

Universidade de São Paulo
Instituto de Física

Interferometria Holográfica Aplicada à Odontologia

Dissertação apresentada para
cumprimento das exigências para
obtenção de título de mestre em ciências

Luís Roberto Batista

Prof. Dr. Mikiya Muramatsu (Orientador)

São Paulo
Abril / 2003

INSTITUTO DE FÍSICA

Serviço de Biblioteca e Informação

Tombo: 3836

ex. 1

SBI-IFUSP



305M810T3836

def. 11/04

B 3333i

M

ex. 1

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Batista, Luis Roberto

Interferometria Holografica Aplicada a Odontologia.
São Paulo, 2003.

Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo
Instituto de Física. Departamento de Física Geral

Orientador: Prof. Dr. Mikiya Muramatsu
Área de Concentração: Ótica

Unitermos: 1. Interferometria;
2. Holografia; 3. Ensaio não Destrutivo.

USP/IF/SBI-027/2003

282
ex. 1

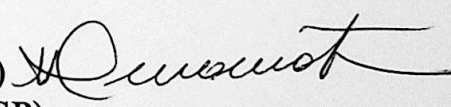
Universidade de São Paulo
Instituto de Física

Interferometria Holográfica Aplicada à Odontologia

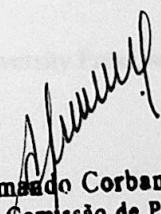
Dissertação apresentada para
cumprimento das exigências para
obtenção de título de mestre em ciências

Luís Roberto Batista

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Mikiya Muramatsu (Orientador) 
Prof. Dr. Said Rahnamaye Rabbani (IFUSP)
Prof. Dr. Matsuyoshi Mori (FOUSP)

São Paulo
Abril / 2003


Prof. Armando Corbani Ferraz
Presidente da Comissão de Pós Graduação

"We all *know* what light is; but it is not easy
to *tell* what it is."

"Todos nós *sabemos* o que é luz; mas não é
fácil *dizer* o que ela é."

¹ "Todos nós *sabemos* o que é luz; mas não é fácil *dizer* o que ela é."

Samuel Johnson, do Vol. 3 de Vida de Boswell.

Citado em *The Quantum Theory of Light*, de Rodney Loudon, Oxford University Press, segunda edição, 1983.

Aos meus pais Pedro e Maria que mesmo sem saber o significado da palavra conhecimento me ensinaram a essência dela.

Ao meu irmão Tadeu que não me ajudou mas tenho certeza que esta na torcida para que eu consiga realizar meus desejos.

À Pós graduanda Natália Eiko Maruyama, pois, sem ela parte deste trabalho não existiria.

Agradecimentos

Ao Professor **Mikiya Muramatsu** pela total liberdade dada a mim para execução desse trabalho.

À Professora doutora **Tomie Nakakuki de Campos** pela Oportunidade de trocas de idéias e conhecimentos da Odontologia.

Ao Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**, um amigo que me mostrou qual o significado de "Universidade iterativa"

Ao Prof. Dr. **Edilson Hiroshi Tamai**, do Departamento de Engenharia Mecânica da EPUSP, pela elaboração do projeto do dispositivo de fixação da mandíbula.

Aos colegas do Laboratório de Óptica que me ajudaram a realizar este trabalho

Aos Colegas da Faculdade de Odontologia

Aos amigos **Zé, Moto**, pelas ajudas nas discussões, sugestões apoio e amizade.

Ao Pós graduando **José Eduardo Chorres**, pela paciência e solícitude oferecidos no processamento das imagens e na obtenção dos gráficos.

Ao Prof. da Universidade de La Plata Argentina **Hector Rabal** pelas orientações, discussões e pelas grandes sugestões.

Ao Prof. da Faculdade de Tecnologia de São Paulo **Eduardo Barbosa** pelo empréstimo de materiais

Aos senhores **Marcelino Alves e Rubens D. Forcemo** pela dedicação profissional na construção de dispositivos e mais ainda por fazerem da oficina um ambiente de trabalho sempre agradável e divertido.

Às secretarias do Departamento de Física Geral **Dirce K Narimatsu de Almeida e Ivone Vantini** pelo auxílio rápido e eficiente.

Aos meus amigos **Gelio Ukita André Fábio** que me acompanharam muito tempo nos bons tempos de juventude.

Resumo

O método da interferometria holográfica vem sendo extensivamente utilizado em várias áreas da odontologia. Pesquisas envolvendo tecido ósseo, têm empregado o crânio humano macerado como modelo experimental, devido à dificuldade de obtenção e manipulação de peças anatômicas humanas frescas. Frente ao questionamento da diversidade de comportamento do tecido ósseo nas condições seca e úmida, esta pesquisa objetivou avaliar, pelo método da Interferometria holográfica de dupla exposição, a transmissão de tensões em mandíbulas de cães, nas condições: frescas, fixadas em solução de formol e maceradas. As mandíbulas foram posicionadas num dispositivo especialmente projetado para manter a constância da força (ponto de aplicação, intensidade, direção e sentido) e possibilitar o reposicionamento da hemi-mandíbula na posição original, após o processo de fixação ou maceração. Depois, as hemi-mandíbulas retornaram ao dispositivo, sendo submetidas a mesma força inicial e, dessa forma, obtiveram-se os respectivos hologramas. A análise dos hologramas revelou que as hemimandíbulas frescas transmitiram menos tensão que as hemimandíbulas fixadas e maceradas. Os hologramas sugerem que a presença do ligamento periodontal nas amostras frescas fez com que o dente e o osso se comportassem como estruturas distintas, enquanto que nas amostras fixadas e maceradas, o osso e o dente comportaram-se como um corpo rígido. As hemi-mandíbulas maceradas e fixadas sofreram maior torção durante o deslocamento do que as hemi-mandíbulas frescas. Outro trabalho teve como objetivo o estudo das áreas de distribuição das forças induzidas pelo aparelho de expansão rápida da maxila sobre as estruturas dento- crânio faciais. As reações ósseas iniciais foram analisadas por meio da técnica de interferometria holográfica. O arranjo experimental foi montado para obter-se, simultaneamente, um holograma frontal e outro lateral, a fim de se observar a distribuição de franjas em ambas as vistas do crânio. Houve mudança de direção das franjas após a passagem pelas suturas, que unem os ossos da face. Em algumas tomadas o padrão de franjas foi assimétrico entre as hemi-maxilas, após ativação do parafuso expansor, que liberou força na região dos primeiros premolares e primeiros molares. As ativações do parafuso expansor geraram forças de deslocamento em várias estruturas crânio- faciais, como o arco dentário superior e os ossos maxilar, frontais, temporais, nasais, zigomáticos e assoalho das órbitas. As deformações foram encontradas como sendo menores nos ossos mais distantes do ponto de ativação do aparelho.

Abstract

The holographic interferometric method has been extensively used in many fields of Dentistry. Researches involving bone tissues have utilized macerated human cranium as experimental model because it is hard to get and manipulate fresh human anatomic parts. Because bone tissue behaves in different ways according to dry or humid conditions, this research intended to evaluate stress transmission in dog mandible through holographic interferometric double exposition method, in such conditions: fresh, formalin fixed and macerated. The mandibles were positioned in a device especially projected to maintain the constancy of the applicable force (specific point, intensity, direction and sense) and to make possible the reposition of the hemi-mandible to its original position, after the fixation and maceration process. Holograms were obtained from the twelve fresh hemi-mandibles (postmortem) under static loading. Later, the hemi-mandibles were taken back to the device, being submitted to the same force applied initially and the respective holograms were obtained. The analysis of the holograms revealed that the fresh hemi-mandibles transmitted less tension than the fixed and macerated ones. Holograms suggest that the presence of periodontal ligament in the fresh samples made the tooth and bone behave as distinct structures, while the fixed and macerated samples, bone and teeth behave as a rigid body. The macerated and fixed hemi-mandibles suffered more torsion during displacement than the fresh ones. Also we studied some of the main effects of the rapid expansion appliance the experiments were performed on a dried human skull. The analysis made about fringes patterns on the surface of skull and dental structures; those fringes were produced by rapid expansion appliance. The reaction of bone was made using technique of the double-exposure holographic interferometry is a non-destructive method. The experimental set was made to get two holograms at same time, to view a distribution of fringe at both view of skull. The fringe direction change after through by suture. Same hologram plates, the fringe pattern were Asymetrix between hemi - maxilla after activation of screw. The deformation was find less on the bone more distant of force application point. Moreover, major deformation patterns could be observed in inner hard structures of the skull base when applying orthopedic force.

Índice

Capítulo 1	
Introdução	1..
Capítulo 2	
Holografia	4.
2.1 A Holografia Interferométrica.....	5
Capítulo 3	
Formação das franjas de interferência	7
3.1 Ordens de Franja.....	9
3.2 Sensibilidade e Resolução.....	10
3.3 Determinação dos Deslocamentos	12
3.4 Método para Deslocamento unidirecional (1D)	13
Capítulo 4	
Avaliação dos deslocamentos.....	15
4.1. Descrição do método utilizado	15
4.2. Equação para a interpretação das Franjas.....	21
Capítulo 5	
Montagem experimental.....	23
5.1 O procedimento para obtenção dos hologramas	23
5.2 Descrição dos arranjos Experimentais.....	23
5.3 Dispositivos de fixação da mandíbula.....	24
5.4 Arranjo experimental da mandíbula.....	24
5.5 Arranjo experimental do Crânio.....	26
Capítulo 6	
Procedimento e Análise.....	27
6.1. Análise do crânio submetido a carregamento.....	27
6.2 Obtenção das mandíbulas	28
6.3 Procedimento para obtenção dos hologramas	29

Capítulo 7

Resultados.....	32
7.1 Crânio.....	32
7.2 Mandíbula.....	33
7.3 Resultados Mandíbulas	33

Capítulo 8

Discussão e Conclusões.....	47
8.1. Crânio.....	47
8.2 Mandíbula.....	48
Perspectivas.....	53

Referências.....	54
------------------	----

Anexo 1.....	I.
--------------	----

Capítulo 1

Introdução

A técnica holográfica possibilita o registro e reconstrução das imagens de tal modo que o aspecto tridimensional do objeto pode ser retido e registrado na forma de holograma [1] [2], além de permitir a visualização e mapeamento da distribuição das forças geradas pelos aparelhos ortodônticos e ortopédicos sobre os dentes, maxila e ossos adjacentes [12] [14].

O complexo maxilo - mandibular caracteriza-se por um conjunto de estruturas esqueléticas, dentárias e neuro-musculares que em harmonia, é regido por princípios físicos estáticos e dinâmicos. O rompimento desse equilíbrio, seja de origem genética ou ambiental, proporciona vários tipos de maloclusões [26] (tipos de mordidas). Dentre estas maloclusões encontra-se a atresia transversal da maxila, geralmente corrigida por meio da expansão rápida.[24]

A técnica de separação da sutura palatina mediana, com subsequente expansão do palato para se obter maior largura dos arcos maxilares não é recente, tendo seu início com ANGELL [37] , em 1860, quando descreveu um aparelho com um parafuso colocado transversalmente à maxila.

A abertura da sutura palatina mediana ocorre às custas da ação de forças transversais pesadas, surgindo um diastema entre os incisivos centrais superiores, alargamento do teto da cavidade bucal e assoalho nasal, sendo que este último permite maior facilidade na respiração do paciente. A separação dos processos maxilares também é acompanhada de expansão da arçãda dentária superior; inclinação lateral do processo alveolar com vestibularização dos dentes posteriores; movimentação da maxila

para frente e para baixo; separação da sutura em forma de cunha com vértice voltado para a cavidade nasal e no sentido ântero-posterior a separação é maior na região anterior ou entre o lado direito e esquerdo; ocorre abaixamento ou achatamento da abóbada palatina; abertura da mordida durante o processo de abertura da sutura; entre outras alterações.

O crescimento nesta sutura é um importante mecanismo para o alargamento normal do arco, que continua na maioria das crianças até o final da adolescência e depois cessa Proffit [41].

A expansão ortopédica da maxila, por meio da expansão rápida, é uma técnica de tratamento comumente utilizada, que se tornou muito popular durante os últimos 25 anos Chang JY [45], e tem sido estudada extensivamente por diversos autores, principalmente por meio de métodos como telerradiografias, modelos e fotografias.

Nos últimos anos a técnica de interferometria holográfica tem sido largamente utilizada na pesquisa odontológica, pois a aplicação destes métodos, especialmente a técnica de dupla exposição, fornece o deslocamento de toda a superfície do objeto em estudo com precisão e rapidez [18].

A técnica holográfica possibilita o registro e reconstrução das imagens de tal modo que o aspecto tridimensional do objeto pode ser retido e registrado na forma de holograma [19] [21], além de permitir a visualização e mapeamento da distribuição das forças geradas pelos aparelhos ortodônticos e ortopédicos sobre os dentes, maxila e ossos adjacentes.

Tendo em vista que as pesquisas sobre os aparelhos de expansão rápida da maxila são realizadas, basicamente, por meio de telerradiografias em norma lateral e frontal, não definindo portanto as áreas de liberação de força nas estruturas adjacentes aos elementos suportes, este experimento foi realizado utilizando-se a técnica de interferometria holográfica, devido à sua alta precisão na detecção das reações ósseas iniciais e pequenos deslocamentos durante a aplicação de forças ortodônticas e ortopédicas. Por esta razão este método foi escolhido na presente investigação.

O propósito deste estudo foi analisar as áreas de distribuição de tensões promovidas pelo aparelho de expansão rápida da maxila. Além de estudar a relação entre o deslocamento ocorrido pelos pontos analisados no crânio e a força aplicada.

Uma segunda parte deste trabalho foi dedicada ao estudo da transmissão de tensões em mandíbulas de cães, nas condições: frescas, maceradas e fixadas em solução de formol .

Varios métodos são utilizados para pesquisar as tensões geradas nos dentes, no periodonto, em restaurações e implantes e no tecido ósseo, dentre eles o método de elementos finitos e fotoelasticidade, apesar da desvantagem de usar modelos virtuais ou artificiais estes são de grande valia para analisar o comportamento das estruturas internas.

A principal vantagem da interferometria holografica, é a execução do teste no próprio corpo em estudo, não havendo necessidade da criação de modelos. A precisão, e seu caráter não destrutivo, ou seja, a integridade da amostra é preservada, justificam o interesse no seu desenvolvimento. Acredita-se que os resultados se aproxima mais de uma situação real.

Capítulo 2

Holografia

O que é um holograma?

Para os físicos, holograma é uma estrutura complexa, resultado da interação de dois feixes de luz coerente que são mutuamente correlacionados, na forma de padrão microscópico de franjas interferentes. Para o leigo informado, é uma lâmina ou filme fotográfico que foi exposto ao laser e processado de tal forma que quando iluminado apropriadamente produz uma imagem tridimensional. Pessoas menos informadas freqüentemente chegam a pensar do holograma como algum tipo de imagem tridimensional. Certamente, ambas holografia e fotografia usam filme ou lâminas fotográficas, mas isso é tudo o que eles têm em comum. A diferença mais importante está no modo em que a imagem é produzida. A natureza da imagem óptica produzida pela lente da câmera pode ser descrita acuradamente usando-se geometria simples ou modelo de raios para o comportamento da luz, entretanto a imagem holográfica não pode ser descrita por modelo de raios. Sua existência depende da difração e interferência, que são fenômenos ondulatórios. (Anexo1) A fotografia existe há muito tempo, mais de um século e meio; já a holografia, na forma em que é conhecida, existe há pouco menos de quatro décadas. A holografia, um processo de gravação e projeção de imagens, permitindo a reconstrução de uma cena em três dimensões, foi inventada por Dennis Gabor a meio século, [1] um húngaro que publicou a descrição de um fenômeno óptico que combinava com perfeição os fenômenos da interferência e da difração na reconstrução de ondas. O trabalho foi motivado pela procura de uma solução às limitações impostas pelo uso de lentes na microscopia eletrônica, e não teve êxito para o seu propósito original, permanecendo pouco desenvolvido e sem aplicação prática durante muitos anos. Na época não existiam fontes de luz coerentes, como a do raio laser, nem filme fotográfico capaz de gravar imagens de alta resolução.[3] Mesmo assim, Dr. Gabor

conseguiu obter alguns hologramas usando uma lâmpada de mercúrio filtrada.[3] As imagens tinham pouco paralaxe, mas mostravam que na prática sua teoria funcionava.

Com a invenção do laser em 1960, dois engenheiros, Emmett Leith e Yuris Upatnieks na Universidade de Michigan, produziram as primeiras holografias a LASER em 1962.[5] Desde então, a holografia vem progredindo imensamente. Nos fins da década de 60, a óptica aparece cheia de trabalhos tratando diretamente do seu invento. Lloyd Cross, um pesquisador que trabalhava junto a Leith & Upatnieks, [6] fundou a Escola de Holografia em São Francisco, e ensinou a milhares de pessoas como fazer holografia e equipamento óptico utilizando material barato de sucata. Começaram, então, a surgir “artistas holográficos”, e essa nova e poderosa forma de arte começou a se espalhar pela Califórnia e pelo mundo. Devido a versatilidade do processo, cada artista desenvolveu um estilo próprio, e portanto técnicas próprias. Cross também foi o inventor da holografia tipo multiplex, (sua mais conhecida obra, “O Beijo” é considerado a “Monalisa” da holografia). Stephen Bentom, da Polaroid, é o responsável pela invenção da Holografia Espectral, e o Dr. T. J. Jeong, de Lake Forest College, criou o holograma de 360° , permitindo a gravação completa de um objeto sobre um eixo.

2.1 A Holografia Interferométrica

Somente a partir de 1963, após o advento do LASER, os primeiros trabalhos práticos envolvendo aplicações da holografia começaram a surgir . Desde então, a holografia interferométrica tem sido usada como uma importante ferramenta em vários campos da mecânica experimental: [16] [17] [18].

- medição de micro deslocamentos
- -medição de deformações mecânicas
- análise experimental de tensões-
- determinação do fator de intensificação de tensões deformações
- determinação de propriedades dos materiais
- mecânica da fratura
- determinação de modos e amplitudes de vibrações
- controle de qualidade .

E por fim o método da interferometria holográfica vem sendo extensivamente utilizado em várias áreas da odontologia, medicina e áreas afins. Pesquisas envolvendo tecido ósseo, têm empregado o crânio humano macerado como modelo experimental. A

análise de um problema por meio da holografia interferométrica consiste na interpretação do mapa de franjas resultante da interferência entre duas particulares frentes de onda. Ambas originam-se de um mesmo corpo, porém correspondem a um estado de deformação e/ou posicionamento geométrico distinto. Como resultado da holografia interferométrica, deseja-se determinar o campo de deslocamentos sofrido pelo corpo quando este passa de um estado ao outro.

Qualitativamente, a interpretação do mapa de franjas é relativamente simples e direta. [10]. Por ser uma técnica de campo completo - caracterizada por reunir informações acerca do comportamento de todos os pontos contidos dentro do campo visual é muito utilizada e difundida.

A análise quantitativa não é tão direta. Em geral, envolve o levantamento de um grande volume de dados experimentais e exige processamento por sofisticadas rotinas de cálculo.

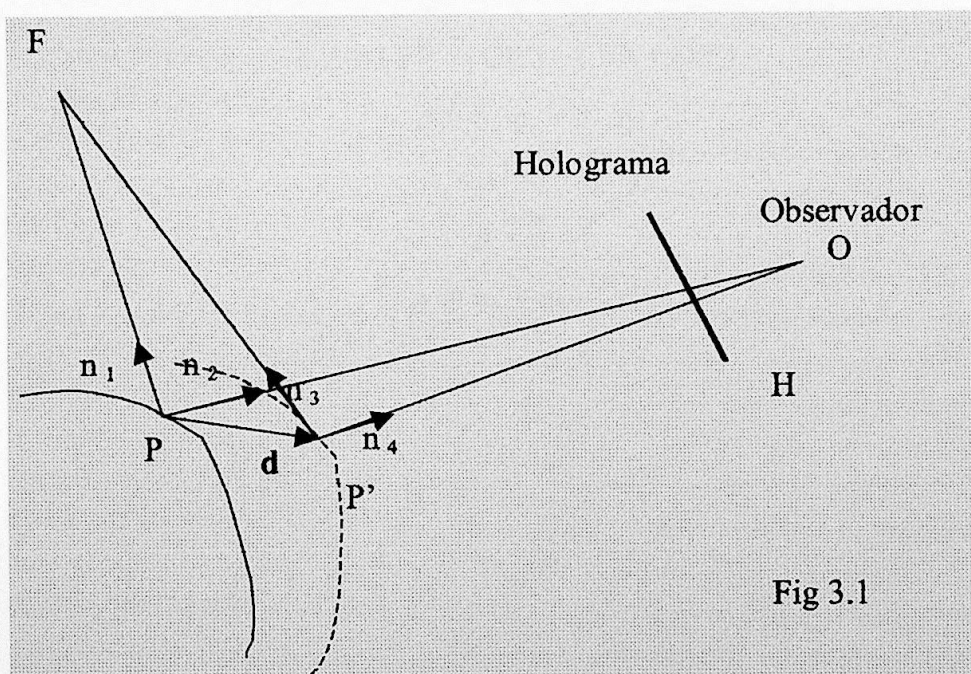
A complexidade dos métodos de quantificação pela holografia interferométrica varia com a natureza do problema enfrentado. Quando a direção do deslocamento é conhecida em todo o campo visual, o tratamento matemático dos dados experimentais é relativamente simples. A complexidade aumenta consideravelmente quando se trata de determinar a natureza tridirecional do campo de deslocamentos, bem como aumenta o montante de dados experimentais que no mínimo triplica. Alguns métodos específicos foram formulados e têm sido usados.[12].

A forma clássica de abordar um problema genérico por meio da holografia interferométrica consiste em discretizar a região estudada. A seguir, uma fotografia é obtida da imagem reconstruída pela holografia, na qual aparecem as franjas de interferência. A ordem de franja absoluta para cada ponto é determinada. [9] [12] Este processo é repetido para mais dois ângulos de observação distintos. Com base ainda em parâmetros ligados a disposição geométrica dos componentes ópticos, as três componentes do deslocamento são calculadas. Os resultados estão sujeitos a erros oriundos principalmente da imprecisa atribuição visual da ordem de franja zero[12].

Capítulo 3

Formação de Franjas de Interferência.

A análise da formação das franjas de interferência e sua interpretação está baseada no princípio que qualquer ponto do holograma contém informações sobre cada ponto visível do corpo, em todos os estados comparados interferometricamente. A figura 3.1 mostra esquematicamente a disposição das componentes usadas na holografia interferométrica. Seja F a posição da fonte de iluminação, O a posição do observador e H o holograma. O ponto P representa um ponto do corpo estudado na posição inicial. O ponto P sofre um deslocamento d , atingindo uma posição P' correspondente ao estado final de deformação e /ou deslocamento do corpo.[1] Os vetores unitários de direção são mostrados na figura.



