

**Universidade Federal do Rio Grande do Sul**

**MARCELO PAGLIOLI FERREIRA**

**Faculdade de Medicina  
Curso de Pós-Graduação em Cirurgia: Neurocirurgia**

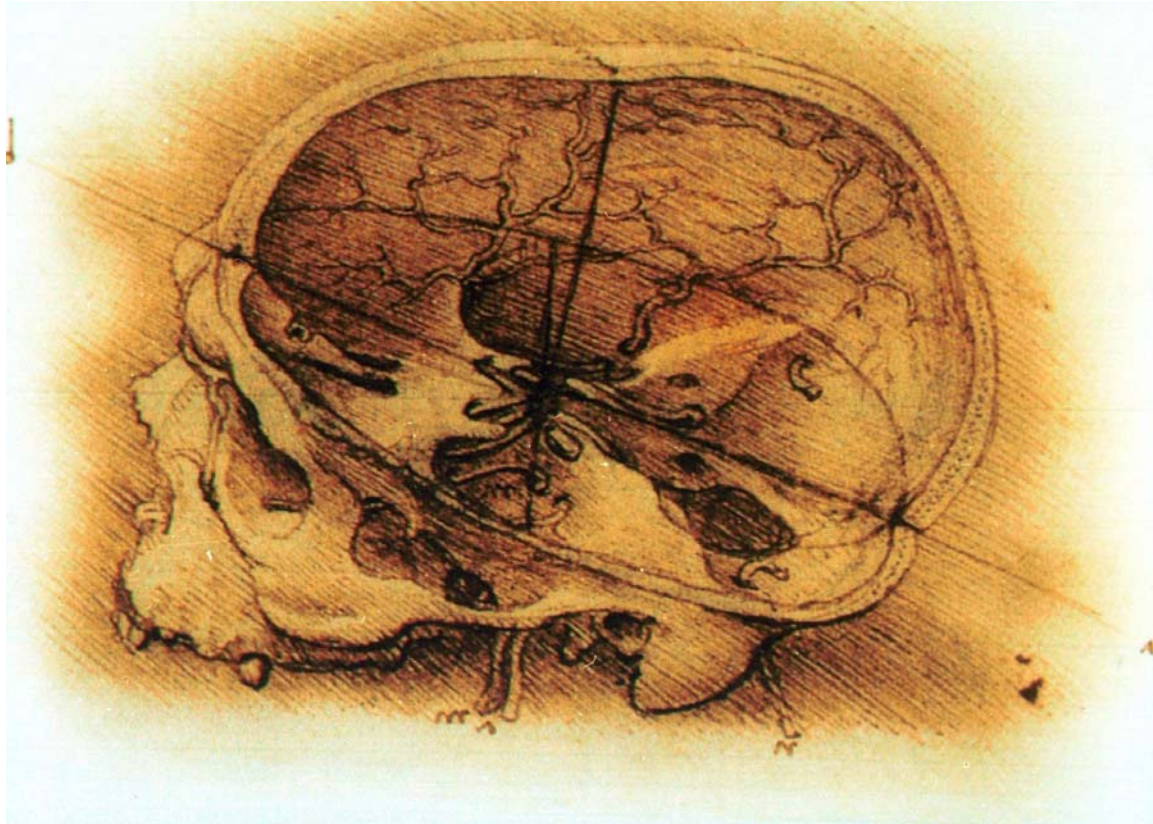
**AVALIAÇÃO DO ERRO DAS COORDENADAS DE  
LOCALIZAÇÃO ESTEREOTÁCTICA GUIADA POR  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO ENCÉFALO**

**Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação  
em Cirurgia; área de concentração em Neurocirurgia,  
para obtenção do título de Mestre em Medicina.**

**PORTO ALEGRE**

**1998**

**AVALIAÇÃO DO ERRO DAS COORDENADAS DE LOCALIZAÇÃO ESTEREOTÁCTICA GUIADA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO ENCÉFALO**



Desenho de Leonardo da Vinci

FERREIRA, Marcelo Paglioli. Avaliação do erro das coordenadas de localização estereotáctica guiada por tomografia computadorizada do encéfalo. Porto Alegre, 1998. 90 p. / Tese (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul/

Descritores: Estereotaxia / Neurocirurgia / Erro de coordenadas / Cérebro

**MARCELO PAGLIOLI FERREIRA**

# **AVALIAÇÃO DO ERRO DAS COORDENADAS DE LOCALIZAÇÃO ESTEREOTÁCTICA GUIADA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO ENCÉFALO**

**Orientador:** Prof. Dr. Nelson Venturella Aspesi  
Professor-Adjunto do Departamento de  
Cirurgia da Faculdade de Medicina da  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

**Coordenador:** Prof. Dr. Orlando Wender

*À minha esposa Eleci,  
pelo carinho e compreensão.*

*Aos meus pais,  
pelo exemplo de vida,  
e pelo estímulo à minha carreira médica.*

## **Agradecimentos**

Desejo manifestar os meus agradecimentos

ao Prof. Dr. Nelson Venturella Aspesi, orientador deste trabalho, por sua colaboração e sugestões;

ao Prof. Dr. Loreno Brentano, a quem devo a oportunidade de iniciar-me no Curso de Pós-Graduação;

ao Dr. Geraldo Geyer, pela realização dos exames anatomopatológicos;

ao Prof. Dr. Álvaro Porto Alegre Furtado, por ter me aberto as portas do serviço de radiologia do HCPA;

ao Prof. Dr. Ângelo de Castro Fiori, pelo auxílio inestimável na análise estatística dos resultados;

ao Prof. Dr. Nelson Pires Ferreira, pelas sugestões e críticas na elaboração e revisão desse trabalho;

à Profa. Maria do Horto Soares Motta, pela correção do texto;

à CAPES, pelo auxílio no suporte financeiro durante a realização do curso de Pós-Graduação.

e, finalmente, aos inúmeros colegas do Hospital de Clínicas de Porto Alegre e do Instituto de Neurocirurgia de Porto Alegre, Hospital São José que me confiaram seus pacientes para procedimentos estereotácticos.

## **SUMÁRIO**

RESUMO

SUMMARY

LISTA DE QUADROS

## LISTA DE FIGURAS

1- Introdução.....	12
2- Revisão da Literatura.....	13
2.1 - Sistema de Coordenadas Espaciais.....	21
2.2 - Aparelhos Estereotáticos.....	27
2.3 - Computadores e Estereotaxia.....	33
2.4 - Biópsia Cerebral Estereotática.....	37
2.5 - Intervenção Estereotática Terapêutica.....	40
3 - Objetivos.....	42
4 - Material e Método.....	43
4.1 - Casuística.....	43
4.2 - Aferição da Precisão do Aparelho Estereotático.....	43
4.3 - Cálculo das Coordenadas Estereotáticas.....	45
5 - Resultados.....	56
5.1 - Idade e Sexo.....	56
5.2 - Topografia das Lesões.....	57
5.3 - Diagnóstico Anatomopatológico das Lesões Biopsiadas.....	60
5.4 - Diagnóstico anatomopatológico nas Craniotomias Guiadas por Estereotaxia.....	62
5.5 - Variáveis Qualitativas <i>versus</i> Quantitativas.....	65
5.5.1 - Topografia das Lesões e Diagnóstico Anatomopatológico.....	65
5.5.2 - Faixa Etária e Diagnóstico Anatomopatológico.....	65
5.5.3 - Procedimento e Diagnóstico Anatomopatológico.....	65



5.5.4 - Topografia das Lesão e Procedimento.....	65
5.5.5 - Sexo e Diagnóstico Anatomopatológico .....	66
5.6 - Variáveis Qualitativas <i>versus</i> Quantitativas.....	66
5.7 - Variáveis Quantitativas <i>versus</i> Quantitativas.....	66
5.7.1 - Distâncias do Ponto Zero aos Alvos Calculado Manualmente e Calculado pelo Computador.....	67
5.7.2 - Distâncias do Ponto Zero ao Alvo Calculado pelo Computador e do Ponto Zero ao Alvo Real.....	67
5.7.3 - Ponto Zero Manual e Ponto Zero Real.....	68
5.8 - TC de Marcações Estereotomográficas.....	68
6 - Discussão.....	72
6.1 - Idade e sexo.....	72
6.2 - Craniotomias e Biópsias Guiadas por Estereotaxia.....	73
6.3 - Biópsia Cerebral Estereotáctica.....	74
6.4 - Complicações da Biópsia Estereotáctica.....	80
6.5 - Orientação Estereotáctica de Craniotomias.....	81
6.6 - Drenagem Estereotáctica de Abscessos Cerebrais.....	83
6.7 - Drenagem de Hematomas Intraparenquimatosos Espônâneos.....	83
6.8 - Drenagem de Tumores Císticos.....	84
6.9 - Computadores e Estereotaxia.....	84
6.10 - Erro de Coordenadas Estereotácticas.....	85
7 - Conclusões.....	88
8 - Referências Bibliográficas.....	89

## ANEXOS

### LISTA DE QUADROS

Quadro 1.....	57
Quadro 2.....	58
Quadro 3.....	61
Quadro 4.....	62

## **LISTA DE FIGURAS**

Figura 1.....	15
Figura 2.....	16
Figura 3.....	16
Figura 4.....	17

Figura 5.....	17
Figura 6.....	19
Figura 7.....	22
Figura 8.....	22
Figura 9.....	23
Figura 10.....	31
Figura 11.....	32
Figura 12.....	33
Figura 13.....	35
Figura 14.....	40
Figura 15.....	45
Figura 16.....	47
Figura 17.....	48
Figura 18.....	49
Figura 19.....	49
Figura 20.....	50
Figura 21.....	52
Figura 22.....	53
Figura 23.....	56
Figura 24.....	57
Figura 25.....	59
Figura 26.....	60
Figura 27.....	64

Figura 28.....	69
Figura 29.....	70
Figura 30.....	70
Figura 31.....	71

**Resumo**

São analisados 106 pacientes submetidos a localização estereotáctica. Os procedimentos variaram de biópsias cerebrais, orientação de craniotomias, colocação de cateter em cavidade tumoral, drenagem de hematoma intracerebral e drenagem de abscesso cerebral.

As orientações de craniotomias foram para MAVs, tumores e processos inflamatórios, em 21 pacientes.

As biópsias cerebrais estereotácticas para diagnóstico anatomopatológico apresentaram um índice de positividade de 87,50 % com complicações em 1,20 %, em 82 casos.

São analisadas estatisticamente as variáveis como: idade, sexo, procedimento realizado, diagnóstico anatomopatológico e volume das lesões.

É discutida a imprecisão na aquisição e cálculo das coordenadas estereotácticas com a TC do encéfalo e verificada a precisão do método estereotomográfico com a utilização de um *phantom*. O maior erro das coordenadas foi de 6,8 mm.

## **Summary**

It is discussed 106 patients submitted to estereotactic procedures. The procedures were cerebral biopsies, orientation of craniotomies, insertion of a catheter in one tumor cavity, aspiration of one spontaneous haematoma and aspiration of one brain abscess.

The guided craniotomies were for AVMs, tumors and inflammatory disease in 21 patients.

The positivity of biopsies was 87,50 % and the morbidity and mortality was 1,20 %.

Statistical analysis was performed: sex, age, kind of procedure performed, the positivity of the anatomopathologic exam and the volume of the brain lesions.

It is discussed the error in the acquisition and calculations of the estereotactic coordinates with the CAT scan and the error with this method with a phantom. The greatest error in the coordinates was 6,8 mm.

## **1 - Introdução**

A localização precisa de um acidente anatômico sempre constituiu um desafio na neurocirurgia devido ao grande valor funcional da maioria das estruturas do sistema nervoso, em especial as do encéfalo. Essa preocupação levou ao desenvolvimento da técnica chamada de estereotaxia. A palavra estereotaxia é derivada do grego, *esteros* que significa tridimensional e *tactos*

organizado, arrumado. A geometria espacial foi a base teórica para a construção e o funcionamento dos aparelhos estereotáticos construídos.

Inicialmente esses aparelhos foram fabricados para compatibilizarem-se com o raio X. Após a invenção da tomografia computadorizada (TC) e da ressonância nuclear magnética (RNM), o diagnóstico, mesmo de pequenas lesões, passou a ser possível. Em função disso, os aparelhos estereotáticos foram adaptados e novos foram criados para sua utilização com a TC e a RNM.

Primeiramente os aparelhos estereotáticos foram utilizados para estudos das estruturas cerebrais profundas, levando ao surgimento da cirurgia funcional. Posteriormente, com a introdução da TC, passou-se a utilizar-se a técnica estereotomográfica com fins diagnósticos e terapêuticos.

O neurocirurgião tem de ter sempre presente as indicações, riscos e confiabilidade da técnica estereotática com os mais diversos aparelhos de estereotaxia cerebral. Imprecisão ou erro no cálculo das coordenadas estereotáticas tornam-se limitadores na biópsia ou na orientação estereotática de craniotomias.

## **2 - Revisão da Literatura**

O primeiro rascunho de um crânio com três eixos de coordenadas foi desenhado por Leonardo da Vinci no final do século XV (4). Dois séculos mais tarde, a determinação da posição de um ponto no espaço foi possível graças a sistemas de coordenadas cartesianas retangulares, coordenadas ortogonais, planos perpendiculares recíprocos ou coordenadas polares (4). Esses cálculos



são baseados nos trabalhos de geometria analítica do matemático e filósofo francês René Descartes (4).

Dittmar (112), em 1873, desenvolveu o primeiro aparelho estereotático para colocação de sondas na medula oblonga de animais (Figura 1). Esse aparelho permitia a colocação de sondas em até 3° ortogonais (movimento linear) com precisão, porém não era de fácil uso. Zernov (112), em 1892, utilizava, como referência para a localização de estruturas cerebrais, os acidentes ósseos do crânio (Figura 2). Seu trabalho é considerado o segundo relato sobre a tentativa de localização das estruturas cerebrais. À época já era identificada a grande variabilidade entre os acidentes anatômicos do crânio e os pequenos alvos situados no encéfalo. Rossolimo (112), em 1907, fez tentativas de localização de estruturas cerebrais com um dispositivo chamado topógrafo cerebral (Figura 3).

Horsley e Clarke (101) , em 1908, se dedicaram ao estudo dos núcleos cerebelares e tratos longos do sistema nervoso, em animais, com a preocupação de localizar, espacialmente, estruturas do sistema nervoso central de forma repetida e exata, instituindo a técnica estereotática. A criação de Clarke, um aparelho para medidas de pontos no espaço, foi denominada aparelho estereotático, o qual utilizava um sistema de coordenadas cartesianas para a localização de um ponto determinado. O crânio do animal era usado como base para fixar o aparelho, sendo adotada sempre uma mesma referência anatômica externa. O instrumento de Clarke permitiu a Horsley manter a exatidão do local das lesões, nos animais estudados, e a elaboração de um atlas

das estruturas cerebrais que podiam ser localizadas, utilizando coordenadas cartesianas. O aparelho de Clarke, de funcionamento simples, construído em 1905, em Londres, por Swift (112), consistia de um arco feito de latão. Eram usadas, para posicionamento do aparelho, hastes inseridas nas orelhas do animal e barras ajustáveis presas ao focinho e na margem das órbitas. O arco era preso ao crânio por parafusos laterais. O princípio desse aparelho mantém-se em quase todos os aparelhos estereotáticos desenvolvidos até hoje (Figura 4). De 1908 a 1947, a técnica estereotática foi aplicada para pesquisas das funções cerebrais em animais (165).

Em 1918, Munsen (180, 167), neuroanatomista, trabalhando em Londres com Horsley e Clarke, construiu seu próprio aparelho para ser usado em cérebros humanos (Figura 5), mas que nunca chegou a sê-lo.

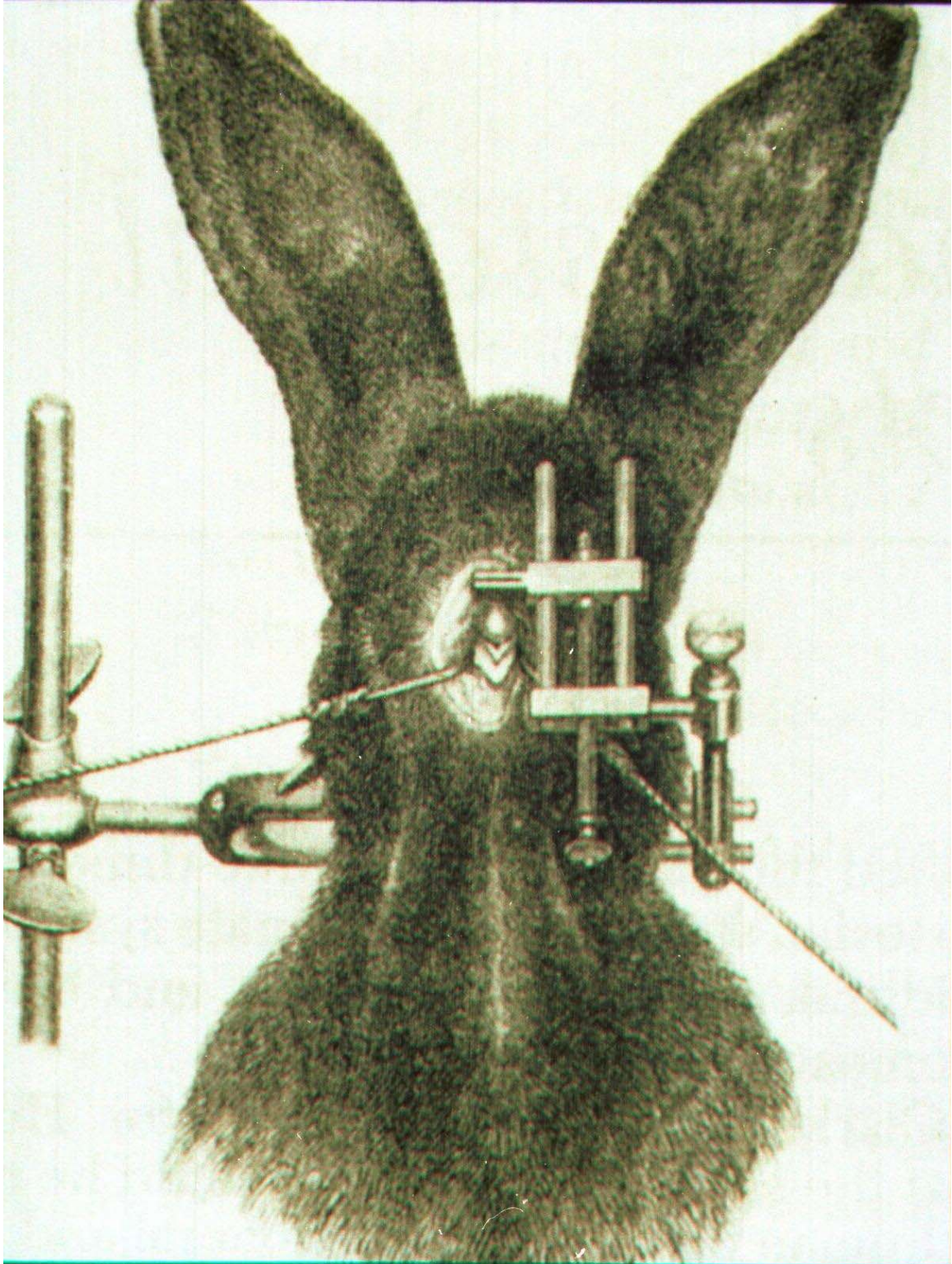


Fig. 1: Aparelho de Dittmar (120)



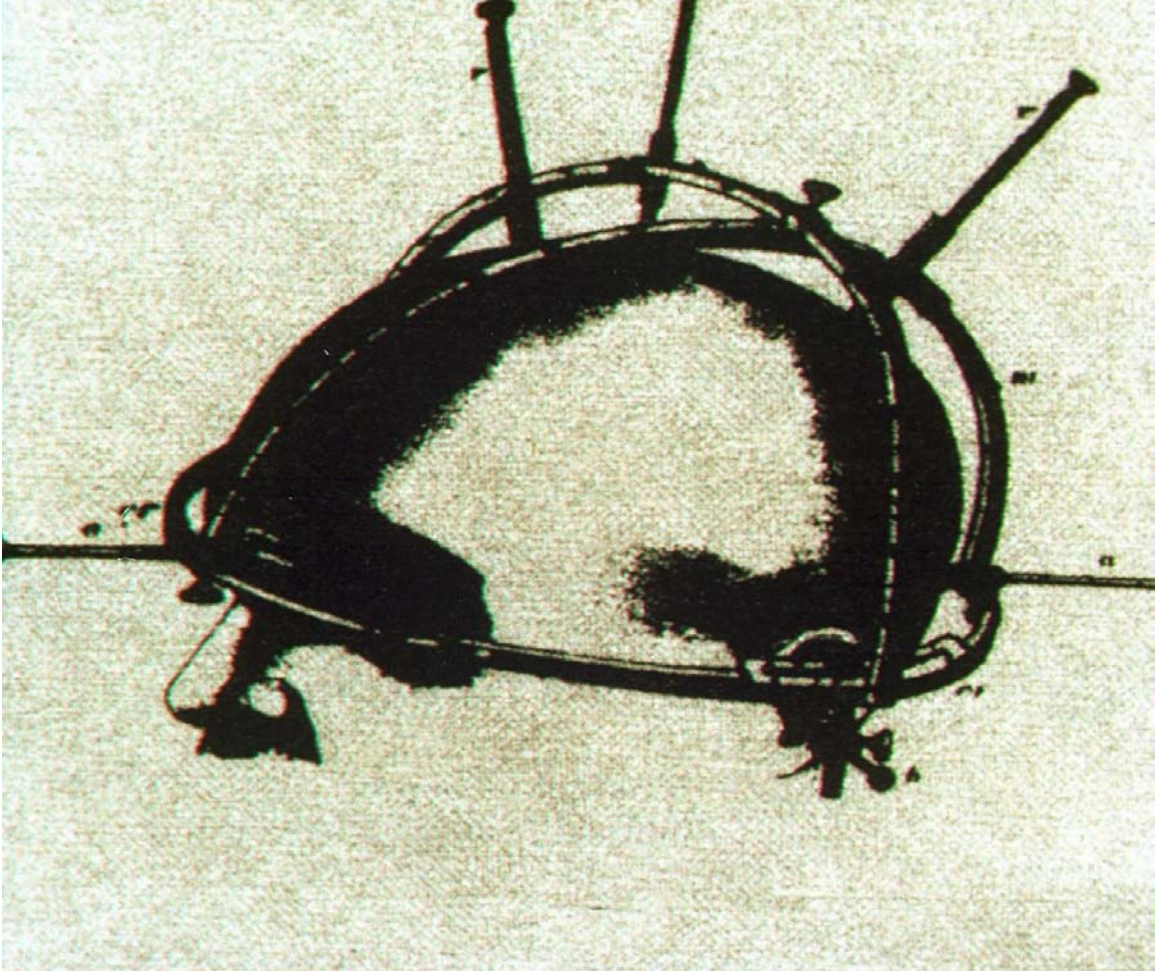


Fig. 2: Encefalômetro de Zernov (112)

