encaixando-se perfeitamente aos dentes do atleta, são normalmente confeccionados no arco superior. Ressaltam que o atleta deve assimilar que o protetor bucal só cumpre sua função quando utilizado devidamente.

Ferrari e Medeiros (2002), estudaram a ocorrência de trauma dental em diferentes esportes e o uso de protetor bucal entre os atletas, através de questionário em 6 modalidades diferentes em desportos oficiais; foram entrevistados 1189 atletas. Como resultado obtiveram 28,8% de atletas que afirmaram ter sofrido um trauma dental durante a prática desportiva; 15,9% usam protetor bucal e 52,4% reconhecem a necessidade do uso deste.

Silva et al. (2003) apresentaram nova técnica de confecção de protetor bucal individualizado, utilizando silicona acética como matéria prima. Através da obtenção de modelos individuais, procedendo a confecção do protetor do arco superior esculpindo a silicona até sua vulcanização, no arco inferior é confeccionando em dimensão vertical de repouso, promovendo assim uma espessura do espaço funcional livre, que promoverá estado de relaxamento muscular sem tensões na ATM. Os autores sugerem que após a vulcanização o protetor fique submerso em solução aquosa de bicarbonato de sódio a 5% por duas horas. Descreve como vantagens dessa técnica o tempo de trabalho relativamente curto, custo baixo, fácil execução e individualização para cada paciente.

Dias (2003) salientou que o crescente aumento de esportes radicais trouxe a necessidade de pesquisar e conhecer os protetores bucais para o esporte. Mostrou que os acidentes mais comuns na fase escolar são quedas nos pátios, de bicicleta, de patins, patinetes e na adolescência ocorre em prática de esportes. Indica como fatores predisponentes para traumas buco dentais a maloclusão dentária como protrusão dos incisivos superiores e prognatismo; em relação ao gênero, o

masculino apresenta duas vezes mais injúrias que o feminino. Um trauma dental pode acarretar desde fratura de esmalte, fratura coronária (com e sem comprometimento pulpar), fratura radicular, luxação, concussão e até avulsão. O protetor mais indicado é o confeccionado pelo dentista, em EVA, proporcionando maior adaptação e durabilidade.

Cornwell, Messer e Speed (2003) através de questionários avaliaram a eficácia do uso de protetor bucal, em atletas de várias idades. Afirmaram que o protetor bucal previne injúrias na língua, lábios, dentes anteriores, posteriores e articulação têmporo mandibular e concussões. Foi usado protetores confeccionados em EVA a partir de laminas de 4mm. O questionário abordou nível de conhecimento sobre protetores bucais, seu uso, sua necessidade e capacidade de proteção.

Att (2003) pesquisou a força máxima suportada por um dente natural, molar, em várias situações simuladas por ele, recebendo restaurações em porcelana e um grupo controle de dentes sem preparo algum e, sem presença de cáries. Reproduziu um ambiente bucal e em uma máquina de ensaios universal fez os testes para força máxima. Seus resultados mostraram que os dentes naturais suportam de 852.4N a 3616N.

Levin, Friedlander e Geiger (2003) afirmaram que o tratamento de injúrias buco faciais traz um grande prejuízo financeiro, além de afetar o atleta e seus colegas psicologicamente. Propuseram avaliar a ocorrência de injúrias buco dentais durante a prática de diferentes esportes e a ocorrência do uso de protetor bucal em jovens e adultos semiprofissionais e amadores de Israel, 943 atletas, sendo 95% homens e

5% mulheres, através da aplicação de questionário. Concluíram que 27% dos entrevistados já sofreram injúrias faciais, sendo o maior número ocorrido no basquete e futebol, mas somente 3% usam protetores atualmente.

Barberini (2003) avaliou a influência de dois protetores bucais no rendimento físico do atleta, o pré-fabricado e o individualizado. Concluiu que os atletas que usaram o protetor individualizado obtiveram desempenho melhor quanto a ventilação de oxigênio durante o esforço físico.

De Moura (2004) refere que os traumas desportivos são a terceira maior causa dos traumas faciais, que o desportista corre de 35% a 60% de risco de sofrer injúrias orofaciais no decorrer de sua carreira. A autora é favorável ao uso do protetor individualizado e afirma que o protetor “aquece e morde” expõe o atleta a riscos de queimaduras intra e extra oral.

Sports Dentistry (2005) refere que cada dente perdido em injúrias da face ocorridas durante treinos e/ou jogos, gera um custo de US\$ 10.000 a US\$ 15.000, que o protetor bucal previne cerca de 200.000 injúrias por ano nos times de futebol americano das escolas; que 90% dos protetores usados são do tipo pré-fabricados, e estes não oferecem proteção efetiva, causam desconforto no uso e não permitem comunicação entre os componentes do time.

## **2.2 Materiais usados na confecção de protetores bucais para esporte.**

Para que um protetor bucal para esporte seja confeccionado, os materiais usados devem seguir seu maior requisito que é a capacidade de amortecimento. O grupo de materiais que preenche essa necessidade é conhecido como polímeros. Os polímeros mais usados para a confecção de protetores bucais para esporte são o EVA, PVC (polivinil clorido), PE (polietileno), silicone, borracha natural e resina leve; por esse motivo, torna-se necessário o conhecimento das propriedades deste grupo de materiais.

Com os descobrimentos do século XVI, espanhóis e portugueses tiveram contato com um produto extraído de uma árvore natural das Américas que apresentava alta elasticidade e flexibilidade, desconhecida até então entre os materiais já descobertos; este produto recebeu o nome de borracha. Em 1933 houve a ocorrência do primeiro polímero industrial, o PVC. A partir daí muitas pesquisas vem sendo efetuadas trazendo conquistas através da obtenção de materiais conhecidos como polímeros que são representados por plásticos, borrachas e fibras.

Polímero origina-se do grego: poli – muitos e mero – unidade de repetição; então polímero é uma macromolécula composta por unidades de repetição ligadas por uma ligação covalente. Sua matéria prima é um monômero (molécula com uma unidade de repetição), suas propriedades físicas dependem do comprimento da molécula e de sua massa molecular. Os materiais poliméricos apresentam usualmente, baixa densidade, pequena resistência à temperatura e baixa condutividade elétrica e térmica. Quando o polímero é formado por um único tipo de



mero é chamado homopolímero, e quando é formado por meros diferentes é chamado copolímero, onde se encontra o produto deste estudo, pois o EVA é formado por dois meros diferentes um etileno e um acetato de vinila.

Termoplásticos são os polímeros que têm capacidade de amolecer e fluir quando submetidos ao aumento de temperatura e pressão, quando afastados dessa situação estes solidificam com forma definida, sendo uma transformação física reversível; são chamados de fusíveis, solúveis e recicláveis. A este grupo pertence o EVA, PVA e o PE.

Termofixos são polímeros que, quando aquecidos ou recebem um ativador, amolecem, curam (formam ligações cruzadas que impedem o retorno do material a forma primária) e quando recebem calor novamente não alteram a forma, como exemplo o silicone.

Para fundir-se, os monômeros sofrem processo de polimerização, conjunto de reações na qual moléculas simples reagem entre si formando uma macromolécula de alta massa molecular.

É necessário ainda entender o que é o fenômeno da viscoelasticidade, definida pela capacidade do polímero apresentar características de um fluido e de um sólido ao mesmo tempo.

Sendo o EVA o objeto desta pesquisa, é importante que se compreenda as relações que podem ser estabelecidas entre suas características físico-químicas e propriedades mecânicas, como discutidas abaixo:

- I. A rigidez do EVA pode ser medida através do seu módulo de elasticidade, avaliando-se o coeficiente de inclinação de uma reta, tensão em função da deformação, obtida no regime elástico. No regime elástico, toda energia

absorvida, para promover uma certa deformação no material, deve ser integralmente devolvida ao remover a tensão (ou a força ou carga) causadora desta deformação. Quanto maior o teor de acetato de vinila, mais flexível será EVA, isto é, torna-se menos rígido porque o seu grau de cristalização reduz em função do aumento do teor de acetato de vinila. O grau de cristalização do EVA é proporcional ao calor de latente de fusão ( $\Delta H_f$ ) e seu valor aumenta em função da concentração de cristais presentes no EVA. Todavia, o EVA não é um polímero 100% cristalino porque, no estado sólido, contém duas fases: a amorfa e a cristalina. A fase amorfa do EVA é representada por um emaranhado de macromoléculas aleatório ou orientado e, também, carece da presença de uma estrutura tridimensional ordenada e periódica. O fato de um polímero apresentar temperatura de transição vítrea ( $T_g$ ) significa que ele contém fase amorfa, pois a ( $T_g$ ) é uma transição térmica, exclusiva da fase amorfa, ou seja, é a temperatura na qual as macromoléculas da fase amorfa adquirem mobilidade rotacional. Já a fase cristalina é caracterizada por uma estrutura tridimensional ordenada e periódica de macromoléculas dobradas e empilhadas umas sobre as outras, assumindo-se formatos esferulíticos ou lamelares. A temperatura de fusão,  $T_f$ , também, é uma transição térmica, onde a fase cristalina se desfaz e o polímero torna-se um líquido viscoso. O re-aparecimento da fase cristalina é um fenômeno, reversível e espontâneo se a temperatura do polímero estiver abaixo da ( $T_f$ ). Cabe ressaltar que a transição térmica, responsável pela resistência ao amolecimento relativo de diferentes tipos de EVA, é a  $T_f$  e não a  $T_g$ .

- II. A dureza de um polímero é uma medida da resistência relativa oferecida, por este material, à penetração de uma ponta metálica (Dureza Shore). O aumento do teor de acetato de vinila reduz a dureza do EVA, principalmente, devido à

diminuição do seu grau de cristalização. Não se deve usar dureza como sinônimo de rigidez, que é uma propriedade mecânica fundamental do material. Todavia, é possível, em alguns casos, estabelecer uma correlação empírica entre a dureza e rigidez (módulo de elasticidade) para uma dada família de polímeros, pois à medida que o grau de cristalização do EVA aumenta, nota-se que a rigidez e a dureza também aumentam.

- III. A transparência de polímero é uma medida da refletividade da luz visível. No caso específico do EVA, quanto maior o seu grau de cristalização, mais opaco se torna. Os cristais poliméricos do EVA atuam como obstáculos físicos à passagem da luz, razão pela qual à medida que sua concentração reduz, em função do aumento do teor de acetato de vinila, mais transparente o EVA se torna.
- IV. O amortecimento é a capacidade do material absorver a energia mecânica e transformá-la em calor, que fica dentro do material. Isto significa que a transmissibilidade de energia para as circunvizinhas torna-se baixa. A capacidade de amortecimento do EVA aumenta à medida que o teor de acetato de vinila reduz. Às vezes, relaciona-se indevidamente a dureza com a capacidade de amortecimento, contudo, este tipo de correlação dificulta o entendimento do conceito de amortecimento, pois, um polímero duro pode ser desenhado para apresentar a mesma capacidade de amortecimento de um polímero mole.
- V. A elasticidade, isto é, capacidade do material devolver a energia mecânica absorvida quando a tensão ou força causadora de uma deformação for retirada. Grande parte das condições práticas, em que os polímeros são solicitados ou ensaiados, mecanicamente, verifica-se que sua resposta mecânica é

dependente do tempo, o que caracteriza estes materiais como viscoelásticos. Isto significa que ao mesmo tempo seu comportamento, parece a de um fluido viscoso, emitindo, uma resposta elástica instantânea. Esta parcela, que faz com que o polímero comporte-se como fluido viscoso ao deformar –se, consome parte da energia absorvida de forma irreversível. Esta absorção ocorre em função do atrito interno entre as macromoléculas, provocado ou pelas mudanças conformacionais (rotação das ligações carbono – carbono em torno do seu próprio eixo) ou pelo escoamento.. Por outro lado, se a transferência de energia for súbita para o polímero, o atraso da resposta elástica dependerá da diferença de tempo entre estímulo e resposta do polímero para que suas macromoléculas desenovelem e depois enovelem novamente. Este atraso da resposta elástica ou mecânica é atribuível à parcela viscosa.

### **2.3 Ensaio em materiais usados para confecção de protetores bucais para esporte**

Craig e Godwin ( 1967) estudaram as propriedades físicas e mecânicas dos materiais usados na confecção de protetores bucais. A energia absorvida foi medida através de histerese. O polivinil acetato-polietileno (PVA-pe) absorveu 55% da energia de impacto, apresentou-se como o melhor material, pois tem dureza intermediária. Afirmaram que a proteção pode ser alterada pela variação da espessura.

Going, Loehman e Chan (1974) desenvolveram estudo em protetores bucais para esporte observando sua geometria, fabricação, durabilidade, custo, conforto, avaliando a composição e as propriedades físicas e mecânicas de vários tipos de materiais. Avaliaram cinco tipos básicos: EVA, polivinil clorido (PVC), Silicone, Acrílico Leve e Poliuretano. Analisaram 57 protetores em: resistência ao cisalhamento, alongamento, força de rasgamento, dureza, energia de absorção ao impacto, resistência de penetração ao impacto e absorção de água. De todos os materiais testados, o PVC foi o que mostrou a maior uniformidade em todas as propriedades. Os testes de resistência ao rasgo, força do rasgamento e alongamento indicam a durabilidade em uso. A dureza e a reação a penetração, mostram a real proteção que o material oferece. A absorção de H<sub>2</sub>O indica a estabilidade do material em longo prazo. Afirmaram que o silicone possui energia de absorção muito pequena devido sua alta resiliência, e que todos os materiais testados tiveram resultados satisfatórios de proteção e durabilidade.

Roussow e De Wet (1981) preconizaram técnica de confecção de protetores bucais a partir de lâmina de EVA de 3mm de espessura adaptando um fio de aço de distal a distal de canino; afirmam que este tipo de protetor é mais confortável, aceito e usado entre os atletas.

Watermeyer, Thomas e Jooste (1985) testaram protetores bucais para esporte com forças de impacto vertical e horizontal. Alegaram que forças verticais causam fratura em dentes da mandíbula e na própria mandíbula quando de encontro com a maxila, causam também pressão intracraniana (concussão) e deformação do osso temporal e região; já as forças horizontais provocam fratura direta em dentes e osso da maxila. Os autores construíram um dispositivo com um pêndulo de impacto formando uma máquina de testes; testaram 6 diferentes protetores todos confeccionados a partir de lâminas de EVA em 2 espessuras, 2mm e 3mm . Concluíram que, protetores com reforço anterior (espessura maior) obtiveram resultados melhores em relação à fratura de dentes anteriores.

Spiro et al. (1995) propuseram uma investigação feita *“in vivo”* comparando vários materiais termoplásticos usados em protetores bucais. Fabricaram protetores bucais para 40 membros de um time de futebol americano em diversos materiais como PVA, poliuretano e EVA. Afirmaram que as propriedades físicas dos polímeros variam em função da presença de aditivos, antioxidantes, estabilizantes, aglutinantes, lubrificantes e pigmentos. Os protetores foram medidos na região dos dentes incisivos, caninos e molares, do lado esquerdo e do direito, uma semana antes da temporada começar. O teste durou dois períodos de seis jogos cada. As

amostras foram divididas em dois grupos: um recebeu protetores laminados e o outro recebeu protetores confeccionados em poliuretano na 2ª parte da temporada. Concluíram que o melhor material para a confecção de protetores bucais é o laminado de EVA.

Bishop, Davies e Von Franhofer (1985) usaram nove misturas de PVA (polivinil clorido) e polietileno contendo entre 7,5% e 33% do PVA. Foram testadas absorções de energia - usando uma máquina da marca "Instron" - compressibilidade, absorção de água e dureza. Concluíram que o melhor protetor foi o que apresenta de 18 a 24% de PVA.

Chen e Lakes (1990) estudaram materiais viscoelásticos com relação à absorção de impacto, afirmaram que esta depende da forma do agente causador e mostraram que as espumas absorvem energia de impacto de maneira muito satisfatória, mas devem estar envoltas por um material mais resistente para não deformarem permanentemente. Salientaram a importância da espessura do material para que ocorra a esperada absorção.

Oikarinen, Salonen e Korhonen (1993) testaram 7 tipos de protetores bucais com a intenção de descrever o melhor protetor bucal para ser usado no hockey sobre o gelo. Os protetores foram testados sobre modelo de gesso e submetidos a um aparelho construído pelos autores que simula o impacto do disco do hockey chamado "*puck*", este com um peso de 55 gramas. A força mínima usada foi de 0,12 N que foi a força requerida para quebrar dentes anteriores do grupo controle. O grupo controle foi composto por modelos em gesso que foram submetidos ao

choque. Cada tipo de protetor foi testado de 2 a 3 vezes. Os resultados mostraram que o melhor protetor para o hockey sobre o gelo foi o confeccionado em EVA com reforço na região anterior com o mesmo material.