Na posição inicial a luz deixa a fonte F, atinge o ponto P onde é refletida, e atinge o observador no ponto O. Na posição, final o caminho percorrido é FP'O. Quando as duas frentes de ondas correspondentes aos estados inicial e final são reconstruídos simultaneamente a intensidade luminosa do ponto P em função da diferença de fase causada pela diferença entre os caminhos do ponto P poderá ser FPO e FP'O. A intensidade luminosa do ponto P poderá ser máxima quando ambas chegam com a mesma fase, ou variar até um mínimo, quando chegam com fases opostas. A análise acima corresponde à intensidade resultante do ponto P, entretanto este efeito simultâneo é para todos os pontos do corpo. O efeito resultante e o aparecimento das franjas de interferência, ou seja, linhas claras e escuras sobre a superfície corpo. Todos os pontos sobre a mesma franja de interferência possuem a mesma diferença de fase. Para relacionar o vetor deslocamento com os dados provenientes das franjas de interferência recorre-se novamente à figura 3.1. No estado inicial o caminho óptico percorrido pelo feixe é FP + OP. No estado final: FP' + OP'. A diferença entre estes caminhos ópticos está relacionado com o vetor d por

$$\begin{aligned} FP' - FP &= -\vec{d} \cdot \mathbf{n}_1 \\ OP - OP' &= \vec{d} \cdot \mathbf{n}_2 \end{aligned}$$

A diferença de caminho é dado:

$$\begin{aligned} \Delta &= (FP + OP) - (FP' + OP') \\ \Delta &= (FP' + OP') - (FP + OP) \\ \Delta &= d \cdot n_1 + d \cdot n_2 \\ \Delta &= d \cdot (n_1 + n_2) \\ \Delta &= \vec{d} \cdot \vec{p} \end{aligned}$$

onde :

$$\mathbf{p} = \mathbf{n}_1 + \mathbf{n}_2$$

3.1

A diferença de caminho ótico gere uma diferença de fase dada por :

$$\phi = 2 \cdot \pi \cdot \Delta/\lambda \quad 3.2$$

entretanto a diferença de fase não é passível de determinação direta . devemos assim usar outros recursos.

3.1 Ordens de Franja

É possível partir de um referencial, por exemplo uma região imóvel do corpo, e atribuir ao ponto P um parâmetro denominado de "ordem de franja" (OF). Este parâmetro é determinado mediante a enumeração sucessiva das franjas, a partir do referencial fixo. Onde não há deslocamento não há diferença de caminho, nem de fase, logo esta região é caracterizada pôr uma franja clara, denominada de franja de ordem - zero.[12] A próxima franja clara será denominada franja de ordem um e assim sucessivamente. Correspondem às franjas claras sempre números inteiros sucessivos. Como as franjas escuras se intercalam às franjas claras estas recebem sempre números como $\frac{1}{2}$; $\frac{3}{2}$; $\frac{5}{2}$; Assim, e sempre possível atribuir uma ordem de franja a qualquer ponto em estudo na região visível da peça estudada, seja diretamente, quando o ponto está sobre uma franja, ou indiretamente, por interpolação, quando este se situa entre franjas. Um cuidado especial deve ser tomado quando o campo de deslocamento estudado apresenta um comportamento mais complexo. Nestes casos o deslocamento pode não ser monotonicamente crescente em uma direção, conseqüentemente a numeração das franjas não o será também. Estes casos não são difíceis de quantificar, desde que um especial cuidado seja tomado. A forma e o espaçamento das franjas são um indicativo da ocorrência de uma região onde há inversão de comportamento. Uma vez conhecida a OF de um ponto de interesse, pode-se associar este dado a diferença de fase, a diferença de caminho óptico, e finalmente, ao vetor deslocamento[3] [4] [12]. A diferença de fase é dada por:

$$\phi = 2 \cdot \pi \cdot OF$$

Substituindo o valor de ϕ da equação 3.2 na equação tem-se:

$$\Delta = \mathbf{OF} \cdot \lambda$$

Logo:

$$\mathbf{d} \cdot \mathbf{p} = \mathbf{OF} \cdot \lambda$$

3.3

3.2 Sensibilidade e Resolução

As equações 3.2 e 3.3 permitem tecer uma serie de considerações importantes.

O vetor P, por sua capital importância, também é chamado de vetor sensibilidade [12] pois, como será mostrado posteriormente, representa a direção segundo a qual a holografia interferométrica tem máxima sensibilidade, e esta sensibilidade é proporcional ao seu módulo.

O vetor P resulta da soma vetorial dos dois vetores unitários, n_1 e n_2 , definidos a partir do ponto P, na direção da fonte de iluminação e do observador respectivamente. Seu valor máximo é 2, quando os vetores unitários são colineares e têm mesmo sentido. O vetor p varia de ponto para ponto ao longo da superfície em análise, tanto em modulo quanto em orientação.

A equação 3.4 mostra que a OF é proporcional ao produto escalar ($\mathbf{p} \cdot \mathbf{d}$), ou seja, para um mesmo ponto a ordem de franja será tão maior quanto maior este produto. A OF de um ponto é proporcional a componente do vetor d na direção do vetor p. A sensibilidade será máxima quando p e d forem colineares, e nula quando ortogonais. Disto decorre que a disposição dos componentes deve, sempre que possível, ser otimizada no sentido de obter o vetor sensibilidade com máximo módulo, e sua orientação segundo a direção do deslocamento, quando esta última for conhecida. Nesta situação tem se o máxima da resolução da holografia, que pode ser menor que $0,1 \mu\text{m}$ como é mostrado a seguir:

A equação 3.3 pode ser reescrita como:

$$p \cdot d \cdot \cos \alpha = OF \cdot \lambda \quad 3.4$$

Otimizada a disposição dos componentes tem-se:

$$\alpha = 0$$

$$p = 2$$

Supondo que a resolução da OF seja de 1/4, ou seja, a interpolação das OF seja factível até 1/4 de franja. Como $\lambda = 0.6328 \mu\text{m}$ para o laser He-Ne, a equação 3.4 torna-se:

$$2 \cdot \Delta d \cdot 1 = 0,25 \cdot 0,6328$$

onde

$$\Delta d = 0,08 \mu\text{m}$$

representando a máxima resolução da holografia interferométrica para uma resolução de 1/4 na OF. A equação 3.3 mostra ainda que existem direções segundo as quais a holografia

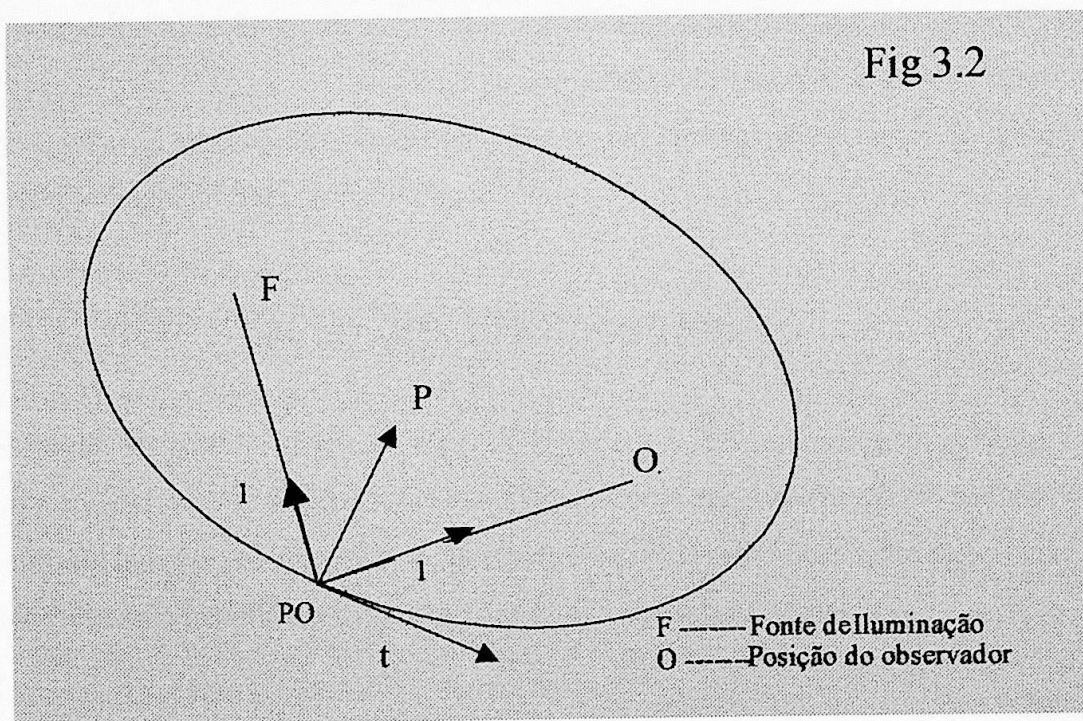


Fig. 3.2 - Elipse de sensibilidade

interferométrica não é capaz de medir o deslocamento, ou seja, onde a sensibilidade é nula. Esta direção corresponde a normal ao vetor sensibilidade. Com base nestas considerações constrói-se o diagrama da elipse de sensibilidade (fig. 3.2). [4] [8]

A elipse é o lugar geométrico caracterizado pela propriedade:

$$FP + OP = \text{constante}$$

estando F e O situados em seus focos e P situado em qualquer ponto da linha da elipse. Assim, quando o ponto P se desloca para uma nova posição P' também situada na elipse, tem-se:

$$FP + OP = FP' + OP'$$

não há variação do caminho óptico e, conseqüentemente, não há diferença de fase, e a OF em P será nula. Portanto a holografia interferométrica não registra a componente do deslocamento nestas condições. Como a normal de d é muito menor que FP ou OP é possível enunciar a seguinte generalização:

“A holografia interferométrica apresenta máxima sensibilidade, em um ponto P qualquer, na direção normal à elipse de sensibilidade que passa pelo ponto P, e nula na direção tangente elipse, ou seja, a holografia interferométrica registra apenas componente do deslocamento na direção normal à elipse de sensibilidade”

3.3 Determinação dos Deslocamentos

A equação 3.3 permite escrever uma relação entre: o vetor deslocamento, posições da fonte, do observador e a da OF. Esta relação é a base para os métodos de cálculo usados na holografia interferométrica, entretanto é particularizada segundo a natureza do campo de deslocamento a quantificar, conforme descrito nos próximos itens.

3.4 Método para Deslocamento unidirecional (1D)

Quando a direção do deslocamento é conhecida previamente, quantificação do campo de deslocamento com base nas OF pode ser efetuada de maneira simples e direta, ponto a ponto. Seja o vetor unitário que define a direção do deslocamento no ponto P, então:

$$\mathbf{d} = \mathbf{d} \cdot \mathbf{n}_d \quad (3.5)$$

como o vetor sensibilidade pode ser determinado em cada ponto do corpo estudado, a única incógnita passa a ser a magnitude do vetor deslocamento. Assim partindo da equação 3.3 temos :

$$\begin{aligned} \mathbf{d} \cdot \mathbf{p} &= \mathbf{OF} \cdot \lambda \\ \mathbf{d} \cdot \mathbf{n}_d \cdot \mathbf{p} &= \mathbf{OF} \cdot \lambda \\ \mathbf{d} &= (\mathbf{OF} \cdot \lambda) / \mathbf{n}_d \cdot \mathbf{p} \end{aligned} \quad (3.6)$$

Para expressar a equação acima em função das coordenadas cartesianas, utilizar o sistema mostrada na figura 3.3

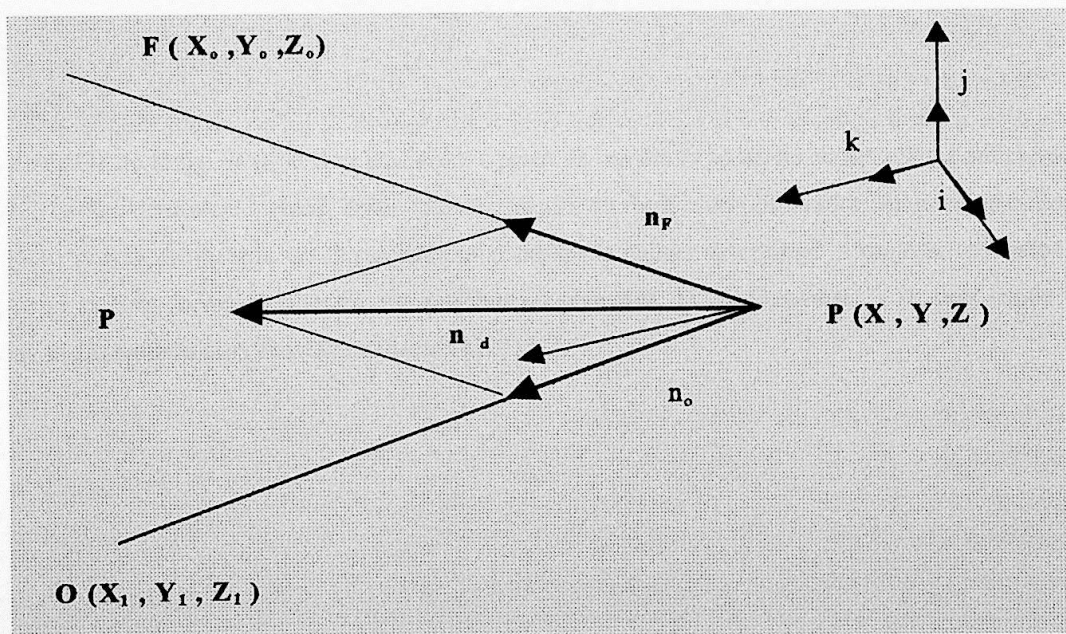


Figura 3.3 sistema de coordenadas – método 1- D

Onde :

$$\vec{p} = \vec{n}_f + \vec{n}_o \quad 3.5$$

Uma vez calculado o módulo do vetor d , é imediata a determinação do vetor pela aplicação da equação 3.3. O

$$\vec{n}_f = \frac{X_o - X}{FP} \vec{i} + \frac{Y_o - Y}{FP} \vec{j} + \frac{Z_o - Z}{FP} \vec{k} \quad 3.6$$

$$\vec{n}_o = \frac{X_1 - X}{OP} \vec{i} + \frac{Y_1 - Y}{OP} \vec{j} + \frac{Z_1 - Z}{OP} \vec{k} \quad 3.7$$

conhecimento da OF ao longo da superfície do corpo, a partir de um único ponto de observação, é suficiente para calcular todo o campo de deslocamentos, desde que as posições da fonte e do observador sejam conhecidas. Sem o conhecimento prévio da direção do deslocamento é possível apenas determinar a projeção do vetor d na direção do vetor p . Esta forma de abordar um problema é chamada de unidirecional 1- D, pois supõe que o deslocamento se dá segundo uma direção conhecida [10] [11].

Capítulo 4

Avaliação dos deslocamentos

A interferometria holográfica tem muitas aplicações que requerem avaliações quantitativas dos padrões de franjas, especialmente no campo dos ensaios não destrutivos, da medicina, da metrologia e na análise experimental de estruturas. Sabe-se que, que a distribuição de irradiância na frente de onda reconstruída de um holograma de dupla exposição é dada pela equação:

$$I(x,y) = | 2a(x,y) |^2 [1+\cos\Delta\phi(x, y)]$$

onde $|a(x,y)|^2$ representa a amplitude da luz da imagem do objeto e o termo entre colchetes descreve a configuração das franjas; $\Delta\phi(x,y)$ é a mudança na fase óptica devida à mudança do caminho óptico entre as exposições quando o objeto, por exemplo, se deforma. Foram desenvolvidos vários procedimentos para a determinação da mudança de fase pela análise dos padrões de franjas, para relacioná-la com o vetor deslocamento dos pontos da superfície do objeto referencias [4] [6] [12] Estes serão descritos a seguir. As primeiras tentativas na holografia de se relacionar o padrão de franjas com o vetor deslocamento foram feitas por Haines e Hildebrand [4] [6]. No seu tratamento a superfície do objeto foi dividida em regiões planas infinitesimais. Uma teoria exata da difração foi utilizada para deterninar as componentes do vetor deslocamento[4].

4.1 Descrição do método utilizado

A seguir vamos descrever o método desenvolvido por Aleksandrov e Bruewich [11] e posteriormente generalizado por Sollid.[13] Este método será utilizado neste trabalho para a determinação do vetor deslocamento de diversos pontos de uma mandíbula engastada onde esta se pode aproximar a uma barra engastada. Trata-se de um método que apresenta bons resultados e pode ser realizado por um sistema convencional de holografia.

Tem-se um ponto arbitrário P, de um objeto que sofre um deslocamento L para uma posição P', a luz espalhada por P e P' contribuem para a formação das franjas de interferometria holográfica. Conforme a Figura 4.1, tem-se um objeto iluminado por uma fonte pontual P. A luz espalhada pelo ponto P do objeto é observada através do holograma por um observador situado na posição Q. Foi feita a dupla exposição. Entre as exposições, o ponto P foi deslocado de L. Um observador localizado em Q olhando através do holograma para o ponto P percebe que quando este é deslocado de L resulta uma mudança \underline{d} na fase da luz, que pode ser associada ao vetor deslocamento. \underline{d} representa a mudança de fase da luz espalhada por um ponto particular do objeto que foi destacado em uma dada direção.

Na Figura 4.2 é definida uma série de vetores para se determinar a rotação entre \underline{d} e L. Os vetores R e r_1 pertencem ao plano definido por FPQ. k_1 e k_2 são os vetores de propagação da onda de luz que ilumina o ponto P e da luz espalhada em direção ao observador, respectivamente. As fases dos dois raios de luz que chegam ao observador são

$$\phi_1 = k_1 \cdot r_1 + k_2 \cdot (R - r_1) \phi_r \quad (4.1)$$

$$\phi_2 = k_3 \cdot r_3 + k_4 \cdot (R - r_3) \phi_r \quad (4.2)$$

onde:

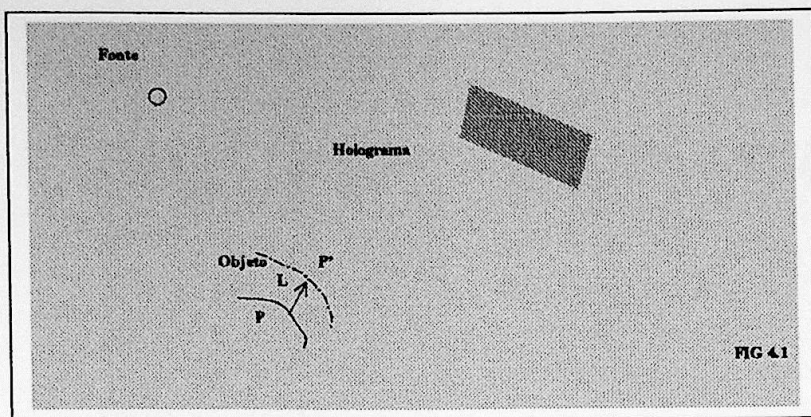
ϕ_1	fase da luz espalhada por P antes do deslocamento
ϕ_2	fase da luz espalhada por P após o deslocamento
ϕ_r	fase da luz que parte da fonte O.

A diferença de fase medida pelo observador é:

$$\underline{d} = \phi_2 - \phi_1$$

Deslocando P, os novos vetores de propagação na direção de iluminação e na direção de observação são k_3 e k_4 , respectivamente. Para pequenas mudanças, Δk_1 e Δk_2 . nestes vetores de propagação tem-se:

$$k_4 = k_2 + \Delta k_2 \quad \text{e} \quad k_3 = k_1 + \Delta k_1 \quad (4.4)$$



Combinando-se as equações anteriores, tem-se:

$$d = (k_2 - k_1) \cdot (r_3 - r_1) + \Delta k_1 \cdot r_3 + \Delta k_2 \cdot (R - r_3) \quad (4.5)$$

Figura 4.4 Relações básicas entre os vetores : (a) sistema holográfico deformado. (b) posição relativa dos vetores de propagação.

Como os módulos de r_1 e r_3 são muito maiores do que $L = |r_4 - r_1|$, tem-se para fins práticos k_1 perpendicular a r_3 e k_2 perpendicular a $(R - r_3)$.

Portanto, podemos simplificar a Equação (4.5) para

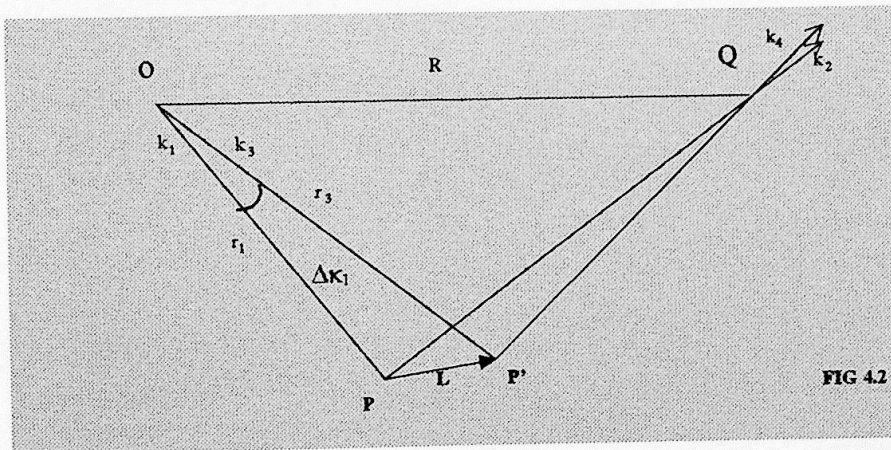
$$d = (k_2 - k_1) \cdot L \quad (4.6)$$

Esta relação forma a base da interpretação quantitativa das franjas em interferometria holográfica.