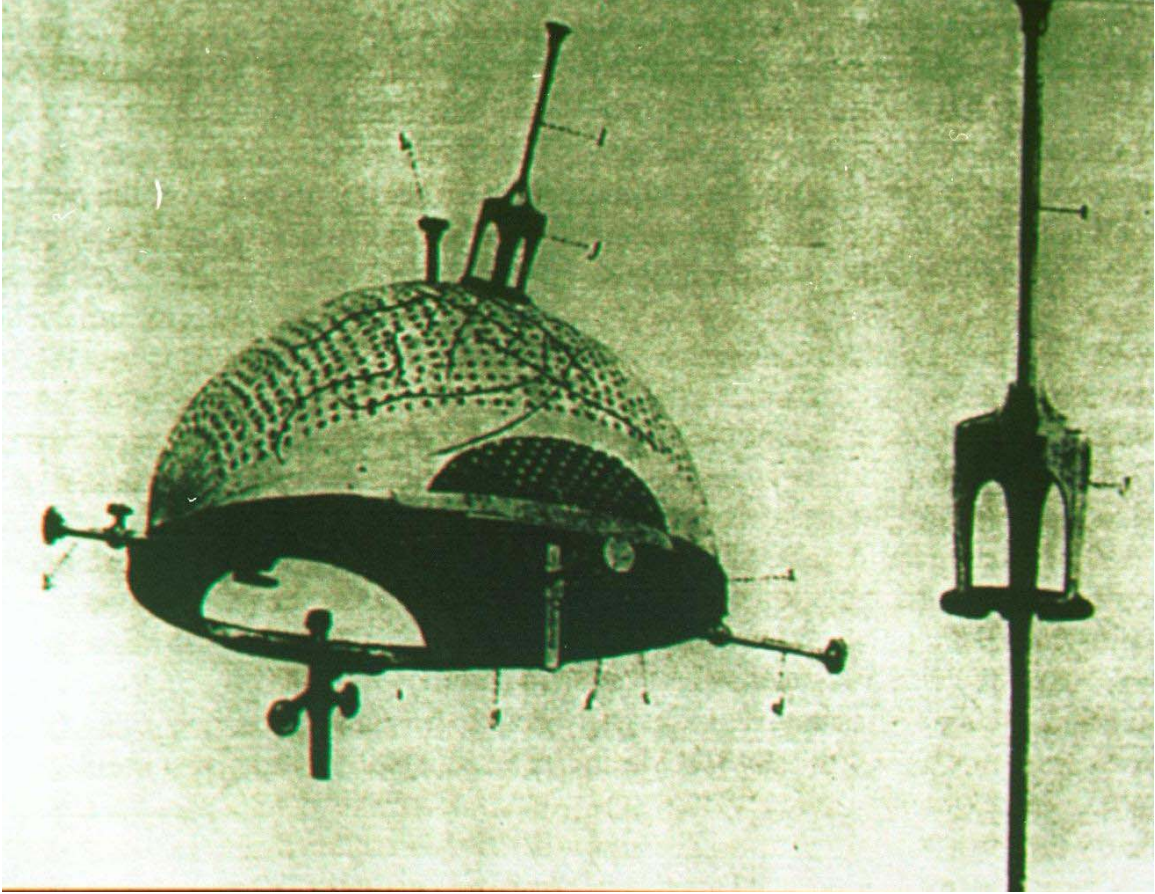


Fig. 3: Topógrafo cerebral de Rossolimo (112)



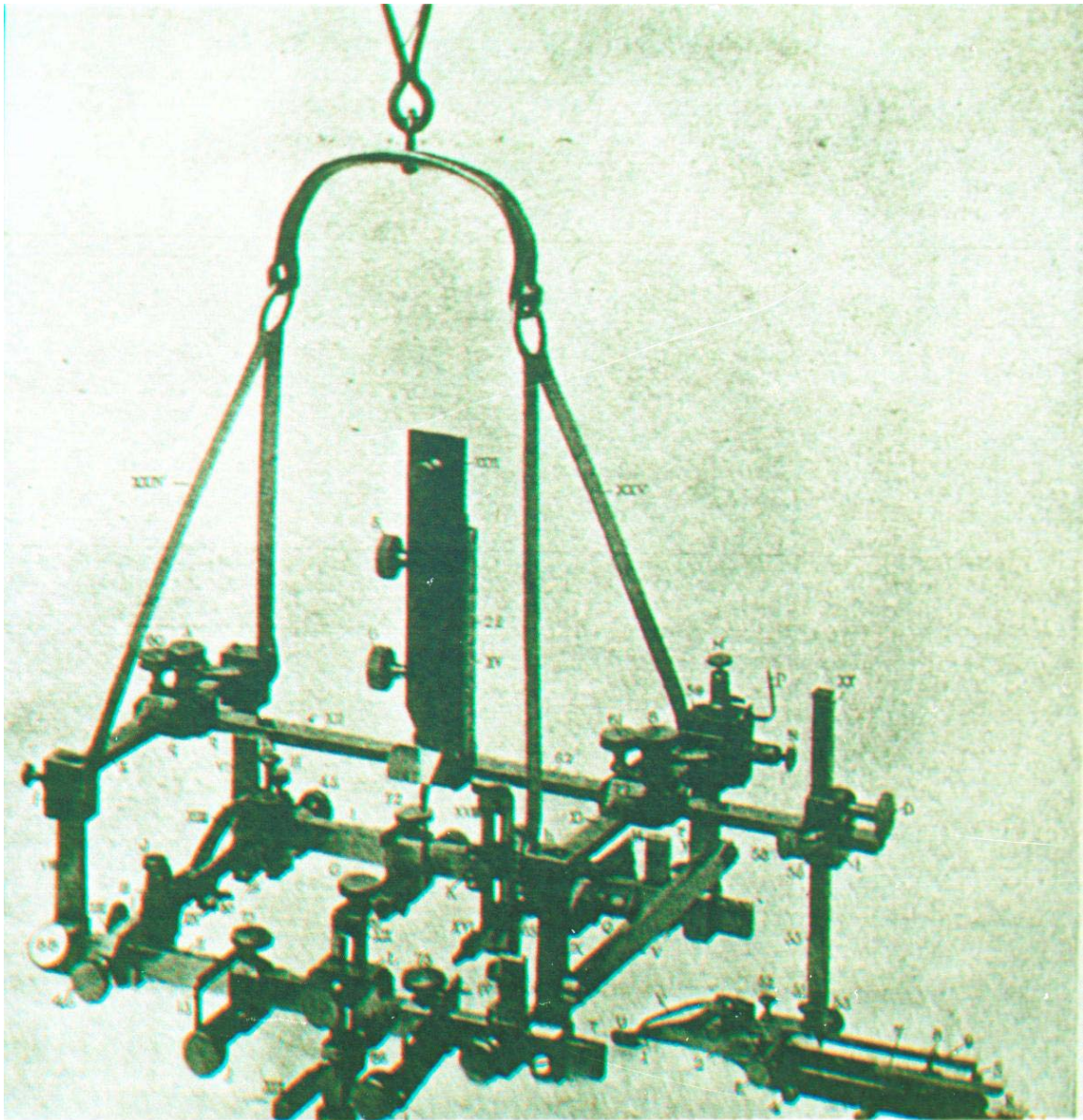


Fig. 4: Aparelho de Clark (101)

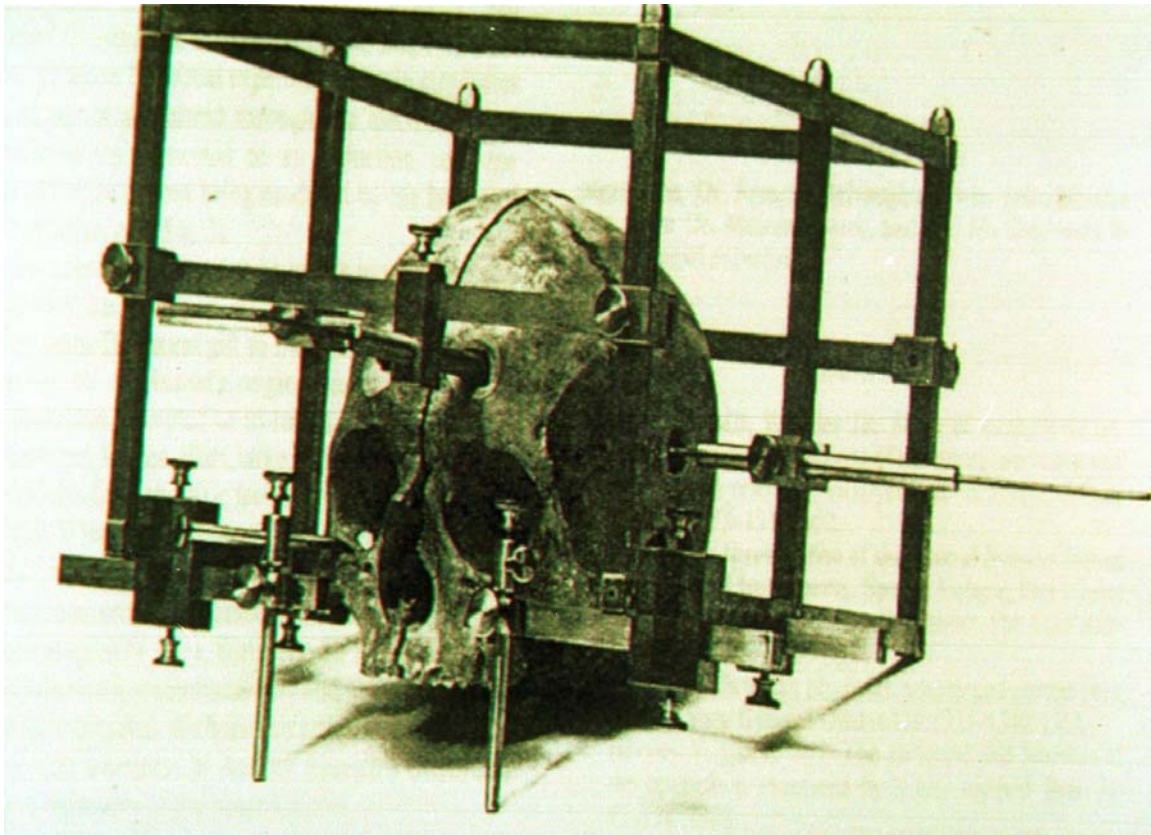


Fig. 5: Aparelho de Munsen (180)

O método estereotático desenvolvido por Horsley e Clarke não despertou a atenção da comunidade científica à época até que Swift (207), em 1947, construiu um aparelho para uso em humanos. No mesmo ano, Spiegel, Wycis, Marks e Lee (207) publicaram o primeiro trabalho sobre cirurgia estereotática com essa mesma finalidade. Após essa comunicação, diversos autores (165, 88, 212, 192, 25, 206, 221, 204, 82, 81, 43, 146, 149, 77, 210, 195, 103, 155, 169, 19, 14, 188, 186, 143, 183, 53, 10, 35, 48, 75, 98, 130) descreveram aparelhos estereotáticos desenvolvidos em várias partes do mundo.

Spiegel e Wycis (*apud* 23;165), em 1952 (Figura 6), publicaram o primeiro atlas anatômico das estruturas cerebrais profundas. Utilizavam a comissura

posterior como reparo anatômico, nos procedimentos neurocirúrgicos. A injeção de ar nas cavidades ventriculares, pneumoventriculografia, permitiu que delineassem o forame interventricular de Monro e a glândula pineal. Esses reparos anatômicos foram adotados para o plano basal. Os planos coronal e sagital passavam, em ângulo reto, pela glândula pineal. Mais tarde, com o advento da ventriculografia com contraste positivo, os reparos se tornaram as comissuras anterior e posterior (23). Sua identificação permitiu a determinação da linha intercomissural ou bicomissural que passou a definir o plano basal. Os planos coronal e mediosagital passavam pela comissura posterior ou pelo ponto mediocomissural (23).

Nos primórdios da cirurgia estereotáctica, o maior interesse era dirigido ao tratamento dos movimentos anormais e da dor, a denominada cirurgia funcional. A seguir, a atenção voltou-se para o tratamento das epilepsias, das hipercinesias e da doença de Parkinson (165). Estudos dos resultados das lesões e ablações cerebrais, para tratamento de doenças do sistema nervoso central (SNC), foram evoluindo nos anos seguintes, em especial após o trabalho de Hassler, em 1955, sobre o tratamento cirúrgico da doença de Parkinson (*apud* 23).



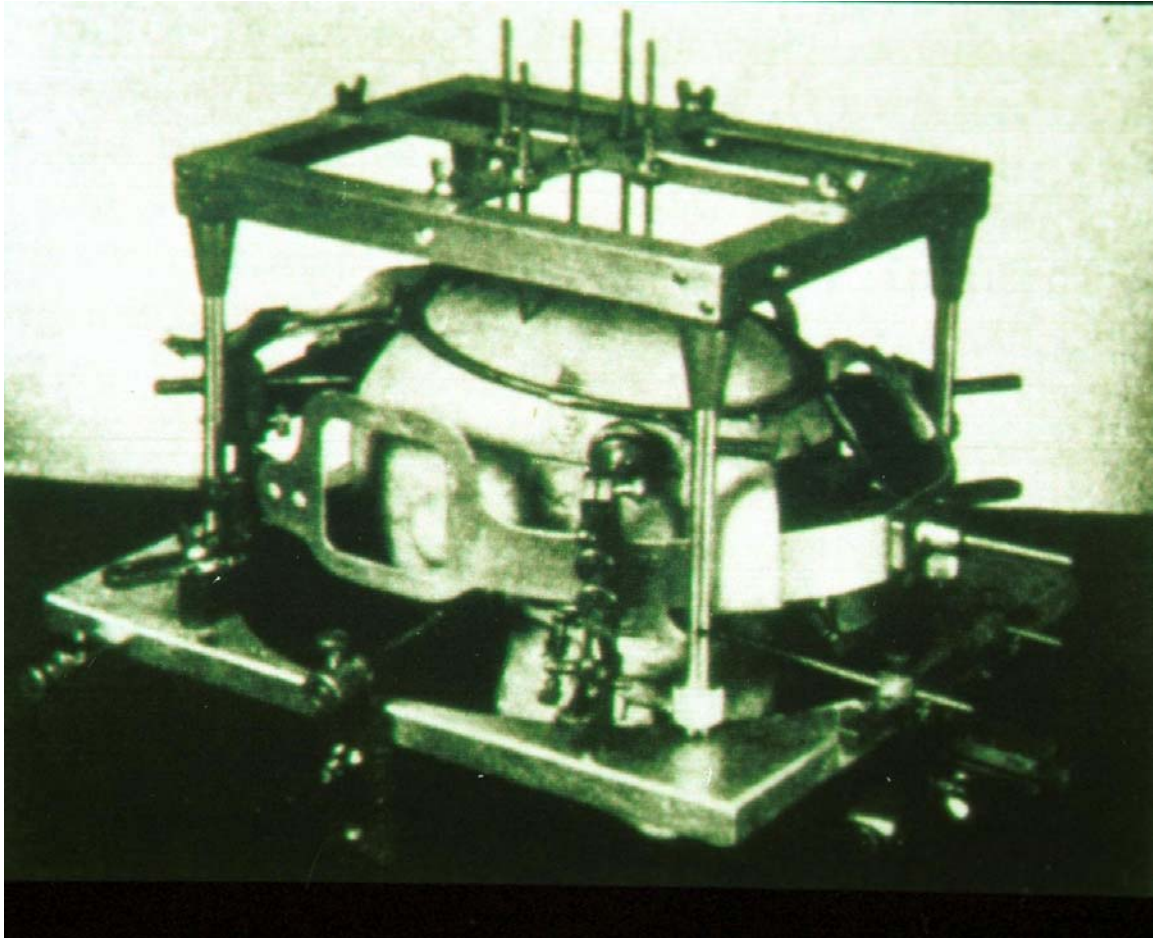


Fig. 6: Aparelho de Spiegel e Wycis (120)

A abordagem de determinadas lesões cerebrais tornou-se possível graças ao desenvolvimento das técnicas e do instrumental cirúrgico que auxiliaram a diminuir a morbidade e a mortalidade decorrente dos procedimentos. Devido a isso e aos novos recursos de tratamento, como radioterapia e quimioterapia, cresceu o interesse pelo diagnóstico preciso das lesões cerebrais.

Somente na década de setenta, com a introdução da TC do encéfalo, foi possível identificar lesões cerebrais de pequenas dimensões. A visualização de

um número cada vez maior dessas lesões com a TC tornou necessária a correlação das mesmas com o diagnóstico anatomopatológico. A realização de biópsias de lesões, mesmo profundamente situadas no encéfalo e/ou de difícil acesso, tornaram-se mais seguras com o auxílio da estereotaxia. Especialmente em pacientes imunodeprimidos, o diagnóstico etiológico das lesões é cada vez mais necessário para a indicação do tratamento correto (61, 236, 164).

A utilização mais recente da estereotaxia tem sido na orientação de craniotomias, técnica também chamada de cirurgia estereotáctica aberta excisional descrita por Hitchcock em 1985 (96). Ela possibilita a localização de lesões subcorticais pequenas, como tumores, malformações arteriovenosas, hematomas e abscessos.

Leksell (165), em 1951, na Suécia, desenvolveu a radiocirurgia estereotáctica que só obteve impulso importante após a introdução de cálculos computadorizados para a distribuição das doses de radiação gama no alvo desejado. Hoje, são utilizados, também, aceleradores lineares na realização da radioterapia fracionada orientada por computação gráfica, o que permite a simulação da distribuição das curvas de isodose (89).

Nas diversas modalidades de tratamento estereotáctico persiste a falta de precisão na localização de um ponto alvo desejado (234, 151, 30), fato que fortalece a necessidade do estudo da margem de erro de cada aparelho estereotáctico.

## 2.1 - Sistemas de Coordenadas Espaciais

Coordenadas são valores numéricos que nos remetem a um determinado ponto no espaço. No sistema de coordenadas espaciais cartesianas, as linhas dos planos são definidas em um sistema de três eixos: abcissa, ordenada e aplicada (Figura 7). O ponto onde se encontram chama-se ponto de origem ou ponto zero (4). O sistema de coordenadas cartesianas ( $X$ ,  $Y$  e  $Z$ ) é o mais fácil de ser usado devido à simplicidade do cálculo. É empregado em muitos dos arcos estereotáticos onde o ponto zero do arco é localizado com a visualização dos pontos de referência (anteparos) presos ao aparelho, quando da realização da TC. Após, são medidas as distâncias ântero-posterior (AP), látero-lateral e súpero-inferior do ponto zero do arco estereotático ao alvo. Dessa maneira obtêm-se as coordenadas  $X$ ,  $Y$  e  $Z$  que localizam, numericamente, um ponto no espaço. Nos sistemas de coordenadas polares, o ponto alvo é definido pelo valor de dois ângulos ( $\theta$ ,  $\omega$ ) em relação ao tamanho de uma reta ( $R$ ) desde o ponto de referência zero que é o centro do arco (Figura 8).

Nos diversos sistemas estereotáticos, não é encontrada uma uniformidade na denominação das coordenadas. No sistema Leksell,  $X$  é a variável ântero-posterior,  $Y$  é a variável súpero-inferior e  $Z$  é o valor esquerda-direita. Em outros sistemas, como o de Hitchcock,  $Z$  é o valor superior-inferior,  $Y$ , o valor ântero-posterior e  $X$ , o valor esquerda-direita (62) (Figura 9).

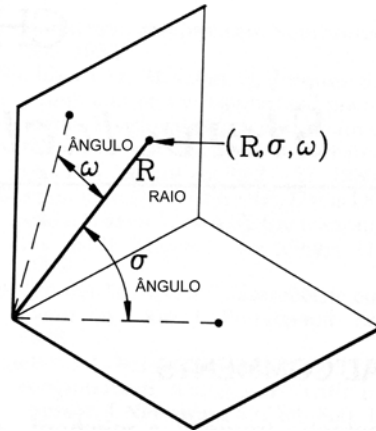
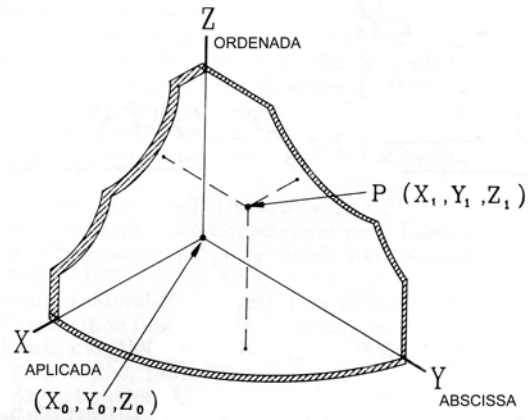


Fig. 7: Sistema de coordenadas Cartesianas:  
 X=aplicada, Y=abscissa, Z=ordenada  
 (120)

Fig. 8: Sistema de coordenada Polares:  $\sigma$ =ângulo,  $\omega$ =ângulo,  $R$ =raio (120)

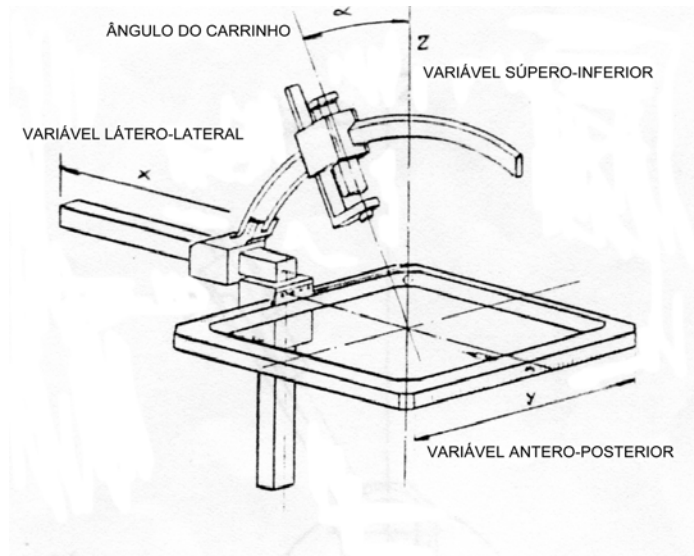


Fig. 9: Aparelho estereotático de Hitchcock:  
 X=distância lateral, Y=distância ântero-posterior e Z=altura

Um sistema de coordenadas é inerente a todo arco estereotáctico. O ponto zero ( $X_0$ ,  $Y_0$ ,  $Z_0$ ) do aparelho deve ser identificado por dispositivos mecânicos do próprio arco. Os componentes habituais de um instrumento estereotáctico são: arco fixador rígido preso ao crânio, sistema de direcionamento mecânico para atingir o ponto do alvo intracraniano, sistema de aquisição dos dados (coordenadas) estereotácticos e cânula ou outro instrumento que possa ser direcionado para o ponto alvo, por meio do arco estereotáctico (120). Em humanos, há um quinto requisito necessário, um maneira para a confirmação do local, ou alvo, da sonda ou instrumento dentro do crânio, com o auxílio da TC, ou da RNM, ou o raio X ou da ecografia cerebral (23). Relatos de Conway (44), em 1973, e de Berger (13), em 1986, tratam da utilização da ultrasonografia com TC e estereotaxia como métodos auxiliares na realização de biópsias cerebrais.