Oikarinen e Salonen (1993) confeccionaram protetores em EVA e outros materiais, a partir de lâminas de várias espessuras e em gel. Concluíram que os melhores protetores são aqueles que foram confeccionados em EVA a partir de lâminas de 4 mm e aqueles que foram reforçados na região anterior.

Park et al. (1994) testaram dois tipos diferentes de EVA ,um aquece e morde e outro individualizado confeccionado a partir de lamina de 4mm, e o silicone em diferentes espessuras (1; 1,5; 2 e 4mm). Foram testadas medida de espessura, absorção de água, densidade e medidas de transição de temperatura a 25°C e 37°C, teste de elasticidade, teste de absorção de energia e espessura do arco oclusal após uso do protetor bucal. Os dois materiais tiveram similar performance nos testes mecânicos. A espessura ideal do protetor bucal para a absorção de impacto é o confeccionado com lâminas de 4mm. O EVA distribui melhor a força transmitida. Observaram que durante a confecção do protetor ocorre perda de 25% a 50% da espessura inicial da placa. Afirmam ainda que a espessura interfere diretamente na capacidade de absorção de energia. Não relataram conhecimento sobre a interferência da absorção de água e absorção de energia.

Westermam ,Stringfellow e Eccleston (1995) em pesquisa sobre três tipos de EVA disponíveis no mercado determinaram que o grau de proteção é diretamente proporcional à espessura, e que a função do protetor é receber, espalhar e absorver



a energia de impacto. Para chegar a esta conclusão, os autores usaram uma máquina para testes semelhante a “Charpy”, equipada com um acelerômetro. Explicam que o material é termoplástico, tem estrutura linear e que suas propriedades físicas podem ser alteradas com acréscimo de alguns elementos. Nos testes de alto impacto houve uma deformação plástica em todas as amostras e que em protetores confeccionados a partir de lâminas de 1 e 2 mm, não houve proteção relevante. Afirmam que no momento da confecção o excesso de calor e/ou pressão podem interferir na espessura final do protetor, principalmente nas superfícies oclusais dos dentes anteriores ocasionando redução na absorção da força.

Padilla (1996) afirmou que a espessura do protetor é sua maior e mais importante qualidade, seguida por sua adaptação. Aponta como o melhor protetor, o individualizado confeccionado através de lâminas de EVA (multilaminado) conformadas sobre modelo de gesso com o auxílio de máquina a vácuo e pressão, pois a pressão garante a homogeneidade de espessura.

Avroy et al. (1996) Os autores testaram cinco materiais usados na confecção de protetores bucais para esporte, o polivinil acetato polietileno (PVApe), poliuretano, silicone, resina acrílica leve e o polivinil clorido (PVC). Foram testadas durezas Shore, compressão, energia de absorção e rasgamento. Concluiu que a dureza é o indicador menos significante para a capacidade de absorção de choque. O efeito de óleos de silicone aumentou 20% a capacidade de absorção de impacto. O silicone tem a maior capacidade de absorção de impacto e melhor biocompatibilidade entre os materiais disponíveis no mercado. O recheio com fibra de vidro tem resultado positivo quando ocorrem impactos rápidos e violentos, como nos esportes de

contato, mas a fibra de vidro não deve estar em contato com os dentes, pois, os riscos de lesão no tecido mole aumentaram.

Bulsara e Matthew (1998) pesquisaram as forças transmitidas ao protetor bucal confeccionado em "sorbothane", material viscoelástico usado em ortopedia, devido as suas propriedades de absorção e choque. Foram testados como grupo controle protetores bucais confeccionados a partir de lâminas de EVA e outro grupo com sorbothane injetado entre as lâminas de EVA. O aparelho usado para a medição foi um transmissor pizo - elétrico que converte força mecânica em força eletrostática. A conclusão foi que o grupo das lâminas de 3mm e 4mm com sorbothane absorveu 30% a mais de energia que o grupo controle; isto é a energia absorvida com protetores bucais confeccionados com EVA recheado com sorbothane foi de 80%. Chamam a atenção para a redução de espessura na região dos dentes incisivos no momento da confecção do protetor.

Kim e Mathieu (1998) afirmaram que a proteção efetiva do protetor bucal depende diretamente de sua geometria e propriedades do material usado para sua confecção; defendem o uso do EVA com 28% de acetato de vinila como melhor material para confecção dos protetores bucais.

Croll (1999) enfatiza a necessidade de um protetor bucal especial para esporte para portadores de aparatologia fixa, observa que a proteção nesses casos é muito importante, pois os dentes estão em movimento e mais suscetíveis ao trauma. O autor indica o uso de protetor bucal confeccionado em espuma de polyolefin bimaxilar com dispositivo para retirá-lo acoplado. Concluiu que este protetor bucal é

mais barato, de fácil adaptação e apresentam uma boa proteção contra fraturas dentais, concussão e outras injúrias.

Hoffman et al. (1999), aplicaram testes em protetores bucais usando impacto frontal, testaram o protetor aquece e morde e o protetor multilaminado em EVA em suas quatro modalidades. Foram usadas forças de 250 e 500 N. Afirmam que a espessura ideal de proteção deve ser de no mínimo 3mm; na região vestibular o protetor deve estender-se 2mm além e na região palatina deve ser de 10mm. Afirmam que a porcentagem de acetato de vinila ideal é de 18% quando o EVA absorve melhor a energia. Afirmam também que uma barra metálica na região labial aumenta a capacidade de dissipação de forças.

De Wet, Heyns e Pretorius (1999) propuseram estudo dos protetores bucais e seu potencial de absorção de impacto; para isso, usaram crânios artificiais equipados com acelerômetros e medidores de força em várias regiões. Foram testados 5 tipos de protetores com a repetição de 5 vezes cada na mesma posição. O melhor resultado foi o apresentado pelo protetor bucal chamado “tipo 5”, confeccionado com uma lâmina de EVA de 2mm, reforçado na região de pré-molar a pré-molar por uma lâmina de 3mm em EVA, indicou absorção de 55% da força. Concluiu que a força absorvida depende da intensidade da força e direção em que é despendida.

Jagger, Milward e Waters (2000) testaram 3 tipos de protetores bucais para esporte: um confeccionado em polivinil acetato - polietileno (PvacPE), outro em silicone, e o terceiro em um silicone experimental. Após os testes de dureza, rasgamento, resistência e energia absorvida em 3 forças aplicadas ( 500N, 1000N e 1500N)

concluíram que os protetores bucais confeccionados em silicone, em todas as espessuras, absorvem bem a energia até 500N e que o confeccionado em PVAcPE tem um ótimo desempenho na absorção de energia em 1000N e 1500N.

Kim e Shafiq (2001) propuseram estudo da relação da viscoelasticidade dos materiais entre força de impacto, energia de impacto e espessura do corpo de prova. Para os testes, foram usadas lâminas de EVA de 4mm, avaliadas por ressonância magnética nuclear onde foi verificado que o material possui 26% de vinil acetato. A deformação dos corpos de prova foi na maioria das vezes elástica, mas quando ocorreram deformações plásticas, as mudanças de espessura chegaram a mais de 5%, no maior nível de energia utilizado (1,54 J). Concluíram que quanto maior a espessura, maior a proteção e que esta depende do tipo de contato e espessura do corpo de prova.

Tran, Cooke e Newsome (2001) avaliaram “*in vitro*” protetores bucais confeccionados a partir de lâminas de EVA de 1,2,3 e 5mm. Concluíram que não houve diferença na absorção de água quando a temperatura passou de ambiente (22°) para a bucal (37°C) no prazo de 24 e 48 horas.

Cummins e Sperars (2002) pesquisaram o estresse que o complexo osso-dente sofre durante a prática desportiva com o uso do protetor bucal, afirmaram que a capacidade de proteção do protetor depende de sua geometria e das propriedades do material. O material usado foi o EVA com 28% de acetato de vinila. Concluíram que a espessura do protetor e a rigidez do material influenciam na transmissão de forças aos ossos e dentes; referem que um material menos rígido absorve melhor o

impacto e que um material mais rígido distribui melhor as forças. A proteção tem relação direta com o tipo de objeto de colisão. Encerram a pesquisa pontuando que é necessário mais estudo, principalmente em materiais de rigidez intermediária e questionaram o uso do EVA alegando baixa rigidez.

Westermam et al (2002) estudaram a transmissão de forças em protetores bucais em EVA com inclusão de espuma de hidrocérol e em EVA da mesma espessura puro. O teste foi similar ao “Izod” e “Charpy” com força de 4 joules a 3m/s; os protetores foram confeccionados a partir de lâminas de 4mm. Através de análise estatística de variância, foi constatado que não houve diferença significativa entre as amostras, relata que um protetor confeccionado a partir de lâmina de 4mm de espessura protege cerca de 30% da força de impacto.

Sports Dentistry (2005) recomenda a confecção do protetor bucal pelo cirurgião dentista, em EVA e usando a técnica de conformação a vácuo, define que a espessura do protetor bucal aumenta logaritmicamente e a força de transmissão de impacto diminui da mesma maneira, atestando a importância do fator espessura na absorção de energia; refere que a melhor espessura de lâmina de EVA é a de 3mm ou 4mm, para que este não se torne volumoso e desconfortável.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Analisar o comportamento mecânico dos protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila sobre modelo de arcos dentais confeccionados em resina epóxi e submetidos a testes na máquina universal de ensaios, considerando as variáveis: espessura, temperatura e presença de saliva.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

- 100 placas planas de 3mm de espessura de EVA (copolímero de etileno e acetato de vinila) Proform®.
- 200 placas planas de 2mm de espessura de EVA (copolímero de etileno e acetato de vinila) Proform®.
- modelo em gesso
- alginato Jeltrate Plus®
- gesso pedra
- espátula e gral
- tesoura reta
- estilete
- Saliva artificial SALIFORM® Formula e Ação
- Plastificadora a vácuo VH Midas Dental Products LTDA®
- Máquina universal de Ensaio Kratos modelo 2001
- Sistema de aquisição de dados MTS
- Célula de carga de 20 kN
- Extensômetro MTS modelo 63225f-50
- Banho termostático
- Pirômetro ótico IRTE?CP500
- Silicone branco RTV573P Fiber Center Industria e Comércio®

- Resina epóxi 1204 Epóxi Glass Ind. e Com. De Prod. Químicos LTDA®.
- Balança MARTE AS5500c
- Medidor MITUTOYO-0.01-10mm NO2046.08
- Balança analítica Mettler Toledo® Ag204
- Estufa modelo 320E Fanen®SPBR.

## 4.2 Métodos

Com os modelos em gesso dos arcos superior e inferior foi confeccionado um molde em borracha de silicone, para permitir a confecção dos mesmos em resina epóxi.

Os modelos do arcos superior e inferior confeccionados em resina epóxi foram fixos em um dispositivo de compressão onde, o arco inferior ficou preso na parte móvel do dispositivo e o arco superior na parte fixa. O dispositivo de compressão foi montado em uma Máquina Universal de Ensaio Kratos utilizando um sistema de aquisição de dados MTS e uma célula de carga de 20 kN, com velocidade de 42,86mm/min. A abertura foi controlada por extensômetro com abertura máxima de 18 mm do conjunto de arcos montados em oclusão (Figura 4.1).O controle de temperatura dos protetores foi feito em banho termostático com temperatura de 40°C por 1 hora; o controle durante o ensaio foi feito através de pirômetro ótico, mantendo a temperatura  $\approx 37^{\circ}\text{C}$  e  $\approx 39^{\circ}\text{C}$  para o grupo avaliado à temperatura próxima a bucal. Foram confeccionados 5 protetores bucais de cada espessura usando lâminas de EVA de 3mm e 4mm, para cada grupo de teste, usando modelos de um arco dental



superior em gesso pedra e máquina vacum-form. Respeitando tempo de aquecimento de cada placa plana: 3mm – 3min e 45s para primeira placa plana e 3min e 25s para as demais; tempo esse reduzido devido o aquecimento da máquina, tempo de aspiração foi de 45s; para a placa plana de 4mm – 4min e 50s e 60s para aspiração. Todos os protetores foram mergulhados em água fria por 10 minutos e recortados nas medidas preconizadas pela ASTM 697-80.

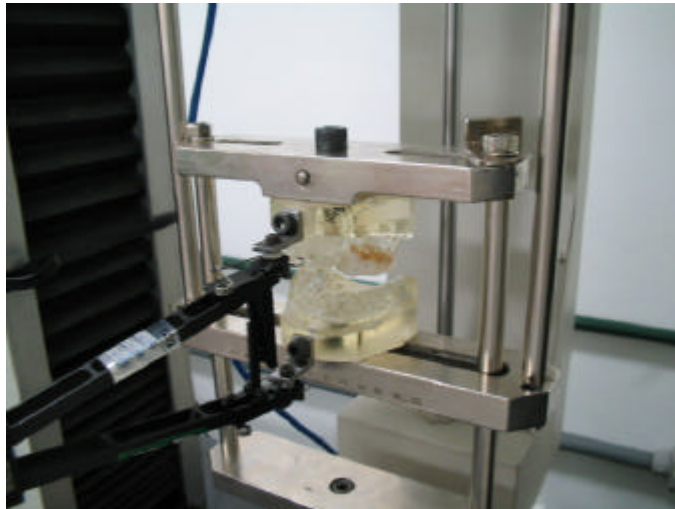


Figura 4.1 -modelos dos arcos dentais posicionados na máquina universal de ensaios

#### 4.2.1 planejamento dos testes

Esta pesquisa exigiu interação entre as áreas pesquisadas, por esse motivo, após colocações de interesses e restrições entre elas, decidiu-se seguir o seguinte planejamento: estudar energia absorvida, tensão máxima, força máxima e deslocamento máximo, como eventos mecânicos, seguindo os aspectos de três variáveis: espessura, temperatura e presença/ausência de saliva, reproduzindo assim condições próximas às bucais.

## 4.2.2 planejamento experimental

### 4.2.2.1 protetor bucal

Foram estudadas três variáveis em dois níveis: espessura (esp), temperatura (T) e saliva (S). Este planejamento fatorial  $2^3$  requer 8 experimentos, conforme tabela 4.1. Os dois níveis de cada variável foram codificados com os valores  $-1$  para o nível inferior e  $+1$  para nível superior. Para temperatura de ensaio, o nível  $-1$  corresponde ao valor médio de  $22^{\circ}(\pm 0,7)C$  e o nível  $+1$  equivale ao valor médio  $37,5^{\circ} (\pm 1)$  . Os níveis  $-1$  e  $+1$  para espessura correspondem a protetores confeccionados a partir de placas planas de 3mm e 4mm respectivamente.

Para a variável saliva, o nível  $-1$  significa que o protetor não foi imerso em saliva artificial e o nível  $+1$  significa que o protetor bucal foi saturado com a saliva artificial a temperatura ambiente por 15 horas, conforme descrito no item 4.2.2.

Em condição do experimento fatorial, os testes respeitaram a seguinte divisão, com repetição para espessura de placas planas a partir de 3mm e 4mm:

Tabela 4.1 – Planejamento fatorial  $2^3$  para testes em protetores bucais

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$		$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
3mm	-1	-1	-1	3mm	-1	-1	1
	-1	-1	-1		-1	-1	1
22°C(+0,7)	-1	-1	-1	22°C(+0,7)	-1	-1	1
ausencia de	-1	-1	-1	presença de	-1	-1	1
saliva	-1	-1	-1	saliva	-1	-1	1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	-1	-1
	1	-1	-1
22°C(+0,7)	1	-1	-1
ausencia de	1	-1	-1
saliva	1	-1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	-1	1
	1	-1	1
22°C(+0,7)	1	-1	1
presença de	1	-1	1
saliva	1	-1	1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
3mm	-1	1	-1
	-1	1	-1
37,5°C(+1)	-1	1	-1
ausencia de	-1	1	-1
saliva	-1	1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
3mm	-1	1	1
	-1	1	1
37,5°C(+1)	-1	1	1
presença de	-1	1	1
saliva	-1	1	1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	1	-1
	1	1	-1
37,5°C(+1)	1	1	-1
ausencia de	1	1	-1
saliva	1	1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	1	1
	1	1	1
37,5°C(+1)	1	1	1
presença de	1	1	1
saliva	1	1	1

Os mesmos testes foram repetidos com placas planas sem conformação para gerar um sistema de referência com baixos níveis de variação de espessura, pois, o controle de variação de espessura intrínseca ao longo do arco na conformação dos protetores foi dificultado devido à variação das medidas nas cúspides dos dentes do arco. Todos os testes tiveram repetição de 5 vezes.