Define-se o vetor sensibilidade como:

$$K = k_2 - k_1 \quad (4.7) \text{ então:}$$

$$d = K \cdot L \quad (4.8)$$



Sendo o ângulo entre as direções de iluminação e de observação 2θ (Figura 4.4) e os módulos de k_1 e de k_2 iguais a $2\pi/\lambda$ então o vetor sensibilidade tem módulo igual a $2k\cos\theta$ e está situado na bissetriz entre o ângulo de iluminação e o ângulo de observação. Um simples exame do Interferograma determina um valor de d que é uma medida da componente de L nesta direção. [26]

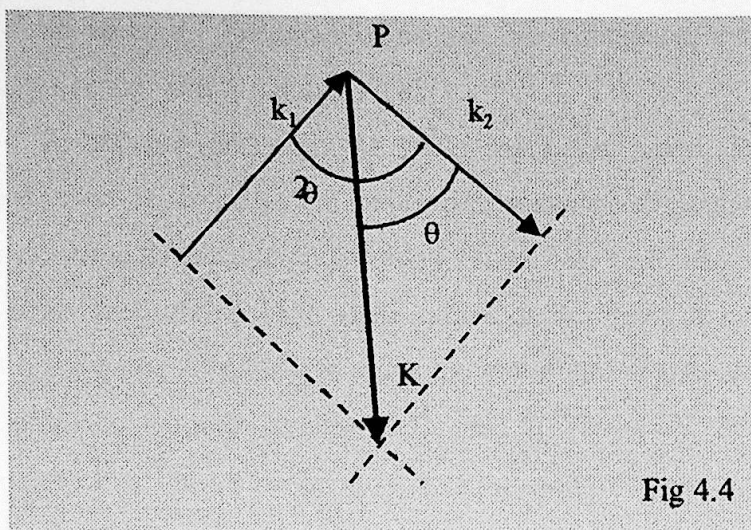


Fig 4.4

Fig.4.4. Construção do vetor sensibilidade

Primeiramente far-se-á uma análise simplificada na avaliação dos deslocamentos coplanares, que são aqueles em que o vetor deslocamento é conhecido e pertence ao plano OPQ. Tais deslocamentos possuem importância prática e, por este motivo os mesmos são medidos em holografia interferométrica. A Figura 4.5 mostra um caso particular de deslocamento coplanar onde:

$$d = 2.k.L.\cos\theta.\cos Y \quad (4.9)$$

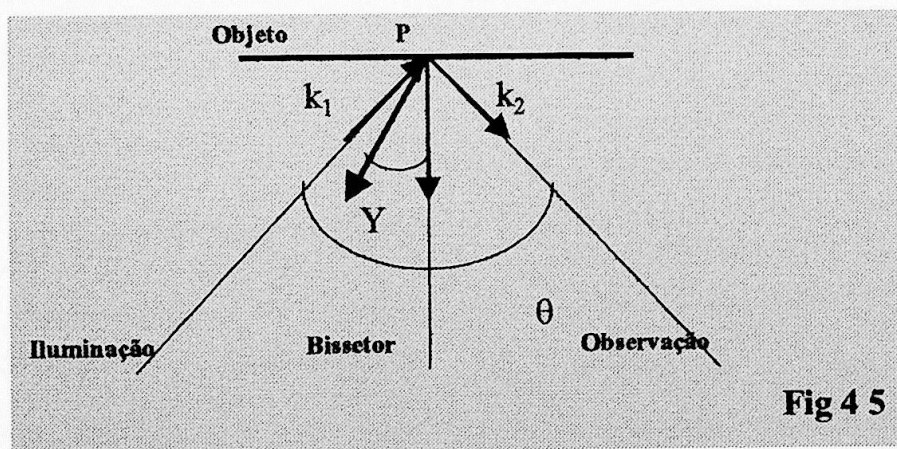
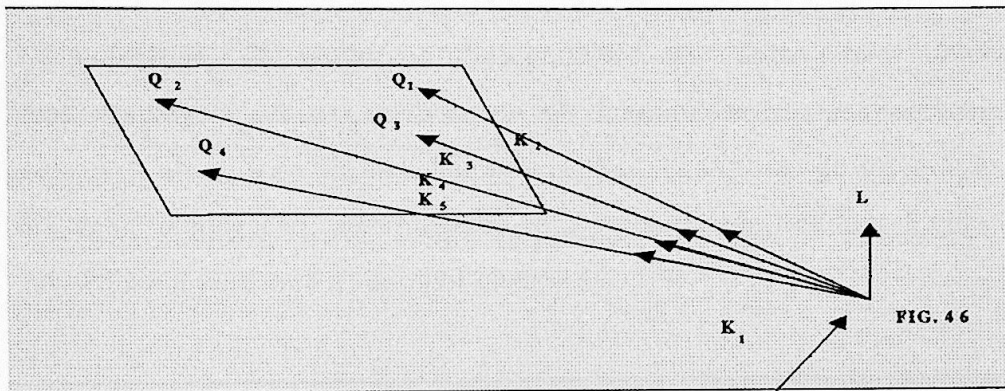


Fig 4 5

Fig. 4.5 Deslocamento coplanar

Conhecendo-se de antemão a direção de L a Equação (4.9) determina o módulo do deslocamento. Se essa direção não for conhecida, somente a componente paralela ao vetor sensibilidade é determinada.

A maneira pela qual se pode medir um vetor deslocamento em três dimensões é fazendo observações em locais diferentes do holograma; assim, determinam-se projeções do vetor deslocamento e compondo-as, tem-se o vetor deslocamento L . Há dois modos de se fazer tal trabalho: pela análise de múltiplos hologramas e pela análise de um único holograma. A análise de um único holograma é feita da seguinte maneira: se um observador se move continuamente de Q_1 para Q_2 Figura 4.6, enquanto mantém fixo o seu olho no ponto P as franjas parecerão estar cruzando o seu campo de visão. O número de franjas que ele vê cruzar o seu campo de visão é N_{12} , ou seja, a medida $d_1 - d_2$, pois $d_1 - d_2 = 2\pi N_{12}$.



Com isto, a Equação (4.6) pode ser escrita, para os quatro pontos da Figura

4.6, como:

$$\begin{aligned} d_1 &= (k_2 - k_1) \cdot L \\ d_2 &= (k_3 - k_1) \cdot L \\ d_3 &= (k_4 - k_1) \cdot L \\ d_4 &= (k_5 - k_1) \cdot L \end{aligned} \quad 4.10$$

Subtraindo os pares de equações resulta:

$$\begin{aligned} d_1 - d_2 &= (k_2 - k_3) \cdot L \\ d_2 - d_3 &= (k_3 - k_4) \cdot L \\ d_3 - d_4 &= (k_4 - k_5) \cdot L \end{aligned} \quad 4.11$$

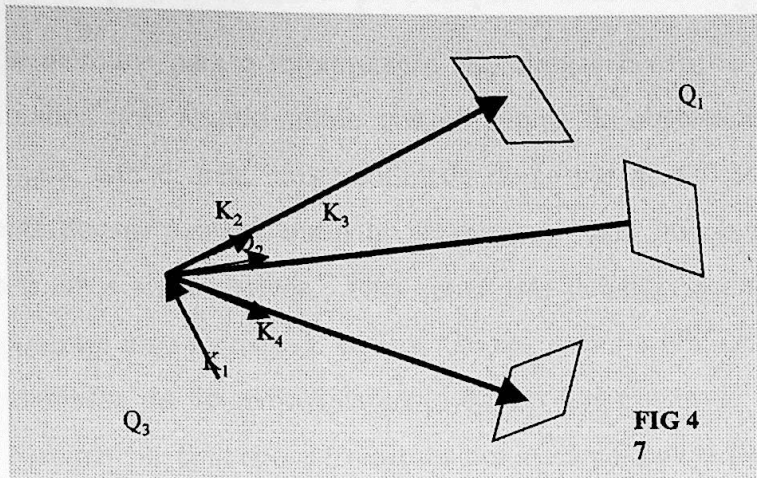


FIG. 4 6 Análise de um único holograma.

Adotando-se um sistema de coordenadas retangulares, pode-se escrever um sistema de equações para determinar as componentes do vetor deslocamento L , como:

Na análise de múltiplos hologramas, são feitos três diferentes interferogramas. As fases d_1 , d_2 e d_4 medidas em três direções distintas de observação Q_1 , Q_2 e Q_4 , ou seja, uma observação em cada holograma. Para cada ponto de observação, Q_i , é definido um vetor propagação, determinando-se o vetor de sensibilidade Figura 4.7. Então, com procedimento análogo ao anterior chega-se a:

$$\begin{vmatrix} k_{1x} & k_{1y} & k_{1z} \\ k_{2x} & k_{2y} & k_{2z} \\ k_{3x} & k_{3y} & k_{3z} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \end{vmatrix} = 2\pi \cdot \begin{vmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{vmatrix}$$

Equação 4. 12

Fig. 4.7 Análise de múltiplos hologramas

4.2 Equação para a interpretação das Franjas

Os métodos para a interpretação das franjas descritos no item 4.1 são severamente limitados pelo ângulo sólido que os pontos de observação do holograma fazem com o objeto, isto é, pela impossibilidade de se ver mudanças suficientes nos padrões de franjas de um ponto a outro no holograma. Isto influencia os resultados obtidos levando a erros significativos. Para sanar esta deficiência do método, Dhir e Sikara [19] propuseram uma técnica de análise simples e muito eficiente para avaliar as componentes cartesianas do vetor deslocamento de um holograma de exposição dupla. Este método é baseado no conceito introduzido por Ateksandrov e Bruewich [11]. A imagem virtual reconstruída do objeto é observada em diferentes partes do mesmo holograma, Figura 4.8. São a seguir determinadas as diferenças nos números de franjas contadas entre os pares de observação. O método de Dhir e Sikara foi aprimorado por Sciammaretta e Gilbert e conclusões experimentais comparando os resultados com outros métodos foram realizadas por Pryputniewicz [14] [15]. Teoricamente, o sistema de Equações (4.12) seria suficiente para determinar L_x , L_y e L_z . Contudo, o valor do determinante desta equação é muito pequeno, devido ao tamanho limitado da placa holográfica. Desse fato resultam erros significativos. Uma alternativa para contornar esse problema é gerar um sistema sobredeterminado de equações lineares relacionando a mudança do padrão de franjas com as três componentes desconhecidas do vetor deslocamento e obter a resultado pelo princípio dos mínimos quadrados [12]. A diferença de fase d é obtida pela observação da imagem virtual do holograma, Figura 4.8, e pode ser escrita como:

$$d_1 = (k_{2m} - k_{12}) L = G_{1m}, m=2,4,6 \dots n \quad (4.13)$$

onde:

G_{1m} função que descreve a variação das franjas, ou seja, $G_{1m} = 2\pi \cdot N_{1m}$

n número total de observações

$N_{1,m}$ número de franjas que cruza a campo de visão.

Obviamente, independentemente de quantas observações forem feitas e dos cuidados tomados, sempre haverá erros inerentes às medidas. Conseqüentemente, a Equação (4.1) pode ser escrita da seguinte forma:

$$E_{1,m} = (k_{2m} - k_{12}) L - G_{1,m}, \quad m = 2, 4, \dots, n \quad (4.15)$$

onde :

$E_{1,m}$ erro entre o deslocamento real e o medido.

A importância desta análise está no ajustamento dos coeficientes da Equação (4.15) de tal forma a minimizar a soma de todos os quadrados dos erros, isto é:

$$\Sigma(E_{1,m})^2 = \Sigma [(k_{2m} - k_{1m}) L - G_{1m}]^2 \quad (4.16)$$

Para minimizar o quadrado do erro, $\Sigma(E_{1,m})^2$ as derivadas parciais da Equação (4.16), com relação às componentes do deslocamento, precisam ser nulas:

$$\delta / \delta L \cdot [\Sigma(E_{1,m})^2] = \delta / \delta L, \quad \{ \Sigma [(k_{2,m} - k_{1,2}) L - G_{1,m}]^2 \} \quad (4.17)$$

$$i = x, y, z$$

que resultará na seguinte relação:

$$\begin{vmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2z}^{1m} \\ \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_{2z}^{1m} \\ \Delta k_{2z}^{1m} & \Delta k_{2x}^{1m} & \Delta k_{2z}^{1m} & \Delta k_{2y}^{1m} & \Delta k_z^{1m} & \Delta k_{2z}^{1m} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} G_{1,m} \Delta k_{2x}^{1m} \\ G_{1,m} \Delta k_{2y}^{1m} \\ G_{1,m} \Delta k_{2z}^{1m} \end{vmatrix} \quad 4.18$$

Onde :

$$\Delta k_{2x}^{1m} = k_{2x}^{1m} - k_{2x}^1; \quad \Delta k_{2y}^{1m} = k_{2y}^{1m} - k_{2y}^1; \quad \Delta k_{2z}^{1m} = k_{2z}^{1m} - k_{2z}^1$$

O método descrito acima pode ser usado do seguinte modo. Decide-se a número de observações n a serem feitas através de um holograma simples e determinam-se as direções dos vetores de observação. Presume-se um sinal de referência para o movimento das franjas no ponto de interesse do objeto e obtêm-se as mudanças de franjas enquanto se move o olho do centro do holograma até o ponto de observação [12][26]. Calculam-se, então as componentes de deslocamento pela Equação (4.18).

Capítulo 5

Montagem experimental

5.1 O procedimento para obtenção dos hologramas são descritos em detalhes adiante:

- a) Alinhamento do feixe de Laser sobre a mesa, usando cartão com furo, e um conjunto íris/suporte dar meia volta na íris para observar o desvio lateral do feixe. Marcar no anteparo a posição do feixe.
- b) Montar a primeira etapa do filtro espacial (objetiva de microscópio) e centraliza-la com a marca do feixe e observando o alinhamento interferométrico.
- c) Montar o "pinhole", fazendo a centralização e ajustando o ponto de atuação da lente para efetivar a filtragem espacial medir o diâmetro do pinhole através da difração.
- d) Montar o suporte do objeto a ser holografado, suporte do filme, e o espelho do feixe objeto.
- e) Para que a frente de onda de referência não seja perturbada, o filtro espacial do feixe de referência é inserido no caminho deste, antes da placa holográfica.
- f) Observar que a intensidade do feixe objeto deve ser mais intenso que o feixe referência. Usar um fotômetro para medir as intensidade de luz sobre a placa holográfica provenientes dos dois feixes.
- g) Montar o sistema para obturar o feixe do Laser e sistema de controle de tempo de exposição.

5.2 Descrição dos arranjos Experimentais

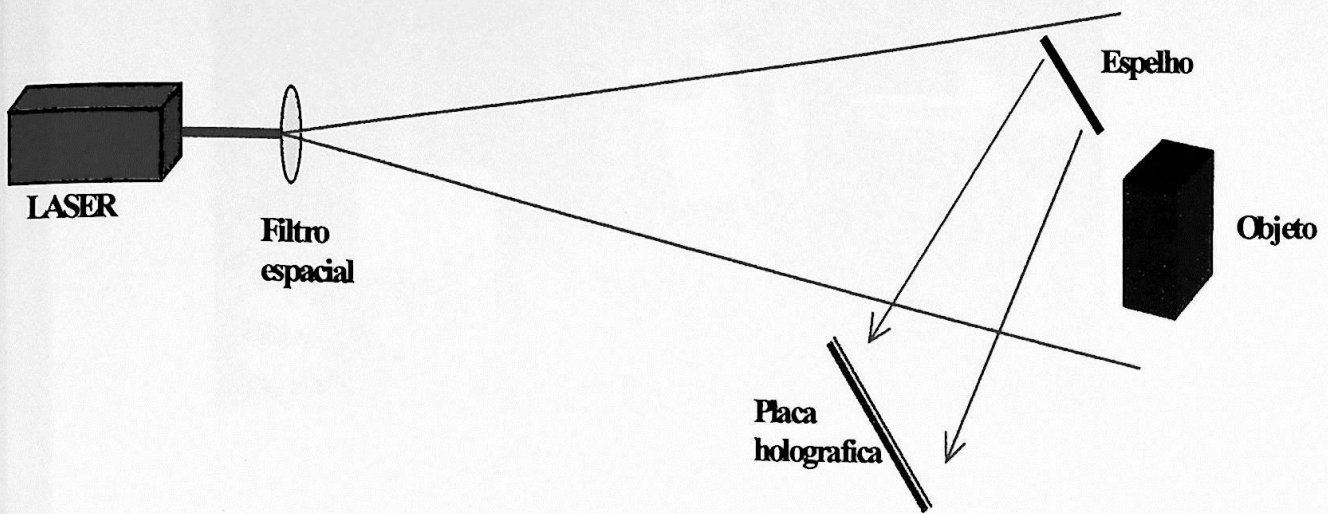
Para a obtenção dos hologramas foi feito as seguintes montagens experimentais esquematizadas abaixo nas figuras 5.1 e 5.4 ,respectivamente para mandíbulas e crânio.

5.3 Dispositivos de fixação da mandíbula

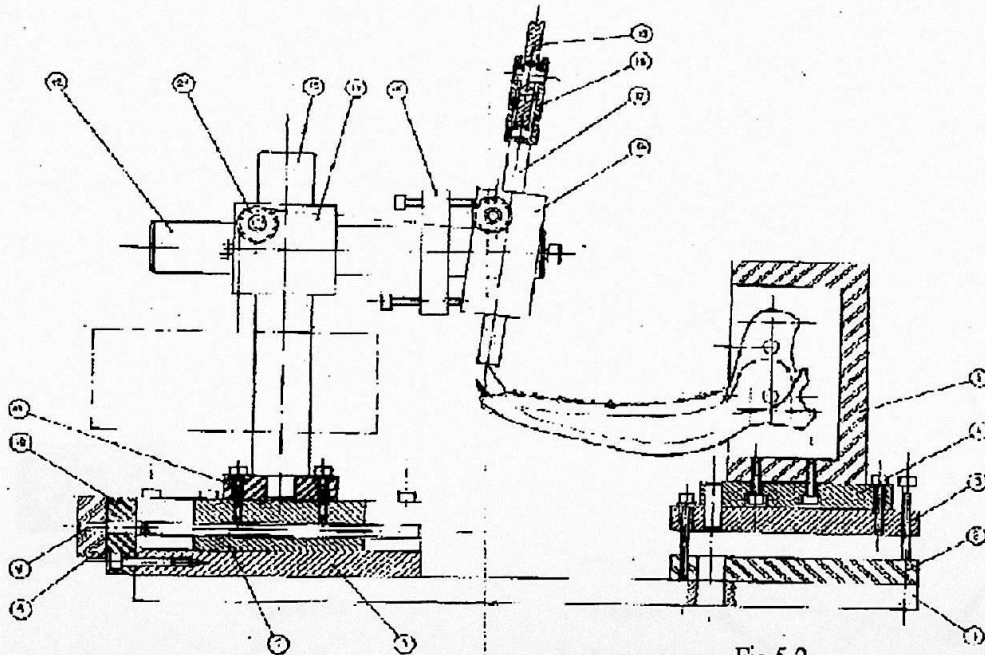
Dois dispositivos especiais de fixação das hemi-mandíbulas foram projetados e confeccionados a fim de assegurar a invariabilidade da força aplicada durante o experimento, no que tange às características fundamentais, como: intensidade, ponto de aplicação, direção e sentido, e de possibilitar a recolocação da hemi-mandíbulas na posição inicial, após os procedimentos de maceração e fixação em formol. As peças constituintes do dispositivo são mostradas nas figuras 5.2 e na figura 5.3 uma fotografia do conjunto. A hemi-mandíbula é fixada na caixa de fixação (5), e o conjunto (peças 4 e 5) é fixado, por meio de pinos e parafusos, a um sistema de regulagem (peças 2 e 3), que, por sua vez, é fixado à base. O pino (17) é o responsável pela aplicação da carga no corpo de prova, e é suportado pela guia do pino (16). A carga é aplicada por meio de um conjunto de roldanas (peças 19,20 e 21) e um fio, ao qual se fixa uma massa calibrada. O suporte do pino (16) é solidário à haste (12), permitindo o posicionamento angular do pino (17). Este posicionamento é regulado por parafusos fixos no suporte para regulagem da inclinação (15). A haste (12) e a coluna (13) são conectadas pela guia da haste de coluna (14). A peça 14 pode deslizar verticalmente pela coluna (13), e ser fixada por um parafuso. A haste (12) pode deslizar horizontalmente pela guia (14) e o movimento pode ser travado por um parafuso. A coluna (13) prende-se por meio de um conjunto de regulagem (6 a 11) à base (1).

5.4 Arranjo experimental da mandíbula

Após fixado a mandíbula no dispositivo foi colocada no esquema abaixo



Arranjo experimental para mandíbula



Dispositivo de fixação da mandíbula

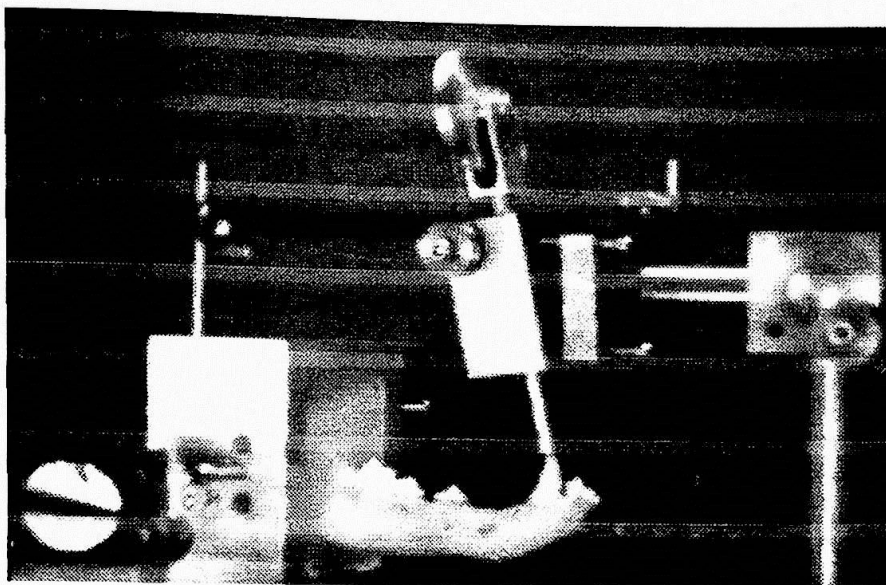
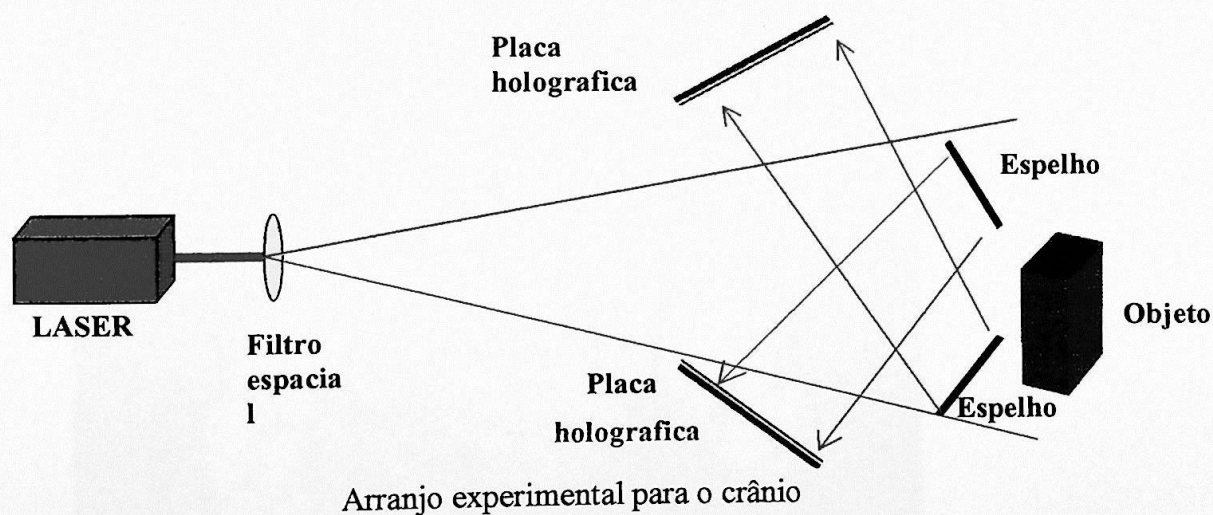


Fig 5.3 fotografia da fixação da mandibula no suporte

5.5 Arranjo experimental do Crânio

O crânio foi estabilizado em posição invertida, fixando-o com uma haste ligada à mesa por bases magnéticas na região dos processos mastóides dos ossos temporais. A calota craniana teve como apoio uma base de ferro. Todos os componentes mecânico ópticos foram devidamente fixados à mesa por meio de parafusos. O arranjo foi montado para obter-se, simultaneamente, um holograma frontal e outro lateral, a fim de se observar a distribuição de franjas em ambas as vistas do crânio.