As imagens, forma final dos dados processados, ou dados numéricos, forma bruta dos dados ainda não processados, podem ser obtidos por meio da TC ou da RNM e transferidos para películas radiográficas, discos magnéticos ou ópticos onde ficam registrados os dados processados ou brutos. São eles: local dos anteparos em relação ao centro do arco estereotáctico, escala e densidade dos tecidos. A imagem em filme, fita ou disco magnético desses exames é, então, usada para o cálculo do ponto alvo (122).

O estudo radiológico em AP e em perfil foi o mais utilizado nos procedimentos estereotácticos antes da introdução da TC. Quando se faz uso

do estudo radiológico convencional, na localização estereotática, é necessário determinar a distorção da imagem obtida. Essa distorção é corrigida pela comparação das dimensões de um objeto, com tamanho conhecido, radiografado junto ao crânio. A magnificação é corrigida mediante fórmulas matemáticas que determinam, numericamente, a escala, o local e o alvo estereotático. Paralaxe é o erro na visualização de um objeto. Ocorre quando os raios emitidos pela ampola, nas projeções lateral e AP, não são perfeitamente ortogonais. Isso decorre do não paralelismo dos raios-X quando a distância entre a fonte emissora e o objeto é inferior a 17 metros (120). Em razão da distorção, é necessária a utilização de algoritmos específicos para calcular o ponto alvo (120).

Antes do advento da TC e da RNM eram utilizadas, na localização estereotática, radiografias convencionais em perfil e AP. Com esta técnica são necessários diversos passos para corrigir erros de magnificação, paralaxe, rotacionais e de inclinação. Os erros de magnificação decorrem da divergência dos raios X e dependem da distância da ampola de raio X à cabeça do paciente e desta ao filme radiológico. Paralaxe é o resultado da distorção na aferição das distâncias medidas nos radiogramas laterais e AP. Para a sua correção, usa-se o alinhamento dos retículos ou reparos laterais, esquerdo e direito nas incidências em perfil e anterior e posterior nas incidências AP. Os erros rotacionais e de inclinação são evitados com o posicionamento correto do paciente no arco do aparelho estereotático. A cabeça é colocada de tal sorte que seu plano mediosagital esteja paralelo ao plano mediosagital do arco. O

plano horizontal do sistema de coordenadas, usualmente plano comissura anterior-comissura posterior, é colocado paralelo ao plano horizontal do arco. Após, o paciente e a ampola de raios X são alinhados, e a ventriculografia é realizada para determinar a localização de estruturas subcorticais relacionadas com o sistema ventricular, usualmente o terceiro ventrículo. A ventriculografia, com contraste positivo permite a visualização de um plano por incidência; nos radiogramas, o terceiro plano é calculado com as duas incidências prévias. O plano horizontal passa pela conexão comissura anterior-comissura posterior, linha bicomissural; o plano vertical passa, perpendicularmente, pela bissecção da linha bicomissural; o plano mediosagital passa pelo plano sagital. Esses valores numéricos são, então, utilizados para a localização de estruturas mediante cálculos geométricos ou para a comparação com as medidas de um atlas estereotático (23).

Nas imagens obtidas por TC ou por RNM, o cálculo para conversão da escala de 1:1 é determinado pelo computador desses aparelhos, não havendo grande distorção linear da imagem. A localização de uma estrutura ou de uma lesão no espaço, com a utilização de TC, é feita com o auxílio do aparelho estereotático no qual é acoplado um sistema de hastes, duas verticais e uma diagonal, no mesmo plano, formando um N ou duas linhas com ângulo de  $45^\circ$  com o formato de Y. Essas hastes são presas no arco do aparelho de estereotaxia que está fixado no crânio, permitindo a obtenção de dois ou mais conjuntos de marcas fiduciais que independem do tomógrafo em que o exame é realizado. As marcas fiduciais, ou pontos fiduciais, resultantes de cada corte

tomográfico das hastes, são pontos únicos e correspondem a um único plano. As coordenadas AP e látero-laterais são identificadas no próprio corte tomográfico. A coordenada vertical é determinada por uma função do raio das distâncias entre a haste diagonal e as hastes verticais (27).

As fórmulas matemáticas para a transformação das coordenadas para o espaço tridimensional são geométricas ou algébricas. Na transformação geométrica, utilizam-se os pontos e o ângulo entre a haste vertical e a oblíqua para definir a altura do plano. Com esses dados, a inclinação angular e a rotação da imagem podem ser calculadas. Após a obtenção dos valores corrigidos, é possível localizar o alvo desejado utilizando-se três valores (X, Y, Z).

No AP, X mm anterior ou posterior ao plano coronal. No lateral, Y mm lateral ao plano sagital da linha média. No vertical, Z mm acima ou abaixo do plano basal, no sistema estereotático de Hitchcock. Na transformação algébrica, cálculo matemático complexo, é utilizada a imagem digitalizada que é dividida em *pixels* (elemento de imagem; o menor ponto de um vídeo *picture element*) e *voxels* (*volume element*). A localização precisa de qualquer *pixel* e/ou *voxel* é transformada em coordenada do arco por meio de matrizes que permitem o cálculo da rotação, da translação, da escala e da inclinação do alvo (120). Essa forma de reconstrução permite, além da localização de um ponto no espaço, a simulação da colocação de cânula de biópsia ou de ressecção de lesões intra-axiais (138).



Os erros nas medidas das coordenadas estereotáticas com TC foram inicialmente descritas por Brown e colaboradores (27, 28), em 1979. Os erros na localização dos alvos com a utilização do raio X, da TC, e da RNM foram comentados em várias comunicações (36, 187, 173, 6, 141, 7, 230, 158, 196, 197, 218, 174, 179, 234, 30, 65, 151, 142, 150, 157, 172, 178, 189, 191, 219, 224, 102, 211).

## **2.2 - Aparelhos Estereotáticos**

O aparelho estereotático é um dispositivo mecânico capaz de posicionar, com exatidão, no espaço, instrumentos como agulhas de biópsia, eletrodos ou instrumentos cirúrgicos.

Spiegel (207), em 1947, classificou os aparelhos estereotáticos em três tipos quanto a sua arquitetura: tipo I, os aparelhos retangulares ou cuboidais; tipo II, os aparelhos estereotáticos construídos com arcos semicirculares; e tipo III, os sistemas estereotáticos fixados na trepanação ou acima dela.

Leksell e Talairach (*apud* 120), em 1949, desenvolveram seus próprios aparelhos de estereotaxia em Estocolmo e Paris, respectivamente. Nos Estados Unidos da América, Hayne e Mayers, em 1950; na Alemanha, Riechert e Wolff, em 1951; na Suíça, Monnier, em 1952; no Japão, Narabayashi, em 1952; na França, Guiot e Brion, em 1953 e, na Inglaterra, Isles, Bennett e Hitchcok, em 1960 (*apud* 120). Todos contribuíram de alguma forma para a evolução dos dispositivos estereotáticos para utilização em humanos (165).

Os aparelhos estereotáticos foram originalmente construídos para utilização em aparelhos de raio X convencional. Inicialmente era utilizada a ventriculografia com contraste positivo, na identificação da comissura anterior e posterior, como reparos anatômicos (49). A introdução da arteriografia cerebral não acrescentou precisão na visualização dos acidentes anatômicos, exceto na localização de pequenas malformações arteriovenosas, melhor delineadas pela angiografia (23, 74).

O sistema desenvolvido por Talairach (*apud* 23), em 1949, consiste de uma unidade básica que é presa ao crânio e duas ou quatro grades duplas que são fixadas na base da unidade. A distorção da imagem pode ser corrigida com o auxílio dessas grades. Tailarach (*apud* 120) desenvolveu o conceito de telerradiografia para corrigir a distorção da imagem obtida pelo raio X. Esse aparelho tem sistema único de cálculo e localização de pontos alvos.

Apesar dos aperfeiçoamentos no instrumental estereotático, permanecia a dificuldade na visualização das estruturas cerebrais normais ou alteradas. Com o advento da TC e da RNM, tornou-se possível a visualização das estruturas cerebrais normais e de lesões intracranianas, mesmo as de pequenas dimensões (23). A TC tem boa sensibilidade na identificação de lesões cerebrais, entretanto o diagnóstico dessas anormalidades depende da verificação anatomopatológica (5, 185, 176, 184, 58, 61, 236). Surge, nesse momento, a necessidade de adaptação e de construção de instrumental estereotático compatível com esses sistemas de imagem. A utilização de

pinos de fibra de carbono e arcos estereotáticos foi importante para obter a imagem da TC sem artefatos (25).

A adaptação dos sistemas estereotáticos à TC e à RNM teve início na década de oitenta. O sistema Leksell foi adaptado para utilização com a TC pelo próprio Leksell e Jernberg (23), em 1980. Os pinos de fixação, como regra, são confeccionados de fibra de carbono devido a sua resistência e por não interferirem na imagem da TC e da RNM. Um par de reparos é fixado lateralmente ao aparelho para tornar possível a leitura das coordenadas estereotáticas diretamente de cada imagem dos cortes (23). Esse aparelho, entretanto, é inconveniente para orientação de craniotomias, por ser do tipo cuboidal, o que restringe, em muito, o campo cirúrgico.

Em 1982, o aparelho de Riecheter-Mundinger foi adaptado, por Birg e Mundinger (23 apud), para compatibilizar-se com a TC. Nele foram utilizados pinos de resina de carbono e base para a fixação do arco esterotático à mesa do aparelho de TC. Os cortes tomográficos são realizados usando zero grau na inclinação do *gantry*. A imprecisão desse método é de 0,6 mm (*apud* 23). Essa técnica é possibilita a reconstrução do plano mediosagital e a medida da linha intercomissural, permitindo, também, a realização de procedimentos funcionais (161). O aparelho presta-se para realização de craniotomias guiadas estereotacticamente por ter arco redondo e ser fixado à cabeça por extensões (200, 201).

O sistema Brown-Roberts-Wells (BRW) (23) é uma versão moderna do aparelho de Todd-Wells. Essa nova versão é compatível com a realização de

exames por TC e por RNM e foi desenvolvida e testada por Brown, em 1979 (28). O aparelho tem um sistema de localização com reparos fixados ao arco base. O paciente é submetido à TC com os reparos presos ao arco. Após a aquisição da imagem tomográfica, os reparos são removidos. Os dados obtidos permitem o cálculo das coordenadas, e um sistema externo, chamado de *phantom*, é utilizado para a conferência dos mesmos. A orientação de craniotomias, nesse caso, é simples. O arco base é preso ao fixador de cabeça de Mayfield e o restante do aparelho, removido, permitindo amplo campo cirúrgico (Figura 10). O relato da primeira experiência clínica com a utilização do sistema BRW deve-se a Heilbrun e colaboradores, em 1983 (5).

Em 1984, Lunsford e colaboradores (148) acrescentaram refinamentos no cálculo das coordenadas espaciais com o desenvolvimento de computadores pessoais. Boëthius e colaboradores (22), em 1980, descreve método para cálculo de coordenadas sem a utilização do arco estereotático. Usa, para a obtenção das coordenadas, somente os reparos laterais junto ao crânio, obtendo, com o programa do computador do tomógrafo, as coordenadas para orientação de craniotomias (Figura 11).



Fig. 10: Aparelho estereotático Bronw-Roberts-Wells (23)



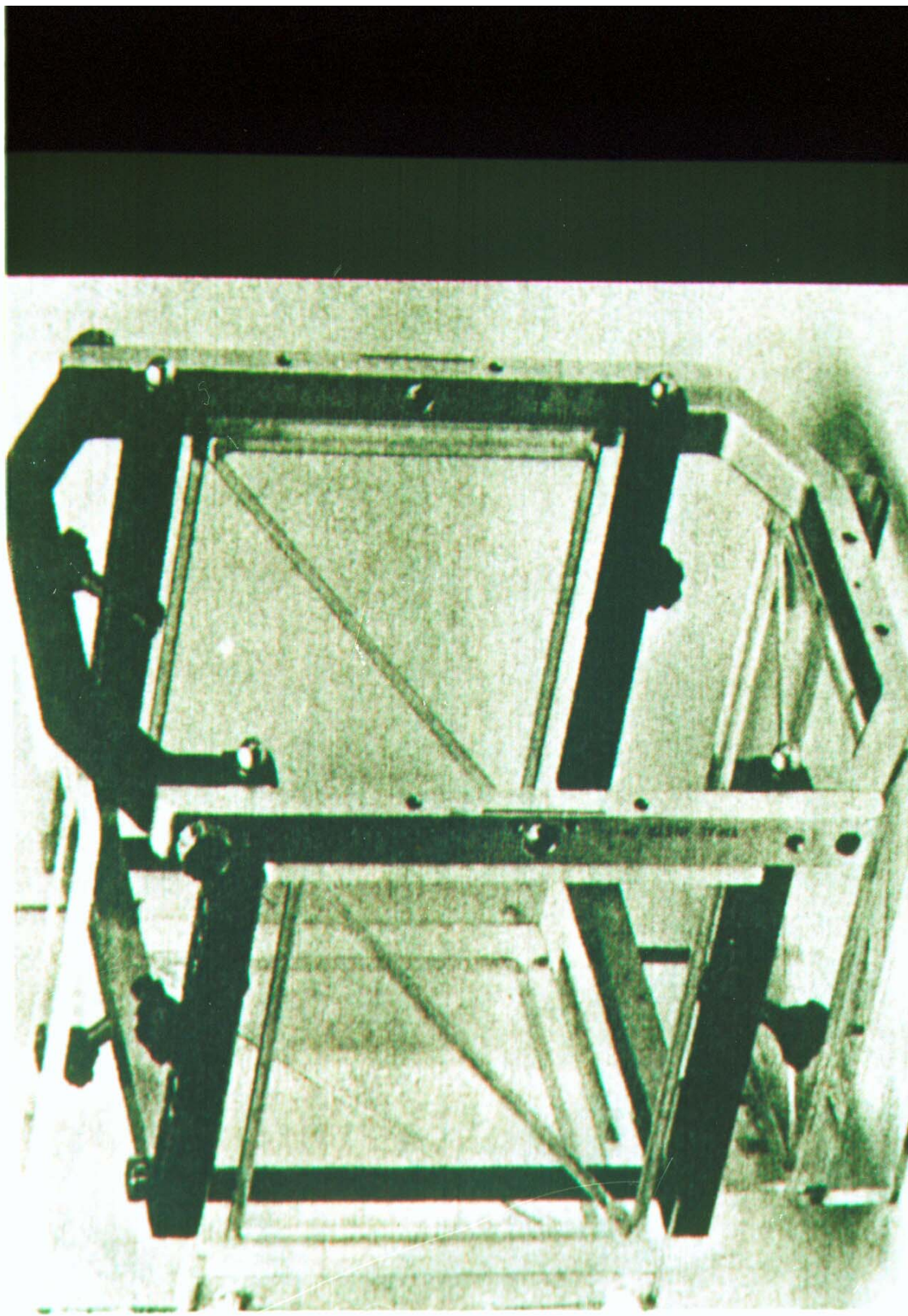


Fig. 11:Reparos laterais do sistema Leksell (23)

Os aparelhos estereotáticos também devem ser avaliados quanto ao sistema de coordenadas ortogonais simples ou sistema de arco-quadrante. O de arco-quadrante é um dispositivo isocêntrico que independe do ângulo de entrada da sonda ou cânula de biópsia no crânio. O alvo é atingido sempre nas mesmas coordenadas, o que é uma vantagem (Figura 12). No sistema de coordenadas ortogonais, cada vez que é alterado o ponto de entrada atinge-se um alvo diferente, sendo necessário recalculas as coordenadas toda vez que se modifica o ponto de entrada.

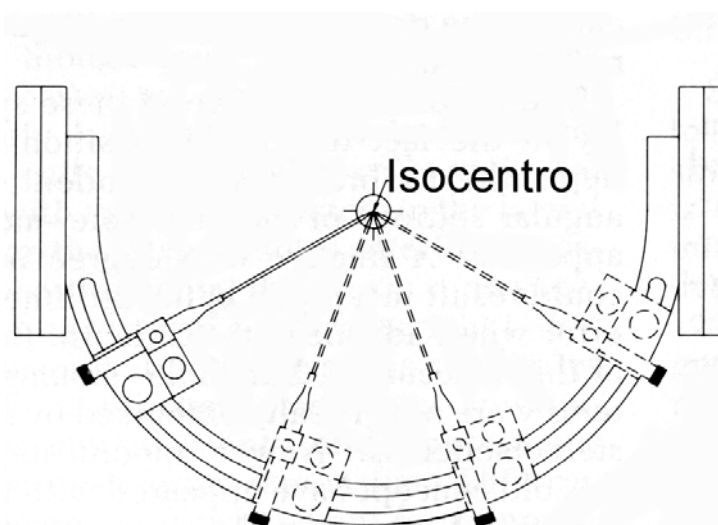


Fig. 12: Sistema isocêntrico estereotático, *Compass* (120)

Seguiram-se inúmeros relatos de diversos aparelhos referindo as suas vantagens e desvantagens na localização estereotática com RX, angiografia

digital, TC e RNM (88, 212, 192, 25, 206, 221, 204, 82, 81, 43, 146, 149, 77, 210, 195, 103, 155, 169, 19, 14, 188, 186, 143, 183, 53, 10, 231).

### **2.3 - Computadores e Estereotaxia**

No início, o cálculo das coordenadas estereotáticas era feito manualmente, por um matemático, processo demorado e sujeito a erros de medidas e cálculos. Tais inconvenientes estimularam o aprimoramento das técnicas de localização estereotática que acabaram por introduzir o uso do computador para cálculos matemáticos (116).

Em 1946, Eckert e Mauchly (106) desenvolveram a primeira calculadora eletrônica. Somente em 1951 surgiu o primeiro computador comercialmente disponível, o *UNIVAC I (universal automatic computer)*. O primeiro relato de cálculos estereotáticos feitos por computador deve-se a Birg e Mundinguer (90, 160), em 1973. Housefield (*apud* 23), na década de setenta, fundiu as técnicas de computação com a imagem radiológica e criou a TC. Esse método, ao permitir a visualização de estruturas intracranianas, favoreceu o progresso da cirurgia estereotática (Figura 13).

A integração entre a TC e a estereotaxia ocorreu, em 1978, com Mundinguer (161). Ambos os métodos, estereotaxia e TC, utilizam a definição de pontos no espaço. Cada corte tomográfico permite a aferição das coordenadas AP e látero-lateral. A aferição da dimensão vertical é dada pela espessura pelo número de cortes. Acrescentando um arco estereotático, durante a realização do exame tomográfico, é possível, com cálculos matemáticos, a localização de um ponto dentro da cavidade craniana.



A utilização de técnicas estereotáticas, associadas à imagem da TC, teve o seu primeiro relato por Brown (28), em 1979, popularizando-se, após, devido ao barateamento dos tomógrafos computadorizados.

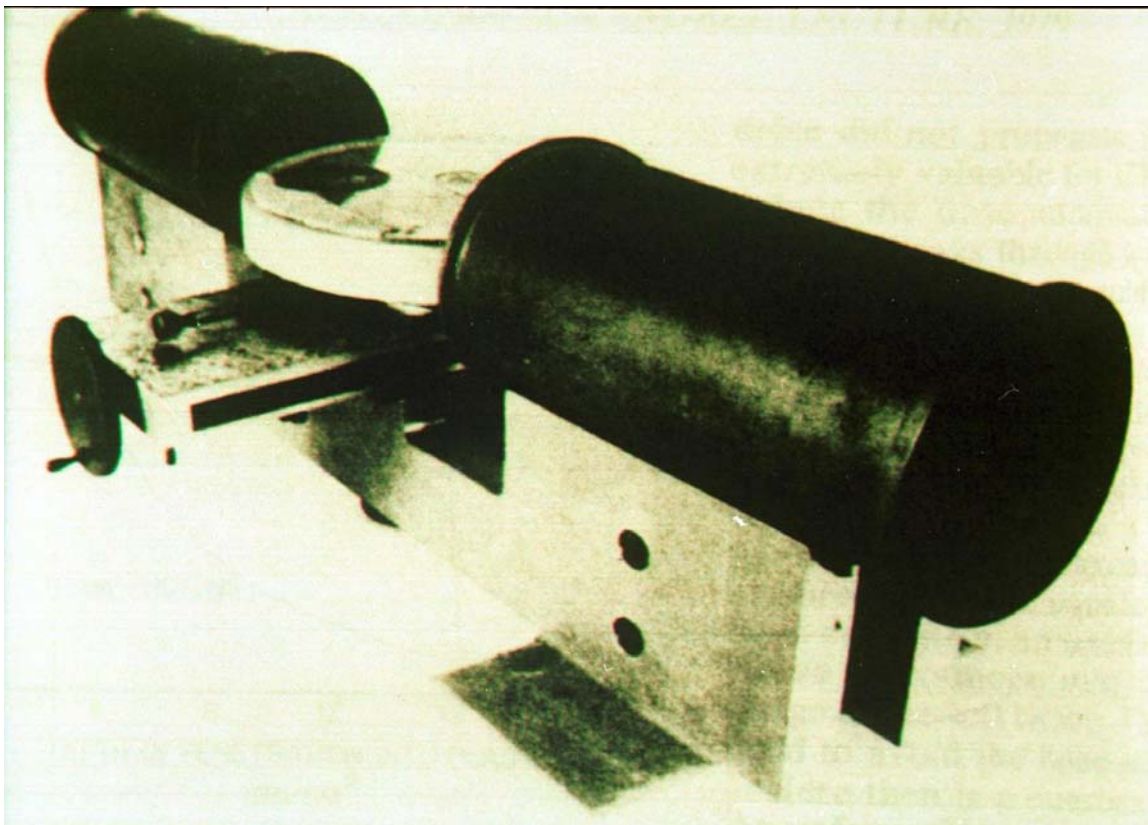


Fig. 13: Primeiro tomógrafo computadorizado (45)

A primeira tentativa da utilização de imagem para o cálculo de coordenadas estereotáticas por cintilografia cerebral computadorizada foi empreendida por Coe e colaboradores, em 1965 (40). Iniciam-se então, os trabalhos para definir o volume das lesões nas imagens da TC (26, 225, 229, 94, 12, 17, 34, 45, 50, 93, 114, 117, 147, 153, 162, 163, 208, 228).