## 4.2.2.2 placas

Foram estudadas três variáveis: espessura da placa, temperatura do ensaio e presença ou ausência de saliva. A espessura da placa foi variada em 3 níveis nominais do fabricante 2,3 e 4 mm , enquanto as outras duas variáveis, temperatura e saliva, em dois níveis idênticos aos adotados para os protetores bucais, conforme discriminado no item 4.2.2.1. Este planejamento requer 12 experimentos, 3x2x2, de acordo com a tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Planejamento Fatorial 3x2x2 testes em placas

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
2mm	-1	1	-1
	-1	1	-1
37.5°C(+1)	-1	1	-1
ausencia de saliva	-1	1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
2mm	-1	1	1
	-1	1	1
37.5°C(+1)	-1	1	1
presença de saliva	-1	1	1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
3mm	0	1	-1
	0	1	-1
37.5°C(+1)	0	1	-1
ausencia de saliva	0	1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
3mm	0	1	1
	0	1	1
37.5°C(+1)	0	1	1
presença de saliva	0	1	1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	1	-1
	1	1	-1
37.5°C(+1)	1	1	-1
ausencia de saliva	1	1	-1

	$X_{esp}$	$X_T$	$X_S$
4mm	1	1	1
	1	1	1
37.5°C(+1)	1	1	1
presença de saliva	1	1	1

#### 4.2.3 pontos de mensuração dos protetores bucais

Todos os protetores foram submetidos à mensuração em 14 pontos distintos. Um em cada dente do arco, mesialmente, sendo que, nos dentes posteriores a mensuração foi por palatino: incisivos central direito e esquerdo, canino direito e esquerdo, 1º pré-molar direito e esquerdo, 2º pré-molar esquerdo e direito, 1º molar direito e esquerdo e 2º molar direito e esquerdo. Mensurações realizadas pré e pós ensaio mecânico.

#### 4.2.4 saturação do protetor bucal com saliva artificial

Para determinar o tempo mínimo de saturação do protetor com saliva, foi confeccionado um protetor bucal a partir de uma placa de 4mm. O protetor bucal foi colocado dentro de um frasco de vidro, contendo 100 ml de saliva artificial. Então, foi mantido imerso na saliva artificial a  $22^{\circ}(0,7\pm)$  °C por 8 horas. O ganho de massa do protetor foi medido numa balança MARTE AS5500c de hora em hora até perfazer um total de 4 horas de imersão. Para medida do ganho de massa, o protetor bucal era removido do frasco de vidro e o excesso de saliva era retirado com papel toalha. O ganho de massa do protetor imerso na saliva, acima de 3 horas, manteve-se invariável, razão pela qual, as medidas passaram a ser feitas de hora em hora na balança analítica Mettler Toledo® Ag204 (3 dígitos após a vírgula) até perfazer o total de 8 horas.

Um outro protetor bucal, confeccionado a partir da placa de 4mm foi submetido ao mesmo teste de saturação por 10 horas a uma temperatura média de 37°C, dentro uma estufa.

As placas com espessuras nominais do fabricante de 2, 3 e 4 mm e os protetores bucais, confeccionados a partir das placas de 3 e 4mm, foram saturados à temperatura ambiente em frascos de vidro com tampa por 15 dias. Este procedimento foi adotado para avaliar o efeito da saliva, conforme descrito no item 4.2.1.

#### 4.2.5 Caracterização do material usado para confecção dos protetores

As placas usadas para a confecção dos protetores, foram caracterizadas usando-se três técnicas: 1) calorimetria exploratória de varredura (DSC, sigla usada em inglês significa: **D**ifferential **S**canning **C**alorimetry), para medidas da temperatura de fusão ( $T_f$ ) das amostras das placas de 3 e 4 mm; 2) análise termogravimétrica (TGA, sigla em inglês: **T**hermo**G**ravimetry **A**nalysis) para determinar o teor de acetato de vinila (% AV), através da perda de massa, numa temperatura específica, em que o grupo acetato de vinila decompõe ; 3) índice de fluidez, usando um plastômetro ou reômetro. O material comercial apresentado inicialmente, na forma de placa de 2 e 3 mm, foi identificado no laboratório da POLITENO (Anexo C), usando técnicas usuais de caracterização de polímeros tais como: calorimetria exploratória de varredura (Temperatura de fusão,  $T_f$ ; calor latente de fusão,  $\Delta H_f$ ), análise termogravimétrica (teor de acetato de vinila; % AV) e reometria capilar (índice de

fluidez, IF; a 190°C/2,16 kg). A análise comparativa dos resultados obtidos indica que as placas de 2 e 3 mm foram fabricadas a partir de um copolímero de etileno e acetato de vinila contendo 19,5% de acetato de vinila. Os índices de fluidez médios das amostras, obtidas a partir das placas de 2 e 3 mm, foram iguais a 2,0 e 2,1g/10 minutos, dentro do erro experimental (ASTM D1238). As temperaturas de fusão das amostras, bem como os calores latentes de fusão ( $\Delta H_f$ ), de ambas as placas, foram iguais e as variações encontram-se dentro do erro experimental da técnica utilizada. A temperatura de fusão do EVA pode ser usada, como critério inicial, para estabelecer a temperatura de termoformagem das placas de EVA utilizadas na confecção dos protetores bucais, quando o equipamento permite este tipo de ajuste. O fato das amostras de EVA de ambas as placas de 2 e 3 mm apresentarem quatro características físico-químicas similares (% AV,  $T_f$ ,  $\Delta H_f$  e IF), permitiu concluir que as placas comerciais de 2 e 3 mm utilizadas, neste trabalho, foram obtidas com o mesmo tipo de EVA.

A caracterização do material de partida foi essencial para garantir que o comportamento mecânico fosse investigado, usando-se somente um tipo de EVA, já que as possibilidades comerciais, para este tipo de material, são inúmeras e não é a proposição deste trabalho, comparar o comportamento de EVA com diferentes teores de acetato de vinila.

#### 4.2.6 Tratamento estatístico dos dados experimentais

Os dados experimentais (energia aparente absorvida, tensão máxima, força máxima e deslocamento máximo) em função das variáveis e suas interações

possíveis foram apresentadas na forma de polinômios ortogonais. Os coeficientes de cada polinômio e seus respectivos desvios padrão (DP) foram ajustados através da análise de regressão múltipla, usando o programa Statgraphics. O nível de significância (p) de cada coeficiente do polinômio ortogonal foi estimado usando-se o teste estatístico t-student. Os coeficientes foram considerados significantes quando p for igual ou menor do que 0,05. As médias e desvios padrão das espessuras das placas e protetores foram feitas através da análise de variância simples.



## 5 RESULTADOS

### 5.1 Comportamento mecânico das placas de EVA / modelo experimental arco dentário em epóxi

Foram estudadas três variáveis: espessura da placa, temperatura do ensaio e presença/ ausência de saliva. A espessura foi variada em 3 níveis nominais do fabricante 2,3 e 4 mm, enquanto as outras duas variáveis, temperatura e saliva, em dois níveis idênticos aos adotados para os protetores bucais, conforme discriminado no item 4.2.2.1. Este planejamento requer 12 experimentos, 3x2x2, de acordo com a tabela 4.2.

As tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 mostram os coeficientes dos polinômios ortogonais ajustados com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p) para as seguintes propriedades investigadas: energia aparente absorvida por milímetro ( $E_a$ , J/mm; tabela 5.1), tensão máxima ( $\sigma^{Max}$ , N.mm<sup>-1</sup>; tabela 5.2), força máxima ( $F_{Max}$ , N; tabela 5.3), deslocamento máximo ( $D^{max.}$ , mm; tabela 5.4). Todas em função das variáveis escolhidas para este estudo: espessura (esp), temperatura de ensaio (T) e saliva (S; presença ou ausência).

Os coeficientes,  $b_0$ , de cada polinômio ortogonal mostrado nas tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 correspondem aos valores médios de cada propriedade citada ( $E_a$ ,  $\sigma^{m\acute{a}x}$ ,  $F^{m\acute{a}x}$  e  $D^{m\acute{a}x.}$ ), medida em 12 condições de ensaio diferentes, conforme planejamento mostrado na tabela 4.2, sendo que numa mesma condição experimental a respectiva propriedade foi medida 4 vezes, perfazendo um total de 48 valores.

Os coeficientes,  $b_{esp}$ , de cada polinômio ortogonal equivalem ao efeito médio da espessura nas propriedades investigadas supracitadas ( $E_a$ ,  $\sigma^{máx}$ ,  $F^{máx}$ ,  $D^{máx}$ ), obtidas quando a placa de EVA sofre o ciclo de compressão contra os arcos dentais, superior e inferior, moldados em epóxi. Esta variável foi estudada em três níveis codificados como -1, 0 e +1 e corresponde, respectivamente, a espessura média, nominal do fabricante, de 2, 3 e 4 mm. Quando ocorre alteração no nível codificado para a variável espessura, por exemplo, do nível -1 para o nível +1, significa experimentalmente que a espessura da placa de EVA aumentou de 2 mm para 4 mm, respectivamente. Se a variável espessura passa do nível -1 para 0, significa que espessura média mudou de 2 para 3 mm. Essas espessuras foram adotadas neste trabalho, porque são freqüentemente encontradas no mercado e utilizadas para confecção dos protetores bucais.

Os coeficientes,  $b_T$ , de cada polinômio ortogonal correspondem ao efeito médio da temperatura nas propriedades da placa de EVA ( $E_a$ ,  $\sigma^{máx}$ ,  $F^{máx}$ ,  $D^{máx}$ ), quando o nível codificado como -1 foi mudado para o nível codificado +1, onde o nível -1 é igual ao valor médio de  $22 (\pm 0,7) ^\circ\text{C}$  e o nível +1 equivale ao valor médio de  $37,5 (\pm 1) ^\circ\text{C}$ . Estes dois níveis foram escolhidos para simular condições de uso do material, pois o material sofre ciclos térmicos ocasionados por estas condições (tempo e temperatura).

Os coeficientes,  $b_s$ , de cada polinômio ortogonal correspondem ao efeito médio de saturar ou não a placa de EVA com a saliva artificial sob cada propriedade citada ( $E_a$ ,  $\sigma^{máx}$ ,  $F^{máx}$ ,  $D^{máx}$ ). Experimentalmente, as placas de EVA foram mantidas 15 dias, a temperatura ambiente, em contato direto com a saliva, isto é, numa condição de máxima saturação. Em todas as condições em que as placas de EVA

foram saturadas desta forma, a variável saliva foi codificada com o nível +1. Nas outras condições, as placas de EVA foram ensaiadas, como recebidas do fabricante, e codificadas com nível -1.

Os coeficientes  $b_{\text{espT}}$ ,  $b_{\text{ST}}$  e  $b_{\text{espS}}$  de cada polinômio ortogonal correspondem as três interações binárias ou interações de segunda ordem do modelo ajustado: espessura e temperatura, saliva e temperatura e, espessura e saliva, respectivamente. Isto significa que produto dos níveis +1 e -1, para as respectivas variáveis estudadas, modificam o sinal de cada um destes coeficientes, podendo justificar uma redução ou aumento do valor estimado de cada propriedade em relação ao valor  $b_0$ .

Os coeficientes de interação ternária  $b_{\text{espTS}}$  ou de terceira ordem de cada polinômio ortogonal correspondem à interação ternária entre as três variáveis: espessura, temperatura e saliva. As combinações entre os níveis destas três variáveis podem provocar um aumento ou redução do valor estimado de cada propriedade em relação o valor de  $b_0$ .

Os desvios padrão, DP, de cada coeficiente do polinômio ortogonal são dados na quarta coluna de cada tabela. O nível de significância de cada coeficiente do polinômio, no teste t-student, é dado pelo valor de p. Se o nível de significância, p, para um dado coeficiente for  $\leq 0,05$ , significa que o coeficiente é estatisticamente significativo. O  $R^2$  é o coeficiente de correlação múltiplo quadrático e permite quantificar o grau de ajuste do polinômio ortogonal, entre os valores estimados e medidos experimentalmente para cada propriedade investigada. Quanto maior for a variabilidade da propriedade em uma dada condição experimental, menor será o coeficiente de correlação múltiplo que varia entre 0 e 1.

### 5.1.1. energia aparente absorvida no ensaio de compressão das placas de EVA

Tabela 5.1 - Coeficientes do polinômio ortogonal da energia aparente absorvida ( $E_a$ ) em função das variáveis, espessura, temperatura e saliva e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p)

<b>Ea</b>			
<b>Coefficientes (J.mm<sup>-1</sup>)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>	
<b>b<sub>0</sub></b>	21,4	0,8	0,00
<b>b<sub>esp</sub></b>	-8,2	1	0,00
<b>b<sub>T</sub></b>	-2,9	0,8	0,00
<b>b<sub>S</sub></b>	-1,6	0,8	0,05
<b>b<sub>esp*T</sub></b>	-0,9	1	0,34
<b>b<sub>esp*S</sub></b>	-1,2	1	0,23
<b>b<sub>T*S</sub></b>	-1,7	1	0,04
<b>b<sub>esp*T*S</sub></b>	-2,8	1	0,00
<b>R<sup>2</sup> (Coeficiente de correlação múltipla)</b>			0,68

Nota-se na tabela 5.1 que os coeficiente,  $b_0$ ,  $b_{esp}$ ,  $b_T$ ,  $b_S$ ,  $b_{TS}$  e  $b_{espTS}$  são significantes, pois  $p \leq 0,05$ .

Deste modo, a energia total aparente,  $E_a$ , em função das variáveis espessura, temperatura e saliva podem ser descritas através do seguinte polinômio ortogonal:

$$E_a = 21,4 - 8,2X_{esp} - 2,9X_T - 1,6X_S - 1,7X_TX_S - 2,8X_{esp}X_TX_S$$

Os coeficientes que não apareceram no modelo empírico ajustado acima, não foram estatisticamente significantes. Este polinômio mostra, por exemplo, que se a espessura aumentar do nível  $-1$  para o nível  $+1$ , pode-se prever do ponto de vista quantitativo, uma redução média de 8,2 J/mm da energia total aparente absorvida pela placa de EVA ao comprimí-la contra o sistema (suporte+ arco+ placa). O

aumento da temperatura e o fato de se usar placas saturadas com saliva artificial, também, provocou uma redução média da energia aparente absorvida de 4,5 J/mm. Além disso, pode-se prever que a interação binária entre espessura e temperatura reduz a energia total absorvida de 1,7 J/mm, quando os níveis de ambas variáveis são mantidos em +1 e +1. A interação ternária reduz a capacidade de absorção de energia pela placa de EVA se todos os três níveis das variáveis espessura, temperatura e saliva, assumirem os seguintes valores +1, +1 e +1 ou +1, -1, -1 ou -1, +1, -1 ou -1, -1, +1.

### 5.1.2. tensão máxima no ensaio de compressão das placas de EVA

Tabela 5.2 Coeficientes do polinômio ortogonal da tensão máxima ( $\sigma^{\text{máx.}}$ ) em função das variáveis: espessura (esp), temperatura (T), saliva (S) e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p)

	$\sigma^{\text{máx}}$		
<b>coeficientes</b>	<b>(N,mm<sup>-1</sup>)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
<b>b<sub>0</sub></b>	844	9	0,00
<b>b<sub>esp</sub></b>	-31	11	0,34
<b>b<sub>T</sub></b>	-187	9	0,00
<b>b<sub>S</sub></b>	-122	9	0,00
<b>b<sub>esp*T</sub></b>	22	11	0,00
<b>b<sub>esp*S</sub></b>	33	11	0,06
<b>b<sub>T*S</sub></b>	83	9	0,00
<b>b<sub>esp*T*S</sub></b>	-25	11	0,00
<b>R<sub>2</sub>(coeficiente de correlação múltipla)</b>			<b>0,94</b>

Na tabela 5.2, verifica-se que os coeficientes,  $b_0$ ,  $b_T$ ,  $b_S$ ,  $b_{espT}$ ,  $b_{TS}$  e  $b_{espTS}$  foram significantes ( $p \leq 0,05$ ). O polinômio ortogonal ajustado para a tensão máxima ( $N.mm^{-1}$ ) em função das variáveis: espessura, temperatura e saliva, assume a seguinte forma:

$$\sigma^{m\acute{a}x.} = 844 - 187X_T - 122X_S + 22 X_{esp}X_T + 83X_TX_S - 25X_{esp}X_TX_S$$

Os outros coeficientes da tabela 5.2 que não aparecem no modelo matemático acima, não foram estatisticamente significantes.