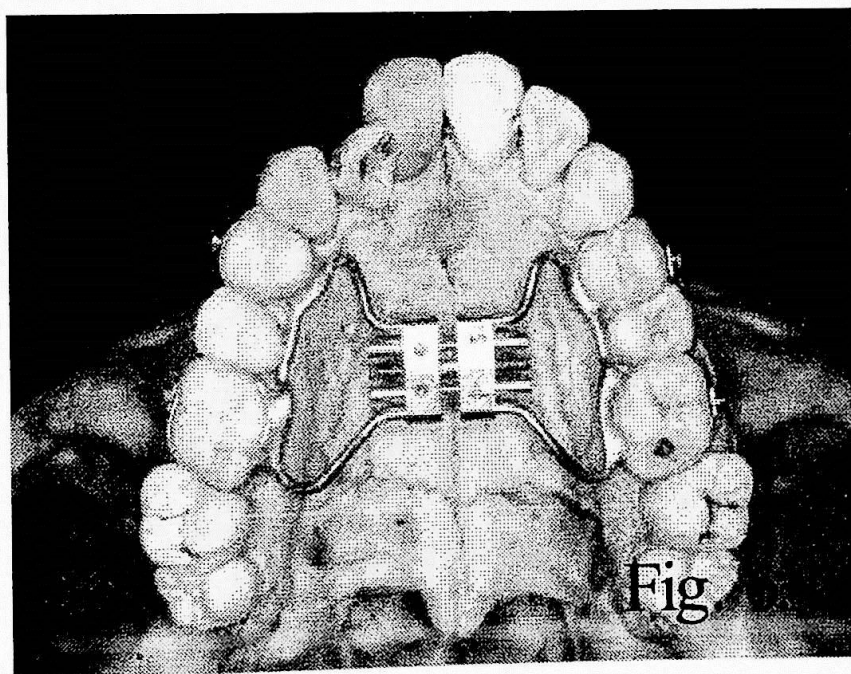
Capítulo 6

Procedimento e Análise

A teoria descrita no Capítulo III no que se refere à determinação dos deslocamentos estáticos será verificada experimentalmente neste capítulo utilizando-se, um crânio humano seco com um aparelho de expansão rápida mostrado na figura 6.1, serão feitos ensaios também com mandíbulas de cachorros engastadas submetida a deslocamento.

6.1 Análise do crânio submetido a carregamento

Para este estudo selecionou-se como modelo experimental um crânio humano seco, sem a mandíbula, com idade aproximada de 27 anos, sexo feminino, para o qual foi confeccionado um aparelho de expansão rápida (figura 6.1) da maxila, construído por meio de procedimentos laboratoriais de rotina, utilizando-se um parafuso expansor tipo



Biedermann modificado com prolongamento de hastes metálicas soldadas às bandas ortodônticas previamente adaptadas e cimentadas nos primeiros premolares e primeiros molares permanentes, correspondentes aos dentes de ancoragem comumente utilizados na prática clínica. O aparelho foi fixado aos dentes com cimento fotopolimerizável. O crânio foi estabilizado em posição invertida, fixando-o com uma haste ligada à mesa por bases magnéticas na região dos processos mastóides dos ossos temporais. A calota craniana teve como apoio uma base de ferro. Todos os componentes mecano-ópticos foram devidamente fixados à mesa por meio de parafusos.

6.2 Obtenção das mandíbulas

Foram utilizadas mandíbulas de 6 cães da espécie *Canis familiares*, com aproximadamente 4 anos de idade e 12 kg de peso, provenientes do Centro de Controle de Zoonose do Município de Barueri. Os animais foram alojados no canil do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP (FMVZ-USP), recebendo alimentação e água "ad libitum". Realizaram-se exames laboratoriais complementares (hemograma completo, função renal, função hepática e proteína total), para averiguar o estado de saúde dos animais.

Os animais foram sedados com injeção intravenosa de Ketamina e Midazolam e foram sacrificados com Thiopental (10 mg) e cloreto de potássio (10 mg). Essa fase foi coordenada pelo Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, responsável pelo Laboratório de Odontologia Comparada do Departamento de Cirurgia da FMVZ-USP.

Procedeu-se a remoção cirúrgica da mandíbula e a retirada de todas as estruturas moles circundantes: pele, mucosa, ligamentos, músculos e tecido gengival. Após a limpeza da peça anatômica, a mandíbula foi seccionada na região mentoniana, com uma lâmina de bisturi. As hemimandíbulas foram mantidas em recipiente com água, à temperatura ambiente.

A condição de mandíbula fresca foi utilizada como controle do experimento. Após as tomadas holográficas iniciais, as 12 hemi-mandíbulas frescas foram divididas em 2 grupos experimentais:

- 6 hemi-mandíbulas foram fixadas em solução de formol 10%, durante 2 semanas;
- 6 hemi-mandíbulas foram maceradas e secas, utilizando-se besouros africanos (*Dermestes so*) Esse procedimento foi realizado no dermestário do Instituto de Biociências da USP.

As amostras foram nomeadas da seguinte forma:

- FR3D (fresca - cão 3 - lado direito)
- FX5E (fixada - cão 5 - lado esquerdo)
- MA2D (macerada - cão 2 - lado direito)

Sendo que as duas primeiras letras indicam a condição da amostra (fresca, fixada ou macerada), o número identifica o cão e a última letra indica se a hemi-mandíbula pertence ao lado direito ou ao lado esquerdo.

6.3 Procedimento para obtenção dos hologramas

O procedimento para obter se os hologramas nos dois experimentos foram os mesmos. Utilizou-se um laser de He-Ne bombeado continuamente com uma fonte de alimentação de corrente contínua. O feixe característico deste laser de He-Ne é emitir uma potência de 30mW. O comprimento de onda de saída foi de 633nm. Foi usado também

Revelador D - 19		Tabela 6.2
Receita para 2 dois litros	água a 50° C	1 litro
1. Elon (metol)		4,4 g
2. Sulfito de Sódio		192,0g
3. Hidroquimona		17.6g
4. Carbonato de Sódio Na(CO ₄)		112,0g
5. Brometo de Potássio KBr		10,0g
<i>Completar com um litro de água fria ,depois filtrar com filtro de papel.</i>		
<i>Dissolver em ordem indicada</i>		

um filtro espacial, espelhos, suportes magnéticos e filmes de alta resolução (AGFA - Holotest 8E75 - 5000 linhas/mm).

O filtro espacial destinou-se a expandir o feixe laser para que iluminasse todo o objeto de estudo de maneira uniforme. Nesta expansão a intensidade de luz torna-se distribuída no espaço em zonas circulares de irradiância. A zona de maior intensidade de luz, localizada na área central, foi selecionada das demais zonas e utilizada para a presente investigação. A montagem experimental, representada na Figura 5.1 e 5.2. foi realizada sobre uma mesa suspensa por ar comprimido (Newport), a fim de se evitar vibrações externas. Para a obtenção de um holograma, a estabilidade mecânica da mesa é de importância fundamental. Isto é evidente pelo fato da holografia ser um registro de franjas de interferência. Se a fase relativa $\Delta\Phi$ entre o feixe objeto e o feixe de referência mudar de apenas durante a exposição, haverá superposição das franjas de interferência destruindo-se a figura de interferência. Conseqüentemente, movimentos da ordem de um quarto do comprimento de onda e maiores devem ser evitados ($0,15 \times 10^{-7}$ cm). O experimento foi feito em uma sala escura e livre de correntes de ar. Para se controlar o tempo de exposição da chapa holográfica utiliza-se um obturador com controle eletrônica de exposição.

A escolha do filme para se obter holograma, também é muito importante. Uma das principais características do filme deve ser a sua resolução na frequência espacial do holograma. Um arranjo típico, como é mostrado na Figura 5.1, no qual o feixe de referência está inclinado de 30° em relação ao holograma para comprimento da luz do Laser de He-Ne, $632,8\text{nm}$) a frequência espacial é:

$$f = \text{sen}\theta / \lambda = \text{sen } 30^\circ / 632,8 \times 10^{-6} = 790 \text{ linhas /mm}$$

Este valor representa a mínima resolução possível para um sistema holográfico com $\theta = 30^\circ$. A chapa utilizada para a realização dos ensaios holográficos foi a AGFA-GEVPER tipo 10E85 resolução de 5000linhas /mm. Na Tabela 6.1 são dadas as características básicas de algumas emulsões tabela 6.1.

Uma vez exposto o filme, o mesmo foi revelado com o seguinte procedimento

- (a) Revelação por 8 minutos em revelador D-19 usando formula da tabela 6.2 , com pequena agitação intermitente e lavagem em água corrente por 30 seg. a 20° C;
- (b) Fixação de 6 minutos com fixador Kodak ;
- (c) Lavagem por 10 minutos em água corrente;
- (d) Secagem vagarosa na temperatura ambiente.

A distância percorrida pelo feixe de referência e a distância percorrida pelo feixe objeto a partir do filtro espacial devem ser muito próximas. A diferença entre elas não deve exceder o comprimento de coerência do Laser utilizado, que no caso é de aproximadamente 30 cm.

A relação de intensidade no plano do holograma entre o feixe de referência e o feixe objeto, dependendo do ensaio a ser realizado, deve estar compreendida entre 1:1 a 1:10 para obter um bom contraste nas franjas. Detalhes práticos sobre as aplicações rotineiras da holografia e da interferometria holográfica podem ser obtidos nas referências [9] [10] [11].

Tabela 6.1 Material para gravação de holograma

material	fabricam	código	forma	sensibil.	resol.	espes	laser aplicável
				(erg/cm ²)	(jin/mm)	(gm)	
sal de prata	Kodak	649F	chapa	900	2000	17	He-Ne, Ar, rubi
		649F	filme	900	2000	6	He-Ne, Ar, rubi
		120-02	chapa	400	2000	5	He-Ne, rubi
		SO-17	i@ e	400	2000	6	He-Ne, rubi
		130-02	chapa	05/ago	1250	9	H.e--Ne., År
		SO-253	filme	05/ago	1250	9	He-Ne, Ar
	AGFA	8,00E+75	chapa/filme	75	3000	7(15)	He-Ne, rubi
		8,00E+56	chapa/filme	150-300	3000	7(15)	Ar
		1 0E75	chapa/filme	20	2800	7	He-Ne, rubi
		1 OES6	chapa/filme	out/20	2800	7	Ar
termo plástico	New-port		chapa				
	FUJI		chapa				

Capítulo 7

Resultados

7.1 Crânio

A análise dos interferogramas mostrou que a distribuição das forças geradas pelo aparelho de expansão rápida da maxila ocorre não somente no complexo dento- maxilar, mas também sobre estruturas do complexo crânio- facial, como os ossos nasais, assoalho das órbitas, osso e arco zigomático, processo pterigóide lateral do osso esfenóide, osso temporal, e suturas adjacentes à maxila. Estes resultados foram similares aqueles obtidos por Pavlin e Vukicevic [17] [18], que investigaram as reações mecânicas do esqueleto facial pelo uso de aparelho de expansão lenta da maxila.

Em termos qualitativos, quanto maior a densidade de franjas formadas existentes numa determinada região, maior será a força presente neste local. [29] Neste experimento, as maiores concentrações de franjas foram encontradas nas regiões próximas do ponto de aplicação das forças, região dento-alveolar, diminuindo gradativamente à medida em que se tornavam mais distantes.

Foi observado em algumas tomadas holográficas um padrão assimétrico de distribuição das forças entre as hemi- maxilas, havendo uma concentração de tensões maior de um lado da maxila que de outro. Uma possível diferença na densidade óssea poderia explicar esta assimetria. Alguns hologramas mostraram franjas dispostas verticalmente no osso maxilar, outros com direção oblíqua e horizontal (Figuras 2A, B e C respectivamente), isto é, paralelas ao plano oclusal. Assim, estas direções variadas do padrão de franjas revelaram diferentes vetores da decomposição das forças geradas pelo aparelho, demonstrando assim, o processo dinâmico de dissipação das tensões induzidas pelo aparelho de expansão até sua acomodação final.[30] [31] [32] [33]

Outro fato notado foi a interrupção na continuidade do padrão das franjas após a passagem pelas suturas (seta da Figura 2A), indicando mudança na direção de propagação das forças. Este resultado está de acordo com os achados de Dermaut, L. R. e Beerden, L. [20] [23] [24] [25], que mencionaram as suturas como sendo áreas de ajuste do crânio.

7.2 Mandíbula

Nós temos que especificar agora que os resultados destes experimentos têm de ser interpretados cuidadosamente. o método de interferometria não é sempre muito óbvio, mesmo para um bom holografo. Sua aplicação ao estudo mecânico do osso sob pressão foi tentada poucas vezes. Porém, é possível determinar alguns pontos: A deformação ocorre ao longo de uma linha perpendicular ao das franjas A única informação que o interferograma pode dar é a seguinte: o aparecimento de franjas indica a existência de deformações ocorrendo em uma linha perpendicular à formada pelas franjas, mas cuja direção permanece desconhecida ao observador. Quanto mais próximas estão as franjas, maior é a deformação. Nós, porém, vimos que no começo da pressão mecânica, a orientação das franjas era quase vertical. Isto significa que a deformação ocorre num plano perpendicular, portanto, horizontalmente.

7.3 Resultados mandíbulas

Analisando as imagens dos hologramas das amostras, verificamos que :

- 1) Nas hemi-mandíbulas frescas, as franjas foram mais espaçadas e em menor número, quando comparadas às amostras fixadas e maceradas. As hemi-mandíbulas maceradas apresentaram maior quantidade de franjas, com menor espaçamento entre elas.
- 2) Uma alteração na direção das franjas localizadas no dente e no osso foi constatada nas hemi-mandíbulas frescas. Já nas amostras fixadas e maceradas, a direção das franjas manteve-se inalterada.
- 3) O espaçamento entre as franjas foi menor na região próxima ao ponto de aplicação da força e aumentou progressivamente ao longo da mandíbula, em direção à extremidade fixa.
- 4) O padrão das franjas também foi diferente em direção, sendo que nas amostras fixadas e maceradas as franjas apresentaram maior inclinação do que as correspondes frescas.

As fotos do interferograma podem ser vistas a seguir:

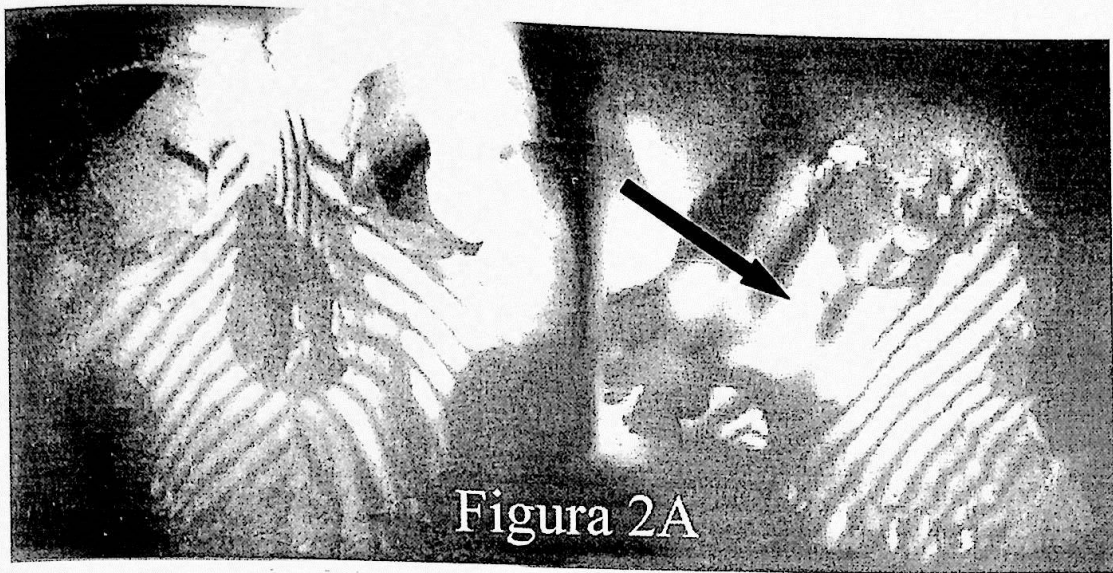


Figura 2A

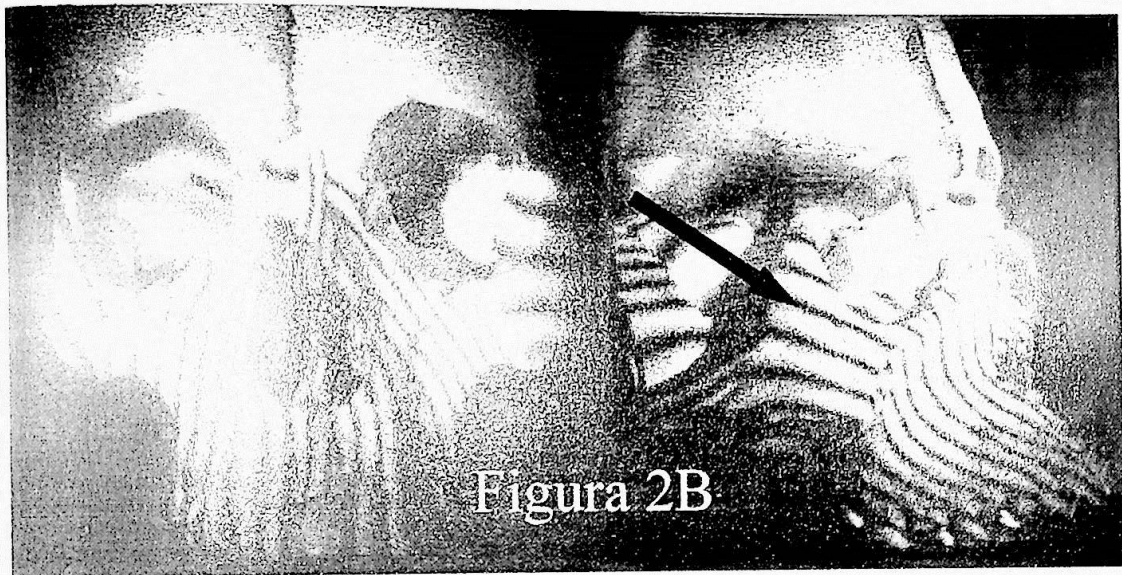


Figura 2B

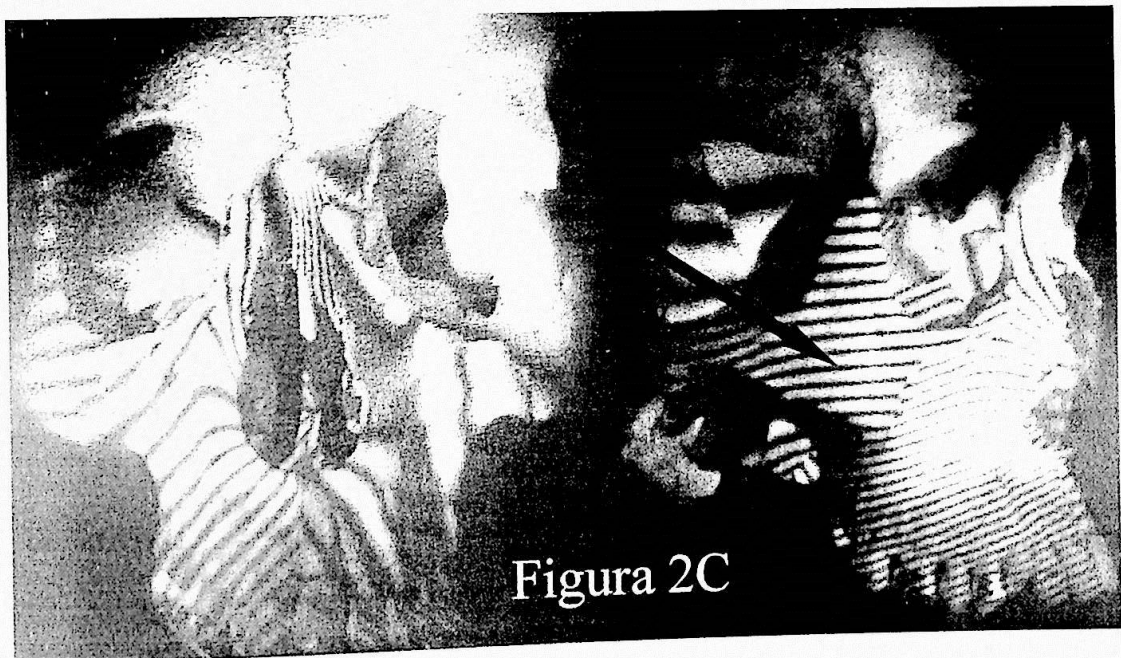
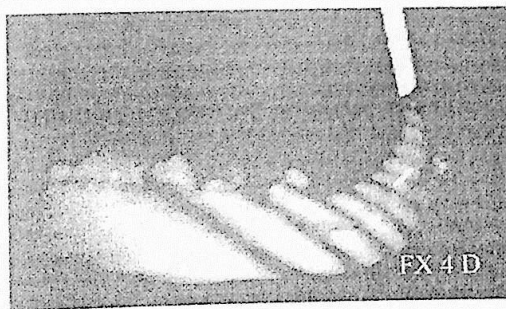
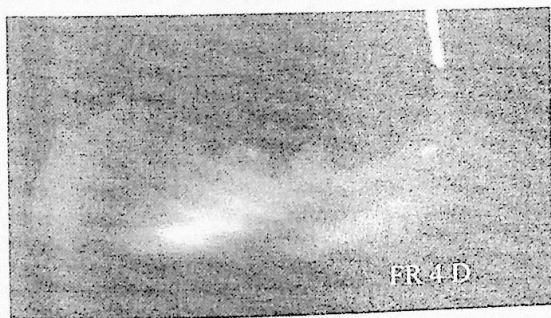
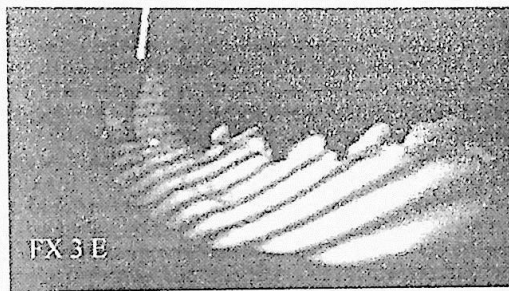
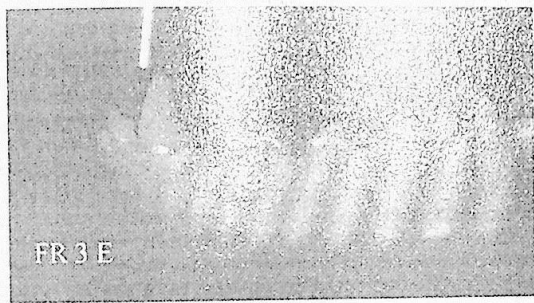
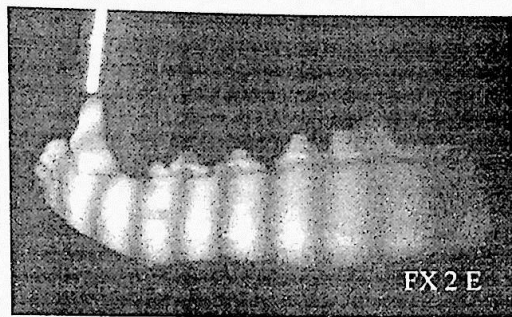
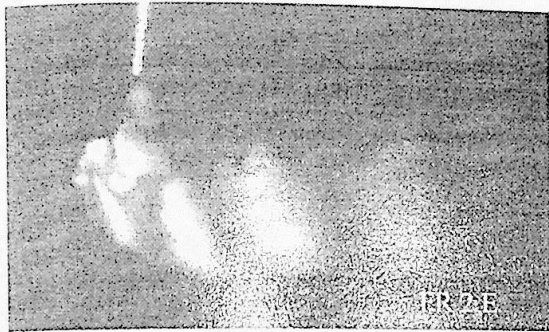
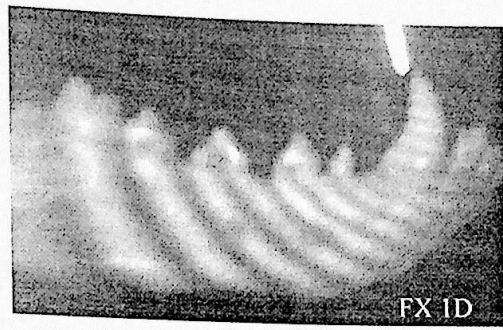
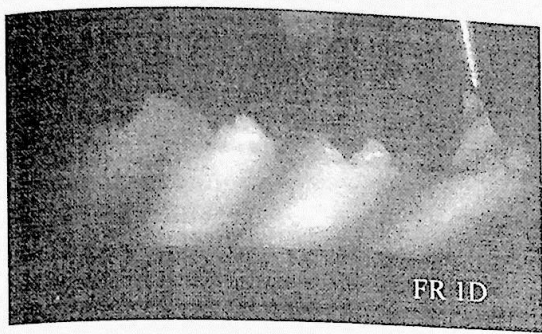
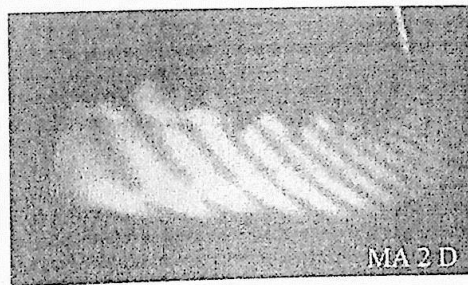
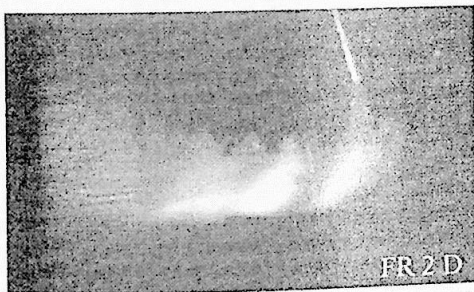
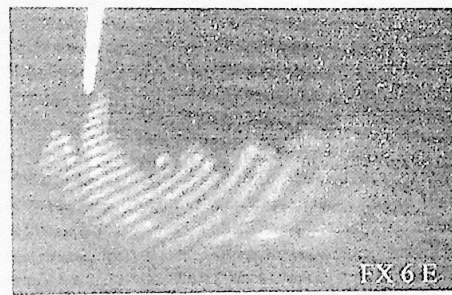
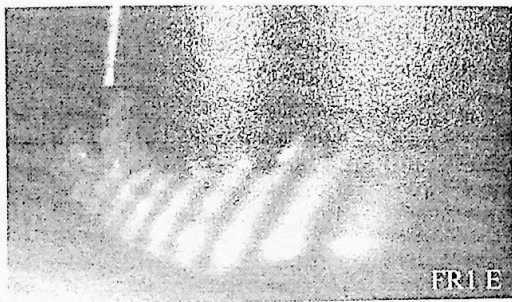
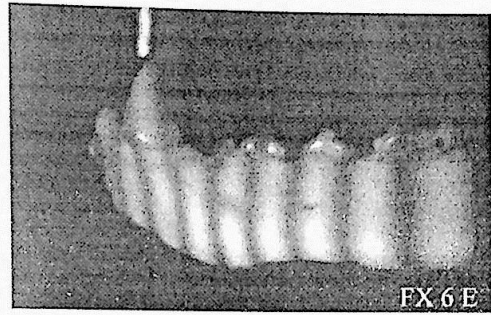
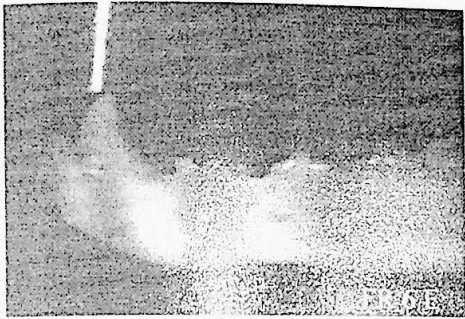
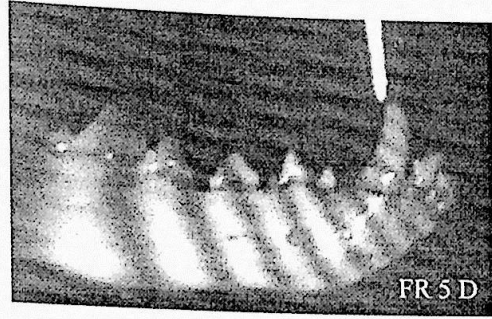
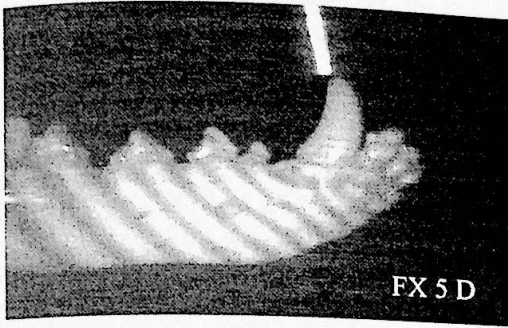
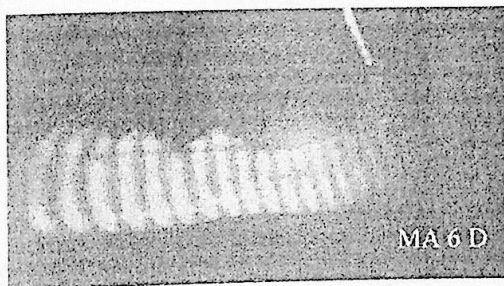
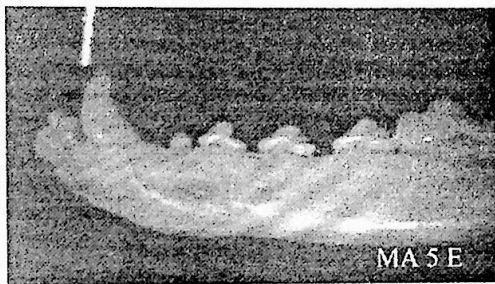
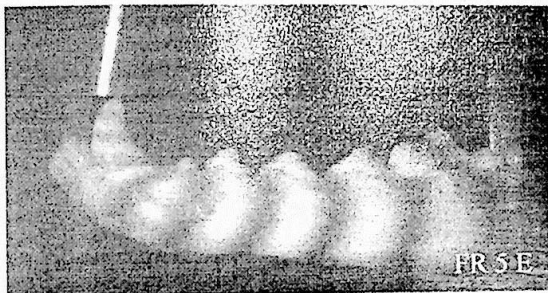
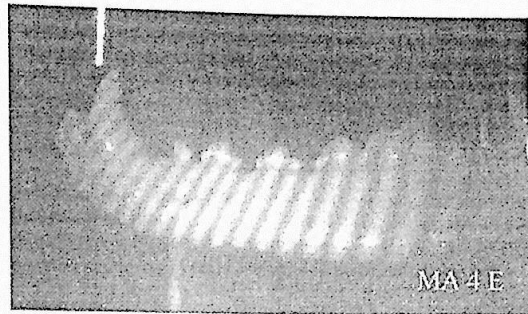
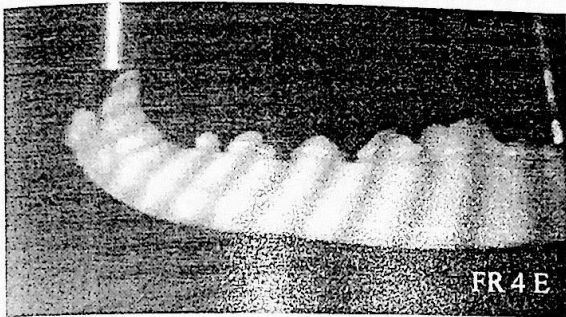
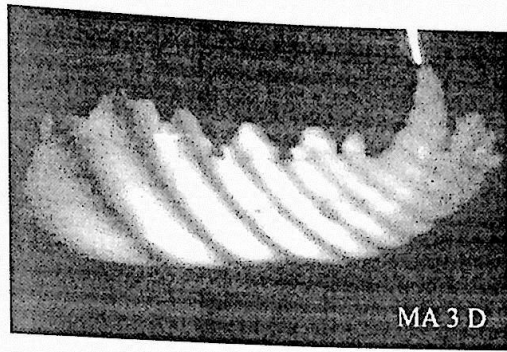
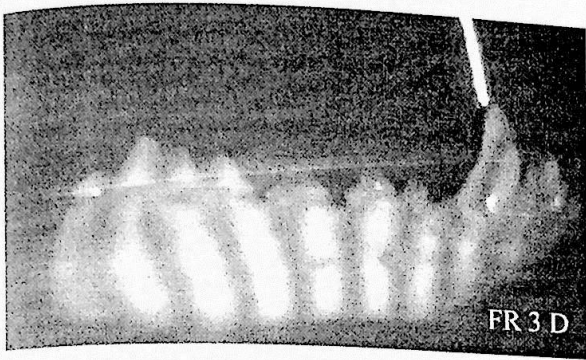
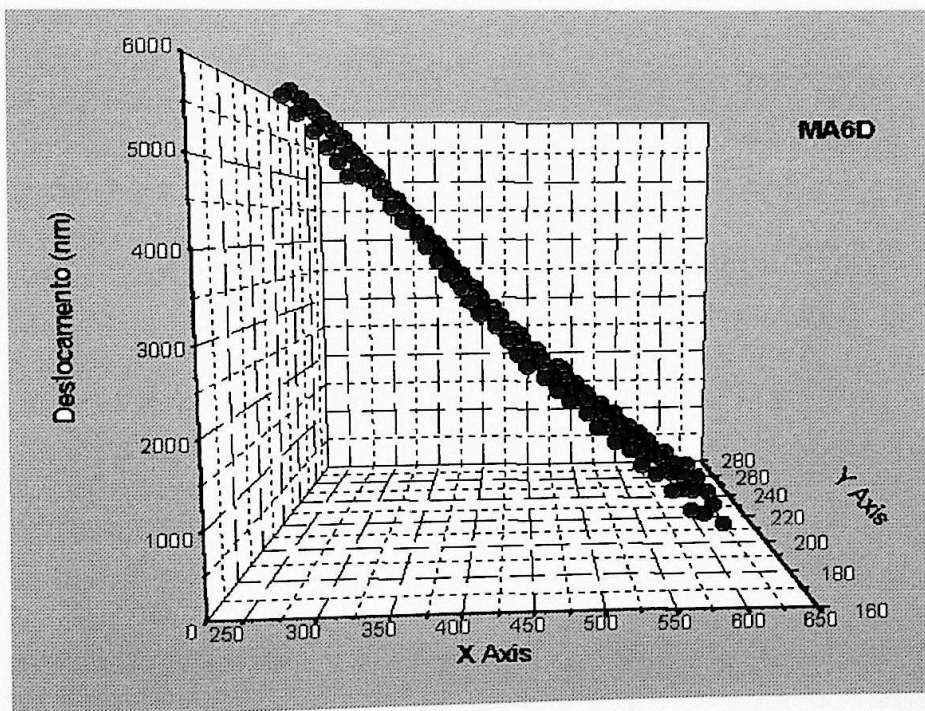
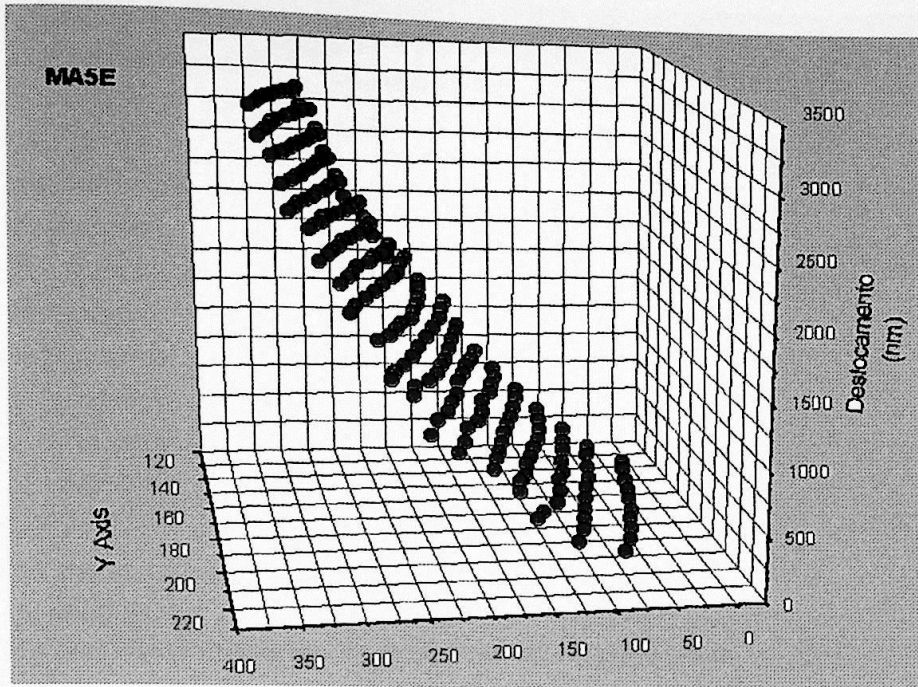


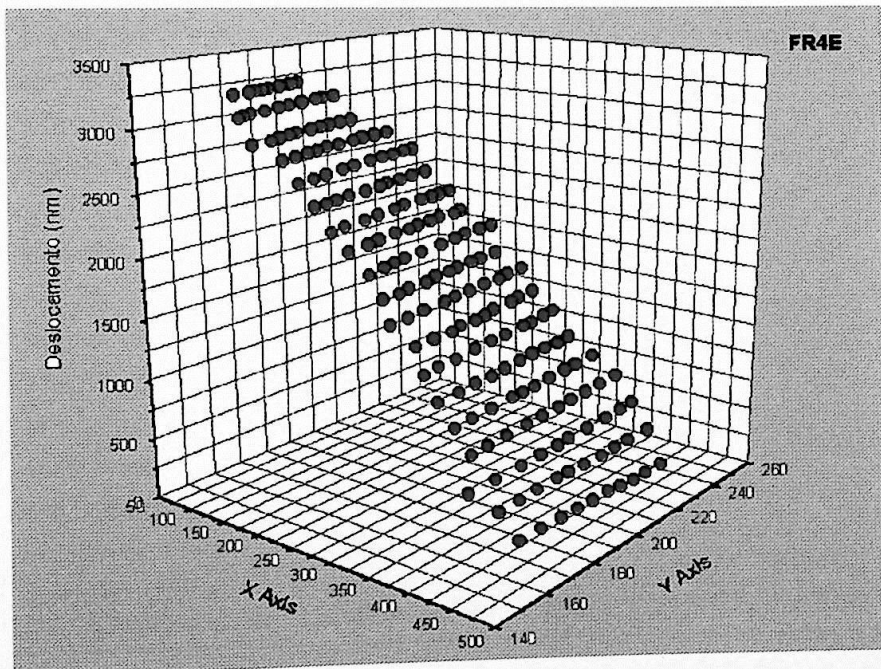
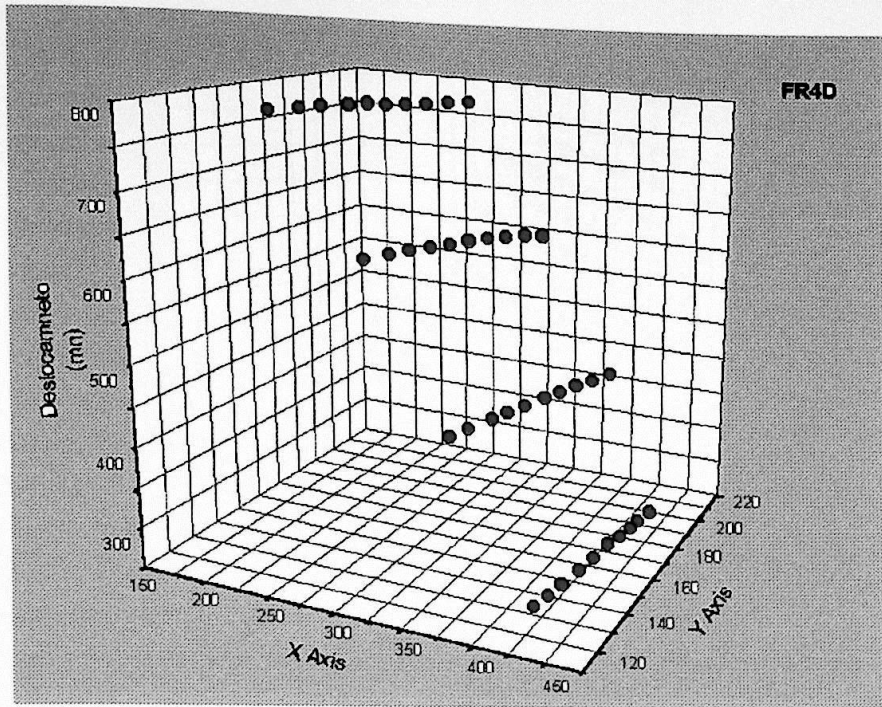
Figura 2C

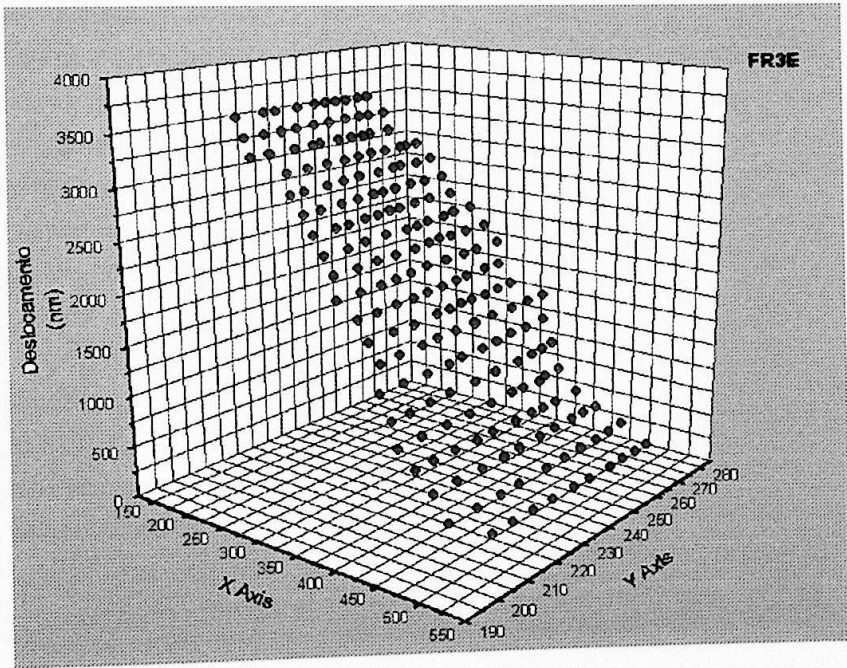
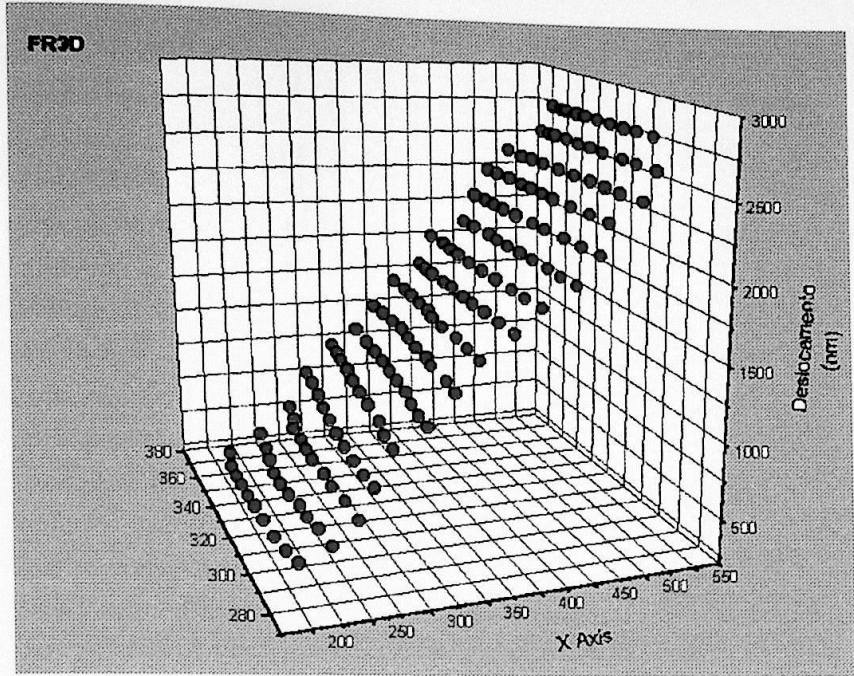