As imagens obtidas pela TC e utilizadas para os cálculos estereotáticos podem ser tratadas das seguintes maneiras: baseadas em filme radiológico, em *scanners* dependentes (TC) e em *scanners* independentes. Nos sistemas baseados em filme radiológico, são utilizadas régua e caneta para a marcação dos pontos. O cálculo das coordenadas é feito com auxílio de uma calculadora. Essa metodologia permite o cálculo de apenas um plano por vez, não sendo possível corrigir as distorções por angulação, o cálculo do volume das lesões e as distorções geométricas. Diversas técnicas de medidas e cálculos de coordenadas para localização de alvos na TC foram enunciadas (166, 145, 31, 66, 67, 132, 136, 95, 29, 68, 110, 168, 217).

Os sistemas baseados na TC (*scanners* dependentes) têm a grande vantagem da correção das distorções geométricas (X, Y), por não haver distorção das copiadoras de filme. Os sistemas *scanners* independentes são os que utilizam os dados da fita, do vídeo digitalizado ou dos discos magnéticos ou ópticos. Esses sistemas de computação variam muito em capacidade de armazenamento e de recursos dos programas utilizados para os cálculos estereotáticos.

A avaliação da imprecisão, ou erro no cálculo, de um determinado ponto alvo com auxílio de técnica estereotática é importante. Seu conhecimento permite decidir o tamanho mínimo das lesões que podem ser biopsiadas ou localizadas nas craniotomias e nas biópsias (9, 18, 43, 66, 67, 85, 159, 175, 190, 202, 204, 230, 234).

Alberts (3), em 1961, descreveu as fórmulas para cálculo estereotático com raio X. Peluso e colaboradores (175), em 1970, criaram programa de computador para cálculos de coordenadas. Outros autores discutem as diversas fórmulas utilizadas nos diferentes modelos de aparelhos estereotáticos e os algoritmos para o cálculo de coordenadas nos mesmos (33, 160, 42, 16, 235, 85).

Dervin e colaboradores (51), em 1974, informam o início da utilização de computadores em estereotaxia. Diversos relatos sobre essa metodologia, bem como refinamentos sobre reconstrução tridimensional e atlas estereotáticos residentes em computador aparecem na literatura (90, 80, 200, 108, 47, 72, 232, 60, 69, 38, 87, 39, 223, 89, 2, 8, 70, 57, 233, 54, 83, 107).

## **2.4 - Biópsia Cerebral Estereotática**

As lesões intracranianas, na maioria dos casos, devem ter diagnóstico anatomopatológico ou bacteriológico para serem corretamente tratadas, em especial as neoplásicas e as infecciosas. O risco de seqüela cirúrgica para os pacientes com lesões no tálamo, nos gânglios da base ou no tronco cerebral é maior sem o auxílio de técnica estereotática (23). O diagnóstico anatomopatológico é, por vezes, importante, no pré-operatório, para o planejamento cirúrgico na ressecção de tumores e, em casos selecionados, para a indicação de radioterapia ou quimioterapia, quando as lesões são inoperáveis.

Housepian e Pool (*apud* 109), em 1962, foram os primeiros a relatar a realização de biópsia de tecido cerebral normal com o auxílio da estereotaxia e, em 1964, Kalyanaraman (109) realiza a primeira biópsia estereotáctica para diagnóstico de alterações do tecido cerebral. Em 1973, Conway (44) descreveu a utilização dessa técnica para o diagnóstico anatomopatológico de tumores cerebrais, e Munding (161), em 1978, foi o primeiro a informar a utilização da TC do encéfalo, com cortes axiais, na orientação estereotáctica para a realização de biópsias.

A biópsia cerebral estereotáctica oferece vantagens em relação às realizadas à mão livre. O custo elevado da aparelhagem é compensado pela maior acuidade do procedimento e menor risco de disfunção neural ao paciente. Ela é realizada em bloco cirúrgico. A à mão livre é feita dentro da sala do tomógrafo, consumindo longo tempo de utilização do aparelho para a realização do procedimento. A morbimortalidade de um procedimento estereotáctico varia de 1% a 4 %, de acordo com a literatura (*apud* 23).

A realização de biópsias cerebrais requer instrumental especial (Figura 14) como cânulas desenvolvidas para esse fim e pinça biópsia, com ponta de aproximadamente 1 mm de diâmetro, para coletar o tecido patológico. Com a utilização da pinça, os fragmentos são retirados por tração, oferecendo o risco de sangramento por arrancamento de vasos. Outro dispositivo utilizado é a cânula de Backlund, em formato de saca-rolhas, que retira fragmentos das lesões aos movimentos rotacionais. O instrumento de Sedan é composto por uma cânula e uma agulha com janela lateral, próxima à extremidade. O tecido

é aspirado para dentro da agulha, por sucção de uma seringa, e cortado pela rotação da agulha, de encontro à cânula. Os fragmentos resultantes têm o formato de pequenos cilindros (120).

Os critérios de Bosch (23) para a indicação de biópsias estereotáticas são: lesões profundas, massas com crescimento bilateral (crescimento em forma de borboleta), massas múltiplas e/ou situadas em localização eloqüente, massas com crescimento difuso, lesões supostamente infecciosas (herpes, SIDA), massas cerebrais em pacientes com doenças sistêmicas (Hodgkin, leucemia) e massas com extensa invasão da base do crânio.

As contra-indicações para biópsia cerebral estereotática são: lesão cerebral facilmente acessível através de craniotomia, falta de evidência clara da lesão pela TC ou RNM e síndromes neurológicas genéticas em crianças, quando há necessidade de grande quantidade de tecido cerebral contendo substância cinzenta (23).

As biópsias das lesões situadas na parte baixa do tronco cerebral são de alto risco para o paciente e só devem ser realizadas quando bem localizadas. As malformações vasculares têm contra-indicação absoluta pelo risco de sangramento, assim como lesões próximas e/ou no espaço subaracnóide.

Casuísticas indicando o grau de positividade das biópsias e suas complicações são referidas por Ostertag (171), Kelly e colaboradores (126, 127, 128, 136), Savitz e colaboradores (194), Apuzzo e colaboradores (5), Goldstein e colaboradores (227) e outros autores (15, 56, 184, 170, 139, 176, 193, 236, 61, 181).

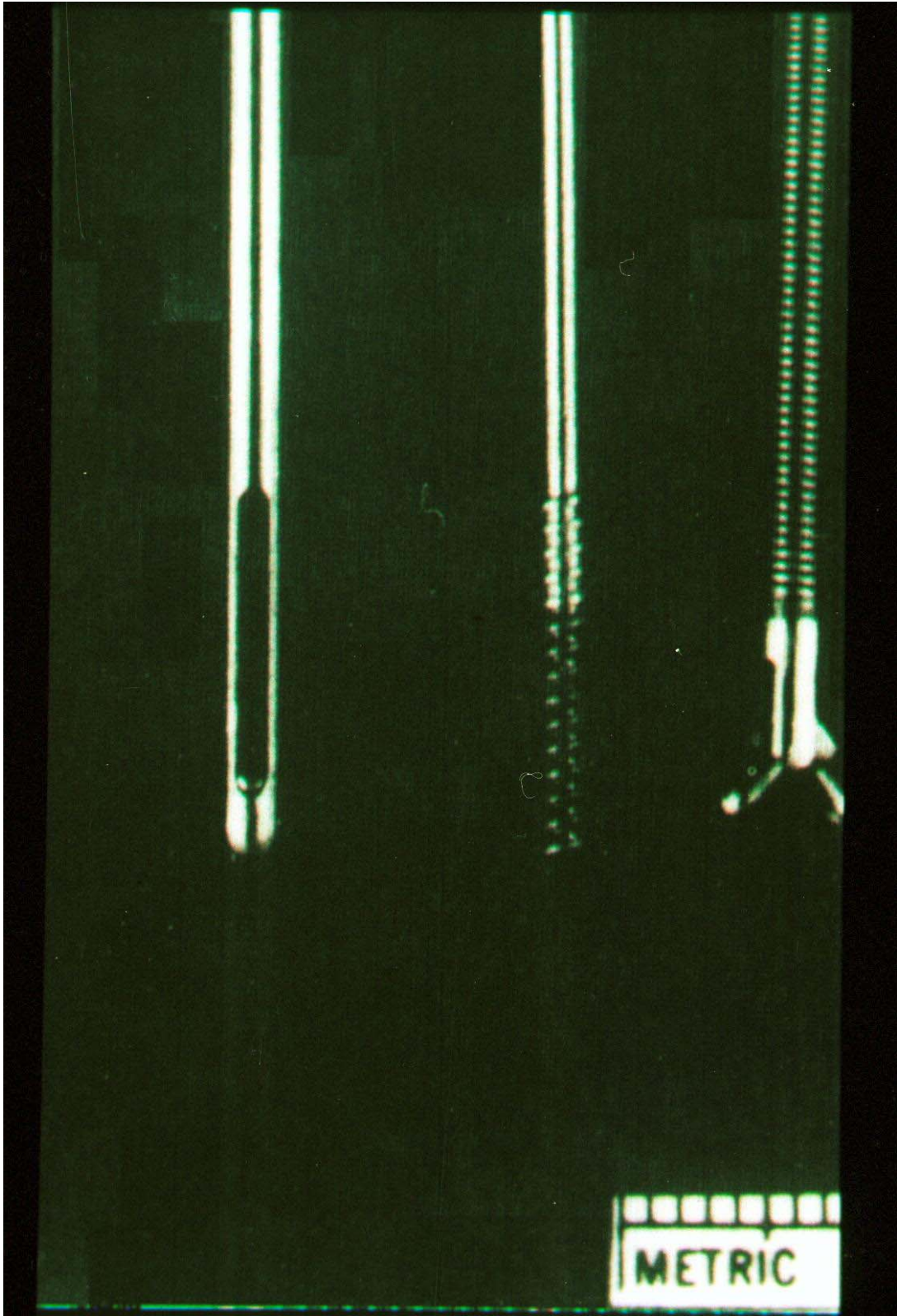


Fig. 14: Instrumentos de biópsia, medidas em milímetros (36)

## **2.5 - Intervenção Estereotáctica Terapêutica**

A intervenção estereotáctica terapêutica é definida como a utilização da técnica estereotáctica com objetivos terapêuticos (23). Os craniofaringeomas císticos podem ser tratados com drenagem do conteúdo líquido, associando instilação de ítrio 90 em sua cavidade (71).

A colocação de material radioativo no leito tumoral, com orientação estereotáctica, chama-se braquiterapia intersticial estereotáctica. Nela utilizam-se sementes de iodo 125 ou irídio 192 no tratamento de lesões tumorais (222).

O primeiro relato de aspiração de hematomas intracerebrais foi o de Matsumoto e colaboradores (154), em 1984. A seguir, diversas técnicas de drenagem de hematomas intraparenquimatosos foram descritas por Bosch e colaboradores (24), em 1985, Chimowitz e colaboradores (37), em 1991, Hondo e colaboradores (100), em 1987, Schaller e colaboradores (198), em 1995, Tanikawa e colaboradores (213), em 1985 e Tanizaki e colaboradores (214), em 1985. Os diversos instrumentos utilizados para drenagem de hematomas intraparenquimatosos são referidos por Kandel e colaboradores (111), em 1985.

Há relatos esparsos sobre a drenagem de abscessos cerebrais com técnica estereotáctica (55, 209). Essa técnica é sugerida para abscessos pequenos e de difícil localização pela cirurgia convencional (23).

Terceira ventriculostomia com técnica estereotáctica foi descrito por Kelly e colaboradores (129).

## **3 - Objetivos**

O presente estudo propõe-se a:

- quantificar os erros das coordenadas X, Y e Z, calculados manualmente e por programa de computador, em relação aos alvos reais;
- correlacionar o tamanho das lesões cerebrais biopsiadas com a possibilidade de diagnóstico anatomopatológico;
- quantificar o grau de positividade das biópsias estereotáticas realizadas no centro das lesões.

#### **4 - Material e Método**



#### **4.1 - Casuística**

O presente estudo foi realizado prospectivamente. A casuística consta de 106 pacientes consecutivos submetidos a procedimento estereotáticos no período compreendido entre novembro de 1993 e dezembro de 1996, no Instituto de Neurocirurgia de Porto Alegre, Hospital São José, Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre e no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Quarenta e cinco pacientes eram do sexo feminino (47,7 %) e 61, do sexo masculino (52,3 %). O paciente mais jovem tinha 4 anos de idade e o mais velho, 80 anos. Oitenta e dois pacientes foram submetidos a biópsia cerebral, 21, a orientação de craniotomias em lesões profundas, 1 a drenagem de hematoma intracerebral espontâneo, 1, a drenagem de abscesso intracerebral e 1, a colocação de cateter no interior da cavidade tumoral. Todos os procedimentos foram realizados pelo autor.

#### **4.2 - Aferição da Precisão do Aparelho Estereotático**

A aferição inicial da precisão do aparelho estereotático foi realizada da seguinte forma: a medição das coordenadas reais (X, Y, Z) foi feita mediante a visualização direta de 9 esferas de isopor revestidas por uma mistura de bário com cola acrílica e presas ao aparelho estereotático (arco e anteparos laterais), modelo Hithcock (23), por fios de náilon, denominado pela expressão inglesa *phanton*. *Phanton* é qualquer dispositivo colocado em um tomógrafo computadorizado contendo em seu interior objetos de formas conhecidas em posições já determinadas para aferir a qualidade da imagem e a precisão do

aparelho estereotático. O diâmetro das esferas mediam de 15 mm (seis esferas) a 18 mm (três esfera). Após a aferição visual direta das coordenadas (X,Y,Z) das esferas foi realizada uma tomografia computadorizada para a visualização das 9 esferas no filme radiológico (Figura 15). Os cortes tomográficos tinham 5 mm de espessura com um avanço da mesa do tomógrafo de 5 mm entre cada corte. O tomograma do *phanton* foi feito no aparelho TOSHIBA XSPEEDII ®. O cálculo das coordenadas foi realizado com o auxílio do computador e manualmente. O programa do computador (ESTERETÁXICA V 1.0) utilizou o algoritmo:  $Z = Z1 - (A/\text{tangente de } 33,41^\circ)$  para o cálculo da altura (Z), onde A é o valor da medida real entre o reparo angulado de  $33,4^\circ$  e a distância até um dos reparos verticais. Para o valor látero-lateral (X),  $X = (B \times C)/A$ , onde B é o valor da escala, C, o valor da distância lateral desde o centro do arco ( $X=0, Y=0, Z=0$ ) e A, o valor medido em milímetros na escala. O valor ântero-posterior foi calculado da mesma forma que o valor látero-lateral (Y),  $Y = (B \times C)/A$ . No cálculo manual, os mesmos algoritmos foram empregados. Para esse cálculo foi utilizada calculadora portátil.

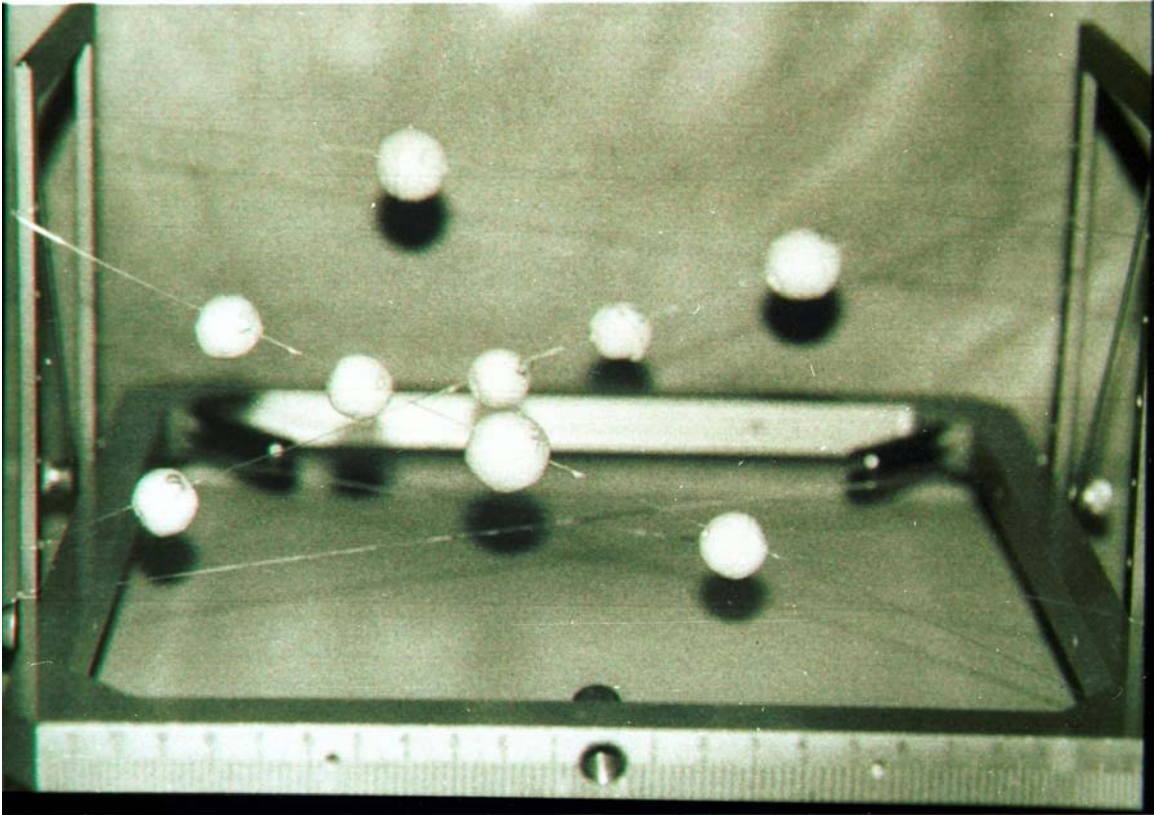


Fig. 15: *Phantom*: arco estereotático com esferas de isopor fixas por fio de náilon

#### 4.3 - Cálculo das Coordenadas Estereotáticas

Todos os pacientes do presente trabalho submeteram-se as seguintes etapas para marcação estereotomográfica.

Os tomógrafos computadorizados utilizados para realização do exame foram: *TOSHIBA XSPEED II*® e *SIEMENS SOMATOM*®.

O aparelho estereotático utilizado foi o de Hitchcock, modelo 2, fabricado na Inglaterra e modificado pela firma *MICROMAR*®, em 1992, para compatibilizar-se com o tomógrafo computadorizado.

As coordenadas (X,Y,Z) foram calculadas manualmente e mediante um programa de computador que se vale de uma mesa digitalizadora com a utilização do filme radiológico.

Os valores de X, Y e Z, medidos na película da TC do encéfalo, com o computador, foram obtidos da seguinte maneira: as coordenadas estereotácticas foram calculadas com o auxílio de um programa de computador especialmente desenvolvido para este fim, o *ESTEREOTÁXICA* - Versão 1.0, em ambiente *Windows 3.1* ®. A mesa digitalizadora usada para aquisição dos dados foi uma *CalcComp Drawing Board II* ®, modelo 33120, tamanho A (305 mm X 305 mm) conectada através da porta serial 1 a um microcomputador portátil *EPSON Action Note 4SLC/25* ®.

As etapas para obtenção das coordenadas nos procedimentos estereotácticos foram:

- Fixação do aparelho estereotáctico de Hitchcock no crânio do paciente previamente submetido a anestesia local ou geral.
- Colocação da base rígida *MICROMAR* ®, presa na mesa do tomógrafo, para a fixação do arco estereotáctico.
- Fixação (Figura 16) de dois reparos nas laterais, no arco do aparelho, em forma de N, modelo *MICROMAR* ® LTC - 01B.



Fig. 16: Paciente posicionado para marcação estereotomográfica

- Realização dos cortes tomográficos com espessura de 4 mm ( no tomógrafo Siemens) ou 5 mm (no tomógrafo Toshiba) desde a porção superior do arco metálico até o vértex do crânio, após injeção de contraste iodado intravenoso, próprio para exames de TC do encéfalo. A magnificação da imagem do tomógrafo, utilizada para a aquisição da imagem, foi menor do que a adotada para exames convencionais do crânio. A finalidade era obter imagens dos

reparos fixados ao arco metálico os quais são utilizados para a realização dos cálculos das coordenadas estereotáticas (Figura 17).

- Cópia do exame em filme radiográfico (Figura 18).
- Colocação do filme radiográfico, após o exame, sobre a mesa digitalizadora e definição dos pontos para o cálculo das coordenadas com o *mouse* (Figura 19).
- Processamento dos dados, com o programa do computador elaborado para esse fim, e obtenção do resultado numérico dos ângulos  $\alpha$  (do carrinho) e  $\beta$  (do arco) e das coordenadas X, Y, Z, visíveis na tela do computador (Figura 20).

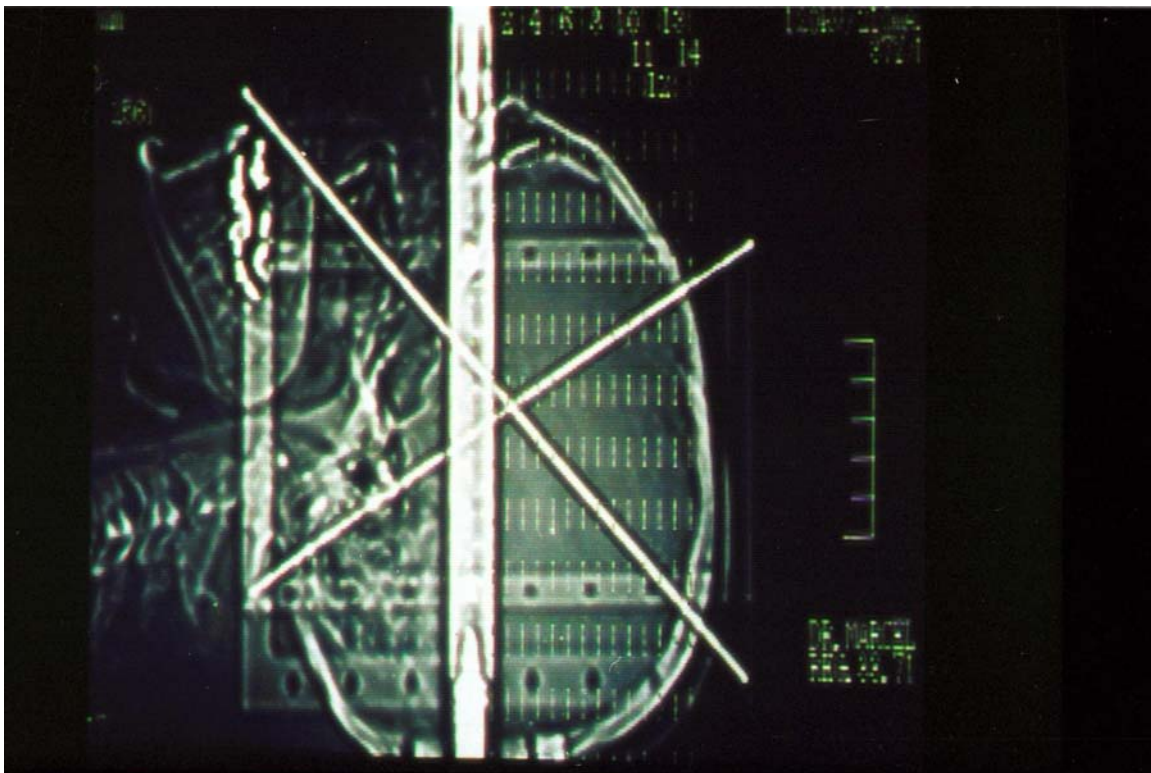


Figura 17: Escanograma com visualização do arco estereotático, dos cortes tomográficos e dos reparos laterais.