A análise deste polinômio ortogonal mostra que a tensão máxima foi reduzida significativamente quando a placa de EVA foi mantida na temperatura equivalente a bucal, isto é, no nível +1 e saturada com saliva artificial (+1). Contudo, pode-se prever que houve um aumento da tensão máxima quando a placa de EVA foi ensaiada na temperatura equivalente à bucal e na presença da saliva, porém esta contribuição não sobrepôs aos efeitos individuais das duas variáveis: temperatura e saliva, pois seus respectivos coeficientes são maiores. Por outro lado, nota-se que a variável espessura não apareceu como efeito individual significativo. A influência desta variável somente se manifestou em um dos termos de interação binária e no termo de interação ternária.

### 5.1.3. força máxima no ensaio de compressão das placas de EVA

Tabela 5.3 Coeficientes do polinômio ortogonal da força máxima,  $F^{m\acute{a}x.}$  absorvida em função das variáveis: espessura, temperatura e saliva e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância

$F^{\max.}$			
<b>coeficientes</b>	<b>(N)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
$b_0$	2517	29	0,00
$b_{\text{esp}}$	780	35	0,00
$b_T$	-560	29	0,00
$b_S$	-371	29	0,00
$b_{\text{esp}^*T}$	-119	35	0,00
$b_{\text{esp}^*S}$	-52	35	0,15
$b_{T^*S}$	259	29	0,00
$b_{\text{esp}^*T^*S}$	6	35	0,86
<b><math>R_2</math> (coeficiente de correlação múltipla)</b>			<b>0,91</b>

Nota-se na tabela 5.3 que os coeficiente,  $b_0$ ,  $b_{\text{esp}}$ ,  $b_T$ ,  $b_S$ ,  $b_{\text{esp}T}$  e  $b_{\text{esp}TS}$  são significantes, pois  $p \leq 0,05$ .

Deste modo, a força máxima em função das variáveis espessura, temperatura e saliva podem ser descritas através do seguinte polinômio ortogonal:

$$F^{\max} = 2517 + 780X_{\text{esp}} - 560X_T - 371X_S - 119X_{\text{esp}}X_T + 259X_{\text{esp}}X_TX_S$$

Os coeficientes que não aparecem no modelo matemático acima, não foram estatisticamente significantes.

#### 5.1.4. deslocamento máximo no ensaio de compressão das placas de EVA

Tabela 5.4 Coeficientes do polinômio ortogonal do deslocamento máximo ( $D^{\max}$ ) em função das variáveis: espessura, temperatura e saliva e suas interações possíveis com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p)

<b>Deslocamento</b>			
<b>Coefficientes</b>	<b>(mm)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
<b>b<sub>0</sub></b>	5,32	1.05	0,00
<b>b<sub>esp</sub></b>	1,25	1.05	0,00
<b>b<sub>T</sub></b>	0,62	1.05	0,05
<b>b<sub>S</sub></b>	0,01	1.05	0,78
<b>b<sub>esp*T</sub></b>	0,36	1.05	0,35
<b>b<sub>esp*S</sub></b>	0,1	1.05	0,78
<b>b<sub>T*S</sub></b>	0,05	1.05	0,86
<b>b<sub>esp*T*S</sub></b>	0,17	1.05	0,66
<b>R<sub>2</sub> (coeficiente de correlação múltipla )</b>			0,16

Os valores de cada coeficiente do polinômio ortogonal ajustado do deslocamento máximo em função das três variáveis e de suas interações possíveis (binária ou ternária), estão na tabela 5.4. Para  $p \leq 0,05$ , verifica-se que o deslocamento máximo na oclusão dependeu de duas variáveis, a espessura da placa e da temperatura. O deslocamento máximo foi influenciado por uma variável geométrica, no caso a espessura da placa de EVA, e uma variável não geométrica, a temperatura em que o ensaio mecânico foi realizado. O alto desvio padrão ( $\pm 1,05$ , tabela 5.4) mostrou que a variabilidade entre repetições foi elevada. Verifica-se, também, que o polinômio ortogonal ajustado apresentou baixo coeficiente de correlação múltiplo ( $R^2 = 0,16$ ), razão pela qual o polinômio não escrito, como nos outros casos. Isto significa que a previsibilidade entre o deslocamento máximo medido e aquele previsto através do polinômio ortogonal (tabela 5.4) foi insatisfatória. Apesar disto, a contribuição da espessura da placa, para justificar tanto o aumento como a redução do deslocamento máximo, foi consistente com a variação de espessura média utilizada de  $\pm 1$  mm entre os três níveis investigados (-1, 0, +1).



## **5.2 Comportamento Mecânico protetores bucais / modelo experimental arco dentário em epóxi**

Os valores dos coeficientes dos polinômios ortogonais para as mesmas propriedades estudadas no modelo placa de EVA/arco estão nas tabelas abaixo e, referem-se ao modelo protetor bucal/arco conformados a partir das placas com espessuras nominais de 3 e 4 mm. As espessuras médias dos protetores bucais conformados a partir das placas de 3 e 4 mm foram, respectivamente, 1,83 e 2,16 mm. Isto era esperado, uma vez que, no processo de conformação da placa de EVA usando o arco como modelo, a espessura reduz devido à deformação local em cada dente do arco. As diferenças entre os níveis -1 e +1 da espessura média dos protetores bucais obtidos a partir de placas de 3 e 4 mm foram significativamente menores se comparado ao modelo placa de EVA/Arco. Além do fato dos níveis de espessuras serem significativamente diferentes entre os dois modelos de oclusão estudados no modelo placa de EVA/arco, a espessura foi variada em três níveis (-1, 0 e +1), enquanto, no modelo protetor bucal/arco, apenas em dois níveis (-1 e +1). Essas diferenças entre números de níveis da variável espessura justificam porque o número de condições experimentais estudadas no modelo placa de EVA/Arco requereu um maior número de experimentos (tabelas 4.1 e 4.2) se comparado ao modelo protetor bucal de EVA/Arco. As outras duas variáveis estudadas, temperatura e saliva no modelo protetor bucal de EVA/Arco apresentaram níveis idênticos aos adotados no modelo placa de EVA/arco. Os coeficientes significantes dos polinômios ortogonais para cada propriedade são dados a seguir.

### 5.2.1 energia aparente absorvida no ensaio de compressão dos protetores

Tabela 5.5 - Coeficientes do polinômio ortogonal da energia aparente absorvida ( $E_a$ ) em função das variáveis: espessura, temperatura e saliva e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p)

<b>coeficientes</b>	<b><math>E_a</math> (J.mm<sup>-1</sup>)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
<b><math>b_0</math></b>	13,6	0,4	0,00
<b><math>b_{esp}</math></b>	-0,6	0,4	0,15
<b><math>b_T</math></b>	0,8	0,4	0,08
<b><math>b_S</math></b>	1,3	0,4	0,05
<b><math>b_{esp*T}</math></b>	0,48	0,4	0,27
<b><math>b_{esp*S}</math></b>	0,41	0,4	0,33
<b><math>b_{T*S}</math></b>	1,7	0,4	0,00
<b><math>b_{esp*T*S}</math></b>	0,5	0,4	0,25
<b><math>R_2</math> (coeficiente de correlação múltipla)</b>			0,40

Nota-se na tabela 5.5 que os coeficiente,  $b_0$ ,  $b_S$  e  $b_{TS}$  são significantes, pois  $p \leq 0,05$ .

Deste modo, a energia aparente em função da ausência ou presença de saliva e de uma interação binária pode ser descrita através do seguinte polinômio ortogonal:

$$E_a = 13,6 + 1,3X_S + 1,7X_T X_S$$

Os coeficientes que não aparecem no modelo ajustado acima não são significantes.

### 5.2.2. tensão máxima no ensaio de compressão dos protetores

Tabela 5.6 Coeficientes do polinômio ortogonal da tensão máxima ( $\xi^{\text{máx}}$ ) em função das variáveis: espessura, temperatura, saliva e de suas interações possíveis com seus respectivos desvios padrão, DP, e níveis de significância (p)

	$S^{\text{máx.}}$		
<b>coeficientes</b>	<b>(N.mm<sup>-1</sup>)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
<b>b<sub>0</sub></b>	1111	12	0,00
<b>b<sub>esp</sub></b>	-3	12	0,79
<b>b<sub>T</sub></b>	-178	12	0,00
<b>b<sub>S</sub></b>	43	12	0,00
<b>b<sub>esp*T</sub></b>	4	12	0,74
<b>b<sub>esp*S</sub></b>	22	12	0,08
<b>b<sub>T*S</sub></b>	17	12	0,16
<b>b<sub>esp*T*S</sub></b>	32	12	0,01
<b>R<sub>2</sub> (coeficiente de correlação múltipla)</b>			0,86

Nota-se na tabela 5.6 que os coeficientes,  $b_0$ ,  $b_T$ ,  $b_S$ , e  $b_{\text{esp}TS}$  são significantes, para  $p \leq 0,05$ .

A tensão máxima, em função das variáveis: espessura, temperatura e saliva e de uma interação estatisticamente significativa pode se descrita através do seguinte polinômio ortogonal:

$$\sigma^{\text{máx.}} = 1111 - 178X_T + 43X_S + 32X_{\text{esp}}X_TX_S$$

Os coeficientes que não aparecem no modelo ajustado acima não são significantes.

### 5.2.3 força máxima no ensaio de compressão dos protetores

Tabela 5.7 Coeficientes do polinômio ortogonal da força máxima  $F^{\text{máx}}$  em função das variáveis, espessura, temperatura, saliva e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão (DP) e níveis de significância (p)

coeficientes	$F^{\text{máx.}}$		
	(N)	DP	p
$b_0$	2046	20	0,00
$b_e$	173	20	0,00
$b_T$	-340	20	0,00
$b_s$	2	20	0,90
$b_{e*T}$	68	20	0,00
$b_{e*s}$	30	20	0,14
$b_{T*s}$	8	20	0,68
$b_{e*T*s}$	31	20	0,13
<b><math>R_2</math> (coeficiente de correlação múltipla)</b>			0,91

Nota-se na tabela 5.7 que os coeficientes,  $b_0$ ,  $b_{\text{esp}}$ ,  $b_T$  e  $b_{eT}$  são significantes, para  $p \leq 0,05$ .

A força máxima,  $F^{\text{máx}}$ , em função das variáveis, espessura, temperatura de uma interação binária, estatisticamente significativa, pode ser descrita, através do seguinte polinômio ortogonal:

$$F^{\text{máx}} = 2046 + 173X_{\text{esp}} - 340X_T + 68X_{\text{esp}}X_T$$

Os outros coeficientes da tabela 5.7, que não apareceram no modelo matemático mostrado acima, não foram estatisticamente significantes.

### 5.2.4 deslocamento máximo na compressão dos protetores no sistema

Tabela 5.8 Coeficientes do polinômio ortogonal do deslocamento máximo ( $D_{máx}$ ) em função das variáveis espessura, temperatura, saliva e de suas interações possíveis, com seus respectivos desvios padrão, DP, e níveis de significância (p)

<b>Deslocamento</b>			
<b>coeficientes</b>	<b>(mm)</b>	<b>DP</b>	<b>p</b>
<b><math>b_0</math></b>	3,54	0.31	0,00
<b><math>b_{esp}</math></b>	0,07	0.31	0,52
<b><math>b_T</math></b>	-0,7	0.31	0,00
<b><math>b_S</math></b>	-0,1	0.31	0,36
<b><math>b_{esp*T}</math></b>	-0,12	0.31	0,29
<b><math>b_{esp*S}</math></b>	0,07	0.31	0,54
<b><math>b_{T*S}</math></b>	-0,4	0.31	0,00
<b><math>b_{esp*T*S}</math></b>	0,05	0.31	0,65
<b><math>R_2</math> (coeficiente de correlação múltipla)</b>			0,56

Os valores de cada coeficiente do polinômio ortogonal ajustado para o deslocamento máximo dos protetores obtidos a partir de placas de 3 e 4 mm em função das três variáveis investigadas e de suas interações possíveis estão na tabela 5.8. Para  $p \leq 0,05$ , verifica-se que o deslocamento máximo dependeu da temperatura ( $b_T = -0,70$  mm, tabela 5.8) e a interação binária ( $b_{T*S} = -0,4$  mm, tabela 5.8), entre a temperatura e a saliva. Ao aumentar a temperatura (-1 para +1), o deslocamento máximo reduziu, efeito oposto ao que foi observado quando o protetor foi substituído por uma placa plana, pois  $b_T = +0,62$  mm, tabela 5.4. Esta inversão dos sinais do efeito da temperatura ( $b_T$ , tabelas 5.4 e 5.8) foi atribuído ao fato do protetor restringir o escorregamento entre os arcos, uma vez que o aumento da temperatura deveria facilitá-lo, como ocorreu no modelo placa/arco. Este resultado pareceu razoável, considerando-se que cada dente do arco encontra-se em máxima intercuspiadação.

Deste modo, a conformação geométrica do protetor minimizará o escorregamento relativo entre os arcos, porém, existem evidências de que houve escorregamento porque o valor de  $b_0$  da tabela 5.8 foi significativamente maior do que o protetor mais espesso de 2,16 mm. Observou-se também, que os protetores avaliados, obtidos a partir de placas de 3 e 4 mm, apresentaram diferenças médias de espessuras de 0,33 mm, enquanto as diferenças de espessuras entre a placa fina e a mais espessa foi de 2 mm. Deste modo, as diferenças entre os níveis -1 e +1, entre as espessuras de dois grupos de protetores foram significativamente menores se comparadas às das placas. Isto significa que o coeficiente,  $b_{esp}$ , atribuível ao efeito exclusivo da espessura do protetor no deslocamento máximo não foi estatisticamente significante, pois a variabilidade entre repetições de cada condição investigada sobrepôs a diferença entre os níveis (0,33 mm). O fato do deslocamento máximo do protetor independe da espessura pode significar, também, que o escorregamento relativo entre os arcos com protetores menos espessos ( $\approx 2$ mm) pode ser restringido, se comparado aos mais espessos ( $\approx 4$  mm).

## 6 DISCUSSÃO

Os protetores “aquece e morde” e os “pré-fabricados” ,tipo I e II respectivamente, além de machucarem o atleta, atrapalham a ventilação de O<sub>2</sub> (BARBERINI, 2003), já o individualizado proporciona proteção e maior conforto (DIAS; MAIA; COTO, 2002).

O protetor bucal para esporte, para exercer sua função correta e inteiramente, deve ser individualizado(HEINTZ, 1959), preenchendo assim todos os requisitos necessários.Mas, para que a proteção seja efetiva, esse dispositivo deve ficar bem adaptado ao arco dental e permitir ingestão de líquidos e a comunicação entre os atletas (WEHNER; HENDERSEN, 1965). Dos requisitos espera-se proteção de cabeça e pescoço evitando deformação óssea e preservação da região de ATM (CORNWELL; MESSER; SPEED, 2003; GELB; METHA; FORGIONE, 1996; HICKEY et al., 1967; RANALLI, 2000; STENGER et al.,1964), fraturas dentais e lacerações de tecidos moles. Os pesquisadores são unânimes em apontar a necessidade do uso do protetor bucal durante treinos e competições esportivas, pois, 50% das injúrias ocorridas nessas ocasiões são na região de cabeça e pescoço (HEINTZ, 1968) e que o uso do protetor chega a prevenir 10.000 injúrias orais por ano (BUREAU, 1973) e 20.000 traumas em geral (FERREIRA, 1998) nos Estados Unidos.Há dados que comprovam que o atleta corre até 60% de risco de sofrer injúrias orofaciais no decorrer de sua carreira (DE MOURA, 2004). Para estabelecer os parâmetros para a confecção de um protetor bucal ideal, ao alcance de todos os atletas, deve-se contar com a correta orientação de um cirurgião dentista (BUREAU,

1984) sendo o profissional indicado para conduzir a confecção, instalação e controle desse protetor.

O protetor que o atleta prefere, quanto ao conforto, é o individualizado, mas acaba optando por usar o pré-fabricado que é mais barato (DEYONG;ROBINSON;GODWING, 1994) e acaba machucando-os pela sua mal adaptação. Pensando em minimizar os custos e ter uma proteção necessária, materiais são pesquisados.O grupo dos polímeros são os mais indicados (KIM; SHAFIG,2001) por apresentarem características de amortecedores. A indicação do EVA para a confecção do protetor bucal se dá pela sua capacidade de absorção de energia e custo acessível ( SCOTT; BURKE; WATTS,1994; STOKES; CROFT; GEE,1987)

A proteção oferecida pelo material é diretamente afetada pela espessura do protetor ( CRAIG; GODWIN,1967; PARK et al., 1994) e durante a confecção do protetor bucal individualizado ocorre uma perda de espessura entre 25% a 50%, dado que foi constatado também neste trabalho.