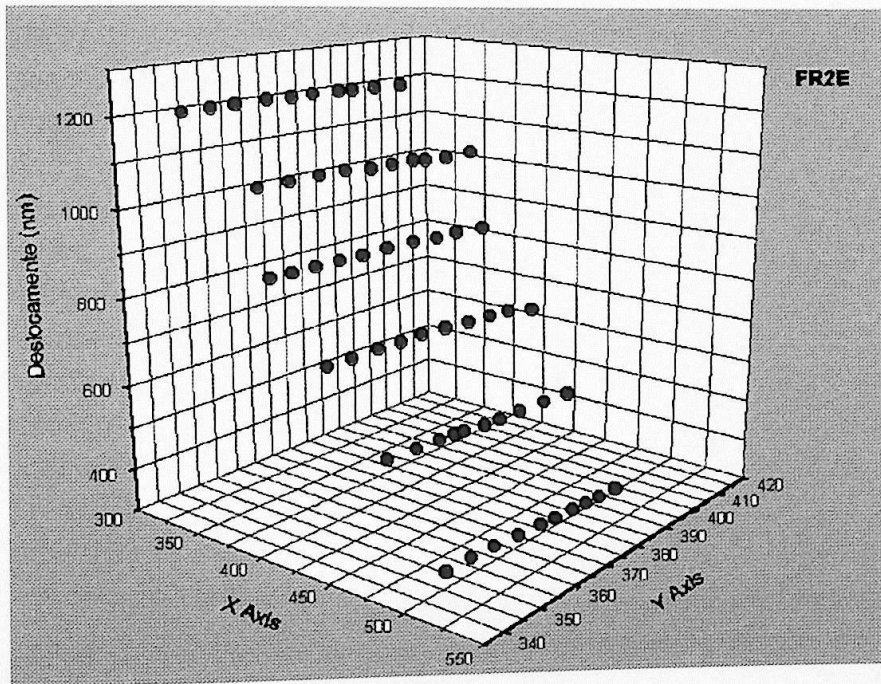
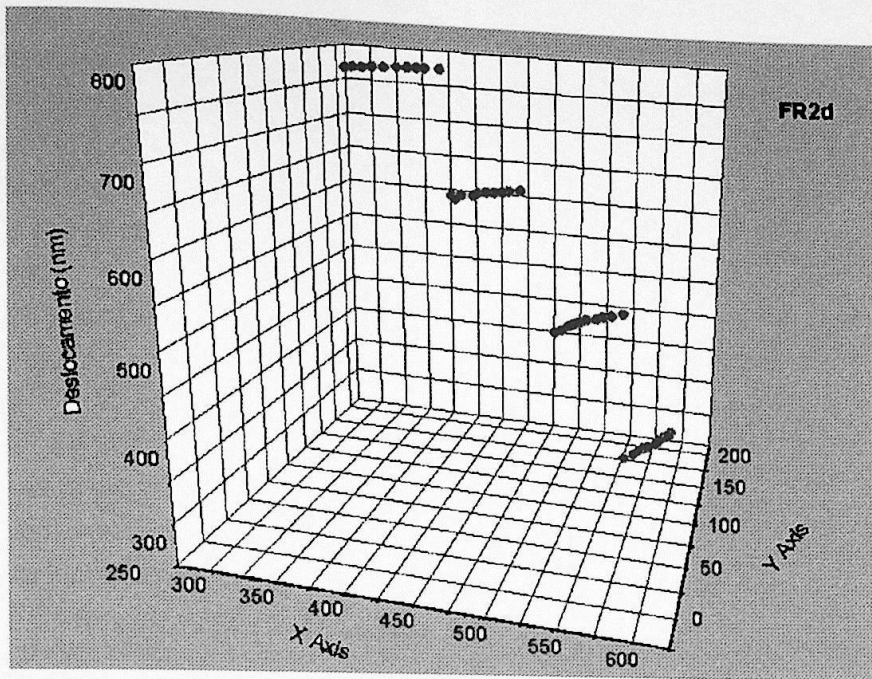


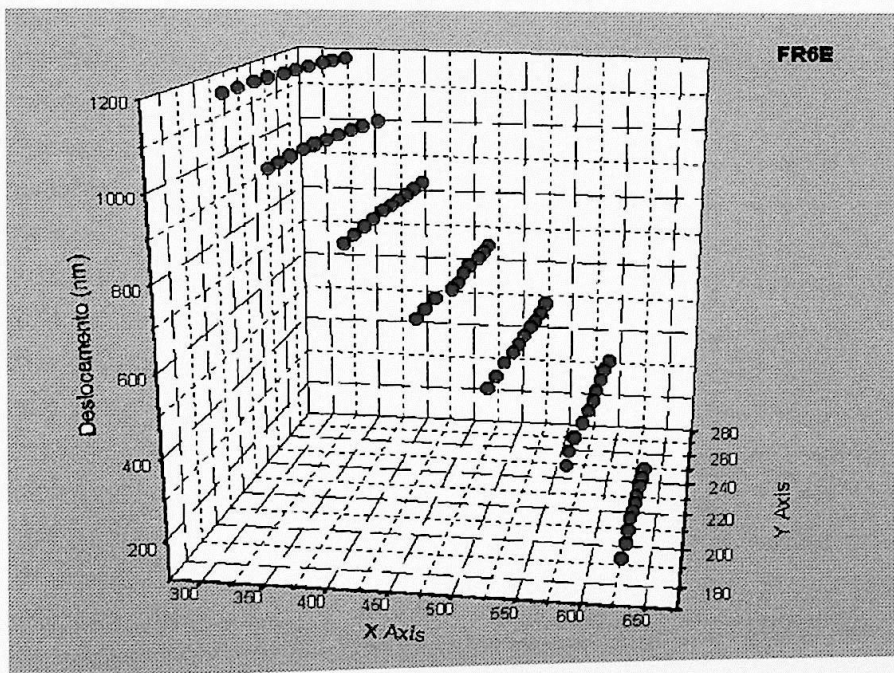
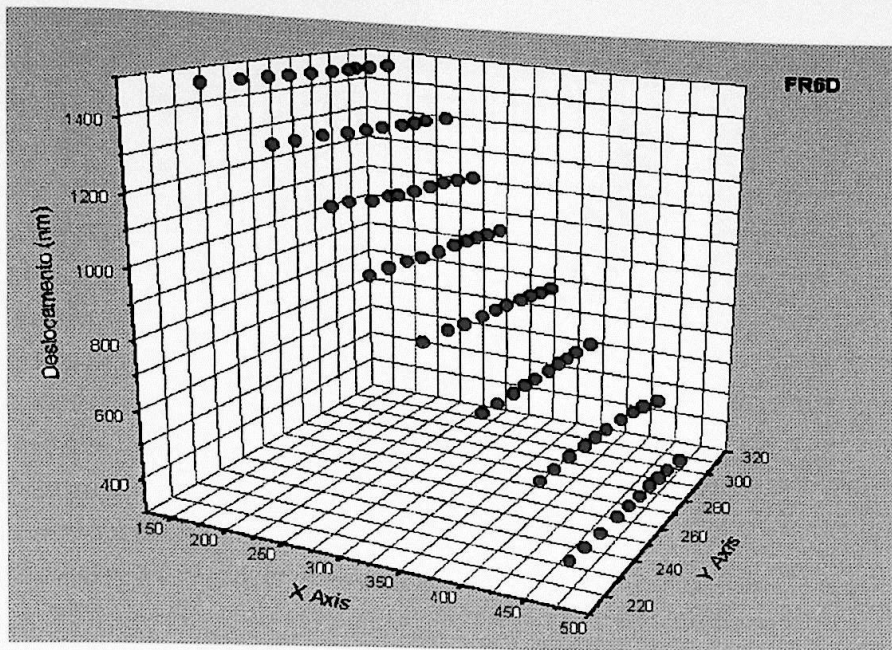


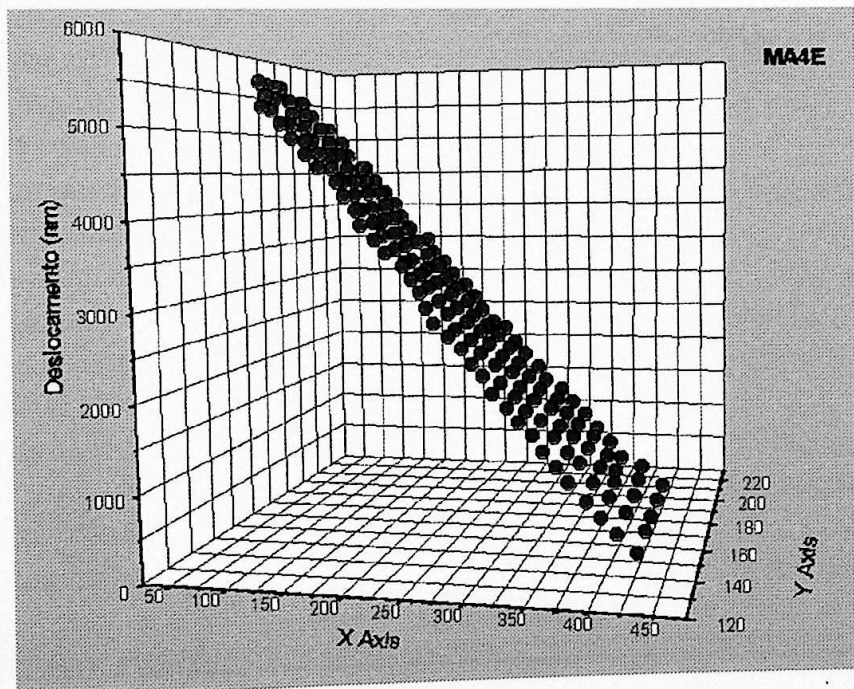
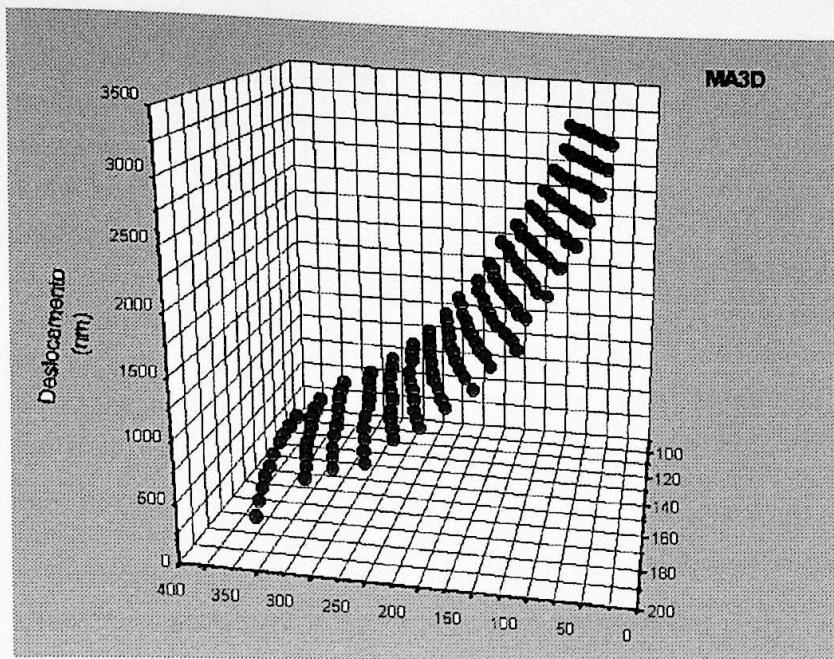




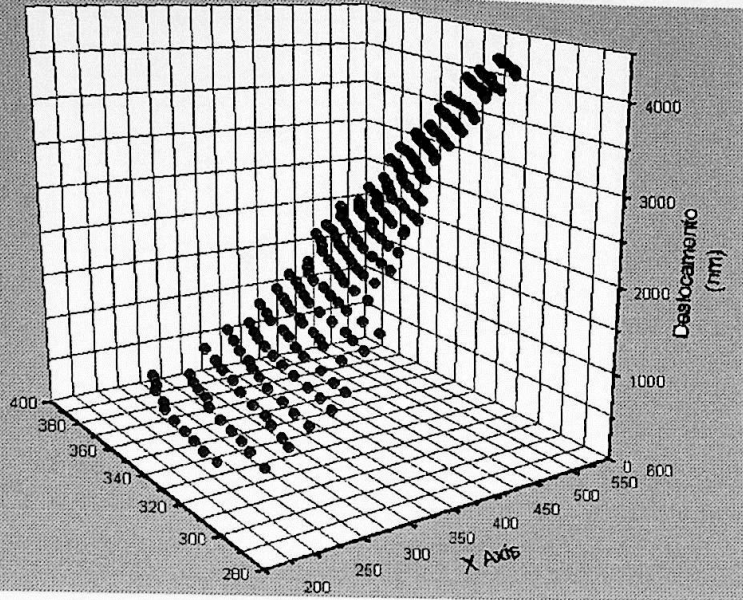




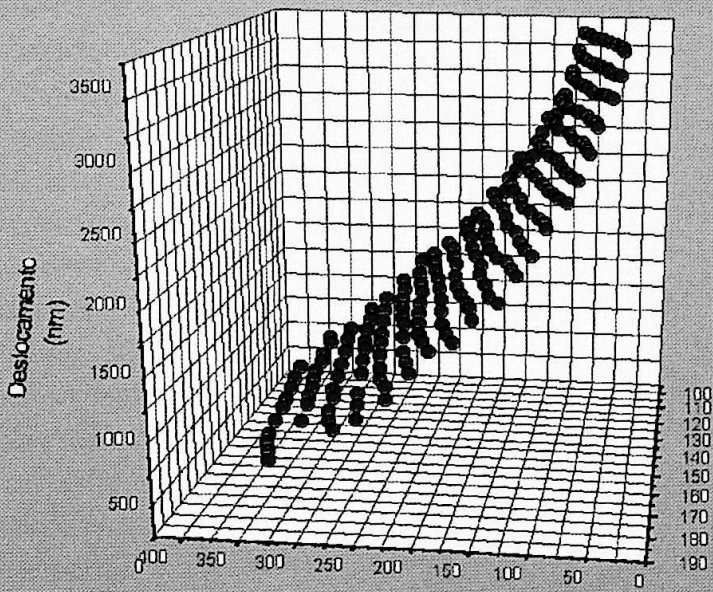


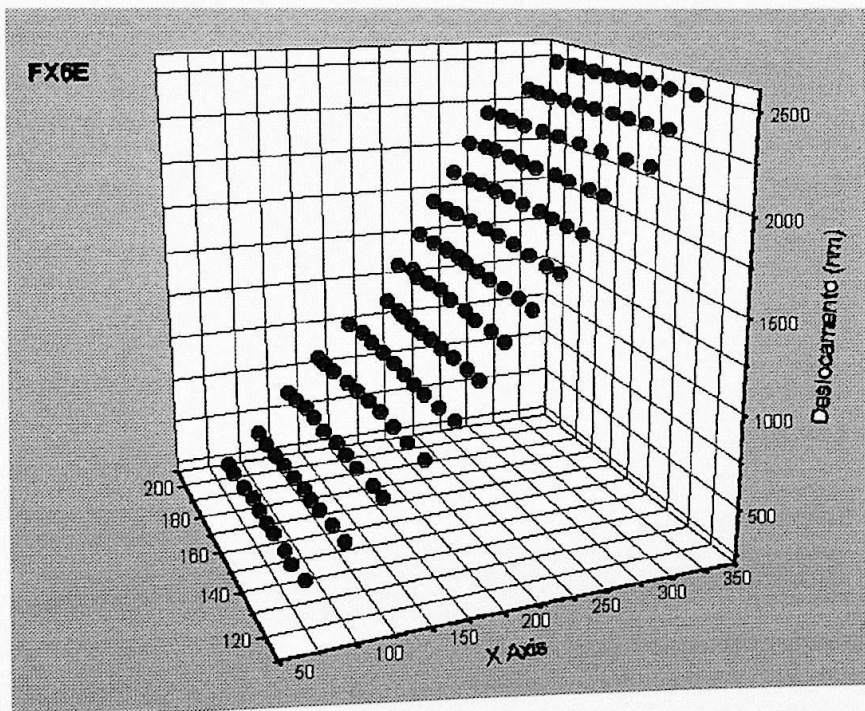
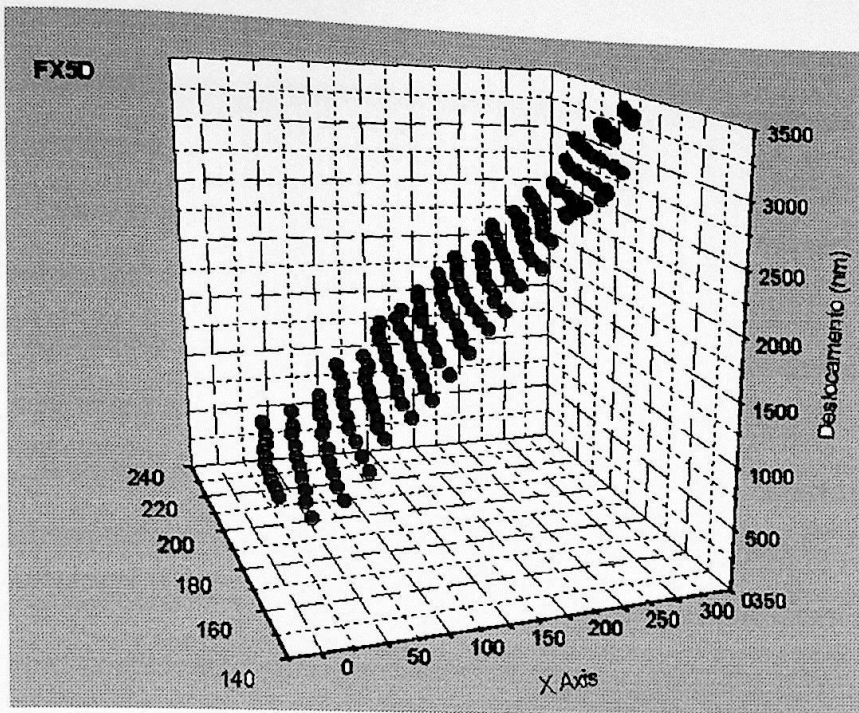


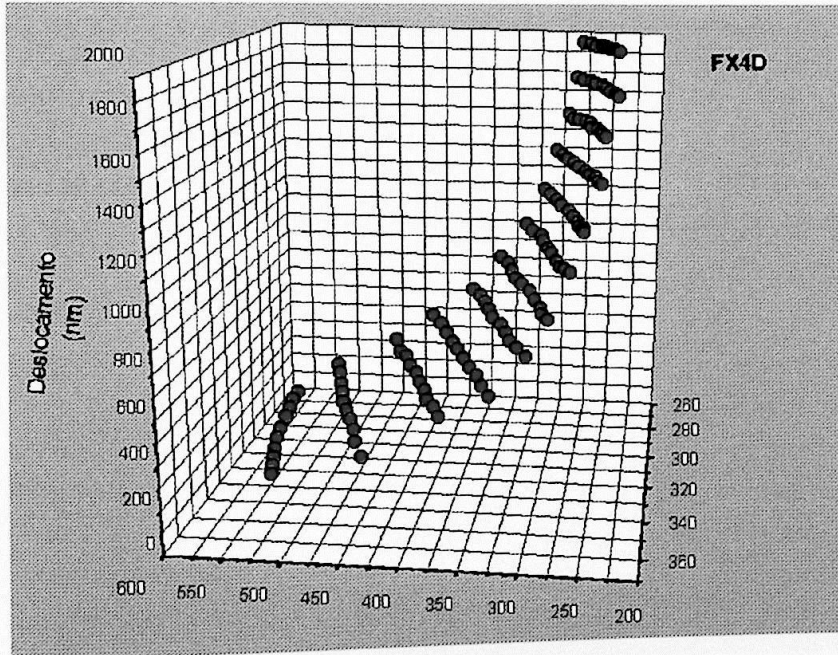
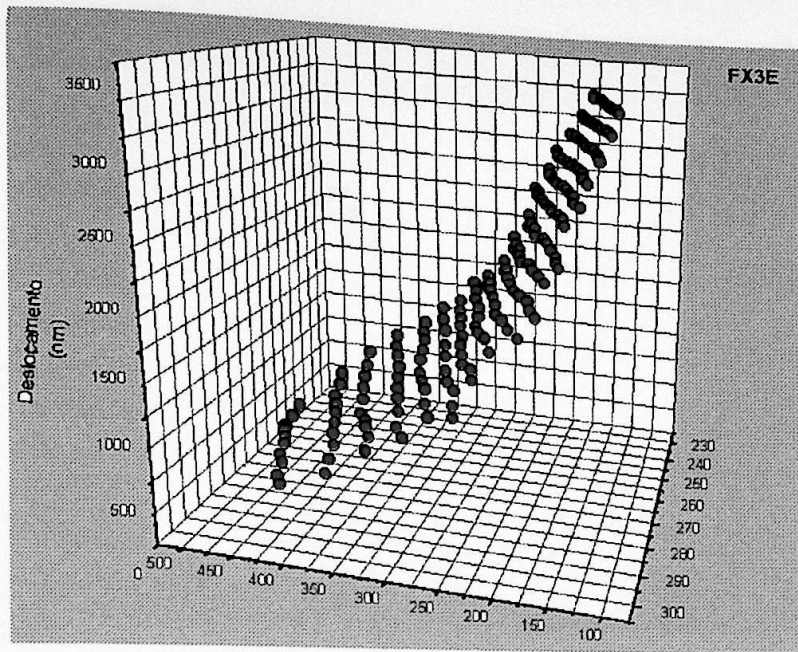
MA1E