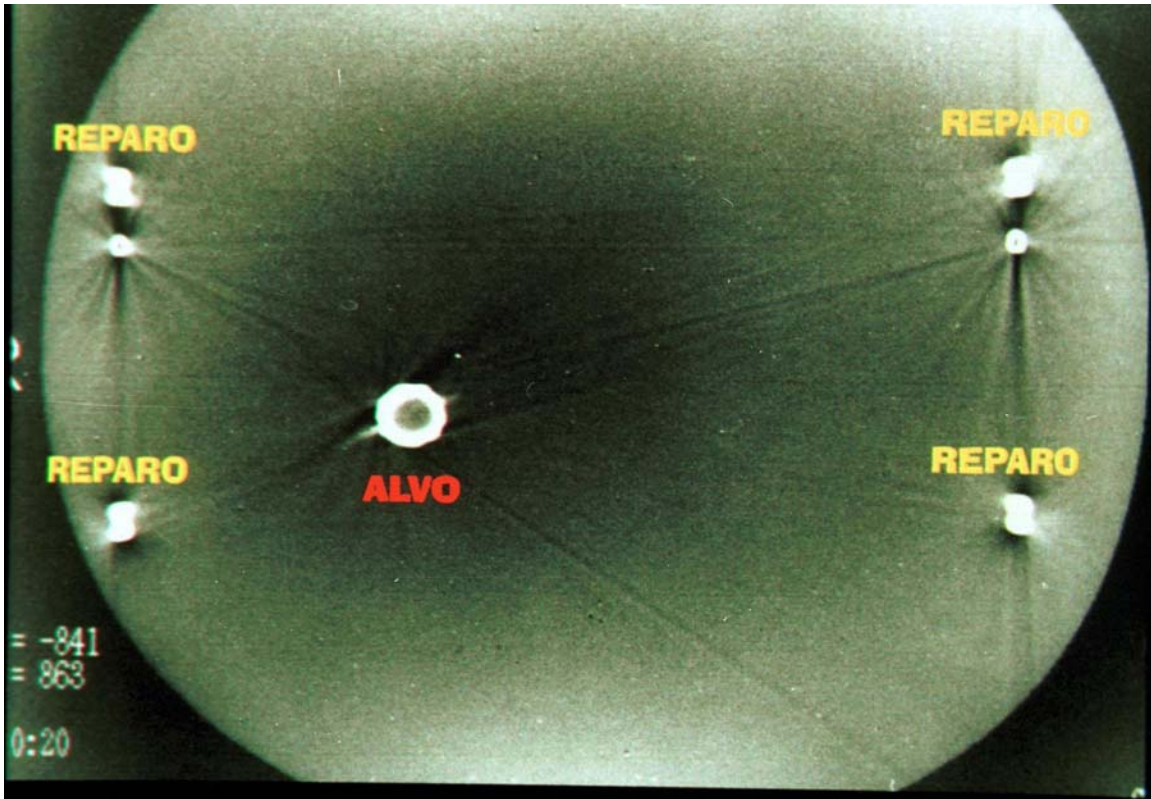


Figura 18: Visualização dos reparos e do alvo em corte axial na TC.

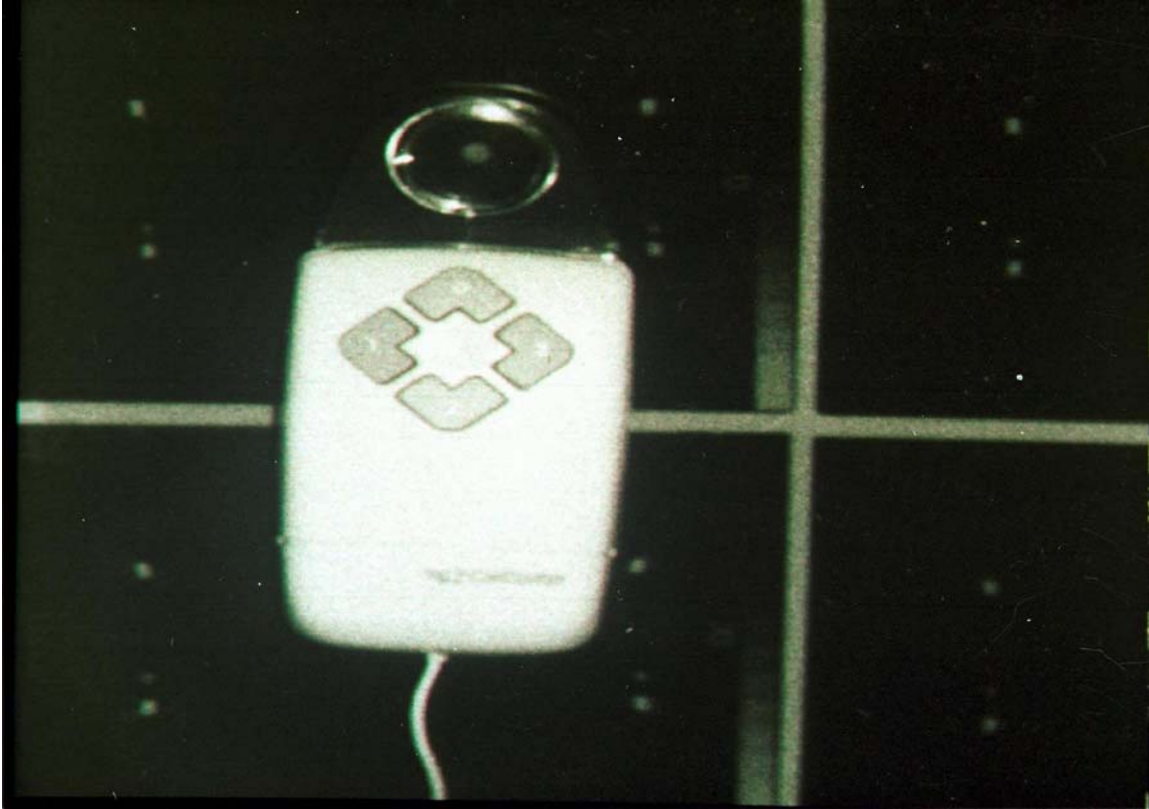


Figura 19: Mesa digitalizadora com o *mouse*



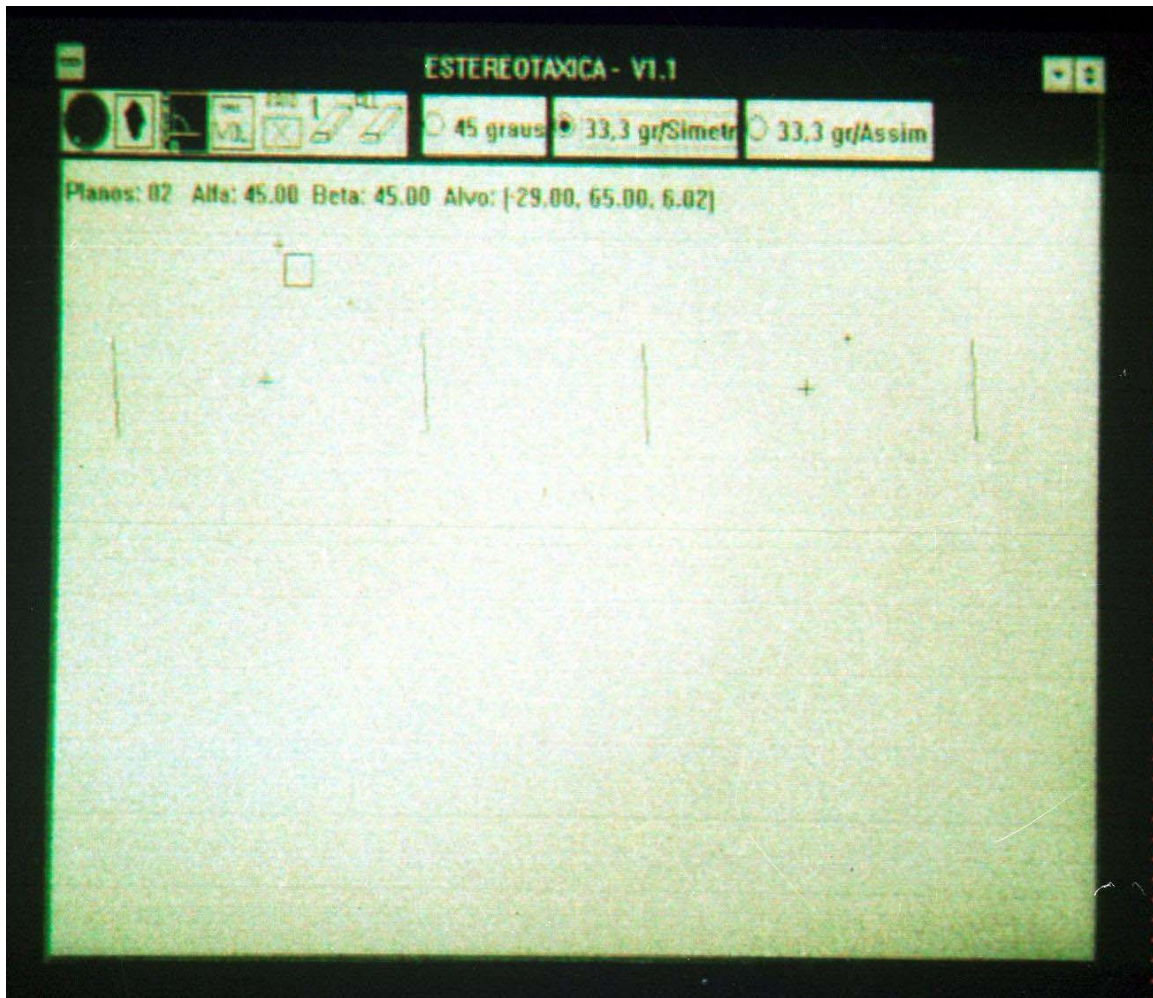


Fig. 20: Tela do computador

- Remoção dos reparos laterais. Condução do paciente ao bloco cirúrgico com o arco fixo ao crânio. Colocação do paciente na mesa cirúrgica e fixação do arco estereotático ao fixador de Mayfield.
- Antissepsia do couro cabeludo e do arco metálico com antisséptico iodado tópico.
- Conferência manual e com o auxílio do computador dos valores das coordenadas estereotáticas.

- Aposição dos campos cirúrgicos.
- Regulagem do aparelho estereotático para os valores numéricos de X, Y, Z, ângulos  $\alpha$  e  $\beta$  mostrados pelo computador ou pelo cálculo manual.
- Aplicação de anestesia local, com xilocaína a 1 %, sem vasoconstritor, do couro cabeludo no local da incisão apontado pela agulha do aparelho estereotático. Incisão linear de  $\pm 5$  cm de comprimento, com suas extremidades equidistantes do ponto indicado pela agulha, no ponto das coordenadas estereotáticas calculadas. Nos pacientes sob anestesia geral não é feita anestesia local.
- Trepanação, com o trépano manual de *Hudson*, no ponto indicado pela agulha do aparelho estereotático. Inicialmente é usada a broca de Cushing de 16 mm diâmetro e, após, broca de Hudson de 16 mm de diâmetro.
- Incisão, em forma de cruz, da dura-máter com bisturi. Coagulação das bordas da dura-máter com coagulador bipolar.
- Introdução de agulha com 300 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, com janela de 10 mm, modelo Sedan, fabricado por *MICROMAR* através da trepanação, até o alvo calculado (Figura 21).
- Aspiração, com seringa de 20 ml contendo 5 ml de soro fisiológico, de tecido do ponto alvo. Eram retiradas de 5 a 6 amostras do centro.
- Os fragmentos de tecido obtidos eram fixados em solução de formalina a 10% imediatamente após a sua retirada da agulha de janela e, a seguir, encaminhados ao laboratório de patologia. No laboratório eram corados com hematoxilina-eosina, incluídos em bloco de parafina e colocados em lâmina de

vidro própria para o exame microscópico. O diagnóstico era dado mediante a leitura da lâmina, pelo patologista, em um microscópio óptico.

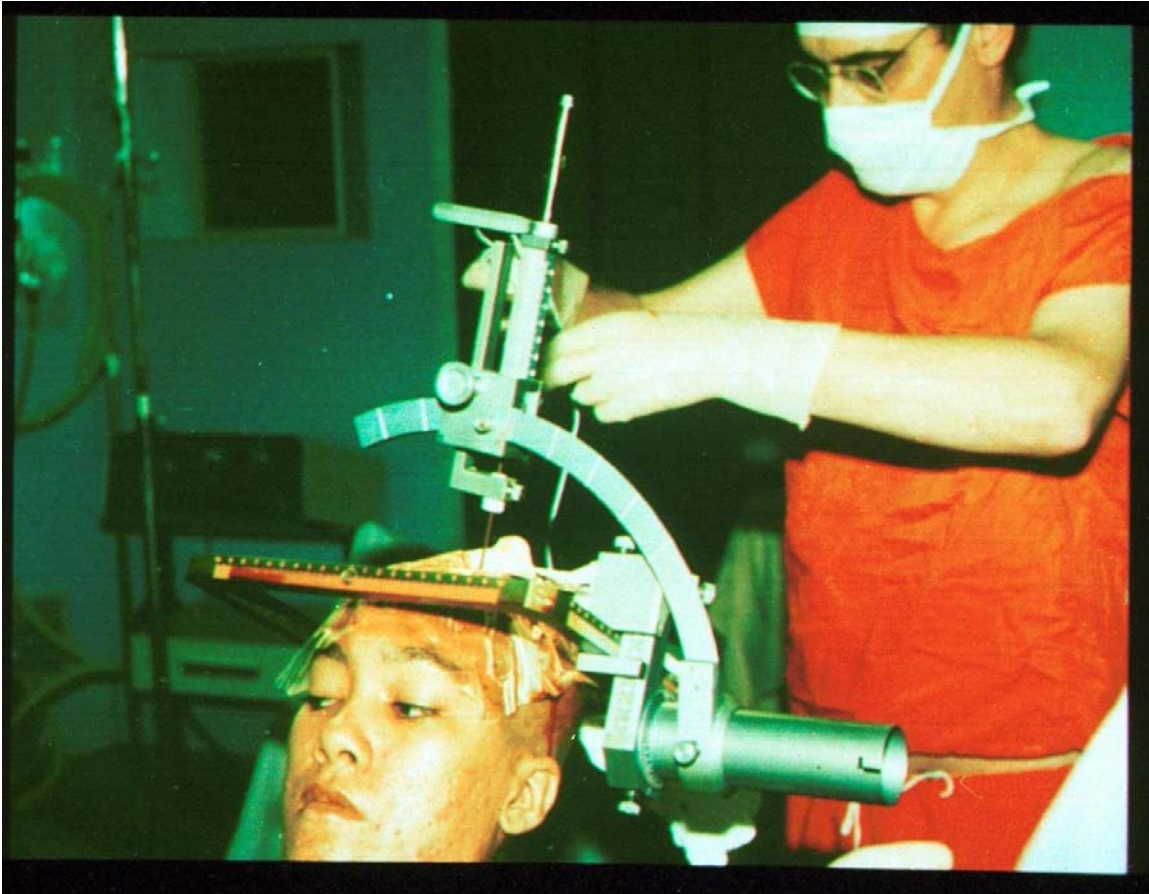


Figura 21: Colocação da agulha no alvo para biópsia

Na orientação para craniotomias, a agulha do aparelho estereotático era colocada em contato com a pele para a marcação do local da janela óssea. A agulha definia o trajeto ao ponto alvo. O alvo era então localizado com a agulha de biópsia cerebral revestida por um cateter de *silastic*, antes da abertura da dura-máter. O cateter era deixado em sua posição. Na abordagem da lesão, era seguido o trajeto do cateter até sua extremidade, quando o mesmo era

removido. A lesão era retirada, e o espécime, fixado em formalina e encaminhado ao patologista. No abscesso, o conteúdo aspirado foi encaminhado para análise microbiológica. O hematoma foi aspirado com cânula especial, de onde os coágulos e o soro fisiológico, este instilado na cânula, foram sugados com o aspirador, e o material, desprezado.

Quando o cálculo das coordenadas estereotáticas era realizado manualmente, os passos descritos anteriormente eram repetidos. Utilizou-se caneta marcadora de cor preta e régua com marcação milimetrada para a marcação no filme radiológico. Uma linha diagonal, traçada com caneta marcadora, ligava os reparos anteriores e posteriores, visíveis no filme da TC. A interseção das linhas marcadas no filme definia o local do ponto zero para X e Y; a distância do ponto zero até o alvo era medida em milímetros (Figura 22).



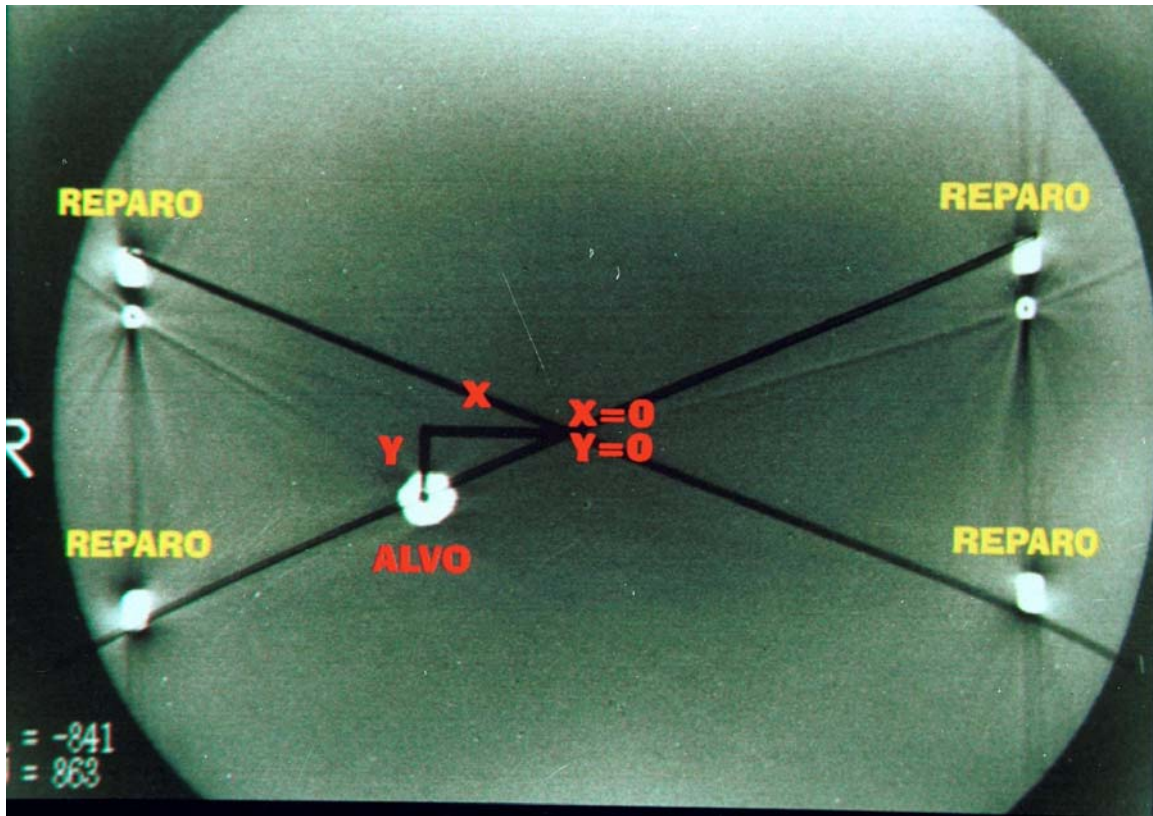


Figura 22: Inscrição e interseção das linhas mostrando o ponto zero do aparelho estereotático e as distâncias ao ponto alvo

O valor de Z, aferido em milímetros, era dado pelo número de cortes tomográficos multiplicado pela espessura dos mesmos, desde a borda superior do arco estereotático. A conversão para a escala 1:1 era feita por meio de regra de três por ser a imagem da TC menor do que a imagem real. Na maioria dos filmes radiológicos de TC, há uma régua que informa a escala de cada imagem. Assim eram obtidos, manualmente, os valores de X, Y e Z.

Todos os dados coletados foram armazenados em uma planilha de computador (*Works for Windows* versão 2.0 da Microsoft®) e consistiram de: nome, número de registro, nome do hospital, data do procedimento, sexo, idade,

anatomopatológico, procedimento realizado, coordenadas X, Y, Z calculadas manualmente, coordenadas X, Y, Z, e ângulo  $\alpha$  e ângulo  $\beta$  calculados pelo programa de computador, distância do ponto zero (X,Y,Z) até o alvo mediante cálculo manual, distância do ponto zero (X,Y,Z) até o alvo calculado pelo computador, diferença entre o ponto real e os calculados manualmente e pelo computador e a diferença de valor entre o ponto calculado manualmente e o calculado pelo do computador. A fórmula matemática utilizada para calcular a diferença entre dois pontos é:

$$\text{DIFERENÇA ENTRE DOIS PONTOS} = \text{RAIZ QUADRADA DE } (X_2-X_1)^2 + (Y_2-Y_1)^2 + (Z_2-Z_1)^2$$

A fórmula para calcular volume das lesões foi:

$$\text{VOLUME TOTAL} = (\text{ÁREA DA LESÃO NOS CORTES TOMOGRÁFICOS}) \times (0,4 \text{ mm ou } 0,5 \text{ mm}) \times (\text{NÚMERO DOS CORTES TOMOGRÁFICOS}).$$

O volume foi estimado pelo programa de computador, em 58 lesões biopsiadas.

## 5 - Resultados

### 5.1 - Idade e Sexo

A idade dos pacientes variou de 4 a 80 anos, com uma média de idade de 42 anos. Quanto à faixa etária, os pacientes foram divididos em três grupos: de zero a 25 anos; de 26 a 50 anos e acima de 50 anos (Figura 23).