### **6.1 Caracterização Dimensional dos modelos arco/protetor e Placa/ Arco**

Para o estudo do comportamento mecânico do EVA, utilizou-se o material pré-moldado, como recebido do fabricante, na forma de placas planas, e, também, protetores individualizados, confeccionados a partir dessas mesmas placas planas, utilizando-se um equipamento de termoformagem e modelo em gesso pedra do arco dental superior.



Como foi dito, as placas planas foram utilizadas neste estudo, porque os protetores confeccionados a partir das mesmas, apresentaram variações de espessuras significativas (Anexo D), ao longo do arco dentário. Os ensaios mecânicos, usando as placas planas tornaram-se necessários para verificar a influência da irregularidade geométrica do protetor bucal nas propriedades mecânicas do EVA, ao esforço de compressão. Contudo, as variações de espessuras do protetor bucal eram esperadas, uma vez que as disposições espaciais dos dentes, no arco, e suas irregularidades intrínsecas (cúspides, por exemplo), provocaram deformações locais não uniformes no processo de conformação do protetor. Deste modo, ao transformar uma placa plana, num protetor bucal, foi esperado que os dentes mais proeminentes do arco (caninos e incisivos, por exemplo) reduzissem a espessura, localmente, pois, a deformação da placa plana pré-aquecida promovida pelos caninos, incisivos e pontas de cúspides, torna-se mais acentuada e, conseqüentemente, diminuiu a espessura local. Deste modo, as variações geométricas intrínsecas do arco utilizado justificam a razão pela qual os protetores bucais apresentaram variações significantes de espessuras.

Em função da complexidade geométrica descrita acima, decidiu-se, então, adotar um único de tipo de arco, diferente do arco ideal de Peter Thomas. Embora, as espessuras, ao longo do arco dentário, variaram significativamente; o método utilizado para confecção dos protetores bucais, a partir de um único tipo de arco moldado em epóxi, apresentaram uma repetibilidade satisfatória ( Anexo D ), quando foram confeccionados, a partir de placas planas de 3 e 4 mm.

## 6.2 Princípio mecânico de funcionamento de um protetor bucal

A eficiência do protetor bucal polimérico depende de vários fatores:

- ✓ da capacidade que o material possui em absorver energia transferida e dissipá-la internamente;
- ✓ da velocidade em que a energia é transferida para o material, isto é, um choque súbito é diferente de choque suave. Quanto maior a velocidade de transferência de energia, menor será a tenacidade, isto é, a capacidade de absorver energia para promover a fratura do material;
- ✓ da anisotropia adquirida na confecção do protetor, devido a orientação do polímero, induzida pela deformação local e/ou oriunda do processo de conformação da placa de partida;
- ✓ da geometria do arco, pois existem diferenças importantes quanto à disposição tridimensional dos dentes, mandíbula e o tipo de oclusão;
- ✓ da geometria do protetor (espessura, por exemplo);
- ✓ da temperatura de uso, isto é, a temperatura bucal ( $\pm 37^{\circ}\text{C}$ );
- ✓ do ambiente bucal (presença da saliva, por exemplo);
- ✓ da distribuição de esforços mecânicos ao longo do arco que surgem em função de irregularidade locais .

A absorção de energia pelo material, num dado cíclico de deformação compressiva, deverá reduzir a energia transmitida localmente e evitar que a camada de polímero entre os dentes sofra colapso, isto é, ruptura. Se estas condições forem satisfeitas, a fratura de um ou mais dentes será improvável desde que a magnitude da energia recuperada ou devolvida pelo material, na sua descompressão súbita, não seja

suficiente para promover a fratura dos dentes. Deste modo, quanto menor for energia recuperada, menor será a transmissibilidade da energia do material para os dentes e tecidos circunvizinhos. O material que atua desta forma, funciona como um amortecedor, o que garante uma baixa transmissão de energia para os dentes do arco dentário.

### **6.3 Comportamento mecânico dos Modelos: Placa/Arco e Protetor/Arco**

Neste trabalho, estudou-se a eficiência do EVA, seja na forma placa plana ou como protetor, medindo-se a energia aparente absorvida ( $E_a$ ), a tensão máxima ( $\sigma^{\text{máx}}$ ), força máxima ( $F^{\text{máx}}$ ) e o deslocamento máximo ( $D^{\text{máx}}$ ) em função de três variáveis: espessura, saliva e temperatura. O resultado de cada um será descrito nos itens a seguir.

#### **6.3.1 deslocamento máximo**

O deslocamento máximo do sistema (suporte + arco + placa), dependeu da espessura, quando os níveis desta variável oscilaram entre 2 e 4 mm. Uma parcela deste deslocamento máximo foi atribuída à deformação compressiva do EVA no sentido longitudinal.

O valor do coeficiente,  $b_0$  (Tabela 5.4), foi significativamente maior, se for comparado com o valor nominal da espessura da placa mais espessa (da ordem de 4 mm), utilizada neste trabalho. Isto foi uma evidência de que houve escorregamento, entre os arcos, durante o ensaio de compressão. A excentricidade na oclusão, causada pelo escorregamento entre arcos, foi um evento plausível, se considerar as folgas intrínsecas do suporte metálico, onde os arcos foram fixados. Conseqüentemente, o valor do deslocamento máximo será maior e, numericamente, diferente da deformação máxima da placa, como foi demonstrado.

Para placas com espessuras entre 2 e 4 mm, assumiu-se que existe uma proporcionalidade, não necessariamente linear, entre o deslocamento máximo e a deformação compressiva longitudinal da placa ou do protetor. Esta aproximação permitiu fazer uma estimativa da energia aparente absorvida ( $J.mm^{-1}$ ) para o sistema (suporte + arco + placa ou suporte + arco + protetor). Esta energia portanto, não pode ser atribuída somente a deformação compressiva longitudinal da placa ou do protetor. O valor desta energia foi influenciado pelo escorregamento entre os arcos, cisalhamento o EVA e, pelo travamento mecânico entre os dentes na máxima oclusão ( por esse motivo o fator energia absorvida passou a chamar-se energia aparente absorvida). As condições experimentais influenciaram a resistência ao deslocamento de ambos os sistemas (suporte + arco + protetor e suporte + arco + placa). A energia aparente absorvida ( $J.mm^{-1}$ ) foi, então, estimada, através do produto da força (N) pelo deslocamento (D), ponto a ponto, até atingir a carga máxima.

No caso do sistema (suporte + arco + protetor), ao aumentar a temperatura (-1 para +1), o deslocamento máximo reduziu, efeito oposto ao que foi observado para o sistema (suporte + arco + placa). Para placa, o coeficiente  $b_T = +0,62$  mm foi positivo (tabela 5.4), enquanto este mesmo coeficiente, para o protetor, foi negativo ( $b_T = -0,70$  mm, tabela 5.8). Esta inversão dos sinais do efeito da temperatura ( $b_T$ , tabelas 5.4 e 5.8) foi atribuída ao fato do protetor restringir o escorregamento entre os arcos, uma vez que o aumento da temperatura deveria facilitá-lo, como ocorreu no sistema (suporte + arco + placa). Este resultado pareceu razoável, considerando-se a oclusão entre os arcos. Deste modo, a conformação geométrica do protetor minimizará o escorregamento relativo entre os arcos, porém, existem evidências de que houve escorregamento, porque o valor de  $b_o$  (Tabela 5.8) foi significativamente maior do que o protetor mais espesso de 2,16 mm. Observou-se, também, que os protetores avaliados, obtidos a partir de placas de 3 e 4 mm, apresentaram diferenças médias de espessuras de 0,33 mm, enquanto a diferença de espessura entre a placa fina e a mais espessa foi de 2 mm. Deste modo, as diferenças entre os níveis de espessuras finais, entre -1 e +1, para os protetores, foram significativamente menores, se comparadas as das placas. Isto significa que o coeficiente,  $b_{esp}$ , atribuível ao efeito exclusivo da espessura do protetor, no deslocamento máximo, não foi estatisticamente significante, pois a variabilidade entre repetições de cada condição investigada, sobrepôs a diferença entre os níveis (0,33 mm). O fato do deslocamento máximo do protetor independe da espessura e reduzir em função do aumento da temperatura pode significar que, além do escorregamento relativo entre os arcos, houve travamento mecânico na oclusão, sendo que, o travamento mecânico torna-se mais crítico com a redução da espessura.

### 6.3.2 energia aparente absorvida ( $\text{J}\cdot\text{mm}^{-1}$ ) e tensão máxima ( $\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$ )

Verificou-se que energia aparente ( $E_a$ ,  $\text{J}\cdot\text{mm}^{-1}$ ) absorvida, em parte pela placa de EVA, reduziu ao aumentar a espessura ( $b_0 - 8,2 \text{ J}\cdot\text{mm}^{-1}$ , tabela 5.1), temperatura ( $b_0 - 2,9 \text{ J}\cdot\text{mm}^{-1}$ , tabela 5.1) e na presença da saliva artificial ( $b_0 - 1,6 \text{ J}\cdot\text{mm}^{-1}$ , tabela 5.1). Quando a temperatura passou de 22 para 38°C, a placa de EVA tornou-se mais dúctil (deformável,  $b_0 + 0,62 \text{ mm}$ , tabela 5.4), coincidindo também com uma redução significativa da tensão máxima ( $b_0 - 187 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}$ , tabela 5.2), necessária para que o arco atingisse a máxima oclusão.

Embora, o deslocamento máximo da placa de EVA, sofresse um aumento significativo com o aumento da temperatura, a queda da tensão máxima,  $\sigma^{\text{máx}}$ , foi suficientemente forte para resultar numa redução da energia aparente absorvida pelo sistema (suporte + arco+ placa). A interação binária, entre temperatura e saliva, ( $b_{T+S} = - 1,7 \text{ J}\cdot\text{mm}^{-1}$ , tabela 5.1), foi negativa. Sua influência na energia aparente absorvida, em relação aos efeitos individuais das variáveis investigadas (espessura, temperatura, saliva), foi significativamente menor. Se a placa de EVA for ensaiada a  $\approx 38^\circ\text{C}$  e na presença de saliva ou a  $\approx 22^\circ\text{C}$ , na ausência da saliva, essa interação binária contribuirá sempre para diminuir a energia aparente absorvida de  $b_0 - 1,7 \text{ J}\cdot\text{mm}^{-1}$  (tabela 5.1) pelo sistema (suporte + arco + placa). Por outro lado, a tensão máxima aumenta, quando avaliada, em ambas as condições ( $\approx 38^\circ\text{C}$  na presença da saliva ou  $\approx 22^\circ\text{C}$  na ausência da saliva), provavelmente, devido à impedância produzida ao deslocamento no suporte sob carga, durante o ensaio de compressão. Esta resistência ao deslocamento do sistema pode ter sido induzida pelo travamento mecânico entre os dentes dos arcos na oclusão máxima.

A saturação da placa de EVA com a saliva artificial mostrou um efeito similar ao da temperatura, pois a presença da saliva provocou uma redução significativa da tensão máxima ( $b_s = -122 \text{ N.m}^{-1}$ , tabela 5.2). Isto significa que um ou mais constituintes da saliva artificial plastifica o EVA, provavelmente, devido às fortes interações entre os grupos específicos dos constituintes da saliva com as carbonilas ( $>C=O$ ) presentes no EVA, diminuindo assim, a coesão volumétrica deste material. Isto significa que a placa de EVA saturada com a saliva artificial ofereceu menor resistência ao esforço compressivo, durante o ensaio. A plastificação do EVA pela saliva artificial, reduziu a energia aparente absorvida ( $E_a = -1,6 \text{ J/mm}$ , tabela 5.1), porque a presença da saliva diminuiu a força máxima ( $b_s = -371 \text{ N}$ , tabela 5.3), bem como a tensão máxima ( $b_s = -122 \text{ N.mm}^{-1}$ ), sem influenciar o deslocamento máximo ( $b_s = \text{não significativo}$ ,  $p > 0,05$ ; tabela 5.4). Contudo, não foram encontrados relatos sobre a possível plastificação do EVA pela saliva artificial, razão pela qual este é um fator que não deve ser negligenciado quando o comportamento mecânico dos protetores bucais mais espessos (3 e 4 mm) for avaliado.

Além disso, foi demonstrado que a capacidade de absorção de energia pela placa de EVA foi reduzida quando a espessura da placa aumentou de 2 para 4 mm ( $b_{esp} = -8,2 \text{ J/mm}$ ). Este resultado não era esperado, se as deformações das placas de EVA nas 12 condições investigadas (Tabela 4.2) fossem oclusões longitudinais perfeitas. Este resultado obtido foi o inverso do padrão mecânico, supostamente previsível e reforça a tese de que o deslizamento no sentido transversal ao esforço compressivo aplicado, foi responsável por este resultado.

O fato de existir folgas no suporte, onde os arcos encontravam-se fixados, torna-se plausível que haja deslizamento do arco fora e/ou dentro do plano transversal ao movimento longitudinal compressivo, que a garra do sistema impõe sob a placa de EVA. Esse deslizamento manifesta-se ou acentua-se à medida que a força média ou tensão máxima média, no sentido longitudinal, reduz-se. Isto pode ser evidenciado, analisando-se os coeficientes significantes ( $b_T$  e  $b_S$ ) para a tensão máxima ( $\sigma^{\text{máx.}}$ ), cuja magnitudes sobrepõem as interações binárias ( $b_{\text{esp}^*T}$ ,  $b_{T^*S}$ ) e a interação ternária ( $b_{\text{esp}^*T^*S}$ ) detectadas, como significantes. Nota-se que ao manter a placa de EVA na temperatura bucal ( $\approx 38^\circ\text{C}$ ) e saturada com a saliva, houve redução da tensão máxima média ( $b_0$ ), pois estas duas variáveis diminuem a coesão volumétrica do EVA, facilitando o escorregamento relativo entre os arcos. Todavia, dependendo de como os níveis das variáveis (espessura, temperatura e saliva) são combinados, o escorregamento entre os arcos torna-se menos acentuado. Deste modo, ao manter a placa de EVA a  $\approx 38^\circ\text{C}$  na presença de saliva, verificou-se que a tensão máxima,  $\sigma^{\text{máx.}}$ , diminuirá de um valor  $b_0 - 309 \text{ N.mm}^{-1}$ , ou seja, contribuirá para reduzir 36,6% do valor de  $b_0$  da tabela 5.2. Os efeitos das três interações binárias significantes ( $b_{\text{esp},T} = 22 \text{ N.mm}^{-1}$ ;  $b_{\text{esp},S} = 33 \text{ N.mm}^{-1}$ ;  $b_{T,S} = 83 \text{ N.mm}^{-1}$ ; tabela 5.2) na tensão máxima pode ser interpretada da seguinte forma: se a espessura da placa de EVA for fixada no nível mais baixo ( $\approx 2 \text{ mm}$ ), haverá uma redução da tensão máxima,  $\sigma^{\text{máx.}}$ , de  $b_0 - 55 \text{ N.mm}^{-1}$ , quando a placa for ensaiada a  $\approx 38^\circ\text{C}$ . Por outro lado, se uma placa mais espessa ( $\approx 4 \text{ mm}$ ) for analisada na mesma condição (presença de saliva e temperatura  $\approx 38^\circ\text{C}$ ), o aumento da espessura contribuirá para aumentar a tensão máxima de  $b_0 + 55 \text{ N.mm}^{-1}$ ). Contudo, as magnitudes dos efeitos individuais, tanto da temperatura como da saliva, sobrepuseram-se aos efeitos das interações significantes (binárias e uma ternária).



O aumento dessa resistência do material, ao esforço de compressão longitudinal, induz ao escorregamento do arco inferior, que é móvel, sob o arco superior, que é estático, através da deformação cisalhante da placa plana, o que se denominou, neste trabalho, de deslizamento. O deslizamento, entre os arcos pode ocorrer em diferentes sentidos, ser lateral e/ou frontal, inclusive pode haver movimento de torção de tal forma que resulte num encaixe mecânico oclusivo levando ao travamento. A possibilidade desse escorregamento, entre os arcos está suportada no fato dos valores de deslocamentos máximos, registrados pelo extensômetro, serem significativamente maiores do que as espessuras médias das placas. Teoricamente, se a oclusão entre o arco superior e inferior fosse perfeita, sem escorregamento, os valores médios de deslocamentos máximos deveriam ser próximos aos valores de espessuras médias das placas planas de EVA.

Por outro lado, o comportamento mecânico do protetor bucal, com relação à energia aparente absorvida, diferiu do descrito acima para placa de EVA. Verificou-se que, a energia aparente absorvida pelo protetor bucal não foi influenciada nem pela espessura e nem pela temperatura, somente pela presença da saliva. O fato da diferença entre os níveis de espessura dos protetores ser significativamente menor (0,33 mm) se comparado às das placas de EVA (2 mm), explica esse resultado.