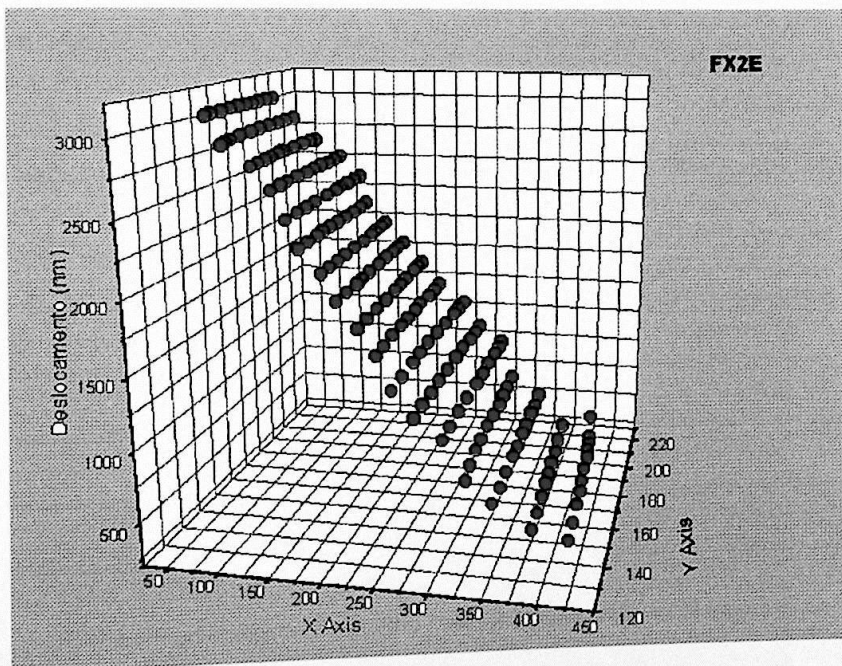
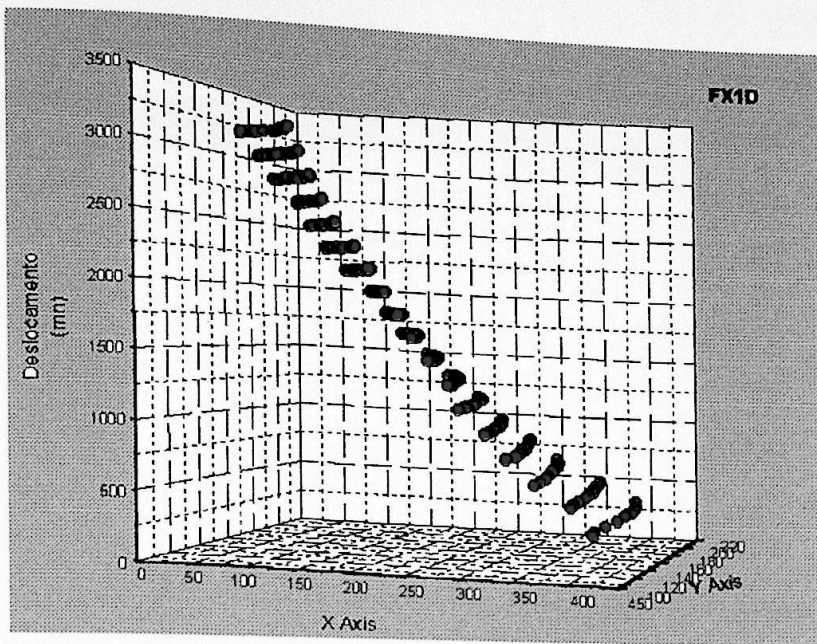


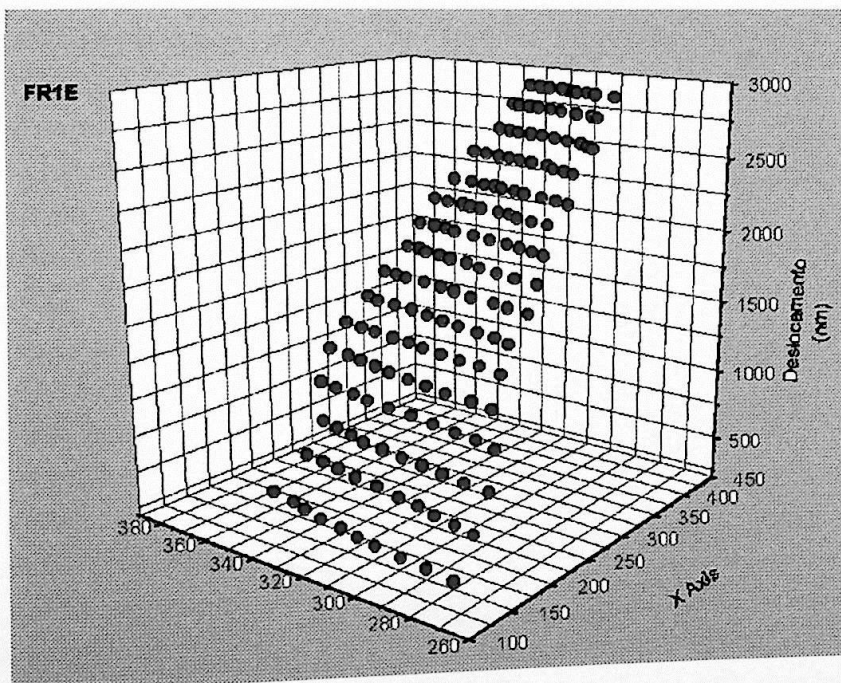
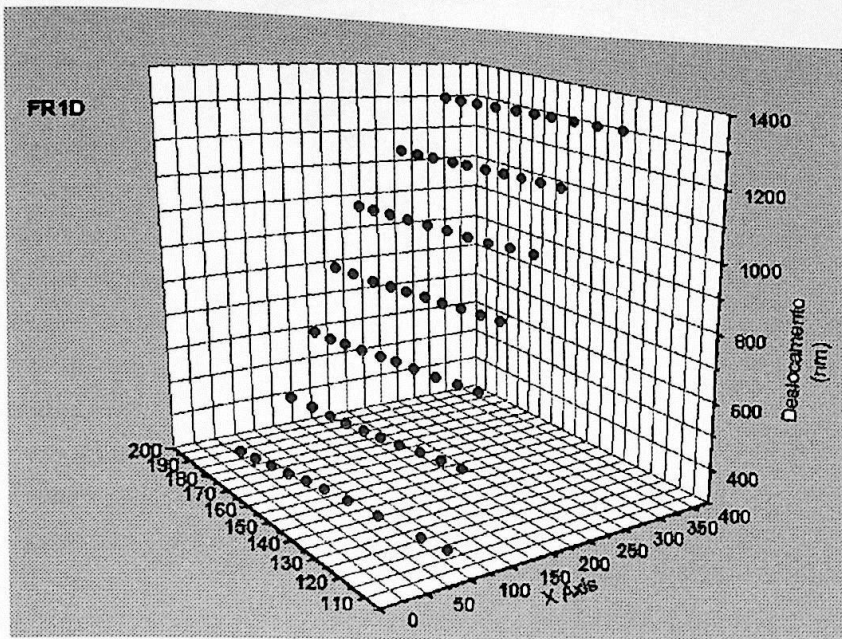
MA2D

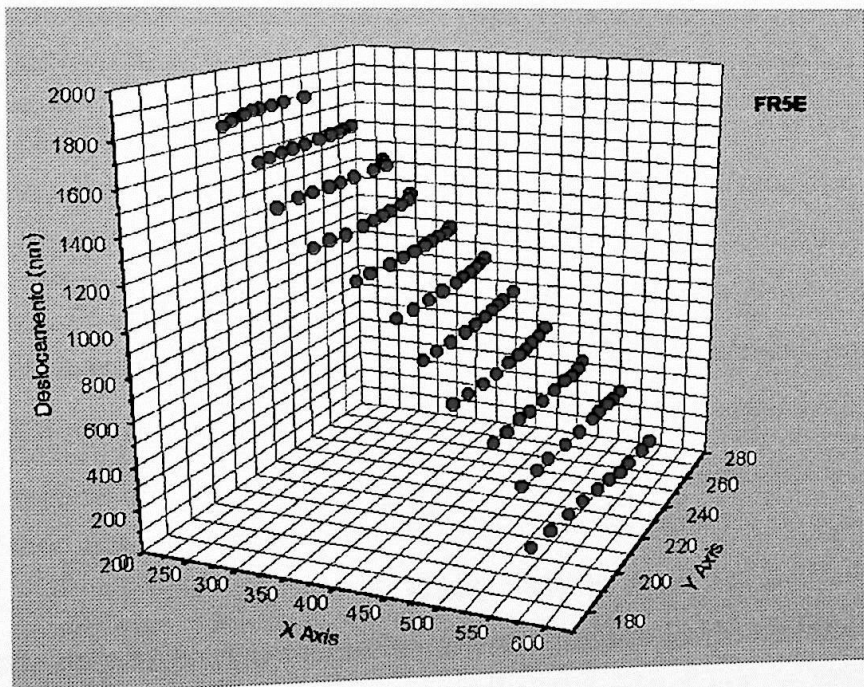
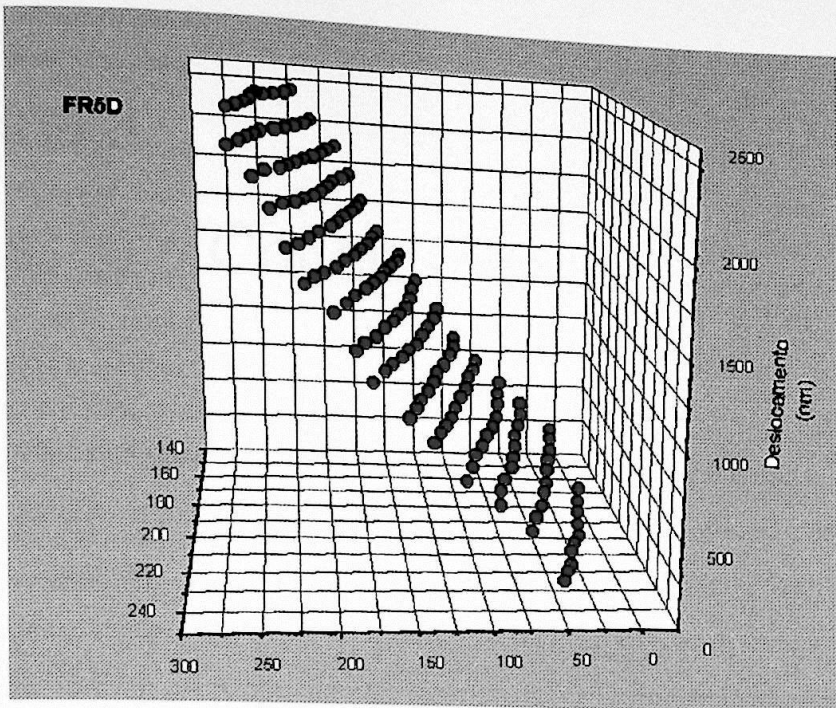












Capítulo 8

Discussão e Conclusões

8.1 Crânio

Em vista dos resultados obtidos, deve ser salientado que a técnica descrita é ideal para análise das reações iniciais produzidas pelos aparelhos ortodônticos e ortopédicos aplicados em crânios humanos. Entre as vantagens deste tipo de estudo, estão as características dinâmicas dos experimentos, não somente por tornar possível a comparação inicial e final das situações, mas também por facilitar o acompanhamento das mudanças intermediárias

As reações mecânicas geradas pelo aparelho de expansão rápida da maxila foram claramente visíveis, em todos os graus de ativação, não somente na região dento-maxilar, mas também irradiadas pelas estruturas do complexo crânio - facial.

A decomposição das forças geradas pôde ser analisada por meio das franjas que se formaram sobre a superfície do osso maxilar nas imagens dos interferogramas, de modo que as diferentes direções de franja observadas na maxila representaram diferentes vetores desta decomposição, durante a dissipação das tensões sobre o crânio. As franjas dispostas obliquamente sobre a maxila evidenciaram o deslocamento deste osso por meio de rotação em direção lateral, enquanto as franjas verticais revelaram um deslocamento translacional da maxila, ou seja, em movimento de corpo. A ativação do parafuso expensor promoveu, portanto, movimento de translação e inclinação (rotação) das hemi-maxilas, com adaptação das regiões suturais.[53].

O estudo das reações ósseas iniciais determinadas pelo uso do aparelho de expansão rápida da maxila foi realizado em um crânio humano seco, não podendo ser diretamente correlacionado com as reações biomecânicas em estruturas vivas. Deve-se ter em mente que

as propriedades mecânicas (sobretudo, o módulo de elasticidade dos ossos) se alteram devido à perda de umidade e dos tecidos moles. A perda de água ocasiona um aumento gradual de atrito nas suturas, e assim, o deslocamento diminui progressivamente com quantidades idênticas de carga [45] [46] [47].

O conhecimento destas reações biomecânicas iniciais permite ao ortodontista uma melhor compreensão sobre o efeito terapêutico final dos aparelhos e como aplicar corretamente os aparelhos ortopédicos sobre os ossos basais e suturas do sistema dento-facial.

O estudo das tensões provocadas no sistema estomatognático e no crânio, quer seja com o uso de aparelhos intra ou extra-orais, ativos ou passivos, ou por meio da própria oclusão, é de interesse para todas as áreas da Odontologia. [48] [49] [50] [51]

Ao longo do tempo, encontramos diversos tipos de modelos experimentais, desde o macro modelo de mandíbula, feito em madeira, por Gysi em 1921, passando por modelos de cera, de resinas, tentando simular uma situação *in vivo*. Uma das desvantagens dessas imitações é que a configuração estrutural é homogênea.

Dessa forma, a resistência desses materiais sob ação da mesma carga, quer seja na região de incisivos ou na região de molares é exatamente a mesma. Tentando suprir essa deficiência, surgiram os modelos matemáticos, utilizados no método dos elementos finitos. Sabe-se, entretanto, que a estrutura óssea e ligamentar podem diferir dependendo de vários fatores, como: idade, raça, localização, entre outros.

Uma outra forma de se aproximar de uma situação real, *in vivo*, é através da utilização de peças anatômicas naturais. Assim os crânios secos tem sido utilizados como modelos experimentais, pois, embora não apresentem tecidos cartilagosos e fibrosos, ao menos, o trabeculado e outras características anatômicas são as mesmas que *in vivo* [36].

Um método, que possibilita o emprego direto do próprio objeto em estudo e que vem sendo aplicado nas diversas áreas odontológicas, é a interferometria holográfica. Com esta metodologia, é possível a detecção de pequenos deslocamentos, da ordem de μm , e a visualização global do percurso das tensões geradas, de forma qualitativa e quantitativa.

A utilização de crânio macerado, como modelo experimental em holografia, todavia, vem sendo questionada. Uma vez que o processo de maceração provoca o

ressecamento ósseo e a perda do tecido conjuntivo fibroso, poder-se-ia em parte transferir os resultados obtidos para uma situação *in vivo*.

8.2 Mandíbula

Na presente pesquisa, comparou-se a distribuição das tensões em mandíbulas de cães, nas condições experimentais: maceradas e fixadas, tendo como controle as hemimandíbulas frescas. Elegeu-se a mandíbula ao invés do crânio, devido a ausência de suturas, tornando, assim, possível a avaliação das tensões no tecido ósseo e a influência do ligamento periodontal.

Analisando as imagens holográficas, verificou-se que nas hemimandíbulas frescas as franjas foram mais espaçadas e em menor número, quando comparadas às amostras fixadas e maceradas.

O princípio da interferometria holográfica determina que o deslocamento provocado pela ação de uma força sobre um corpo é diretamente proporcional ao número de franjas e que apresenta direção perpendicular as das franjas. [11][14] [15] Sabe-se, também, que a força é diretamente proporcional ao deslocamento (lei de Hooke), isto é, a força e o deslocamento caminham na mesma direção. Portanto, a análise do número de franjas e o deslocamento, pode-se referir à direção das tensões.

Assim, verificou-se que, no geral, as hemimandíbulas frescas transmitiram menor tensão que as correspondentes amostras fixadas e maceradas. O experimento teve início logo após o sacrifício do animal e a presença do tecido conjuntivo fibroso fresco pode ter amortecido a ação da força aplicada.

Além disso, outro fator que pode ter contribuído na dissipação da tensão é a dureza do osso. Segundo Yamada [62], a dureza do osso compacto seco é 1,4 vezes maior que do osso fresco, e o do osso fixado em formalina é 1,1 vezes maior que do osso fresco. Fazendo-se uma analogia, ao se criar uma alavanca utilizando uma barra rígida, tem-se uma resultante na extremidade oposta; se, aplicando a mesma carga, utilizando-se outra barra, com as mesmas dimensões, porém menos rígida, tem-se na extremidade oposta uma resultante de menor intensidade.

Segundo De Clerck *et al* [20], a presença de umidade no crânio fresco de cães poderia ter influenciado em seus resultados quando comparado ao crânio macerado, tornando-o menos rígido e promovendo um deslocamento ósseo menos pronunciado. Entretanto, Govert e Dermaut [25], na tentativa de melhorar a condição do crânio seco como modelo experimental para pesquisas ortopédicas mantiveram crânios macerados de cães em umidade relativa, variando de 40 a 100%, e observaram que os deslocamentos das maxilas não coincidiram com as mensurações *in vivo*. Na presente pesquisa, também verificou-se que a umidade não produziu resultados semelhantes nas amostras frescas e fixadas.

O tempo decorrido, pós morte, e a fixação em solução de formol a 10%, provavelmente, provocaram algum nível de rigidez no ligamento periodontal, de modo que a transmissão das tensões ocorreu de forma semelhante, quantitativamente, às amostras maceradas. Pelo curto tempo de fixação em formol, possivelmente, não ocorreu mudanças significantes na composição bioquímica do tecido ósseo. Boskey [63] compararam amostras de tecido ósseo fixadas em formol (por 11 dias) e amostras frescas congeladas, e verificaram que os parâmetros minerais e lipídicos não foram afetados. Comentam ainda que a fixação com formol provoca uma aglutinação das fibras colágenas.

As amostras maceradas apresentaram maior quantidade de franjas, com menor espaçamento entre elas a exemplo das fotografias dos interferogramas MA4E MA5E MA6D. Portanto, as tensões transmitidas foram mais intensas do que nas amostras frescas, corroborando os resultados de Clerck [20] que utilizaram o método da interferometria por speckle. Esse método, porém, não é tão preciso quanto o método da interferometria holográfica, pois utiliza apenas o feixe objeto para a formação da imagem.

Nossos resultados não convergiram com os achados de Kannan (1982), que não encontrou muita diferença na magnitude das tensões desenvolvidas nos crânios de macacos *in vivo* e nos crânios secos, mensurados com células de carga. Todavia, o autor aplicou intensidade de força diferente para as duas condições experimentais: 2,5 kg para os crânios secos e 0,5 kg para os crânios *in vivo*.

Um dos inconvenientes do uso da célula de carga é que seu acionamento ocorre de acordo com a deformação da superfície na qual se fixa. Assim, a célula de carga mede a deformação local, e sabe-se que o módulo de elasticidade do osso depende também da

sua localização. Para um mapeamento global da distribuição das tensões seriam necessárias várias células de carga. Ademais, a forma de fixação desse dispositivo na superfície do objeto em estudo também pode influir no seu funcionamento.

A possível influência do ligamento periodontal também foi notada quando observou-se que nas hemi-mandíbulas frescas, houve uma nítida alteração na direção das franjas localizadas no dente e no osso. Enquanto que, nas amostras fixadas e maceradas, a direção das franjas não sofreu mudança acentuada, mantendo uma continuidade, comportando-se (dente e osso) como um corpo único. Na amostra FR3E não observou-se franjas no canino, isto quer dizer que não houve deslocamento segundo o eixo Z e, provavelmente, o maior movimento dentário tenha sido no plano XY. Prevendo uma possível influência do ligamento periodontal, Dermaut & Beerden [20] usaram um crânio macerado e removeram cuidadosamente os dentes. Depois, recolocaram-nos aos respectivos alvéolos, fixando-os com uma camada de *Araldit elástico 208*. Com isso, estes autores acreditaram ter obtido o efeito do ligamento periodontal, quando submeteram os dentes a ação de aparelhos ortodônticos.

Em todas as hemi-mandíbulas, observa-se que as franjas são mais compactas na região próxima ao ponto de aplicação da força e o espaçamento entre as franjas aumenta progressivamente ao longo da mandíbula, em direção à extremidade fixa. Estas imagens mostram que as tensões geradas na área de aplicação da força são mais intensas e à medida que são transmitidas, ao longo do osso mandibular, são dissipadas e absorvidas pelo tecido ósseo.

Comparando-se os pares correspondentes, isto é, fresco fixado e fresco-macerado, pode-se notar que nas amostras fixadas e maceradas as franjas são mais inclinadas que nas amostras frescas. Isto quer dizer que as primeiras sofreram um deslocamento no eixo Z, e concomitantemente sofreram uma torção. Esta torção pode ser melhor visualizada nos gráficos. No par de amostras FR3E e FX3E, o número de franjas é o mesmo, isto é, sofreram um deslocamento no eixo Z, de mesma intensidade, entretanto, a inclinação das franjas é diferente. Enquanto o FR3E apenas afastou-se do plano XY, o FX3E sofreu uma torção, enquanto deslocava. Portanto, a direção das tensões foi diferente.

Quantitativamente, constatou-se que houve diferença significativa para as médias entre as hemi-mandíbulas no estado fresco e nos estados fixado e macerado . E essa diferença foi pouco mais que o dobro.

Dentro desse contexto, verificou-se, portanto, que a distribuição das tensões produzidas no osso mandibular, sob carga estática, ocorre diferentemente, tanto qualitativa quanto quantitativamente, na amostras frescas, fixadas e maceradas.

A escolha e a análise criteriosa de uma única direção de deslocamento (eixo Z), permitiu-nos constatar que as diferenças entre as condições experimentais e a de controle foram significantes. Por meio das imagens podemos observar a torção associada ao deslocamento em algumas amostras, sugerindo movimentações no plano XY. A análise dos dados permitiu afirmar que a utilização de peças anatômicas maceradas e fixadas podem levar a resultados não condizentes com as mesmas no estado fresco.

Perspectivas :

Pesquisas futuras são necessárias para se descobrir artefatos que possam aproximar mais os resultados obtidos nas amostras maceradas da situação *in vivo*, sobretudo nos estudos em que o efeito do ligamento periodontal é fundamental.

Apesar das limitações do modelo experimental para determinadas pesquisas, a interferometria holográfica é um método eficiente na mensuração de pequenos deslocamentos e na análise da distribuição das tensões. Sendo um método não destrutivo, cujos resultados podem ser extraídos do próprio objeto em estudo, permite a reprodutibilidade do experimento. Não requer simulação matemática, virtual ou artificial do objeto avaliado e, sendo um método preciso, permite uma vasta gama de aplicações, sobretudo na Odontologia.

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho a intenção agora é fazer novas medidas usando cristal fotorefrativo e holografia digital facilitando assim a interpretação do interferograma, além de se permitir registro holográficos mais rápido.