Quanto ao sexo, 45 (47,7 %) pacientes eram do sexo feminino e 61 (52,3 %) do masculino (Figura 24).

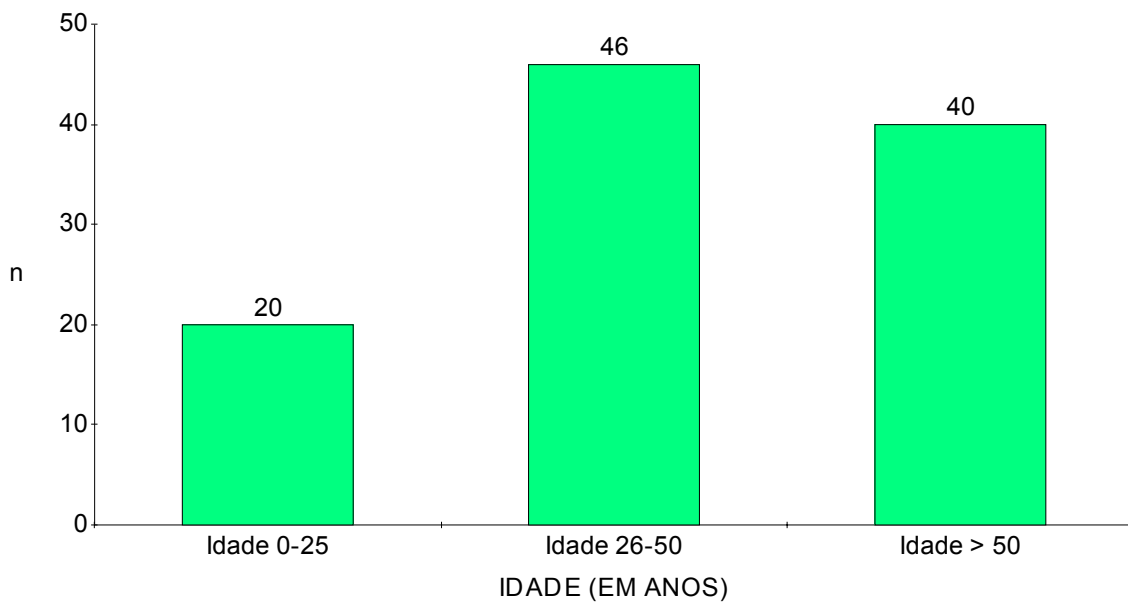


Fig. 23: Distribuição dos pacientes por faixa etária

n=106

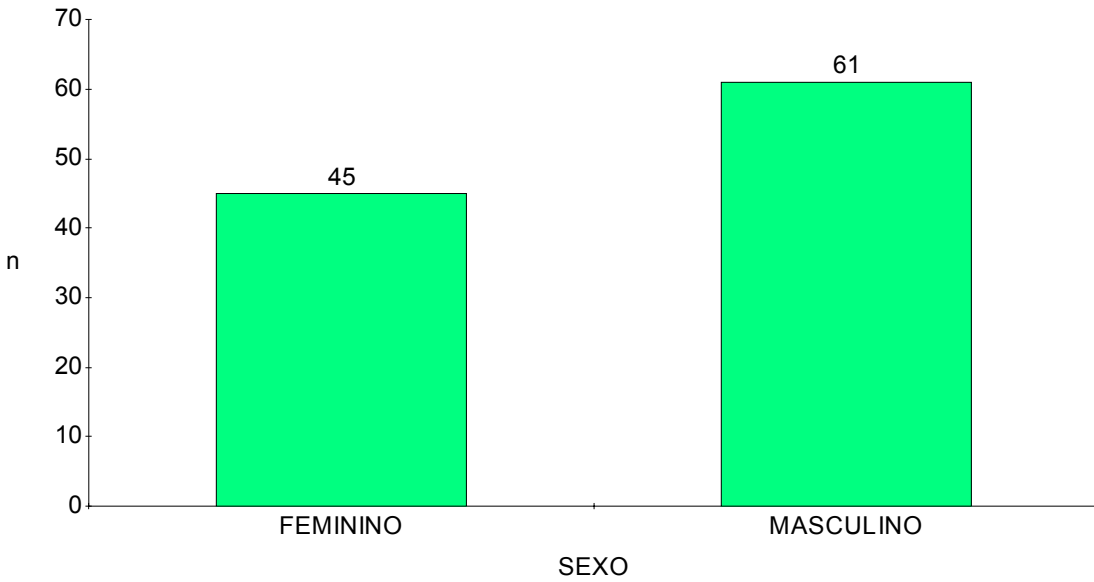


Fig. 24: Distribuição dos pacientes por sexo

n=106

## 5.2 - Topografia das Lesões

As localizações anatômicas das 82 lesões biopsiadas foram (Quadro 1):

Frontal	24 (19,68 %)
Parietal	8 (6,56 %)
Occipital	5 (4,10 %)
Temporal	4 (3,28 %)
Frontotemporoparietal	1 (0,82 %)
Corpo caloso	3 ( 2,46 %)
Núcleos da base	25 (20,50% )
Mesencéfalo	1 (0,82 %)



Cerebelo	3 (2,46 %)
Lesões cerebrais múltiplas	7 (5,74 %)
Seio esfenoidal	1 (0,82 %)

Quadro 1

As lesões, nas 21 orientações de craniotomias, tiveram a seguinte distribuição topográfica (Quadro 2):

Frontal	5 (23,80 %)
Parietal	11 (52,38 %)
Occiptal	2 (9,52 %)
Temporal	1 (4,76 %)
Parieto-occipital	1 (4,76 %)
Interhemisférica	1 (4,76 %)

Quadro 2

Para fins de análise estatística, as lesões foram agrupadas em três conjuntos, segundo a topografia: lobares, núcleos da base e/ou fossa posterior e/ou mesencéfalo e múltiplas. Essa distribuição reflete a técnica cirúrgica empregada, biópsia ou orientação estereotáctica de craniotomias (Figura 25).

Um terceiro grupo constituiu-se de procedimentos estereotáticos terapêuticos, que foram: drenagem de abscesso de fossa posterior, drenagem de hematoma frontal e colocação de cateter na cavidade cística de craniofaringeoma supra-selar.

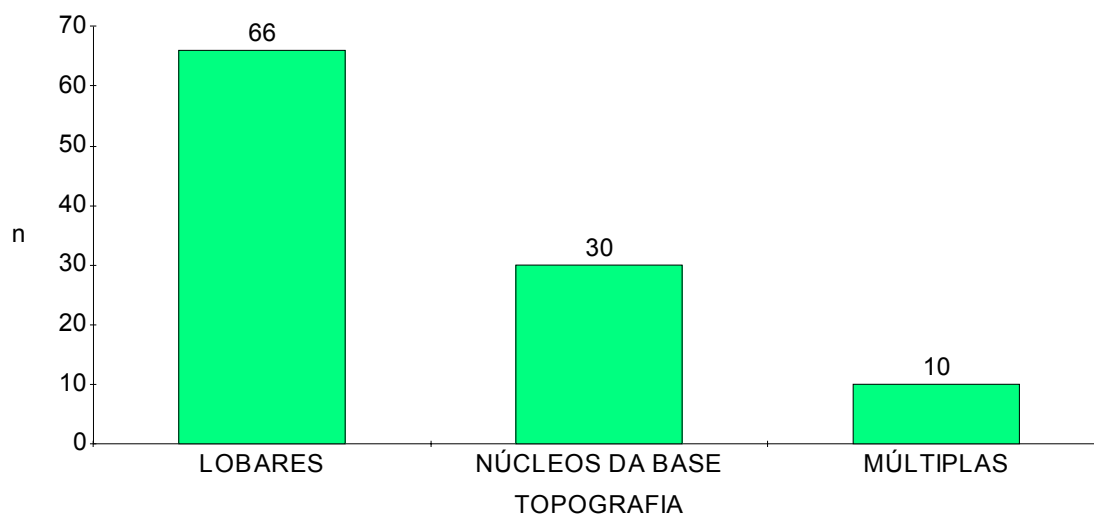


Fig. 25: Topografia das lesões cerebrais

n=106

Os procedimentos realizados foram agrupados em três modalidades: 1) biópsia; 2) orientação estereotáctica para craniotomias e 3) outros. No último grupo ficaram incluídos 3 pacientes submetidos a drenagem de hematoma cerebral, 1 caso a drenagem de abscesso cerebral e 1 à colocação de cateter na cavidade tumoral (Figura 26).

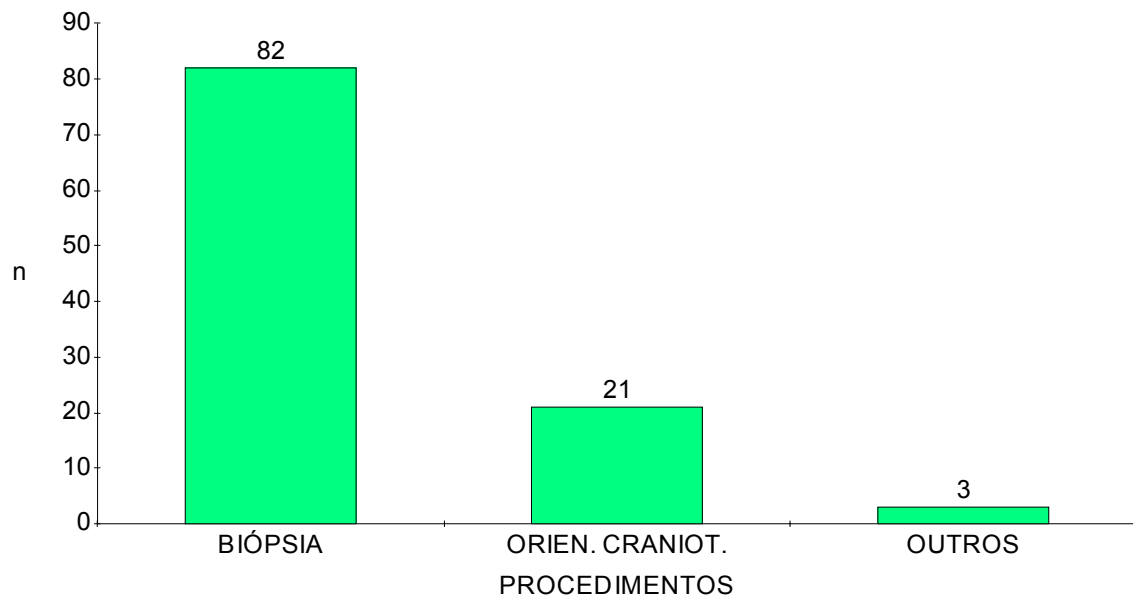
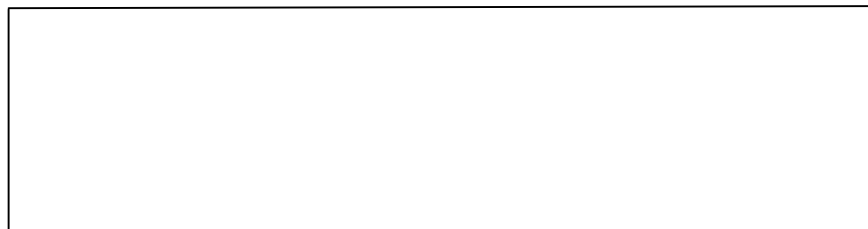


Fig. 26: Procedimentos realizados

n=106

### 5.3 - Diagnóstico Anatomopatológico das Lesões Biopsiadas

Os diagnósticos anatomopatológicos das 82 lesões biopsiadas foram (Quadro 3):



Tecido nervoso normal	2 (1,64 %)
Isquemia	1 (0,82 %)
Edema cerebral	1 (0,82 %)
Necrose	3 (2,46%)
Coágulos	4 (3,28 %)
Material protéico acelular	1 (0,82 %)
Toxoplasmose	2 (1,64 %)
Histoplasmose	1 (0,82 %)
Paracoccidióide	1 (0,82 %)
Cerebrite	2 (1,64 %)
Cisticercose	1 (0,82 %)
Tuberculoma	1 (0,82 %)
Abscesso bacteriano	1 (0,82 %)
Alterações inflamatórias inespecíficas	11 (9,02%)
Calcificação	4 (3,28%)
Astrocitoma	15 (12,30%)
Glioblastoma e/ou astrocitoma anaplásico	17 (13,94%)
Oligodendroglioma	1 (0,82 %)
Ependimoma	1 (0,82 %)

Schwannoma	1 (0,82 %)
Linfoma	4 (3,28%)
Metástase	4 (3,28%)
Malformação arteriovenosa	1 (0,82 %)

Quadro 3

O percentual diagnóstico nas biópsias cerebrais foi de 87,5 %. O índice de complicações foi de 1,2 %, hematoma no leito da punção em um paciente que evoluiu ao óbito.

#### **5.4 - Diagnóstico Anatomopatológico nas Craniotomias Guiadas por Estereotaxia**

Os diagnósticos das 21 lesões abordadas por craniotomia com orientação estereotáctica foram (Quadro 4):

Edema cerebral	1 (4,76 %)
Hematoma cerebral	1 (4,76 %)
Abscesso cerebral	2 (9,52 %)
Cisticercose	1 (4,76 %)
Astrocitoma	1 (4,76 %)
Astrocitoma anaplásico	1 (4,76 %)

Glioblastoma	1 (4,76 %)
Meningeoma	1 (4,76 %)

Metástase	8 (38,08 %)
Malformação arteriovenosa	4 (19,04%)

Quadro 4

Nesses casos, as eventuais complicações neurológicas pós-operatórias que ocorreram foram decorrentes do tratamento cirúrgico das lesões e não do procedimento estereotático.

As doenças diagnosticadas pelo exame anatomopatológico, tanto nas biópsias como nas craniotomias guiadas, foram agrupadas em três categorias: 1) lesões neoplásicas; 2) lesões infecciosas, inflamatórias ou degenerativas e 3) lesões sem diagnóstico definido. O diagnóstico decorreu da análise microscópica dos fragmentos obtidos por técnica estereotática ou dos retirados durante os procedimentos cirúrgicos convencionais (Figura 27). Nos exames anatomopatológicos foi utilizado o corante hematoxilina-eosina; após a coloração o material era incluído em parafina.

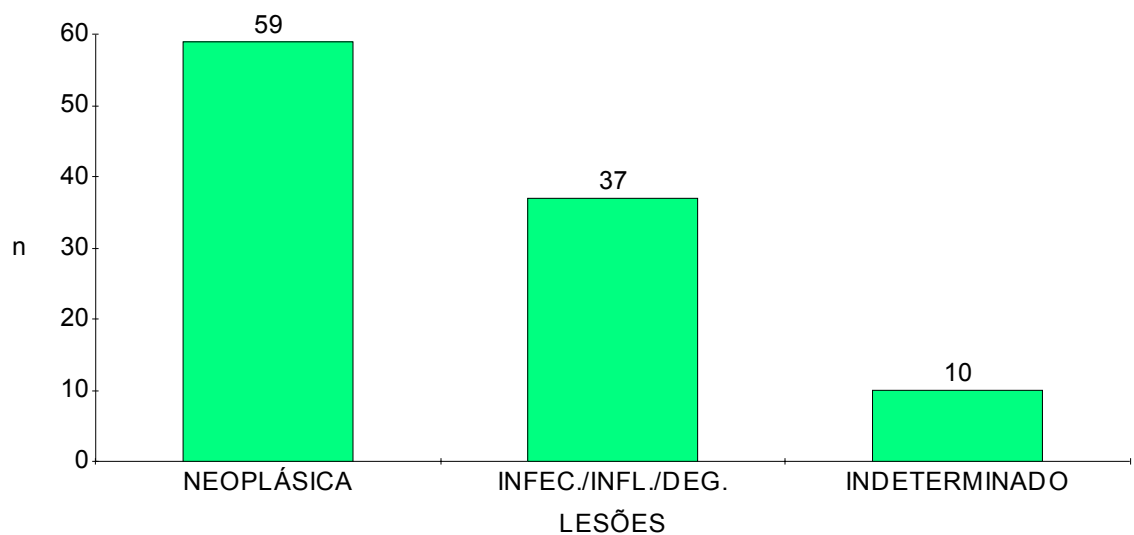


Fig. 27: Diagnóstico das lesões

n=106

As variáveis submetidas aos testes estatísticos foram: idade e anatomopatológico; sexo e diagnóstico anatomopatológico; local da lesão e procedimento cirúrgico (biópsia, orientação de craniotomia e outros); procedimento cirúrgico e diagnóstico anatomopatológico; coordenadas calculadas manualmente e coordenadas calculadas pelo computador; cálculo de coordenadas manualmente e coordenadas reais; coordenadas calculadas pelo computador e coordenadas reais; diagnóstico anatomopatológico e volume da lesão; local da lesão e diagnóstico anatomopatológico.

As análises das variáveis consideradas importantes foram feitas em grupos, tendo sido estudadas as qualitativas *versus* qualitativas, quantitativas *versus* qualitativas e quantitativas *versus* quantitativas.

### **5.5 - Variáveis Qualitativas *versus* Qualitativas**

As variáveis qualitativas são as não quantificáveis numericamente: sexo, faixa etária, local das lesões, procedimento e diagnóstico anatomopatológico. Para este fim específico foi aplicado o teste de  $\chi$ -quadrado para um intervalo de confiança de 95 %.

#### **5.5.1 - Topografia das Lesões e Diagnóstico Anatomopatológico**

Com o intuito de verificar a distribuição das lesões nas regiões cerebrais foi feita a análise da topografia das lesões *versus* diagnóstico anatomopatológico.

Foi utilizado o teste de  $\chi$ -quadrado. O  $p=0,66770$  não demonstrou correlação do tipo de lesão com sua topografia.

#### **5.5.2 - Faixa Etária e Diagnóstico Anatomopatológico**

Para a correlação entre faixa etária e diagnóstico anatomopatológico, foi utilizado o teste de  $\chi$ -quadrado. O  $p=0,04826$  demonstrou uma distribuição preferencial de doenças neurológicas na faixa etária definida: de 26 a 50 anos.

#### **5.5.3 - Procedimento e Diagnóstico Anatomopatológico**

Nenhuma correlação foi encontrada quando analisado diagnóstico anatomopatológico *versus* procedimento (biópsia ou craniotomia estereotáctica) ( $p=0,61561$  ao teste de  $\chi$ -quadrado).

#### **5.5.4 - Topografia das Lesões e Procedimento**

Na correlação entre local da lesão e procedimento (biópsia, orientação de craniotomia e outros), o teste de  $\chi$ -quadrado evidenciou forte correlação entre as variáveis ( $p=0,00755$ ).

#### **5.5.5 - Sexo e Diagnóstico Anatomopatológico**

Não foi observada correlação entre sexo e diagnóstico anatomopatológico ao teste de  $\chi$ -quadrado ( $p=0,13844$ ).

### **5.6 - Variáveis Qualitativas *versus* Quantitativas**

Foi utilizado o teste de análise de variância no estudo do diagnóstico anatomopatológico *versus* volume das lesões em 58 paciente em que foi possível aferir o volume pela TC do encéfalo, nas biópsias. O teste não



demonstrou correlação (F Prob. = 0,2197) entre positividade do diagnóstico anatomopatológico *versus* volume das lesões.

### **5.7 - Variáveis Quantitativas *versus* Quantitativas**

Não foi considerado o erro de medida gerado exclusivamente pelo aparelho de TC e sim o erro global no cálculo das coordenadas estereotáticas.

A medida manual, com visão direta, permitiu a avaliação acurada, com a utilização de um paquímetro, para as medidas entre o ponto zero do arco estereotático e os pontos alvos (esferas).

A precisão da mesa digitalizadora foi determinada com a medição, usando o *mouse* da mesa, de distâncias que variaram de 3 cm a 9 cm em linha reta. O erro oscilou entre 0,02 mm a 0,2 mm, não sendo considerado significativo.

O maior erro no cálculo das coordenadas em relação ao ponto alvo foi de 6 mm, quando os cortes da TC de encéfalo tinham 5 mm de espessura.

#### **5.7.1 - Distâncias do Ponto Zero aos Alvos Calculado Manualmente e Calculado pelo Computador**

Foram analisadas as variáveis quantitativas que são as variáveis mensuradas numericamente: ponto zero do arco e coordenadas. Para tanto, foi utilizado o teste t, de Student, para amostras pareadas, com intervalo de confiança de 95 %.

No estudo da diferença entre o ponto zero calculado manualmente e o ponto zero calculado pelo computador, o teste de t, indicou diferença quando foram analisadas as 106 coordenadas calculadas ( $t= 0,000$ ). Quando analisada

a distância do ponto zero ao alvo, calculado manualmente, e ponto zero, ao alvo, calculado pelo computador no *phanton* com 9 esferas, não foi evidenciada diferença significativa no valor das coordenadas ( $t= 0,378$ ).

### **5.7.2 - Distâncias do Ponto Zero ao Alvo Calculado pelo Computador e do Ponto Zero ao Alvo Real**

No estudo estatístico da distância do ponto zero do arco ao alvo, calculado pelo computador, e da distância medida manualmente do ponto zero ao alvo, foi utilizado o teste t que demonstrou não ter havido diferença significativa entre as medidas ( $t=0,036$ ).

### **5.7.3 - Ponto Zero Manual e Ponto Zero Real**

O teste de t foi empregado para analisar as distâncias do ponto zero do arco aos alvos medidas, visualmente, no *phanton*, e as calculadas manualmente. Não houve diferença estatística entre as medidas ( $t=0,038$ ).

Foi considerado o erro global das coordenadas de X, Y e Z. O erro da medida avaliado foi entre o centro do arco e o ponto alvo, não sendo considerados separadamente, os erros dos planos vertical (X, Y) e do horizontal (Z) para a análise estatística.

## **5.8 - TC de Marcações Estereotomográficas**

Demonstrativo de 4 casos de pacientes submetidos a marcação estereotomográfica.

Caso de número 28, lesão temporoparietal, com diagnóstico anatomopatológico de MAV após craniotomia guiada estereotacticamente (Figura 28).

Caso de número 31, lesão frontal, com diagnóstico anatomopatológico de cisticercose após biópsia estereotáctica (Figura 29).

Caso número 37, lesão occipitoparietal, com diagnóstico microbiológico de histoplasmose (Figura 30).

Caso de número 60, lesão talâmica, com diagnóstico anatomopatológico de tuberculoma após biópsia estereotáctica (Figura 31).