Isto mostra que existiu uma proporcionalidade linear, entre a energia (J) e a espessura do protetor (mm), uma vez que, as razões, entre essas duas grandezas ( $J \cdot mm^{-1}$ ), produziram valores iguais de energia aparente nos dois níveis de espessuras investigados. Em função disto, o efeito da espessura na energia

aparente absorvida pelo protetor não foi significativa. No caso da placa de EVA, a diferença de espessuras, entre os níveis investigados, era suficientemente alta para justificar uma dependência não linear entre a energia aparente absorvida ( $J \cdot mm^{-1}$ ) e a espessura da placa (mm). Diferente do que se observou para o protetor, a energia aparente absorvida (J), pelo sistema (suporte+arco +placa), variou de forma não linear em função do aumento da espessura da placa (mm). Esta dependência não linear e negativa da energia aparente absorvida em função da espessura pode ser um reflexo da resposta viscoelástica do EVA sob compressão.

Entretanto, o fato da espessura não aparecer como uma variável significativa, não deve ser erroneamente interpretado de que, essa variável não seja um fator importante para o projeto mecânico de um protetor bucal, apenas que os níveis estabelecidos para espessura eram muito próximos. O fato de não ter conseguido fazer protetores mais espessos, a partir de placa de 3 e 4 mm, foi uma consequência direta do processo de deformação local da placa plana pré-aquecida, pelos dentes do modelo do arco dental em gesso.

O fato do aumento da temperatura de ensaio do protetor não influenciar a energia aparente absorvida, reforça a tese de que o sistema (suporte + arco+ protetor) pode sofrer travamentos mecânicos precoces (oclusão), quando a espessura for baixa ( $\approx 2mm$ ). Isto é corroborado por dois resultados: a tensão máxima e o deslocamento máximo reduziram, concomitantemente, quando a temperatura de ensaio do protetor aumentou de  $\approx 22^{\circ}C$  para  $\approx 38^{\circ}C$ . Nestas condições de ensaio, esperava-se que houvesse uma redução da energia absorvida pelo protetor, contudo, sua tendência foi de aumento, embora o efeito da temperatura não foi significativa para  $p \leq 0,05$ . Além disto, o efeito da temperatura na energia aparente absorvida pela placa foi o inverso. Por outro lado, o fato do protetor encontrar-se saturado com a saliva

produziu um aumento da energia aparente absorvida, pelo sistema (suporte + arco+ protetor), com um concomitante aumento da tensão máxima, sem influenciar o deslocamento máximo. Se a saliva atua, como plastificante do EVA, o resultado observado deveria ser idêntico ao da placa, isto é, a saliva provocaria uma redução da energia com uma queda concomitante da tensão máxima. Esta aparente divergência entre o comportamento mecânico do protetor e da placa, na presença da saliva, foi atribuída aos travamentos mecânicos entre dentes produzidos na oclusão máxima dos arcos, durante o ensaio de compressão.

Isto pode significar que o aumento da temperatura reduz a resistência que o EVA oferece ao esforço compressivo, diminuindo a parcela desta energia, atribuível, exclusivamente, a deformação compressiva deste material, que é uma parcela desconhecida do deslocamento máximo.

As evidências discutidas, neste trabalho, mostraram que os travamentos mecânicos, entre os dentes do arco na oclusão máxima, são mais críticos, quando se usam protetores com espessuras menores (2 mm). O processo de oclusão do modelo mecânico proposto "*in vitro*", neste trabalho, pressupõe que haja, inicialmente, deformação compressiva, acompanhada de um deslizamento relativo entre os arcos, induzido pela combinação de deformações cisalhante (no sentido transversal) e compressiva, (no sentido longitudinal), seguido por travamento mecânico entre os dentes do arco, quando ocorre a intercuspidação . O deslizamento, seguido de travamento, se torna mais acentuado, quando à combinação, entre os níveis das variáveis investigadas, reduzem a resistência à deformação do material seja na forma de placa ou protetor bucal. A redução da espessura, por exemplo,

proporciona um travamento mecânico mais precoce entre os dentes dos arcos na oclusão máxima. Os protetores mais espessos atrasam o processo de travamento mecânico, pois o contato efetivo entre os dentes até atingir oclusão máxima é retardado. Isto pareceu razoável porque o EVA mais espesso deforma, numa maior extensão, antes do contato físico propriamente dito, entre os dentes de ambos os arcos. Contudo, o fato do protetor apresentar uma conformação geométrica, que é uma cópia fiel dos dentes do arco, criará uma resistência ao deslizamento relativo entre os arcos, quando esforço compressivo for aplicado.

### 6.3.3 força máxima

Dentre as propriedades mecânicas mensuradas, neste trabalho, a força máxima medida (tabelas 5.3 e 5.7), na oclusão máxima entre os arcos, apresentou valores suficientemente altos para provocar a fratura do dente ou do osso maxilar. Isto não ocorreu durante o ensaio de compressão porque os arcos utilizados no modelo experimental proposto foram confeccionados em epóxi. Esta conclusão está apoiada nos resultados reportados na literatura (ATT; 2003), pois as resistências à fratura do molar natural, sob compressão, variaram entre 852.4 e 3616 N. Valores estes que encontram-se abaixo ou são da mesma ordem de grandeza daqueles medidos para as placas e os protetores avaliados neste trabalho (Tabelas 5.3 e 5.7).

Pode-se resumir as colocações feitas até aqui da seguinte forma:

Através da idealização de um modelo mecânico proposto para estudar o comportamento mecânico do copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA), sob quatro fatores mecânicos: energia absorvida (denominada neste trabalho de energia aparente absorvida), tensão máxima, força máxima e deslocamento máximo; observando-os em três variáveis: espessura, temperatura e presença ou ausência de saliva, na forma de placa e de protetor, usando um arco dentário confeccionado em epóxi, em oclusão, acoplados a um suporte compressivo (máquina universal de teste + célula carga + extensômetro) gerou dois sistemas: suporte + arco + protetor e suporte + arco + placa, sendo que, este último fez-se necessário para que a variável espessura fosse estudada pois, a diferença de níveis de espessura entre os protetores confeccionados a partir de lâminas de 3 e 4mm foi muito baixo, na ordem de 0,33mm. Observou-se a ocorrência de três eventos acoplados:

I - No primeiro estágio da oclusão, ocorreu deformação compressiva, no sentido longitudinal.

II - No segundo estágio da oclusão, houve deslizamento relativo entre arcos, no sentido transversal ao esforço compressivo aplicado;

III - No último estágio, para atingir a máxima oclusão houve travamento mecânico entre os dentes do arco.

Para protetores ou placas de espessuras mais finas, da ordem de 2 mm, o escorregamento relativo e o travamento mecânico, entre os dentes do arco, sobrepõe a deformação compressiva longitudinal. Para espessuras maiores, da

ordem de 4 mm, os três eventos acoplados e subsequentes I, II e III, foram importantes e modificam a resposta mecânica do EVA, em relação àquela emitida para protetores e placas da ordem de 2mm.

As variáveis, espessura da placa ou do protetor, temperatura (ambiente e bucal) e saliva (ausência ou presença), bem como algumas interações significantes entre elas, modificaram a resposta mecânica do EVA, no sentido de aumentar ou reduzir, a resistência oferecida por este material ao esforço compressivo, dependendo de como os níveis das respectivas variáveis eram combinados. Para o sistema (suporte + arco + placa), o copolímero de etileno e acetato de vinila, na forma de placa, apresentou o seguinte comportamento mecânico:

I – A energia aparente absorvida ( $J \cdot mm^{-1}$ ), em parte devido a deformação compressiva da placa de EVA, reduziu em função do aumento da espessura placa, quando a mesma foi ensaiada na temperatura bucal e na presença da saliva artificial;

II - A saturação do EVA pela saliva e a temperatura bucal reduziram a resistência ao esforço compressivo, refletindo numa diminuição significativa da tensão máxima ( $N \cdot mm^{-1}$ ) compressiva;

III - A saliva plastificou o EVA, evidenciado pela redução da tensão máxima compressiva;

Para o sistema (suporte + arco + protetor), o comportamento mecânico do EVA diferiu do comportamento do sistema (suporte + arco + placa) porque os intervalos de espessuras dos protetores e das placas eram significativamente diferentes. A energia aparente absorvida,  $J \cdot mm^{-1}$ , do modelo (suporte + arco + protetor) independeu da espessura do protetor e da temperatura. A presença da saliva foi uma variável significativa e mostrou um comportamento inverso, ao observado pela

placa, porque o evento deslizamento relativo entre os arcos, seguido de travamento, sobrepôs-se à deformação compressiva longitudinal.

I – A energia aparente absorvida ( $J. mm^{-1}$ ), em parte devido a deformação compressiva da placa de EVA, reduziu em função do aumento da espessura placa, quando a mesma foi ensaiada na temperatura bucal e na presença da saliva artificial;

II - A saturação do EVA pela saliva e a temperatura bucal reduziram a resistência ao esforço compressivo, refletindo numa diminuição significativa da tensão máxima ( $N.mm^{-1}$ ) compressiva;

III - A saliva plastificou o EVA, evidenciado pela redução da tensão máxima compressiva;

Para o sistema (suporte + arco + protetor), o comportamento mecânico do EVA diferiu do comportamento do sistema (suporte + arco + placa) porque os intervalos de espessuras dos protetores e das placas eram significativamente diferentes. A energia aparente absorvida,  $J.mm^{-1}$ , do modelo (suporte + arco + protetor) independeu da espessura do protetor e da temperatura. A presença da saliva foi uma variável significativa e mostrou um comportamento inverso, ao observado pela placa, porque o evento deslizamento relativo entre os arcos, seguido de travamento, sobrepôs-se à deformação compressiva longitudinal.

Pelo exposto verificou-se que há poucas pesquisas caucadas na proposição deste trabalho o que possibilitará novos estudos sobre este assunto.

## 7 CONCLUSÕES

- O copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA), através de seu comportamento mecânico, mostrou ser um material adequado para a confecção de protetores bucais para esporte, proporcionando assim segurança ao cirurgião dentista quanto a sua indicação.
  
- A espessura do protetor bucal para esporte é um fator importante, pois, sua variação altera o comportamento mecânico do EVA.
  
- A temperatura em que o protetor bucal para esporte se encontra quando submetido a um esforço compressivo, altera seu comportamento mecânico, sendo que, a temperatura próxima à bucal reduz a tensão máxima compressiva, minimizando assim riscos de injúrias orofaciais.
  
- A presença de saliva, a exemplo de temperatura, diminui a tensão máxima compressiva, aumentando assim, a proteção esperada.



## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

American Standards of Testing of Materials. ASTM F697-80 Standard Practice for Care and use of Mouthguards. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1981.

American Standards of Testing of Materials. ASTM D 1238 Test method for flow rates of thermoplastic. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1981.

Ashby MF. On the engineering properties of materials. Acta Metall 1989; 37(5): 1273-93.

Att V W. Fracture resistance of molars restored with different types of ceramic partial coverage restorations, an in vitro study [Dissertation] Freiburg: Albert Ludwigin University – Germany; 2003.

Auroy P, Duchatelard P, Zmantar NE, Hennequin M. Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouthguards. J Prosthet Dent 1996;75(4): 463-71.

Barberini AF. Avaliação da influência do uso de diferentes tipos de protetores bucais no rendimento físico de atletas [Dissertação de Mestrado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

BarrosBN, Scarminio SI, Bruns RE. Planejamento e Otimização de experimentos. Campinas : Unicamp; 1995.

Barth JT, Freeman JR, Winters JE. Management Of Sports Related Concussions. Dent Clinic of North America 2000;44(1):67-83.

Bishop BM, Davies EH, Von Fraunhofer JA. Materials For Mouth Protector. J Prosthet Dent 1985;53(13):256-61.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Brandrup J, Immergut EH. Polymer Handbook. Third Edition. USA: Wiley Interscience; 1989. Section VII p. 9-11.

Bulsara YR, Matthew IR. Forces transmitted through a laminated mouthguard material with sorbothane insert. End Dent Traumatol 1998;14(1):45-7.

Bureau Of Dental Health Education On Dental Materials And Devices. Mouth Protectors: 11 Years Later. J Am Dent Assoc 1973;86(6):1365 – 7.

Bureau Of Dental Health Education and Audiovisual Services Council On Dental Materials Instruments and Equipments. Mouthguards and sports team dentist. J Am Dent Assoc 1984;109(1-3): 84-7.

Canevarolo SVJr. Ciência dos polímeros: um texto básico para tecnólogos e engenheiros. Artliber Editora. São Paulo; 2002.

Canto GDL, Oliveira J, Hayasaki SM, Cardoso, M. Protetores Bucais: Uma Necessidade Dos Novos Tempos. Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial 1999; 4(6):20-6.

Chapman PJ. Mouthguards a the role of sporting team dentist. Aust Dent J 1989;34 (1):36-43.

Chemkeys. Planejamento experimental e otimização – método de otimização em química-método simples. Disponível em: URL: <http://www.chemkeys.com> [2004 dez. 11].

Chen CP, Lakes RS. Design of viscoelastic impact absorbers: optimal material property. Int J Solids Structures 1990;26(12):1313-28.

Classificação e Processos de obtenção dos polímeros. Disponível em :URL: <http://www.jorplast.com.br> [2005 jul. 08].

Cornwell H, Messer LB, Speed H. Use of mouthguards by basketball players in Vitória, Austrália. Dental Traumat 2003;19(4):193-203.

Craig RG, Godwin WC. Physical properties of material for custom made mouth protectors. J Mich State Dent Assoc 1967;47:34-40.

Croll TP. Polyolefin Foam – Protective Sports Mouthguard. J Clin Orthod 1999; 33(3): 168-70.

Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. Med Science Sports & Exercise 2002;34(6):942-6.

de Moura APF. Odontologia desportiva e o desempenho dos atletas. 2004. Disponível em: URL: <http://www.hospitalar.com> [2004 ago. 03]

Deyoung AK, Robinson E, Godwin WC. Comparing comfort and wearability: custom made vs. self-adapted mouthguards. J Am Dent Assoc 1994;125(7-9):1112-8.

de Wet FA, Heyns M, Pretorius J. Shock absorption potential of different mouthguard material. J Prosthet Dent 1999;82(3):301-6.

Dias RB, Maia FAS, Coto NP. Odontologia Desportiva. In: Odontologia, Arte, Ciência e Técnica. São Paulo. Artes Médicas;2002.v.2, cap.22.465-76.

Dias RB. Traumatismos buco-dentários Protección y prevencion (protectores buco dentários). In: Protese Buco Maxilo Facial. Quintessense; 2003. cap.2, 209 – 14.

Dias RB, Silva CMF, Coto NP, Pereira SL, Cardim RH. Custo e benefício dos protetores bucais. SOBRALOR 2004;1:36-45.

Dias RB, Coto NP. Odontologia Deportiva. Revista Interacional de Prothesis Estomatologica 2004; 6(4):299-302.

Dias RB, Coto NP, Silva CMF, Gennari MG. Problemas Odontológicos X Rendimento Desportivo. Rev Odontol Univ Santo Amaro 2005;10(2):28-31.

Dias RB, Coto NP. Protetor bucal para esporte: um equipamento necessário 2005. Disponível em: URL: <http://www.informenews.com/new/> [2005 out. 19].

Ferrari CH, Medeiros JMF. Dental Trauma And Level Information: Mouthguards Use In Different Contact Sports. Dental Traumatology 2002;18:144-7.

Ferreira RA. Impacto radical. Rev Assoc Paul Cirurg Dent 1998;52(4): 265-71.

Gelb H, Mehta NR, Forgione AG. Relationship of muscular strength to jaw posture in sports dentistry. N Y State Dent J 1996;62(9):58-66.

Glossário de termos usados em materiais de construção mecânica II. Disponível em:URL: <http://www.usfm.br> [2005 jul. 08].

Going EG, Loehman RE, Chan MS. Mouthguard Materials: Their Physical And Mechanical Properties. J Am Dent Assoc 1974;89(1):132-8.

Hans GE. An Introduction to plastics. Weinheim New York, VHC; 1993.

Heintz WD. Maximum mouth protection for contact sports. J Prosthetic Dent 1959;9: 874-80.

Heintz WD. Mouth protectors: a progress report. J Am Dent Assoc 1968; 77: 632-6.

Hickey JC, Morris AL, Carlson LD, Thomas ES. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. J Am Dent Assoc 1967;74(4-7):735-40.

Hodges J. Playsafe: the top player in the mouthguard arena. Lab Digest Fall 1996; 14-7.