Referências

- [1] Vest Charles M. **Holographic interferometry** –
- [2] Young Optics and Lasers. - Jenkins, F. A., "**Fundamentals of Optics**"
- [3] Denis Gabor, "**holography**". Proceedings of the IEE Jun 1972, pag 653.
- [4] Hariharan, P., "**Optical holography**". Cambridge University Press - Australia - 1983
- [5] Leith, Emmett. "**Photography by Laser**", Scientific American. Jun 1965.
- [6] Young Optics and Lasers - Jenkins, F. A., "**Fundamentals of Optics**";
- [7] Hecht, E. : **Optics**. 565p. Reading, Mass., Addison-Wesley Pub. Co. 1974.
- [8] Rastogi, PK: **Holography Interferometry**. 328p. Berlin ; New York : Springer, 1994
- [9] Dhir, S.K. Sikora , J.P. In **Improved for Obtaining the General displacement field from holographic interferometric** Exp. Mec. 323 – 7 Ago / 72
- [10] Sikora , J.P. A **Three dimensional displacement analysis from as image plane hologram** Exp Mec. Mar /78
- [11] Aleksandrov, E. Bonch – Bruevich, A. **Investigation of Surface Strain by hologram Techniques**. Soviet Physics – Technical Phisiscs 12 – 258 – Ago/67.
- [12] Abramson N. **The Making and Evaluatin of Holograms**
- [13] Sollid, J.E. Stetson, K. **Strains from holographic data** Exp. Mec. 208 – 14 jun / 78
- [14] Pryputniewicz, R.J. , "**Quantification of holographic interferograms : State of the art methods**" , Tecnical Digest , OSA Wasington, D.C.
- [15] Pryputniewicz, R.J. **holographic Determination of Rigid Body Motions**, " Appl. Opt., 18: 1442 (1979)

- [16] Zentner, A. et al. "A holographic study of variations in bone deformations resulting from different headgear in macerated human skull"- *The Angle Orthodontist*, v.66, n.6, p.463-72 1996;
- [17] Pavlin, D. "Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography" - *Am. J. Orthod. And Dentofac. Orthop.*, v.83, p.498-507, 1984;
- [18] Isaacson, R.J.; Ingram, A.H. "Forces Produced By Rapid Maxillary Expansion - Part II: Forces Present During Treatment" - *The Angle Orthodontist*, v.34, n.4, pag.256-69, 1964.
- [19] Canut JA, Dalmases F, Gandia JL, Salvador R: **Effects of maxillary protraction determined by laser metrology.** *Eur J Orthod.* (3):340-5, 1990.12
- [20] Dermaut LR, Beerden L.: **The effects of class II elastic force on a dry skull measured by holographic interferometry.** *Am J Orthod.* 79(3):296-304, 1981.
- [21] Vukièeviæ, S; Marušia, A; Stavljenia, A; Vujièia, G; Škavia,J; Vukièeviæ, D: **Holographic analysis of the human pelvis.** *Spine.* 16(2): 209-14, 1991
- [22] Govaert, L; Dermaut, L : **The importance of humidity in the in vitro study of the cranium with regarded to initial bone displacement after force application.** *Eur J Orthod.* 19: 423- 30, 1997.
- [23] Spetzlezz, RF : Spetzlezz, H :**Holographic interferometry applied to the study of the human skull.** *J Neurosurg.* 52: 825-28, 1980. 19.
- [24] D.M. Katz, S. Blatcher, J.C. Shelton, **Quantification of holographic fringe data: comparison of intact and Implanted femurs** *Med Eng. Physics* 20(1998)114-123
- [25] Clerck, H; Dermaut, L; Timmerman, H : **The value of the macerated skull as a model used in orthopedic research.** *Eur J Orthod* 12(3):263-71, 1990

- [26] Angle, E.H.: **Classification of malocclusion**, Dent Cosmos 41:248, 1899.
- [27] Boucher, C.O.: **Swenson's Complete Dentures**, ed 6, St Louis, 1970, The CV Mosby Co, p 112.
- [28] Dawson, P.E.: **Avaliação, Diagnóstico e Tratamento dos Problemas Oclusais**. São Paulo: Artes Médicas, 1993. Cap 11, p. 199.
- [29] Jones, R. ; Wykes C. **Holographic and Speckle interferometry A discussion of the theory, practice and application of the techniques**.Cap.2 p.62 - 89
- [30] Dubrull, E.L.: **Sicher's Oral Anatomy**, ed 7, St Louis, 1980, The CV Mosby Co, p 178.
- [31] Gibbs, C.H.; Mahan, P.K.; Maurdeli, A.; Lundeen, H. C.; Walsh, E. K.: **Limits of human bite force**. J Prosthet Dent, v.56, n.2, p. 226-229, Aug 1986
- [32] Gonçalves, E. ET AL.: **Análisis de Deformaciones en Huesos por Holgrafia Interferométrica**.
- [33] Hewitt, A.B.: **Holographic Investigation of Bone Response to Small Forces**. Br J Orthod, v.8, n.1, p.43-46. Jan 1981.
- [34] Kragt, G. ET AL. **The initial reaction of macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology**. Am J Orthod, v.81, n.1, p. 49-56. Jan 1982.
- [35] Lindhe, J.: **Tratado de Periodontologia Clínica**, 2ª ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992. Cap 21, p 403-414.
- [36] Nakazone, S.JR. **Estudo "in vivo" da influência de contatos prematuros unilaterais na distribuição das forças oclusais**. São Paulo, 1999. 174p. **Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária)** – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- [37] Okeson. J. P. (Ed) **Orofacial Pain: Guidelines for Evaluation, Diagnosis and Management**. Chicago: Quintessence, 1996. Cap 1, p. 2.

- [38] Okeson, J.P.: **Fundamentos de Oclusão e Desordens Temporomandibulares**, ed 2, Rio de Janeiro, Artes Médicas, 1992, cap 5, p 83-96.
- [39] Pendleton, E.C.: **Changes in the denture supporting tissues**, J Am Dent Assoc 42:1, 1951.
- [40] Ramfjörd, S.P.; Ash JR., M.M. **Oclusão**. 3 ed. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1987. Cap 1, p.1 -5.
- [41] Angell, EH : **Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth**. *Dental Cosmos* 1: 1860.
- [42] Haas, AJ : **Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture**. *Angle Orthod.* 31(2): 73-89, 1961.
- [43] Paiva, JB : **Estudo rinomanométrico e nasofibroendoscópico da cavidade nasal dos pacientes submetidos a expansão rápida da maxila**. Tese (Doutorado). 129p. Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- [44] Bozola, PC : **Disjunção rápida da sutura palatina mediana e sua influência sobre os ossos da face**. Tese (Mestrado). 64p. Instituto Metodista de Ensino Superior. São Paulo, 1984.
- [45] Proffit, WR; Fields JR, HW; et al : **Ortodontia Contemporânea**. Trad. Mucha, JN. 596p. 2ª ed., Ed . Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro, 1995.
- [46] Linder-Aronson, S: **The skeletal and dental effects of rapid maxillary expansion**. *Br J Orthod.*6(1):25-9, 1979.
- [47] Chaconas, SJ; Caputo AA : **Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances**. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 82(6):492-501, 1982.
- [48] Işeri, H; Tekkaya, AE; Öztan, Ö; Bilgiç, S: **Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method**. *Eur J Orthod.* 20: 347-56, 1998.

- [49] Chang JY, McNamara JA, Herberger TA: **A longitudinal study of skeletal side effects induced by rapid maxillary expansion.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 112(3):330-7, 1997.
- [50] Braun S, Bottrel JA, Lee KG, Lunazzi JJ, Legan HL: **The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 118(3):257-61, 2000.
- [51] Lee, KG; Ryu, YK; Park, YC; Rudolph, DJ: **A study of holographic interferometry on the initial reaction of maxillofacial complex during protraction.** *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111: 623-32, 1997.
- [52] Isaacson, RJ; Murphy, TD: **Some effects of rapid maxillary expansion in cleft lip and palate patients.** *Angle Orthod.* 34: 143-54, 1964.
- [53] Batista, L. R.; Muramatsu, M.; Mori, M.; Campos, T. N.; Nakao, E.; Secco, A. **Interferometria holográfica aplicada ao estudo da distribuição de tensões em dente submetido a carregamento.** In: Reuniao anual da Sociedade brasileira de Pesquisa odontologica, 16., 1999, Águas de São Pedro. **Anais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológicas.** São Paulo: SBPQO, 1999. p. 155.
- [54] Atkinson, S. R. **Normal jaws in action.** *Am J Orthod*, St. Louis, v. 51, p. 510-528, 1965.
- [55] Azizov, M. A.; Bakhitin, V. G.; Polukhina, S. P. **Primenenie optichesko i holografiu diia isiedovaniia napriazhenno-deformirovannogo sostoiannia zubnykh mostovidnykh protezov iz metalia.** *Stomatologiya*, Moskva, v. 64, n. 6, p. 66-68, Nov./Dec. 1985.
- [56] Hoshaw, S. J.; Brunski, J. B.; Cochran, G. V. B. **Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling.** *Int J Oral Maxillofac Implants*, Chicago, v. 9, n. 3, p. 345-359, 1994.
- [57] Hylander, W. L. **Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques.** *Am J Phys Anthropol*, New York, v. 51, n. 3, p. 433-456, Sep. 1979a.
- [58] Hylander, W. L. **The functional significance of primate mandibular form.** *J Morphol*, New York, v. 160, n. 2, p. 223-240, May 1979b.

- [59] Hylander, W. L. **Mandibular function in Galago crassicaudatus and Macaca fascicularis: na in vivo approach to stress analysis of the mandible.** *J Morphol*, New York, v. 159, n. 2, p. 253-296, Feb. 1979c.
- [60] Hylander, W. L. **Stress and strain in the mandibular synphysis of primates: a test of competing hypotheses.** *Am J Phys Anthropol*, New York, v. 64, n. 1, p. 1-46, May 1984.
- [61] Hylander, W. L.; Picq, P. G.; Johnson, K. R. **Mastigatory - stress hypotheses and the supraorbital region of primates.** *Am J Phys Anthropol*, New York, v. 86, n. 1, p. 1-36, Sept. 1991.
- [62] Yamada, H. ; Evans, F.G. **Strenght of Biological Material.** Baltimore Willians &Wilkins, 1970. P 19 -21, 92
- [63] Boskey, A. L. ; Coehn, M. L. ; Bullough, P. G. **Hard tissue biochemistry ; a comparison of fresh frozen and formalin fixed tissue samples.** *Calcif Tissue int*, New York , v. 34, n. 4, p. 328 - 331 ,july 1982.
- [64] Física" parte II - texto organizado pelo **Physical Science Study Committee (PSSC)** - Editora Universidade de Brasília - 1964 .
- [65] **Paul A. Tipler**, "Física para cientistas e engenheiros" Vol. 2, parte 2 (Caps. 12, 13 e 14) e Vol. 4, parte 5 (Cap. 33) - Editora Guanabara Koogan - 1995 - 3ª-edição.

Anexo 1

Ondas, Difração e Interferência

1 - Introdução

Quando ouvimos falar em difração e interferência imaginamos de imediato algum fenômeno óptico. Na verdade, difração e interferência são fenômenos característicos de ondas; qualquer tipo de ondas, como aquelas na superfície da água, em cordas, molas, ondas sonoras, etc... . Nós, entretanto, daremos ênfase à ocorrência desses fenômenos no âmbito da óptica.

Conforme se sabe, às vezes tratamos a luz como se fosse formada por um feixe de pequenos corpúsculos e às vezes como se fosse onda. O motivo é que a natureza da luz é mais complexa do que se pode imaginar. Alguns fenômenos só podem ser explicados se imaginarmos a luz constituída por corpúsculos que viajam a grande velocidade pelo espaço, como é o caso do efeito fotoelétrico e o espalhamento de Compton. Usamos assim um *modelo corpuscular* para a luz. Outros fenômenos, como a difração e a interferência, são explicados satisfatoriamente somente através de um *modelo ondulatório*. E como esse é o assunto que trataremos neste trabalho, vamos falar de alguns conceitos sobre ondas.

2 - Ondas

Quando falamos em ondas estamos imaginando uma perturbação que se propaga em um meio. Podemos ter uma única perturbação à qual damos o nome de *pulso*, ou podemos ter uma sucessão de pulsos periódicos formando uma *onda periódica*, ou simplesmente onda. As ondas transportam energia entre pontos diferentes do meio sem transportar

matéria entre esses pontos e podem ser classificadas em duas categorias diferentes quanto à sua natureza: *ondas mecânicas*, que são aquelas produzidas por deformações elásticas de um meio material e, portanto, necessitam desse meio para se propagarem, e *ondas eletromagnéticas*, que estão associadas a vibrações de cargas elétricas e podem se propagar tanto em meios materiais quanto no vácuo.

As ondas também podem ser classificadas em dois tipos quanto à sua propagação: *ondas longitudinais*, quando a direção de oscilação é paralela à direção de propagação e *ondas transversais*, quando a direção de oscilação é perpendicular à direção de propagação. Ondas mecânicas podem ser longitudinais ou transversais mas ondas eletromagnéticas são apenas transversais. Consulte a figura 1 para uma visualização melhor do que dissemos até agora.

Figura 1 Uma seqüência de pulsos na corda gerando uma onda senoidal. Representação de uma onda eletromagnética. Os campos elétrico (E_y) e magnético (B_z) são perpendiculares entre si e à direção de propagação da onda. Figura 2

Esse tipo de onda é chamada de onda harmônica pois a função que a descreve, nesse caso, é uma função seno (poderia também ser uma função cosseno ou uma combinação linear de ambas). Vamos utilizar este modelo simples quando falarmos de ondas mas não se pode esquecer que uma onda pode ter as formas mais variadas possíveis. Também deve se ter em mente que as ondas na natureza ocorrem no espaço e, em geral, não estão limitadas a apenas uma dimensão. A Figura 1 também pode ser a representação de uma onda harmônica descrita pela equação $\Psi(x,t) = A \cdot \text{sen}(\varphi)$, onde $\varphi = kx - \omega t$. Estão representados na figura a amplitude A e o comprimento de onda λ (Ψ em função de x), e o período T (Ψ em função de t).

Olhando à figura 1, percebemos que a onda possui valores máximos e mínimos. O valor máximo de $\Psi(x,t)$ é a *amplitude* (A) da onda. À distância entre dois máximos (ou mínimos) consecutivos damos o nome de *comprimento de onda* (λ). Apesar de termos tomado dois pontos especiais (máximos ou mínimos) a definição pode ser em função de

qualquer outro par de pontos, desde que estejam em posições correspondentes e consecutivas.

Suponha que a onda se desloca numa determinada direção em relação a um referencial inercial. O intervalo de tempo necessário para que a onda se desloque de λ , medido nesse referencial, é o *período* (T). O número de comprimentos de onda que passam na unidade de tempo é chamado de *freqüência* (ν) da onda. Note que um comprimento de onda está relacionado com um ciclo da onda e, portanto, podemos dizer que a freqüência é o número de ciclos que ocorrem na unidade de tempo. podemos constatar que a freqüência e o período estão relacionados por:

$$\nu = 1/T$$

e que se a velocidade da onda é v ,

$$v = \lambda/T = \lambda \cdot \nu.$$

Na equação da onda representada na figura 1 há ainda três elementos que precisamos identificar. O primeiro deles é o *número de onda* k , que é dado pela relação

$$k = 2\pi/\lambda.$$

Podemos dizer que k é o fator de repetição espacial da onda.

O segundo elemento a ser identificado é a *freqüência angular* ω , dada pela expressão

$$\omega = 2\pi/T.$$

Seu significado é o mesmo da velocidade angular no movimento circular uniforme, muito embora aqui não exista nada realmente girando. Devido à semelhança entre as

expressões de k e ω poderíamos inferir que ω é o análogo temporal de k , ou seja, que ω é o fator de repetição temporal da onda; e realmente é. Podemos mostrar isso utilizando um raciocínio análogo ao que fizemos para o número de onda k .

O último elemento, φ , é chamado de *fase* da onda. Inspeccionando a expressão para φ constatamos que a fase é uma grandeza angular (um ângulo). Do modo como a escrevemos acima, quando x e t são nulos a função $\Psi(x,t)$ também será, pois

$$\Psi(x = 0, t = 0) = A.\text{sen}(\varphi = k.0 - \omega.0 = 0) = 0.$$

Nem sempre a função que descreve uma onda é nula quando estamos na origem do sistema de coordenadas, no instante inicial ($x = t = 0$). Poderíamos ter um máximo, um mínimo ou outro ponto qualquer da onda passando pela origem no instante inicial. Quando for este o caso, basta acrescentarmos uma *fase inicial* (δ) à fase da onda (φ) para termos a função correta que a descreve.

Vamos agora deixar um pouco de lado nossa onda "teórica" e introduzir um novo conceito. As cristas (máximos) e vales (mínimos) que vão se afastando mantendo a mesma forma. Isso significa que a uma mesma distância da origem em qualquer direção, num dado instante, teremos sempre cristas, vales ou qualquer outro ponto correspondente da onda. À superfície que une essas cristas ou vales da onda (equidistantes da origem), por exemplo, damos o nome de *frente de onda*. Veja que a frente de onda "caminha" com a mesma velocidade da onda, acompanhando as cristas, vales ou qualquer outro ponto que tenhamos escolhido.

Sempre que representarmos um fenômeno ondulatório por várias frentes de onda é importante que cada uma delas se refira sempre ao mesmo tipo de perturbação (uma crista, um vale, etc...), de tal maneira que a distância entre duas frentes de onda consecutivas seja sempre de um comprimento de onda. No exemplo citado (ondas na água), as frentes de onda são circulares, é claro. Num outro exemplo, uma fonte pontual de luz, as frentes de onda são superfícies esféricas.

Finalmente, vamos falar de uma propriedade muito importante concernente às ondas. Trata-se do *Princípio de Superposição*. Ficará mais fácil entendermos o Princípio de Superposição se tomarmos um exemplo simples e real: pulsos gerados numa corda estendida, como mostra a figura 3.

Quando geramos um pulso numa corda estendida horizontalmente, os pontos da corda onde o pulso se localiza estão deslocados da linha de base, formada pela corda não perturbada. O conjunto de pontos deslocados é que dá forma ao pulso. Como o pulso caminha pela corda, cada ponto executa um movimento de subida e descida que é transmitido seqüencialmente a todos os pontos seguintes.

O que acontece se, ao invés de apenas um pulso, tivermos dois, gerados em extremidades opostas e caminhando em sentidos contrários ? Enquanto os pulsos estão separados, cada um mantém sua forma, mas quando começam a entrar em contato, um com o outro, o que ocorre é que os deslocamentos devidos a cada um individualmente se somam. Dessa forma, o pulso resultante é a soma dos dois pulsos individuais, enquanto passam um pelo outro. Após a interação mútua cada pulso volta a ter sua forma e movimento originais. Esse é o Princípio de Superposição que nos ajudará a entender o fenômeno de interferência.

Figura 3 - À esquerda: (a) - Dois pulsos de mesma forma, com orientação invertida, caminham em sentidos opostos com velocidades iguais (em módulo). (b) - Início da superposição dos pulsos. (c) - Os pulsos estão perfeitamente superpostos, anulando-se. (d) - Final da superposição dos pulsos. (e) - Os pulsos se afastam mantendo suas características individuais originais. À direita: (a) e (b) - Ondas de mesma amplitude porém com diferentes frequências. (c) - Resultado da superposição das ondas (a) e (b).

O que dissemos para o caso de pulsos vale também para uma seqüência deles, isto é, para as ondas de uma maneira geral. Quando a crista de uma onda encontra a crista de outra, a crista resultante tem uma altura equivalente à soma das alturas das duas. O mesmo ocorre com os vales. Mas se uma crista encontra um vale, o efeito resultante é o de uma diferença entre a altura da crista e a profundidade do vale.

Agora podemos abordar os fenômenos de difração e interferência. Muito embora seja usual em livros didáticos abordar difração e interferência em capítulos separados, vamos tratá-los numa única seção. O motivo para isso é que: primeiro, não temos a pretensão de explorar o assunto de maneira completa e profunda, mas sim, procurar evidenciar os aspectos conceituais mais importantes envolvidos; segundo, difração e interferência estão intimamente relacionados, como veremos a seguir; terceiro, não faremos nenhuma análise matemática profunda do assunto, visto que esse não é o objetivo principal destas notas. Por tudo isso, recomendo fortemente que o dentista que consultar esta dissertação consulte outras fontes para um tratamento mais completo e profundo do assunto.

3 - Difração e Interferência

Como dissemos anteriormente, difração e interferência não são fenômenos exclusivos da óptica, mas são característicos de qualquer tipo de onda. Nosso interesse, entretanto, é enfatizar o estudo desses fenômenos no âmbito da óptica e, portanto, vamos nos referir sempre à luz daqui por diante. Tenha sempre em mente essa restrição intencional que estamos fazendo.

Difração é a propriedade que a luz possui de contornar arestas e pequenos obstáculos ou barreiras, encurvando-se em suas proximidades; um fenômeno que não pode ser explicado com base num modelo corpuscular para a luz. Seu entendimento é possível se, além de um modelo ondulatório para a luz, fizermos uso do *Princípio de Huygens-Fresnel*, descrito mais adiante.

Interferência nada mais é do que a combinação de duas ou mais ondas num mesmo ponto do espaço por superposição, ou seja, através da aplicação do Princípio de Superposição visto na seção anterior. Sempre que estivermos falando em interferência estaremos considerando ondas harmônicas que possuem o mesmo comprimento de onda e a mesma frequência. Assim sendo, a interferência dependerá da diferença de fase entre as ondas.

Consideraremos apenas duas ondas harmônicas para ilustrar o que queremos dizer com diferença de fase. Se as duas ondas se superpõem exatamente numa mesma região do espaço, isto é, se as cristas e vales de uma coincidem exatamente com as da outra, dizemos que há uma diferença de fase nula entre ambas (0°). Nesse caso a interferência é construtiva (cristas se somam com cristas e vales com vales) e a intensidade total (que é proporcional ao quadrado da amplitude) é máxima. Por outro lado, se as ondas estão defasadas de 180° , isto é, se as cristas de uma coincidem exatamente com os vales da outra, e vice-versa, a interferência é destrutiva e a intensidade total é mínima. Se as duas ondas possuem a mesma amplitude A , no primeiro caso a amplitude resultante será $2A$ e a intensidade proporcional a $4A^2$. No segundo caso, tanto a amplitude quanto a intensidade resultante serão nulas.

Voltemos agora ao Princípio de Huygens-Fresnel. Segundo esse Princípio, em qualquer meio homogêneo e isotrópico cada ponto sobre uma frente de onda pode ser considerado como uma fonte secundária de "ondículas", cujo envelope num instante posterior corresponde à frente de onda primária naquele instante. As ondículas secundárias são esféricas, espalhando-se em todas as direções com a mesma velocidade e frequência da onda primária original e sofrendo interferência umas com as outras. A figura 4 ilustra o Princípio de Huygens-Fresnel.

Figura 4 - Utilização do Princípio de Huygens-Fresnel para explicar a propagação de uma onda para a direita: (a) - Frente de onda plana. (b) - Frente de onda circular (esférica se considerarmos a propagação no espaço).

Filtragem espacial

A filtragem espacial é uma técnica importante em muitas aplicações de holografia interferométrica. Um caso fundamental de operação da filtragem espacial é o isolamento das componentes individuais de uma onda plana de Luz que foi difratada por um objeto.

Como mostra a Figura 5, uma onda plana de luz que caminha na direção axial será concentrada, por uma lente, em um ponto onde o eixo óptico intercepta o plano

focal. Uma onda plana vinda de uma direção não axial incide sobre a lente e será focalizada em um ponto no plano focal mas fora do eixo, como é mostrado na Figura 5. Desde que haja uma correspondência entre a direção de propagação e a localização do plano focal da lente, as componentes individuais de uma frente de onda difratada por um objeto (uma rede senoidal por exemplo) podem ser fisicamente isoladas. Isto é feito no plano focal no qual passa a radiação de frequência espacial desejada, como mostra a Figura 5. Para se fazer uso da holografia o feixe de um Laser necessita ser expandido. Por causa desta expansão pequenas partículas de sujeira ou imperfeições dos componentes ópticos gerarão grandes padrões de difração. Estes ruídos ópticos prejudicam seriamente a formação de interferogramas, sendo, portanto, necessária uma filtragem espacial.