Fig. 28: Malformação artério-venosa

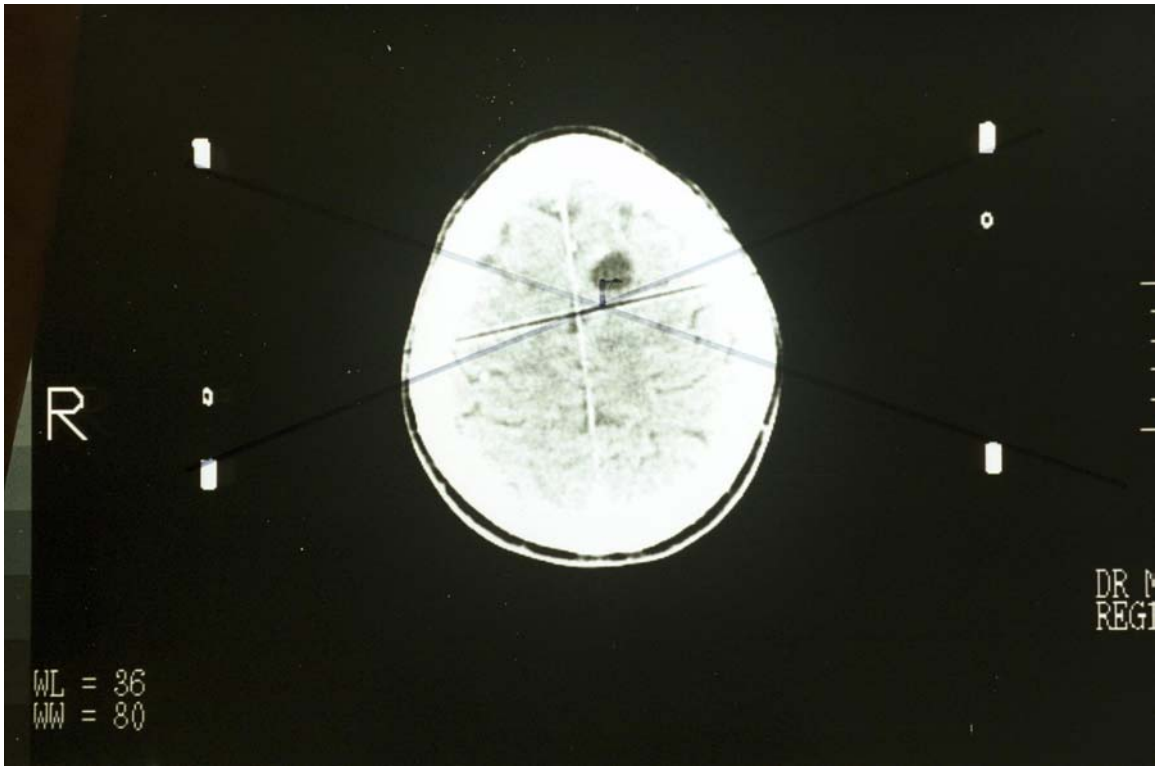


Fig. 29: Cisticercose



Fig 30: Histoplasmosis

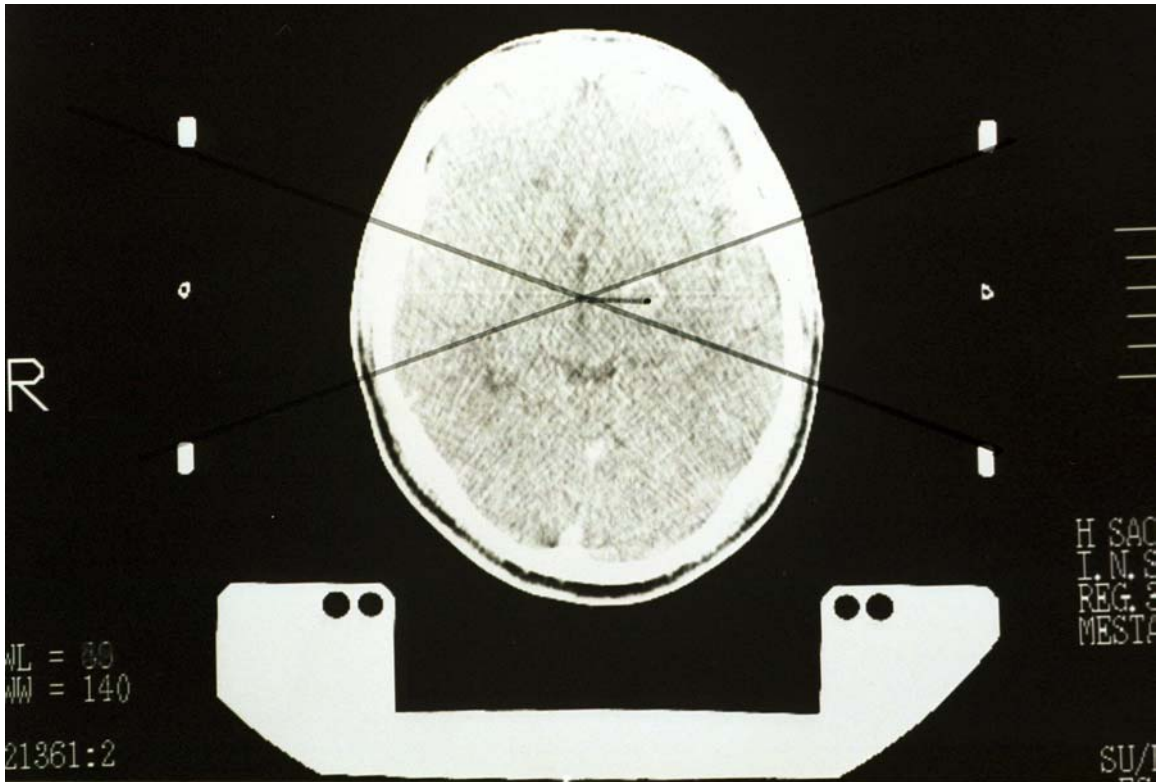


Fig. 31: Tuberculoma

## **6 - Discussão**

### **6.1 - Idade e Sexo**

Ostertag e colaboradores (171), estudando 302 pacientes submetidos a biópsia cerebral estereotáctica, observaram que o pico de incidência das lesões ocorreu da segunda à quarta década de vida. Na casuística de Kelly e colaboradores (128) e na de Apuzzo e colaboradores (5) a média de idade foi de 43,5 anos, em ambas. Kelly e colaboradores (126, 127), em duas séries, observaram médias de idade de 43,1 e 46,8 anos, em pacientes com neoplasias gliais. Revesz e colaboradores (184), em 419 casos de biópsias estereotácticas de gliomas, registraram média de idade 48,7 anos (50 % dos pacientes tinham menos de 50 anos). Helseth (92), contrariamente, verificou, na sua casuística, maior número de pacientes com mais de 65 anos de idade.

No presente estudo, a média de idade dos 106 pacientes submetidos a procedimentos estereotácticos foi de 42 anos. O maior número situou-se entre os 26 e os 50 anos de idade, 46 casos. Este achado está de acordo com os da literatura. Com o intuito de verificar a concentração de doenças neurológicas em determinadas faixas etárias, aplicou-se o teste de  $\chi$ -quadrado. O teste, com intervalo de confiança de 95 %, indicou  $p=0,04826$ , significando que há maior concentração das doenças neurológicas na faixa etária entre 26 e 50 anos de idade. Este achado está concorde com a literatura referida.

Na série estudada houve predomínio de pacientes do sexo masculino. Esse fato não foi observado na literatura (5, 127, 126, 128) e talvez deva à pequena amostragem da presente casuística.

## 6.2 - Craniotomias e Biópsias Guiadas por Estereotaxia

Na casuística de Apuzzo e colaboradores (5), as lesões localizadas nos gânglios da base e/ou profundas são em maior número - 59,60 % dos casos - que as lesões lobares - 9,40 % As de fossa posterior representaram, 4,20 %, as de região pineal, 4,40 %, as em outro local, 22,40 %. Ostertag e colaboradores (171), em 302 pacientes biopsiados, observaram que 36 % das lesões situavam-se nos hemisférios cerebrais, 30 % nos núcleos da base, 21 % no diencéfalo e 13 % na região pineal.

As lesões cerebrais abordadas na presente série situavam-se nos hemisférios cerebrais (lobo frontal, parietal, occipital e temporal) em 60,37 % dos casos e nos gânglios da base e/ou profundas em 26,41 %. As lesões mesencefálicas representaram 0,94 %, as de fossa posterior, 3,77 %, múltiplas, 6,60 % e de outra localização, 1,88 % . Com o intuito de correlacionar o diagnóstico anatomopatológico com a localização da lesão, aplicou-se o teste  $\chi^2$ -quadrado que não demonstrou correlação ( $p= 0,66770$ ). E entre local da lesão e procedimento realizado (biópsia, orientação de craniotomia e outros) foi observada uma forte correlação ( $p=0,00755$ ).

Blaauw e colaboradores (20) relataram 5 casos de biópsias de tuberculomas intracranianos por técnica estereotomográfica. No presente estudo havia dois pacientes com a mesma doença, um deles tinha tuberculoma frontal, e o outro tuberculoma talâmico posterior.



Uma das lesões biopsiadas por via nasofaríngea obedeceu à técnica descrita por Esposito e colaboradores (59).

### **6.3 - Biópsia Cerebral Estereotáctica**

Kalyanaraman e colaboradores (109), estudando o índice de positividade das biópsias, obtiveram acertos em 90 % dos casos. Coway (44), utilizando agulhas com diâmetros de 2,2 mm a 4,7 mm para retirada de tecido alterado, alcançou um índice de positividade de 90 % com diagnóstico anatomopatológico correto em 80 % dos casos. Esses procedimentos foram realizados no pré-operatório de cirurgias para tratamento de tumores cerebrais.

Di Lorenzo e colaboradores (52) e Berger (13), comparando biópsias estereotáticas realizadas com auxílio de TC e por ultra-sonografia, concluíram que, em lesões supratentoriais com tamanho de 15 mm ou mais, a ultra-sonografia cerebral tem um índice de acerto 3 % inferior ao da técnica convencional por TC. Os acertos ultra-sonográficos alcançaram 94 %. O menor custo da ultra-sonografia é a única vantagem em relação à TC. Ela só deve ser empregada em lesões com mais de 15 mm e localizadas nos hemisférios cerebrais (216).

Ostertag e colaboradores (171), estudando 302 pacientes submetidos a biópsia estereotáctica guiada por TC, angiografia, cintilografia cerebral isotópica e ventriculografia, obtiveram diagnóstico anatomopatológico correto em 90 % dos casos, com uma mortalidade de 2,30 %. Nos exames histológicos foi utilizada a técnica de inclusão do material em parafina.

Kelly e colaboradores (128) relataram índice de complicação em 30 % dos seus casos em biópsias à mão livre, recomendando, por isso, sua realização com o uso da técnica estereotomográfica convencional. O índice de diagnóstico nessa série foi de 100 %. Em outros estudos, Kelly e colaboradores (126, 127, 136) demonstraram que o halo de contraste na TC, em gliomas de alto grau, é um bom delimitador da lesão e que a técnica de esfregaço é superior à técnica convencional de coloração por hematoxilina-eosina e inclusão em parafina. Apuzzo e colaboradores (5), em 500 biópsias, obtiveram positividade em 95,6 % dos casos e índice de complicação de 1 %, com a técnica estereotática convencional e análise do esfregaço com imunoistoquímica.

Goldstein e colaboradores (79) compararam a eficiência da biópsia cerebral convencional, orientada pela TC, e a à mão livre, em 64 pacientes com lesões de, pelo menos, 1cm de diâmetro. O índice de positividade foi de 100 %, nas à mão livre, com um custo bastante inferior ao da técnica estereotática. Nessa série, o índice de positividade do estudo anatomopatológico, com técnica convencional (hematoxilina-eosina), variou de 75 % a 96 %, e o com biópsia à mão livre, de 78 % a 97 %. Ocorreram complicações em 7,80 % dos pacientes submetidos a biópsia à mão livre e em 15 % dos 13 pacientes submetidos a biópsia estereotática. Savitz e colaboradores (194) apresentaram resultados semelhantes aos de Goldstein e colaboradores em 204 pacientes submetidos a biópsia à mão livre.

Wen e colaboradores (227) compararam dois grupos de pacientes: os biópsiados à mão livre e os com técnica estereotática, ambas as abordagens

guiadas por TC. Não verificaram diferença na morbidade entre os dois grupos, mas o diagnóstico anatomopatológico correto foi significativamente maior no primeiro grupo, possivelmente em razão do tamanho das lesões.

Uematsu e colaboradores (220) usaram abordagem estereotática convencional e monitorização do ponto alvo por meio de TCs seriadas. O índice de diagnóstico alcançado foi maior com essa técnica, por permitir a visualização em tempo real do local da lesão. A sua desvantagem é o custo mais elevado e a ocupação do tomógrafo por longo período de tempo.

Earnest IV e colaboradores (56) compararam as imagens da TC e da RNM com o resultado do exame anatomopatológico. O estudo demonstrou que não há relação entre o halo de impregnação da TC ou da RNM e o limite do tumor. Os achados histopatológicos de biópsias cerebrais seriadas nos astrocitomas cerebrais confirmaram essa constatação dos autores. Hitchon e colaboradores (99), ao analisarem biópsias estereotáticas realizadas com auxílio da TC, observaram não haver diferença diagnóstica entre a região contrastada (68 %) e a não contrastada (71 %).

Revesz e colaboradores (184) analisaram os resultados de 419 biópsias estereotáticas de gliomas. Eles concluem que o grau estabelecido no exame anatomopatológico pode ser subestimado, o que pode decorrer do fato de o tecido da biópsia não ser representativo de toda a massa tumoral. Nos gliomas de baixo grau, a correlação é mais fidedigna (184). O'Neill e colaboradores (170), em 259 biópsias, obtiveram diagnóstico anatomopatológico positivo em 86,60 % dos casos, antes da realização de esfregaço transoperatório, e de

94,20 % após sua utilização. Resultados diferentes relataram Kitchen e colaboradores (139) que alcançaram, com a mesma técnica de esfregaço, positividade de 69 %.

Soo e colaboradores (205) avaliaram a falha no diagnóstico em 518 casos de biópsia cerebral. Observaram que, nos pacientes com SIDA, o número de lesões não diagnosticadas foi maior. Na experiência dos autores, o índice de positividade foi de 91,9 %. A literatura registra um percentual de não positividade das biópsias cerebrais que varia de 3 % a 47% (*apud* 215). As causas de não positividade, segundo esses autores, foram: erro na localização do alvo, processos inflamatórios crônicos em pacientes com antibioticoterapia prévia, astrocitomas de baixo grau, linfoma, infarto isquêmico, esclerose múltipla e cavernoma. O índice de complicação das biópsias negativas correspondeu a 11,9 %, maior que os indicados por outros autores (*apud* 215).

Ranjan e colaboradores (182) estudaram 407 pacientes e, em 7,1 % deles, não foi possível o diagnóstico anatomopatológico ou o resultado do exame foi inconclusivo. Esses autores não encontraram relação entre a imagem da TC e o grau de positividade das biópsias. O grupo de pacientes que apresentou o maior grau de falhas foi o dos portadores de doenças inflamatórias do SNC. No presente estudo 12,50 % das biópsias foram inconclusivas.

Blatt e colaboradores (21) correlacionaram o aumento do halo de impregnação na TC com o limite verdadeiro de lesões como glioblastomas, germinomas e linfomas e as decorrentes de toxoplasmose, entre outras, tendo observado que há captação tardia de contraste em diversos tipos de

tumores, entre eles os tumores mal delimitados como os gliomas. Sugerem que o limite desses tumores seja considerado a impregnação tardia.

Thomas e colaboradores (215), utilizando a TC em 44 biópsias, retiraram material de diversos pontos das bordas e do centro das lesões. As culturas dos tumores, em 29 amostras, indicaram que a borda da impregnação é delimitadora nos gliomas. Robbins e colaboradores (185), em seu estudo, obtiveram positividade nas biópsias de 91 % dos 100 casos analisados. Esses autores recomendam correlação clínico-patológica para evitar erros diagnósticos.

Técnicas de esfregaço, imunoistoquímica e microscopia eletrônica aumentam a possibilidade diagnóstica e o grau de positividade das biópsias (185).

Em todas as biópsias realizadas no presente estudo, foram retirados diversos fragmentos do centro das lesões. O índice de positividade obtido foi de 87,50 %, valor considerado adequado quando utilizada a técnica de inclusão em parafina.

Albernathey e colaboradores (1) e Guthrie e colaboradores (84) informam os seus resultados nas lesões situadas na fossa posterior. Adotando a abordagem transcerebelar, alcançaram índice de positividade de 100 %, com baixo risco de complicações nas lesões no tronco cerebral. Nos casos de biópsias de fossa posterior, do presente estudo, não houve nenhuma complicação.

Perez-Cruet e colaboradores (176) relataram seus resultados em 19 pacientes submetidos a biópsia cerebral, em lesões não contrastadas na TC. O diagnóstico foi obtido em 90 % dos casos, sendo que 4 deles tinham SIDA.

Pacientes com SIDA e com lesões cerebrais foram também analisados por Zimmer e colaboradores (236) e Feiden e colaboradores (61). Em ambas as casuísticas o diagnóstico, por técnicas convencionais de coloração com hematoxilina-eosina, mostrou-se insatisfatório em 40 % dos casos da série de Zimmer e em 36 %, dos da série de Feiden. Utilizando técnicas de imunohistoquímica, com anticorpos específicos, esses autores observaram aumento da positividade para 92 % e 89 % respectivamente (236, 61). Nos 5 pacientes, do presente estudo, com SIDA e lesões de SNC, o índice de positividade na biópsia cerebral foi de 80%, com técnica de coloração por hematoxilina-eosina, índice este superponível aos da literatura.

Daumas-Duport e colaboradores (46) descreveram técnicas de preservação histológica utilizando fixador glutaraldeído e coloração com flouxina-hemalum em cortes incluídos em parafina e fixador álcool e coloração com flouxina-hemalum, em esfregaços. Segundo esses autores, o estudo morfológico com hematoxilina-eosina e fixação em formol a 10 %, como o realizado no presente estudo, traz limitações e erros na análise do grau de anaplasia nos gliomas.

Salmon e colaboradores (193) propuseram a quantificação do tamanho do núcleo e do DNA nuclear e a determinação do índice de proliferação para a definição do grau em 22 astrocitomas supratentoriais biopsiados. Eles demonstraram que, com esse método, há possibilidade de aumentar a chance de diagnóstico do grau dos gliomas.

Todos os pacientes foram biopsiados conforme técnicas já descritas (23, 122). Um paciente do presente estudo foi biopsiado conforme técnica descrita por Esposito e colaboradores (58).

No presente estudo, foram realizadas 82 biópsias cerebrais estereotáticas com índice de positividade de 87,5 %. O material foi tratado com a técnica de inclusão em parafina e coloração com hematoxilina-eosina. O índice de diagnóstico está de acordo com os resultados referidos na literatura. Com a finalidade de avaliar a relação entre o volume das lesões biopsiadas e o diagnóstico anatomopatológico, foi utilizado o teste de análise de variância que não indicou correlação entre as variáveis volume das lesões biopsiadas e diagnóstico anatomopatológico correto (F Prob. = 0,2197).

#### **6.4 - Complicações da Biópsia Estereotática**

O'Neill e colaboradores (170) observaram, em 259 biópsias realizadas, morbidade em 6,50 % dos casos e mortalidade em 3,30 %. Rajshekhar e colaboradores (181) relataram morbidade em 5,60 % e mortalidade em 1,40 % dos pacientes estudados. Bernstein e colaboradores (15), em 300 procedimentos guiados por TC, verificaram morbidade de 4,60 %, déficits neurológicos transitórios de 1,30 % e permanentes de 3,30 %. A mortalidade foi de 1,70 %, devido à de hipertensão intracraniana conseqüente às hemorragias no leito da punção. Relatos de complicações foram feitos por diversos autores (32, 63, 91, 123, 140, 144).

Nas 82 biópsias cerebrais realizadas nesse estudo, ocorreu complicação em um único caso (1,2 %), decorrente de hematoma intracerebral e hipertensão intracraniana. Tais achados estão concordes com os da literatura (15, 170, 181).

### **6.5 - Orientação Estereotáctica de Craniotomias**

A chamada cirurgia estereotáctica a céu aberto (*open stereotactic surgery*), consiste na realização da craniotomia e localização da lesão com o auxílio da orientação estereotáctica. A abordagem da lesão é feita através de craniotomia convencional ou com a utilização de uma trefina, segundo técnica descrita por Hitchcock (96, 97). Giunta e Marini (76) descreveram técnica para localização de tumores com a utilização de agulha de biópsia cerebral, realizando a ressecção das lesões com o auxílio do microscópio cirúrgico. Essa técnica permite o uso de aparelho estereotáctico convencional, não sendo necessário a utilização de acessórios sofisticados e dispendiosos (11, 41, 104).

Barnett e colaboradores (10) descreveram craniotomia com técnica microcirúrgica assistida por orientação estereotáctica não volumétrica (sem técnicas de computação gráfica), acrescentando, como vantagens, incisão linear da pele, pequena craniotomia, pequena incisão cortical e localização e delimitação mais precisas da lesão. Giorgi e Riva (73) recomendam o uso de orientação estereotáctica para abordagem transfrontal na remoção de tumores da linha mediana, em crianças, com bons resultados funcionais em decorrência da menor lesão no corpo caloso. Essa estratégia oferece vantagens por permitir, sem custos elevados, a determinação do local exato de pequenas lesões



intracranianas sem referencial anatômico definido. No presente estudo, foram submetidos a craniotomia guiada estereotacticamente 21 pacientes. Essa técnica permitiu craniotomias e corticotomias menos extensas, com menor dano neurológico aos pacientes submetidos a esse tipo de tratamento.

Sisti e colaboradores (203) utilizam cateter de *silastic* com a finalidade de orientar o local das malformações artéριοvenosas (MAV) profundas que não possuam referencial anatômico definido. A extremidade do cateter é colocada aquém da MAV para evitar sua ruptura durante a colocação do mesmo. Na presente casuística, foram realizadas, com sucesso, orientações de craniotomias para a localização de 4 malformações arteriovenosas profundas segundo a técnica descrita.

Garcia Sola e colaboradores (64) propuseram abordagem estereotáctica e utilização do microscópio cirúrgico para malformações artéριοvenosas, tumores, abscessos e hematomas, utilizando técnica semelhante à de Sisti e colaboradores (203). Essa técnica foi empregada com sucesso, no presente estudo, na condução estereotáctica no tratamento de 17 lesões subcorticais: 8 metástases, 3 gliomas, 2 abscessos, 1 meningeoma, 1 hematoma, 1 cisticercos e 1 edema cerebral. Em todos os casos contribuiu para a correta localização da lesão. Relato mais recente de Esposito e colaboradores (59) informa a possibilidade da utilização da mesma técnica na localização de cavernomas. Ela foi utilizada, com sucesso, na localização de cavernoma, em 1 caso da casuística estudada.