Hogdson VR. Tolerance Of The Facial Bones To Impact. Am. J. Anat 1967; 120: 113-122.

Hoffman J, Alfter G, Rudolph NH, Göz G. Experimental comparative study of various mouthguards. Endod Dent Traumatol 1999;15:157-163.

Jagger R, Milward P, Water M. Properties of experimental mouthguard material. Int J Prosthodont 2000;13(5):416-9.

Kim HS, Mathieu K. Application of laminates to mouthguards: finite element analysis. J of Materials Science: Materials in Medicine 1998;9:457-62.

Kim HS ,Shafiq RM. Model For Thickness Effect With Impact Testing Of Viscoelastic Material. J Appl Polymer Scien 2001;81:1762-7.

Koop HP. All mouthguards are not creat equal. Lab Glidewell 2001;1-2.

Levin L, Friedlander LD, Geiger SB. Dental And Oral Trauma And Mouthguard Use During Sport Activities In Israel. Dental Traumat 2003;19(5):237-42.

Med Center. Odontologia Desportiva. 2000 Disponível em:URL: [http www.odontologia.com.br](http://www.odontologia.com.br) [2004 out 10].

Milward PJ, Jagger RG. Geat-cured silicone bimaxillary mouthguard J Prosthet Dent 1995;74(4):432-3.

Oikarinen KS, Salonen MAM, Korhonen J. Comparison of the guarding capacities of mouthguard protectors. End Dent Traumatol 1993;9:115-9.

Oikarinen KS, Salonen MAM. Introduction to four custom-made mouth protectors constructed of single and double layers for activists in contact sports. End Dent Traumatol 1993;9:19-24.

Padilla RR. Get on a winning team: benefits and methods of incorporating sports dentistry into your practice. Lab Digest 1996; 4-7.

Park JB, Shaull KL, Overton B, Donly KJ. Improving mouthguards. JI Prostetic Dent 1994;72(4):373-384.

Polietilenos. FISPQ – Ficha de informação de segurança de produtos quimicos – EVA. Disponível :URL: [http www.polietilenos.com.br](http://www.polietilenos.com.br) [2005 jun. 05]

Ranalli DN. Prevention of sports – related traumatic dental injuries. Dental Clin North Am 2000; 44(1): 35-51.

Ranalli DN. Sports dentistry in general practice. North West Dentistry 2001;80(5): 25-9.

Ribeiro AA, Guedes RS, Souza IPR. Recuperação Da Confiança Do Atleta Com O Uso De Protetores Buciais Para Esporte – Relato De Caso. J Bras Odontopediatr Odontol Bebê 2002;5(23): 11-5.

Roussow LM, de Wet FA. Practitioner's corner. J Dent Assoc S Afr 1981;36(7-12): 707-10.

Scott J, Burke EJT, Watts DC. A review of dental injuries and the use of mouthguards in contact team sports. Br Dent J 1994;176:310-4.

Silva AC, Santos JFF, Cardoso CAC, Marchini I. Protetor Bucal Individualizado Confeccionado com silicona acética. J Bras Clin Odontol Int 2003;60-3.

Spiro J, Chaconas R, Caputo AA, Bakke NK. A Comparison Of Athletic Mouthguard. Am J Sports Medicine 1995;13(3):193-7.

Sports dentistry – on line. Types of athletic mouthguards. 2005 Disponível em: URL: <http://sportsdentistry.com> [2005 jun. 04].

Stenger JM, Lawson AL, Wright JM, Ricketts J. Mouthguards: Protection Against Shock To Head, Neck And Teeth. J Am Dent Assoc 1964;64(1-6):273-81.

Stokes ANS, Croft GC, Gee D. Comparison of laboratory and intraorally formed mouth protectors. Endod Dent Traumatol 1987;3(4-6):255-8.

Trand S, Cooke MS, Newsome PRH. Laboratory evaluation of mouthguard material. Dent Traumatol 2001;17(6):260-5.

Watermeyer GJJ, Thomas CJ, Jooste CH. The protective potential of mouthguards. J Dent Assoc South Africa 1985;40(6): 173-7.

Wehner PJ, Henderson D. Maximum prevention and preservation: An achievement of intraoral mouth protectors. *Dent Clin of North Am* 1965;493-8.

Westermam B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Forces transmitted through EVA mouthguard materials of different types and thickness. *Aust Dent J* 1995;40:389-91.

Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA, Harbrow DJ. Effect of ethylene vinyl acetate (EVA) closed cell foam on transmitted forces in mouthguard material. *Br J Sports Med* 2002;36:205-8.

Wong EW, White RC. Development of a shock absorbing biomedical elastomer for a new total elbow replacement design. *Biomat Med Dev Art Org* 1979;7(2):283-90.



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

96

**PARECER DE APROVAÇÃO**  
**Protocolo 185/05**

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa *“Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila(eva); modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi”*, de responsabilidade da Pesquisadora **Neide Pena Coto**, sob orientação do Professor Doutor **Reinaldo Brito e Dias**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em “cd”. Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 07 de dezembro de 2005

  
Prof.Dr. **Rogério Nogueira de Oliveira**  
Coordenador do CEP-FOUSP





R-1462/05

**DECLARAÇÃO**

Declaro para os devidos fins que NEIDE PENA COTO, aluna do curso de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - Nível Mestrado, realizou testes mecânicos de sua pesquisa intitulada: **ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PROTETORES BUCAIS CONFECCIONADOS EM COPOLÍMERO DE ETILENO E ACETATO DE VINILA: MODELO EXPERIMENTAL DE ARCOS DENTAIS OBTIDOS EM EPÓXI**, no laboratório de Materiais do Centro Universitário da FEI – Fundação Educacional Inaciana Pe. Sabóia de Medeiros, sob orientação do Professor Doutor Ricardo Aurélio Costa e com o acompanhamento técnico de Marcos de Oliveira Gentil.

São Bernardo do Campo, 23 de novembro de 2005.

  
Profª Dra. Rivana Basso Fabbri Marino  
Vice-Reitora de Extensão e Atividades Comunitárias

## ANEXO – C Caracterização do copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA)



## ATEC - Lab. de Produto

Solicitação: **CA-196/04**Solicitante: **Tadeu**Cliente: **Gedat**Data: **06.12.04**

## Resultados de Análises

Testes	Unidades	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
MI	g10min	6,2	2,1	2,0
* Teor de VA	%	28,1	19,7	19,5
Pt° de fusão	°C	71,6	84,8	84,4
Pt° de cristalização	°C	55,4	70,2	71,0
Caracterização	-	As amostras apresentaram características de E V A		

Padrões Politeo	Fusão (°C)	Cristalização (°C)	VA (%)	MI central (g/10min)
8019-PE	85,5	69,8	17~21	8,0
1515-PE	89,1	73,3	14~16	1,5
HM-150	80,0	65,7	18~22	150,0
HM-728	70,1	54,0	26~30	6,0
HM-2528	71,6	54,9	26~30	25,0
2017-IN	88,0	72,4	16~18	2,0
0312-SP	96,5	81,2	11~13	0,30
3019-PE	89,0	73,4	17~21	2,5

**OBS.: \* Foi analisada uma amostra tomada como padrão para Teor de VA por Pirólise;**

Analistas : **Edson / Priscila**Responsável: **Humberto Cunha**

Anexo D – Tabelas de medidas dos protetores bucais para esporte usados neste estudo.

<b>Protetores 3mm - Saturados - Pré-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,55	1,71	1,71	1,74	1,85	<b>1,712</b>
<b>1º ME</b>	1,7	1,62	1,69	1,99	1,59	<b>1,718</b>
<b>2º PME</b>	2	1,86	2,22	2,46	2	<b>2,108</b>
<b>1º PME</b>	1,57	1,72	1,77	2,44	1,48	<b>1,796</b>
<b>CAN E</b>	1,42	1,57	1,75	1,76	1,43	<b>1,586</b>
<b>ILE</b>	1,41	1,74	1,74	1,9	1,47	<b>1,652</b>
<b>ICE</b>	1,31	1,43	1,66	1,59	1,26	<b>1,45</b>
<b>2º MD</b>	1,57	1,62	1,76	2,11	1,84	<b>1,78</b>
<b>1º MD</b>	1,55	1,48	1,78	1,84	1,82	<b>1,694</b>
<b>2º PMD</b>	2,5	2,3	2,59	2,5	2,36	<b>2,45</b>
<b>1º PMD</b>	2,22	2,58	2,66	1,67	2,54	<b>2,334</b>
<b>CAN D</b>	1,05	1,4	1,31	1,48	1,31	<b>1,31</b>
<b>ILD</b>	1,23	1,93	1,66	1,73	1,75	<b>1,66</b>
<b>ICD</b>	1,33	1,39	1,66	1,5	1,31	<b>1,438</b>
<b>Médias</b>	<b>1,6007143</b>	<b>1,7392857</b>	<b>1,8542857</b>	<b>1,9078571</b>	<b>1,715</b>	<b>1,763429</b>

<b>Protetores 3mm - Saturados - Pós-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,44	1,5	1,69	1,65	1,42	<b>1,54</b>
<b>1º ME</b>	1,63	1,52	1,66	1,8	1,58	<b>1,638</b>
<b>2º PME</b>	1,91	1,84	2,08	1,63	1,77	<b>1,846</b>
<b>1º PME</b>	1,56	1,64	1,72	1,41	1,46	<b>1,558</b>
<b>CAN E</b>	1,41	1,3	1,58	1,48	1,18	<b>1,39</b>
<b>ILE</b>	1,25	1,56	1,53	1,7	1,42	<b>1,492</b>
<b>ICE</b>	1,11	1,34	1,54	1,47	1,25	<b>1,342</b>
<b>2º MD</b>	1,54	1,58	1,75	1,31	1,71	<b>1,578</b>
<b>1º MD</b>	1,49	1,47	1,64	1,26	1,73	<b>1,518</b>
<b>2º PMD</b>	2,48	2,19	2,48	2,42	2,36	<b>2,386</b>
<b>1º PMD</b>	2,1	2,31	2,49	1,48	1,51	<b>1,978</b>
<b>CAN D</b>	1,01	1,39	1,26	1,45	1,3	<b>1,282</b>
<b>ILD</b>	1,21	1,6	1,6	1,72	1,58	<b>1,542</b>
<b>ICD</b>	1,2	1,36	1,48	1,5	1,25	<b>1,358</b>
<b>Médias</b>	<b>1,5242857</b>	<b>1,6142857</b>	<b>1,75</b>	<b>1,5914286</b>	<b>1,5371429</b>	<b>1,603429</b>

<b>Protetores 4mm - Saturados - Pré-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,99	2,55	2,01	2,25	2,85	<b>2,33</b>
<b>1º ME</b>	2,01	2,28	2,25	2,12	2,92	<b>2,316</b>
<b>2º PME</b>	2,43	2,61	2,66	2,36	2,56	<b>2,524</b>
<b>1º PME</b>	2,04	2,37	2,24	2	2,4	<b>2,21</b>
<b>CAN E</b>	1,8	1,74	2,04	1,89	1,73	<b>1,84</b>
<b>ILE</b>	1,91	2,5	2,13	1,75	2	<b>2,058</b>
<b>ICE</b>	1,64	1,94	2,27	1,71	1,76	<b>1,864</b>
<b>2º MD</b>	2,11	2,48	2,18	2,31	1,86	<b>2,188</b>
<b>1º MD</b>	2	2,47	2,07	2,26	1,89	<b>2,138</b>
<b>2º PMD</b>	3,08	3,33	3,34	3,08	2,44	<b>3,054</b>
<b>1º PMD</b>	3,18	3,32	3,01	2,83	2,77	<b>3,022</b>
<b>CAN D</b>	1,7	2,05	2,04	1,46	1,77	<b>1,804</b>
<b>ILD</b>	1,97	2,69	2,07	1,74	2,01	<b>2,096</b>
<b>ICD</b>	1,6	2	1,69	1,68	1,79	<b>1,752</b>
<b>Médias</b>	<b>2,1042857</b>	<b>2,4521429</b>	<b>2,2857143</b>	<b>2,1028571</b>	<b>2,1964286</b>	<b>2,228286</b>

<b>Protetores 4mm - Saturados - Pós-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,92	2,21	1,97	1,85	1,83	<b>1,993</b>
<b>1º ME</b>	1,99	2,25	2,05	2	1,86	<b>2,03</b>
<b>2º PME</b>	2,36	2,49	2,49	2,35	1,56	<b>2,25</b>
<b>1º PME</b>	2,21	2,28	2,21	2	1,31	<b>2,002</b>
<b>CAN E</b>	1,65	1,7	1,99	1,62	1,68	<b>1,728</b>
<b>ILE</b>	1,91	2,05	2,04	1,74	1,91	<b>1,93</b>
<b>ICE</b>	1,59	1,86	2	1,7	1,74	<b>1,778</b>
<b>2º MD</b>	1,37	2,01	1,9	1,64	1,76	<b>1,736</b>
<b>1º MD</b>	1,24	1,94	1,89	1,64	1,86	<b>1,714</b>
<b>2º PMD</b>	2,7	2,95	2,9	2,69	2,43	<b>2,734</b>
<b>1º PMD</b>	2,9	3,07	2,96	2,7	2,61	<b>2,848</b>
<b>CAN D</b>	1,66	2	1,65	1,41	1,65	<b>1,674</b>
<b>ILD</b>	1,95	2,5	2	1,74	1,97	<b>2,032</b>
<b>ICD</b>	1,6	1,91	1,59	1,63	1,68	<b>1,682</b>
<b>Médias</b>	<b>1,9321429</b>	<b>2,23</b>	<b>2,1171429</b>	<b>1,9078571</b>	<b>1,8464286</b>	<b>2,009357</b>

<b>Protetores 3mm - Secos - Pré-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,4	1,83	1,98	2	1,79	<b>1,8</b>
<b>1º ME</b>	1,71	1,99	1,6	1,77	1,85	<b>1,784</b>
<b>2º PME</b>	2,23	2,31	2,26	2,13	2,36	<b>2,258</b>
<b>1º PME</b>	2,03	2,32	2,15	1,96	2,11	<b>2,114</b>
<b>CAN E</b>	1,58	1,67	1,37	1,63	1,45	<b>1,54</b>
<b>ILE</b>	1,69	1,92	1,54	1,58	1,81	<b>1,708</b>
<b>ICE</b>	1,52	1,64	1,48	1,54	1,74	<b>1,584</b>
<b>2º MD</b>	1,6	2,02	1,62	1,69	1,98	<b>1,782</b>
<b>1º MD</b>	1,7	1,97	1,6	1,67	1,85	<b>1,758</b>
<b>2º PMD</b>	2,37	2,57	2,34	2,7	2,29	<b>2,454</b>
<b>1º PMD</b>	2,39	2,44	2,49	2,3	2,63	<b>2,45</b>
<b>CAN D</b>	1,28	1,74	1,18	1,23	1,34	<b>1,354</b>
<b>ILD</b>	1,58	2,08	1,45	1,6	1,77	<b>1,696</b>
<b>ICD</b>	1,5	1,41	1,57	1,7	1,57	<b>1,55</b>
<b>Médias</b>	<b>1,7557143</b>	<b>1,9935714</b>	<b>1,7592857</b>	<b>1,8214286</b>	<b>1,8957143</b>	<b>1,845143</b>

<b>Protetores 3mm - Secos - Pós-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,3	1,75	1,56	1,58	1,75	<b>1,588</b>
<b>1º ME</b>	1,54	1,97	1,6	1,66	1,85	<b>1,724</b>
<b>2º PME</b>	2,06	2,3	1,83	2,08	1,93	<b>2,04</b>
<b>1º PME</b>	1,84	2,15	1,58	1,65	1,71	<b>1,786</b>
<b>CAN E</b>	1,47	1,51	1,36	1,58	1,44	<b>1,472</b>
<b>ILE</b>	1,56	1,84	1,41	1,57	1,65	<b>1,606</b>
<b>ICE</b>	1,45	1,55	1,37	1,48	1,46	<b>1,462</b>
<b>2º MD</b>	1,54	1,69	1,6	1,61	1,75	<b>1,638</b>
<b>1º MD</b>	1,62	1,59	1,56	1,65	1,74	<b>1,632</b>
<b>2º PMD</b>	2,3	2,52	2,27	2,2	2,26	<b>2,31</b>
<b>1º PMD</b>	2,28	2,37	2,3	2,27	2,53	<b>2,35</b>
<b>CAN D</b>	1,2	1,57	1,17	1,19	1,31	<b>1,288</b>
<b>ILD</b>	1,42	1,89	1,42	1,49	1,68	<b>1,58</b>
<b>ICD</b>	1,49	1,4	1,55	1,4	1,39	<b>1,446</b>
<b>Médias</b>	<b>1,6478571</b>	<b>1,8642857</b>	<b>1,6128571</b>	<b>1,6721429</b>	<b>1,7464286</b>	<b>1,708714</b>

<b>Protetores 4mm - Secos - Pré-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot.1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	2,09	2,1	2,06	2,25	2,12	<b>2,124</b>
<b>1º ME</b>	2,21	2,39	2,01	2,26	2,24	<b>2,222</b>
<b>2º PME</b>	2,64	2,66	2,99	2,59	2,46	<b>2,668</b>
<b>1º PME</b>	2,64	2,35	2,34	2,44	2,1	<b>2,374</b>
<b>CAN E</b>	2,18	1,93	1,85	1,72	1,91	<b>1,918</b>
<b>ILE</b>	2,05	1,91	2,16	2	2,16	<b>2,056</b>
<b>ICE</b>	2	1,97	1,95	1,82	1,87	<b>1,922</b>
<b>2º MD</b>	1,87	2,03	2,2	2,35	2,44	<b>2,178</b>
<b>1º MD</b>	2	2,25	2,4	2,26	2,31	<b>2,244</b>
<b>2º PMD</b>	2,83	3,05	3,04	3,06	3,36	<b>3,068</b>
<b>1º PMD</b>	3,28	3,5	3,08	3,15	3,23	<b>3,248</b>
<b>CAN D</b>	1,87	1,98	2,01	1,8	1,97	<b>1,926</b>
<b>ILD</b>	2,44	2,23	2,52	2,4	2,47	<b>2,412</b>
<b>ICD</b>	2	1,8	1,88	1,72	1,87	<b>1,854</b>
<b>Médias</b>	<b>2,2928571</b>	<b>2,2964286</b>	<b>2,3207143</b>	<b>2,2728571</b>	<b>2,3221429</b>	<b>2,301</b>

<b>Protetores 4mm - Secos - Pós-Compressão 22°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot.1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	2,19	2,04	1,96	2,19	1,9	<b>2,056</b>
<b>1º ME</b>	2,2	2,27	1,98	2,15	2,08	<b>2,136</b>
<b>2º PME</b>	2,59	2,62	2,18	2,58	2,34	<b>2,462</b>
<b>1º PME</b>	2,54	2,16	2,04	2,09	2,03	<b>2,172</b>
<b>CAN E</b>	1,84	1,58	1,83	1,6	1,71	<b>1,712</b>
<b>ILE</b>	2,04	1,81	2,11	1,99	1,87	<b>1,964</b>
<b>ICE</b>	1,94	1,58	1,9	1,73	1,86	<b>1,802</b>
<b>2º MD</b>	1,25	1,4	1,7	1,83	2,32	<b>1,7</b>
<b>1º MD</b>	1,48	1,6	1,7	1,56	2,26	<b>1,72</b>
<b>2º PMD</b>	1,52	2,74	2,66	2,92	3,05	<b>2,578</b>
<b>1º PMD</b>	2,74	2,98	2,67	3,15	3,21	<b>2,95</b>
<b>CAN D</b>	1,82	1,71	1,91	1,71	1,96	<b>1,822</b>
<b>ILD</b>	2,16	2,08	2,36	2,31	2,33	<b>2,248</b>
<b>ICD</b>	1,93	1,57	1,87	1,68	1,81	<b>1,772</b>
<b>Médias</b>	<b>2,0171429</b>	<b>2,01</b>	<b>2,0621429</b>	<b>2,1064286</b>	<b>2,195</b>	<b>2,078143</b>

<b>Protetores Secos - 3mm - Pré-Compressão - 37°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,73	1,56	1,7	1,33	1,98	<b>1,66</b>
<b>1º ME</b>	1,86	1,68	1,62	1,78	1,83	<b>1,754</b>
<b>2º PME</b>	1,91	2,29	2,07	2,06	2,17	<b>2,1</b>
<b>1º PME</b>	1,78	1,78	2,35	2,21	1,96	<b>2,016</b>
<b>CAN E</b>	1,53	1,45	1,57	1,71	1,52	<b>1,556</b>
<b>ILE</b>	1,56	1,65	1,56	1,7	1,68	<b>1,63</b>
<b>ICE</b>	1,5	1,45	1,41	1,46	1,46	<b>1,456</b>
<b>2º MD</b>	1,74	1,72	1,84	1,77	1,99	<b>1,812</b>
<b>1º MD</b>	1,53	1,45	1,56	1,76	1,83	<b>1,626</b>
<b>2º PMD</b>	2,3	1,83	2,25	2,34	2,65	<b>2,274</b>
<b>1º PMD</b>	2,66	1,69	2,6	2,71	2,76	<b>2,484</b>
<b>CAN D</b>	1,45	1,63	1,4	1,34	1,4	<b>1,444</b>
<b>ILD</b>	1,71	1,69	1,77	1,58	1,6	<b>1,67</b>
<b>ICD</b>	1,58	1,45	1,34	1,41	1,4	<b>1,436</b>
<b>Médias</b>	<b>1,7742857</b>	<b>1,6657143</b>	<b>1,7885714</b>	<b>1,7971429</b>	<b>1,8735714</b>	<b>1,7798571</b>

<b>Protetores Secos - 3mm - Pós-Compressão - 37°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,73	1,56	1,7	1,32	1,98	<b>1,658</b>
<b>1º ME</b>	1,86	1,69	1,61	1,79	1,84	<b>1,758</b>
<b>2º PME</b>	1,91	2,3	2,07	2,05	2,18	<b>2,102</b>
<b>1º PME</b>	1,78	1,78	2,34	2,21	1,95	<b>2,012</b>
<b>CAN E</b>	1,53	1,45	1,56	1,71	1,51	<b>1,552</b>
<b>ILE</b>	1,56	1,65	1,57	1,7	1,68	<b>1,632</b>
<b>ICE</b>	1,5	1,45	1,4	1,46	1,46	<b>1,454</b>
<b>2º MD</b>	1,74	1,71	1,85	1,77	1,99	<b>1,812</b>
<b>1º MD</b>	1,53	1,44	1,56	1,75	1,82	<b>1,62</b>
<b>2º PMD</b>	2,3	1,82	2,25	2,35	2,65	<b>2,274</b>
<b>1º PMD</b>	2,66	1,68	2,6	2,7	2,77	<b>2,482</b>
<b>CAN D</b>	1,45	1,63	1,4	1,35	1,41	<b>1,448</b>
<b>ILD</b>	1,71	1,69	1,78	1,59	1,6	<b>1,674</b>
<b>ICD</b>	1,58	1,45	1,34	1,4	1,4	<b>1,434</b>
<b>Médias</b>	<b>1,7742857</b>	<b>1,6642857</b>	<b>1,7878571</b>	<b>1,7964286</b>	<b>1,8742857</b>	<b>1,7794286</b>

<b>Protetores 4mm Secos - Pré-Compressão - 37°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,83	1,64	2,07	1,85	2,62	2,002
<b>1º ME</b>	1,93	1,94	1,92	1,92	2,3	2,002
<b>2º PME</b>	2,32	2,22	2,35	2,19	2,8	2,376
<b>1º PME</b>	2,14	1,93	2,4	2,39	2,47	2,266
<b>CAN E</b>	1,54	2,01	1,75	2,05	1,8	1,83
<b>ILE</b>	1,77	1,64	2,09	1,95	1,99	1,888
<b>ICE</b>	1,55	1,8	2,31	1,85	1,72	1,846
<b>2º MD</b>	2,06	1,95	1,86	1,78	2,27	1,984
<b>1º MD</b>	2,27	2,33	2,74	1,72	2,13	2,238
<b>2º PMD</b>	2,91	3,19	2,98	2,25	2,91	2,848
<b>1º PMD</b>	3,07	2,3	3,03	2,19	3,01	2,72
<b>CAN D</b>	1,7	1,42	1,95	2,08	1,88	1,806
<b>ILD</b>	1,85	1,89	2,24	2,54	2,36	2,176
<b>ICD</b>	1,53	1,72	1,98	1,86	1,79	1,776
<b>Médias</b>	2,0335714	1,9985714	2,2621429	2,0442857	2,2892857	<b>2,1255714</b>

<b>Protetores Secos - 4mm - Pós-Compressão - 37°C</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2º ME</b>	1,78	1,5	1,9	1,71	2,24	<b>1,826</b>
<b>1º ME</b>	1,9	1,72	1,9	1,79	1,99	<b>1,86</b>
<b>2º PME</b>	2,25	2,16	2,32	2,24	2,74	<b>2,342</b>
<b>1º PME</b>	1,99	1,83	2,29	2,21	2,4	<b>2,144</b>
<b>CAN E</b>	1,45	1,9	1,73	1,79	1,78	<b>1,73</b>
<b>ILE</b>	1,7	1,63	2,01	1,89	1,93	<b>1,832</b>
<b>ICE</b>	1,63	1,69	2	1,79	1,63	<b>1,748</b>
<b>2º MD</b>	1,87	1,6	1,85	1,47	1,7	<b>1,698</b>
<b>1º MD</b>	1,69	1,62	2,25	1,42	1,8	<b>1,756</b>
<b>2º PMD</b>	2,59	2,71	2,88	2,25	2,76	<b>2,638</b>
<b>1º PMD</b>	2,65	1,87	1,94	3,09	2,8	<b>2,47</b>
<b>CAN D</b>	1,62	1,42	1,95	1,9	1,84	<b>1,746</b>
<b>ILD</b>	1,83	1,89	1,23	2,2	2,08	<b>1,846</b>
<b>ICD</b>	1,51	1,71	1,96	1,84	1,72	<b>1,748</b>
<b>Médias</b>	<b>1,89</b>	<b>1,8035714</b>	<b>2,015</b>	<b>1,9707143</b>	<b>2,1007143</b>	<b>1,956</b>



<b>Protetores Saturados - 3mm - Pré Compressão 37°</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2° ME</b>	2,9	1,6	1,52	1,88	1,52	<b>1,884</b>
<b>1° ME</b>	2,89	1,69	1,65	1,97	1,49	<b>1,938</b>
<b>2° PME</b>	2,4	2,05	2,03	2,2	1,82	<b>2,1</b>
<b>1° PME</b>	2,2	1,85	1,74	2,32	1,78	<b>1,978</b>
<b>CAN E</b>	1,49	1,41	1,3	1,4	1,43	<b>1,406</b>
<b>ILE</b>	1,79	1,72	1,42	1,73	1,64	<b>1,66</b>
<b>ICE</b>	1,65	1,52	1,42	1,77	1,37	<b>1,546</b>
<b>2° MD</b>	2,27	1,44	1,72	2,37	2,66	<b>2,092</b>
<b>1° MD</b>	2,9	1,8	1,48	2,15	2,7	<b>2,206</b>
<b>2° PMD</b>	2,89	1,4	2,41	2,94	2,49	<b>2,426</b>
<b>1° PMD</b>	2,92	2,4	2,6	2,83	2,85	<b>2,72</b>
<b>CAN D</b>	1,4	1,6	1,2	1,54	1,36	<b>1,42</b>
<b>ILD</b>	1,83	1,8	1,62	2,12	1,63	<b>1,8</b>
<b>ICD</b>	1,46	1,9	1,45	1,8	1,36	<b>1,594</b>
<b>Médias</b>	<b>2,2135714</b>	<b>1,7271429</b>	<b>1,6828571</b>	<b>2,0728571</b>	<b>1,8642857</b>	<b>1,9121429</b>

<b>Protetores Saturados - 3mm - Pós Compressão 37°</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2° ME</b>	1,94	1,51	1,47	1,8	1,43	<b>1,63</b>
<b>1° ME</b>	1,92	1,46	1,64	2,04	1,4	<b>1,692</b>
<b>2° PME</b>	2,27	2,01	2,02	2,15	1,75	<b>2,04</b>
<b>1° PME</b>	2,07	1,7	1,74	1,99	1,5	<b>1,8</b>
<b>CAN E</b>	1,5	1,38	1,2	1,42	1,4	<b>1,38</b>
<b>ILE</b>	1,75	1,7	1,38	1,6	1,6	<b>1,606</b>
<b>ICE</b>	1,57	1,5	1,36	1,63	1,35	<b>1,482</b>
<b>2° MD</b>	1,95	1,33	1,28	1,35	1,55	<b>1,492</b>
<b>1° MD</b>	1,67	1,2	0,85	1,57	1,09	<b>1,276</b>
<b>2° PMD</b>	2,05	1,93	1,83	2,35	1,85	<b>2,002</b>
<b>1° PMD</b>	2,87	2,08	1,9	2,3	2,3	<b>2,29</b>
<b>CAN D</b>	1,32	1,4	1,12	1,48	1,34	<b>1,332</b>
<b>ILD</b>	1,78	1,75	1,5	2	1,61	<b>1,728</b>
<b>ICD</b>	1,46	1,46	1,41	1,75	1,31	<b>1,478</b>
<b>Médias</b>	<b>1,8657143</b>	<b>1,6007143</b>	<b>1,4785714</b>	<b>1,8164286</b>	<b>1,5342857</b>	<b>1,6591429</b>

<b>Protetores Saturados - 4mm - Pré Compressão 37°</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2° ME</b>	2,4	2,44	1,98	1,92	1,53	<b>2,054</b>
<b>1° ME</b>	2,03	2,15	1,87	1,58	1,48	<b>1,822</b>
<b>2° PME</b>	2,4	2,57	2,41	2,04	2,13	<b>2,31</b>
<b>1° PME</b>	2,38	2,53	2,38	1,7	1,68	<b>2,134</b>
<b>CAN E</b>	1,72	1,91	1,2	1,41	1,28	<b>1,504</b>
<b>ILE</b>	1,99	2,15	1,46	1,57	1,4	<b>1,714</b>
<b>ICE</b>	1,73	1,9	1,89	1,54	1,41	<b>1,694</b>
<b>2° MD</b>	2,12	2,24	2,54	1,79	2,61	<b>2,26</b>
<b>1° MD</b>	1,90	2,56	2,37	2,61	2,25	<b>2,4475</b>
<b>2° PMD</b>	3,71	3,42	3,22	2,48	3,2	<b>3,206</b>
<b>1° PMD</b>	3,28	3,44	3,31	2,83	3,49	<b>3,27</b>
<b>CAN D</b>	1,67	1,8	1,64	1,2	1,81	<b>1,624</b>
<b>ILD</b>	2,16	2,71	1,83	1,5	2,27	<b>2,094</b>
<b>ICD</b>	1,83	1,88	1,82	1,43	1,57	<b>1,706</b>
<b>Médias</b>	<b>2,2630769</b>	<b>2,4071429</b>	<b>2,1371429</b>	<b>1,8285714</b>	<b>2,0078571</b>	<b>2,1313929</b>

<b>Protetores Saturados - 4mm - Pós Compressão 37°</b>						
<b>Dentes</b>	<b>prot. 1</b>	<b>prot. 2</b>	<b>prot. 3</b>	<b>prot. 4</b>	<b>prot. 5</b>	<b>Médias</b>
<b>2° ME</b>	1,85	2,02	1,85	1,46	1,41	<b>1,718</b>
<b>1° ME</b>	1,84	1,95	1,82	1,36	1,23	<b>1,64</b>
<b>2° PME</b>	2,39	2,49	2,57	2	1,9	<b>2,27</b>
<b>1° PME</b>	2,19	2,28	2,22	1,65	1,6	<b>1,988</b>
<b>CAN E</b>	1,7	1,85	0,85	1,3	0,6	<b>1,26</b>
<b>ILE</b>	1,98	2,1	1,4	1,48	1,35	<b>1,662</b>
<b>ICE</b>	1,7	1,82	1,8	1,49	1,36	<b>1,634</b>
<b>2° MD</b>	1,51	1,25	1,63	1,1	1,93	<b>1,484</b>
<b>1° MD</b>	1	1,43	1,43	1	1,75	<b>1,322</b>
<b>2° PMD</b>	2,38	2,6	2,9	2,2	2,75	<b>2,566</b>
<b>1° PMD</b>	2,34	2,8	3	2,09	2,9	<b>2,626</b>
<b>CAN D</b>	1,53	1,78	1,6	1,12	1,6	<b>1,526</b>
<b>ILD</b>	2,12	2,49	1,83	1,56	2,2	<b>2,04</b>
<b>ICD</b>	1,81	1,85	1,8	1,48	1,54	<b>1,696</b>
<b>Médias</b>	<b>1,8814286</b>	<b>2,0507143</b>	<b>1,9071429</b>	<b>1,5207143</b>	<b>1,7228571</b>	<b>1,8165714</b>