A utilização de dispositivos robóticos têm a mesma finalidade da orientação estereotáctica convencional para craniotomias. Denominamos essa técnica de neuronavegação (226, 86, 105, 113,115, 118, 119, 121, 124, 125, 131, 133, 134, 135, 137, 177, 199, 78, 156).

### **6.6 - Drenagem Estereotáctica de Abscessos Cerebrais**

Dyster e colaboradores (55) preconizam aspiração estereotáctica do conteúdo líquido de abscessos múltiplos que não responderam a tratamento prévio com antibioticoterapia. Relato recente de Stapleton e colaboradores (209) fortalece sua utilização por oferecer resultados superiores aos de punções à mão livre, sendo útil especialmente nos abscessos múltiplos e/ou pequenos. Na presente casuística, foi adotada a técnica estereotáctica de punção de abscessos preconizada por Dyster e colaboradores (55), com sucesso, em 1 paciente.

### **6.7 - Drenagem de Hematomas Intraparenquimatosos Espontâneos**

A drenagem estereotáctica de hematoma intracerebral espontâneo foi primeiramente descrita por Matsumoto e Hondo (154). Nela utilizavam uroquinase. Após esse relato Kandel, e colaboradores (111) sugeriram o uso de pressão negativa na evacuação dos hematomas. Esses autores criaram instrumental específico para esse tipo de procedimento utilizando cânula com parte helicoidal e infusão de soro fisiológico na cavidade do hematoma. Não há evidências de que a drenagem estereotáctica dos hematomas

intraparenquimatosos ofereça vantagens em relação à técnica convencional (24, 37, 100, 198, 213, 214). No presente estudo, foi realizada apenas uma drenagem estereotáctica de hematoma cerebral. Esse fato não permite uma crítica do tratamento.

### **6.8 - Drenagem de Tumores Císticos**

Os craniofaringeomas císticos podem ser tratados com drenagem do seu conteúdo líquido, associando ou não a instilação de Ítrio 90, na forma coloidal, em sua na cavidade (71). No presente estudo, reservatório de Rickmann foi colocado em um paciente portador de craniofaringeoma cístico, com a finalidade de drenar o conteúdo líquido.

### **6.9 - Computadores e Estereotaxia**

Diversos autores discutem fórmulas matemáticas e linguagem de computador para o cálculo de coordenadas esterotáticas (54, 87, 39, 81, 57, 235, 233, 2, 8). Mundinger e colaboradores (161) utilizaram mesa digitalizadora para a aquisição dos pontos dos retículos, a visualização numérica da matriz da imagem da TC e as imagens obtidas com o raio X convencional para localizar o alvo com precisão quase absoluta.

No presente estudo, foi usada mesa digitalizadora conectada a um computador para o cálculo de coordenadas estereotáticas usando a imagem do tomograma em filme radiológico. O programa desenvolvido para o cálculo de coordenadas estereotáticas, ESTEREOTÁXICA 1.0, baseou-se no modelo de

Mundinger e colaboradores (161). A análise do erro do programa de computador, aplicando-se o teste de t, para amostras pareadas, demonstrou que não houve diferença significativa entre as medidas reais e as calculados pelo computador ( $t=0,036$ ). Considerando-se esses resultados, pode-se dizer que o programa de computador desenvolvido é uma ferramenta útil no cálculo de coordenadas estereotáticas.

### **6.10 - Erro de Coordenadas Estereotáticas**

Rozeik e colaboradores (190) observaram que a inclinação do *gantry*, com menos de 5° abaixo da linha de Reid, diminui a distorção da imagem tomográfica na fossa posterior. Schad e colaboradores (196, 197) discutem a dificuldade da correção da distorção espacial na RNM que pode levar a um erro de coordenadas de até 5 mm em relação às calculadas com a imagem da TC. Gerdes e colaboradores (65) observaram uma diferença de até 1 cm entre as medidas realizadas com o auxílio da TC e da RNM, concluindo que a TC é o método de imagem mais preciso.

Peters e colaboradores (179) descreveram sistema integrado utilizando TC, RNM e angiografia digital, tendo observado um erro de  $\pm 1$  mm. Esse estudo demonstrou que a TC é o exame de escolha graças a sua precisão, desde que o *gantry* permaneça com inclinação zero em relação ao arco estereotático. A associação da imagem da angiografia com a da RNM auxilia na melhor visualização de lesões que não são evidentes na TC. O cuidado em manter a

inclinação zero do *gantry* foi tomado em todos os exames tomográficos dos pacientes submetidos a marcação estereotomográfica, no presente estudo.

Maciunas e Juneau (152) recomendam a troca dos pinos de aço do aparelho BRW por pinos com pontas de alumínio, diminuindo, com isso, o artefato na imagem da TC. Em alguns pacientes submetidos a marcação estereotáctica, quando havia necessidade do uso de extensões, utilizaram-se pinos de náilon e pontas de aço, por diminuírem o artefato na imagem da TC, facilitando a visualização das lesões.

Wyper e colaboradores (230) avaliaram o erro das medidas das coordenadas estereotácticas com a utilização da TC e da RNM. Identificaram que o erro da coordenada Z (vertical) é maior. Nos cortes tomográficos com 3 mm de espessura, foi encontrado um erro de 2 mm a 3 mm em todas as coordenadas (X, Y e Z). Moström e Ytterbergh (158) analisaram a influência da espessura dos cortes da TC e a presença de distorção artefactual na imagem. Eles concluíram que não há aumento do erro nas coordenadas obtidas por TC com o aumento da espessura dos cortes. Zamorano e colaboradores (234) identificaram erro de  $\pm 1$  mm na aferição das coordenadas X e Y e de  $\pm 1,5$  mm na aferição da coordenada Z. Os fatores de erro por eles enumerados foram: janela inapropriada para apresentação, resolução espacial desigual, distorção do vídeo e/ou filme, largura inapropriada do corte tomográfico, falta de isocentricidade entre o *gantry* e o arco estereotáctico e falta de paralelismo entre o arco e o plano tomográfico.

Maciunas e colaboradores (151) compararam a precisão de 4 aparelhos estereotáticos e observaram erro médio de 3 mm a 5,10 mm, considerando cortes tomográficos de 1 a 8 mm. Bucholz e colaboradores (30) revisaram as variáveis que afetam a precisão na localização estereotática com TC. Os cortes tomográficos foram realizados com 1,5 mm a 5 mm de espessura e usando alvos de diferentes tamanhos. Concluíram que a redução da espessura dos cortes de 5 mm para 1,50 mm propicia queda, em 23 %, do erro médio, sugerindo que sejam realizados cortes finos nas áreas críticas do cérebro. Erros de coordenadas que oscilem de 1 mm a 3 mm, nas biópsias estereotáticas, não interferem no resultado do diagnóstico anatomopatológico (36). Ranjan e colaboradores (182) encontraram um erro nos aparelhos estereotáticos de aproximadamente 1 mm em relação ao alvo calculado. Nos procedimentos estereotomográficos da presente casuística sempre foi observada a isocentricidade do arco estereotático com o *gantry* com a finalidade de minorar o erro nas coordenadas estereotáticas.

No estudo, ora desenvolvido, para a avaliação do erro das coordenadas com *phantom*, foram realizados cortes tomográficos de 5 mm de espessura e avanço da mesa em 5 mm, seguindo a técnica de aferição de aparelhos estereotáticos descrita por Bucholz e colaboradores (30). O teste de t, para amostras pareadas analisando a diferença entre a distância do centro do arco (ponto zero do arco) medida visualmente, no *phantom*, e a distância calculada manualmente entre o centro do arco e o alvo não demonstrou diferença estatística entre as medidas ( $t=0,038$ ). Observou-se que não há diferença

estatística entre o valor das coordenadas calculadas e o das coordenadas reais, apesar de ter sido encontrado uma diferença de até 68 mm, em valores absolutos, entre ambas.

## **7 - Conclusões**

Os dados obtidos no trabalho permitem que se estabeleça as conclusões abaixo listadas.

- Houve maior concentração de lesões cerebrais no grupo de pacientes com idade entre 26 e 50 anos.
- Não foi observada correlação entre o tipo de lesão e sua topografia.
- Houve forte correlação entre o local da lesão e o procedimento realizado (biópsia ou craniotomia estereotáctica).
- Biópsias realizadas do centro das lesões oferecem um índice de positividade aceitável.
- O índice de positividade foi menor nos pacientes com SIDA.
- Não houve correlação entre o volume das lesões e o diagnóstico anatomopatológico correto.
- O número de complicações nas biópsias estereotácticas é pequeno.
- A condução estereotáctica foi útil na localização das lesões subcorticais de diferentes etiologias.
- O programa de computador desenvolvido mostrou-se preciso no cálculo das coordenadas estereotácticas.
- Não foi encontrada diferença estatística entre as coordenadas reais e as coordenadas calculadas.
- O erro no cálculo das coordenadas estereotácticas, com cortes tomográficos com espessura de 5 mm, foi de até 68 mm.

## **8 - Referências bibliográficas**



1. ABERNATHEY, C. D.; CAMACHO, A.; KELLY, P. J. Stereotaxic suboccipital transcerebellar biopsy of pontine mass lesions. **Journal of Neurosurgery**, v. 70, p. 195-200, 1989.
2. AFSHAR, F.; DYKES, E. A three-dimensional reconstruction of the human brain stem. **Journal of Neurosurgery**, v. 57, p. 491-495, 1982.
3. ALBERTS, W. W. Simple Graphic Stereotaxic Localization. **Journal of Neurosurgery**, v. 18, p. 561-562, 1961.
4. AL-RODHAN, N. R. F.; KELLY, P. J. Pioneers of Stereotactic Neurosurgery. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 58, p. 60-66, 1992.
5. APUZZO, M. L. J.; CHANDRASOMA, P.; COHEN, D. et al. Computed Imaging Stereotaxy: Experience and Perspective Related to 500 Procedures Applied to Brain Masses. **Neurosurgery**, v. 20, p. 930-937, 1987.
6. APUZZO, M. L. J.; SABSHIN, J. K. Computed Tomographic Guidance Stereotaxis in the Management of Intracranial Mass Lesions. **Neurosurgery**, v. 12, p. 277-285, 1983.
7. ASAKURA, T.; UETSUHARA, K.; KANEMARU, R. et al. An Applicability Study on a CT-Guided Stereotactic Technique for Funcional Neurosurgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 73-76, 1985.
8. BAJCSY, R.; LIEBERSON, R.; REIVICH, M. A Computerized System for the Elastic Matching of Deformed Radiologic Images to Idealized Atlas Images. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 7, p. 618-625, 1983.

9. BARCIA-SALORIO, J. L.; BROSETA, J.; HERNANDEZ, G. et al. A New Approach for Direct CT Localization in Stereotaxis. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 383-386, 1982.
10. BARNETT, G. H.; KORMOS, D. W.; STEINER, C. P. et al. Intraoperative localization using an armless, frameless stereotactic wand. **Journal of Neurosurgery**, v. 78, p. 510-514, 1993.
11. BARNETT, G. H.; MCKENZIE, R. L.; RAMOS, L. et al. Nonvolumetric Stereotaxy-Assisted Craniotomy. Results in 50 Consecutive Cases. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 61, p. 80-95, 1993.
12. BENTLEY, M. D.; KARWOSKI, R. A. Estimation of Tissue Volume from Serial Tomographic Sections A Statistical Random Marking Method. **Investigative Radiology**, v. 23, p. 742-747, 1988.
13. BERGER, M. S. Ultrasound-guided stereotaxic biopsy using a new apparatus. **Journal of Neurosurgery**, v. 65, p. 550-554, 1986.
14. BERGSTRÖM, M.; GREITZ, T.; RIBBE, T. A method of stereotaxic localization adopted for conventional and digital radiography. **Neuroradiology**, v. 28, p. 100-104, 1986.
15. BERNSTEIN, M.; PARRENT, A. G. Complications of CT-guided stereotactic biopsy of intra-axial brain lesions. **Journal of Neurosurgery**, v. 81, p. 165-168, 1994.
16. BERTRAND, G.; OLIVIER, A.; THOMPSON, C. J. The Computer Brain Atlas: Its Use in Stereotaxic Surgery. **Confined Neurology**, v. 36, p. 312-313, 1974.

17. BINDER, G. A.; HAUGHTON, V. M.; HO, K. Computed Tomography of Anatomic Specimens. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 2, p. 506-507, 1978.
18. BIRG, W.; MUNDINGER, F. Direct Target Point Determination for Stereotactic Brain Operation from CT Data and the Calculation of Setting Parameters for Polar-Coordinate Stereotactic Devices. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 387-395, 1982.
19. BIRG, W.; MUNDINGER, F.; MOHADJER, M. et al. X-Ray and Magnetic Resonance Stereotaxy for Functional and Nonfunctional Neurosurgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 22-29, 1985.
20. BLAAUW, G.; THEUNISSEN, P. H. M. H.; STEFANKO, S. Z. et al. Computed Tomography-Guided and Stereotactic Techniques in the Diagnosis and Treatment of Cerebral Tuberculoma. **Surgical Neurology**, v. 34, p. 179-183, 1990.
21. BLATT, D. R.; FRIEDMAN, W. A.; AGEE, O. F. Delayed Computed Tomography Contrast Enhancement Patterns in Biopsy Proven Cases. **Neurosurgery**, v. 32, p. 560-569, 1993.
22. BOËTHIUS, J.; BERGSTRÖM, M.; GREITZ, T. et al. CT Localization in Stereotactic Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 43, p.164-169, 1980.
23. BOSCH, D. A. **Stereotactic Techniques in Clinical Neurosurgery**, 1. ed. Áustria: Springer-Verlang, 1986. 278 p. ISBN 3-211-81878-2.
24. BOSCH, D. A.; BEUTE, G. N. Successful stereotaxic evacuation of an acute pontomedullary hematoma. **Journal of Neurosurgery**, v. 62,p. 153-156, 1985.

25. BRANDFORD, F. K. A Simple Instrument for Use in Stereotaxic Surgery. **Jornal of Neurosurgery**, v. 19, p. 266-267, 1962.
26. BROOKS, R. A. A Quantitative Theory of the Hounsfield Unit and Its Application to Dual Energy Scanning. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 1, p. 487-493, 1977.
27. BROWN, R. A. A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. **Journal of Neurosurgery**, v. 50, p. 715-720, 1979.
28. BROWN, R. A. A Stereotactic Head Frame for Use with CT Body Scanner. **Investigative Radiology**, v. 14, p. 300-304, 1979.
29. BROWN, R. A.; ROBERTS, T. S.; OSBORN, A. G. Stereotaxic Frame and Computer Software for CT-directed Neurosurgical Localization. **Investigative Radiology**, v. 15, p. 308-312, 1980.
30. BUCHOLZ, R. D.; HO, H. W.; RUBIN, J. P. Variables affecting the accuracy of stereotactic localization using computerized tomography. **Journal of Neurosurgery**, v. 79, p. 667-673, 1993.
31. BURCHIEL, K. J.; OJEMANN, G. A.; BOLENDER, N. Localization of stereotaxic centers by computerized tomographic scanning. **Journal of Neurosurgery**, v. 53, p. 861-863, 1980.
32. CACAK, R.; LAW, J. D. Neurosurgical forum. **Journal of Neurosurgery**, v. 54, p. 283-284, 1981.
33. CALVIN JR., T. H.; COE, J. E. Positive Pressure Ventriculography for Stereotaxic Surgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 26, p. 548-552, 1967.

34. CAMP, J. J.; STACY, C. M. C.;ROBB, R. A. A System for Interactive Volume Analysis (SIVA) of 4-D Biomedical Images. **Journal of Medical Systems**, v. 11, n. 4, p. 287-310, 1987.
35. CAROL, M. A True Advanced Imaging Assisted Skull-Mounted Stereotactic System. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 69-72, 1985.
36. CHANDRASOMA, P. T.; APUZZO, M. L. J. **Stereotactic Brain Biopsy**, 1. ed. Hong Kong; Igaku-Shoin, 1989. 193 p. ISBN 0-89640-154-5.
37. CHIMOWITZ, M. I.; BARNETT, G. H.; PALMER, J. Treatment of intractable arterial hemorrhage during stereotactic brain biopsy with thrombin. **Journal of Neurosurgery**, v. 74, p. 301-303, 1991.
38. CLINE, H. E.; LORENSEN, W. E.; KIKINIS, R. et al. Three-Dimensional Segmentation of MR Images of the Head Using Probability and Connectivity. **Journal Computed Assisted Tomography**, v. 14, p. 1037-1045, 1990.
39. CLOUTIER, L.; NGUYEN, D. N.; LABISSONNIÈRE, P. et al. X-Ray Photogrammetry and Floating Line Concept Applied to Cerebral Probes Implataion. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 81-82, 1985.
40. COE, J. E.; OMMAYA, A. K.; BALDWIN, M. Stereotaxic Radioisotope Scanning. **Journal of Neurosurgery**, v. 23, p. 549-553, 1965.
41. COFFEY, R. J.; LUNSFORD, L. D. Diagnosis and Treatment of Brainstem Mass Lesions by CT-Guided Stereotactic Surgery. **Applied Neurphysiology**, v. 48, p. 467-471, 1985.

42. COLLOFF, E.; GLEASON, C. A.; ALBERTS, W. W. et al. Computer-Aided Localization Techniques for Stereotaxic Surgery. **Confined Neurology**, v. 35, p. 65-80, 1973.
43. COLOMBO, F.; ANGRILLI, F.; ZANARDO, A. et al. A Universal Method to Employ CT Scanner Spatial Information in Stereotactic Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 352-364, 1982.
44. CONWAY, L. W. Stereotaxic diagnosis and treatment of intracranial tumors including an initial experience with cryosurgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 38, p. 453-460, 1973.
45. CORMACK, A. M. Early Two-Dimensional Reconstruction (CT Scanning) and Recent Topics Stemming from It. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 4, p. 658-664, 1980.
46. DAUMAS-DUPOINT, C.; SCHEITHAUER, B. W.; KELLY, P. J. A Histologic and Cytologic Method for the Spatial Definition of Gliomas. **Mayo Clinic Procedures**, v. 62, p. 435-449, 1987.
47. DAVIS, D. H.; KELLY, P. J.; MARSH, W. R. et al. Computer-Assisted Stereotactic Biopsy of Intracranial Lesions. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 172-77, 1987.
48. DAWSON, B. H.; DERVIN, E.; HEYWOOD, O. B. The Development of a Mechanical Analog for Directing and Tracking the Electrode During Stereotaxic Operations. **Journal of Neurosurgery**, v. 31, p. 361-366, 1969.
49. DE LA PORTE, C. Technical Possibilities and Limitations os Stereotaxy. **Acta Neurochirurgica**, Wien, v. 124, p. 3-6, 1993.

50. DE SALLES, A. A. F.; ASFORA, W. T.; ABE, M. et al. Transposition of Target Information from the Magnetic Resonance and Computed Tomography Scan Images to Conventional X-Ray Stereotactic Space. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 23-32, 1987.
51. DERVIN, E.; HEYWOOD, O. B.; CROSSLEY, T. R. et al. The Use fo a Small Digital Computer for Stereotactic Surgery. **Acta Neurochirurgica Supplement**, v. 21, p. 245-252, 1974.
52. DI LORENZO, N.; ESPOSITO, V.; LUNARDI, P. et al. A comparison of computerized tomography-guided stereotactic and ultrasound-guided techniques for brain biopsy. **Journal of Neurosurgery**, v. 75, p. 763-765, 1991.
53. DRAKE, J. M.; JOY, M.; GOLDENBERG, A. et al. Computer- and Robot-assisted Resection of Thalamic Astrocytomas in Children. **Neurosurgery**, v. 29, p. 27-33, 1991.
54. DUONG, D. H.; ROSTOMILY, R. C.; HAYNOR, D. R. et al. Measurement of tumor resection volumes from computerized images. **Journal of Neurosurgery**, v. 77, p. 151-154, 1992.
55. DYSTE, G. N.; HITCHON, P. W.; MENEZES, A. H. et al. Stereotaxic surgery in the treatment of multiple brain abscesses. **Journal of Neurosurgery**, v. 69, p. 188-194, 1988.
56. EARNEST IV, F.; KELLY, P. J.; SCHEITHAUER, B. W. et al. Cerebral Astrocytoma: Histopathologic Correlation of MR and CT Contrast Enhancement with Stereotactic Biopsy. **Radiology**, v. 166, p. 823-827, 1988.

57. EHRICKE, H.; SCHAD, L. R.; GADEMANN, G. et al. Use of MR Angiography for Stereotactic Planning. **Journal of Computed Assited Tomography**, v. 16, p. 35-40, 1992.
58. ESPOSITO, M. B.; ARRINGTON, J. A.; MURTAGH, F. R. et al. Anterior Approach for CT-Guided Biopsy of Skull Base and Parapharyngeal Space Lesions. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 20, p. 739-741, 1996.
59. ESPOSITO, V.; OPPIDO, P. A.; DELFINI, R. et al. A Simple Method for Stereotactic Microsurgical Excision of Small, Deep-seated Cavernous Angiomas. **Neurosurgery**, v. 34, p. 515-519, 1994.
60. FAVRE, J. Digitized Stereotactic Atlas for a Personal Computer. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 54, p. 240-242, 1990.
61. FEIDEN, W.; BISE, K.; STEUDE, U. et al. The stereotactic biopsy diagnosis of focal intracerebral lesions in AIDS patients. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 87, p. 228-233, 1993.
62. FEINSTEIN, B.; ALBERTS, W. W.; WRIGHT, E. W. et al. A Stereotaxic Technique in Man Allowing Multiple Spatial and Temporal Approaches to Intracranial Targets. **Journal of Neurosurgery**, v. 17, p. 708-720, 1960.
63. FREIDBERG, S. R.; GOUDA, K.; LARSEN, C. et al. The Modified Gouda Frame Interfaced with GE 8800 CT Scanner Used for Stereotactic Brain Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 83-84, 1985.
64. GARCIA SOLA, R.; PULIDO, P.; KUSAK, E. Trans-Fissural or Trans-Sulcal Approach Versus Combined Stereotactic-Microsurgical Approach. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 22-25, 1991.



65. GERDES, J. S.; HITCHON, P. W.; NEERANGUN, W. et al. Computed Tomography versus Magnetic Resonance Imaging in Stereotactic Localization. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 63, p. 124-129, 1994.
66. GILDENBERG, P. L. Whatever Happened to Stereotactic Surgery ? **Neurosurgery**, v. 20, p. 983-987, 1987.
67. GILDENBERG, P. L.; KAUFMAN, H. H. Direct Calculation of Stereotactic Coordinates from CT Scans. **Applied Neurophysiology** 45:347-51, 1982.
68. GILDENBERG, P. L.; KAUFMAN, H. H.; MURTHY, K. S. K. Calculation of Stereotactic Coordinates from the Computed Tomographic Scan. **Neurosurgery**, v. 10, p.580-586, 1982.
69. GIORGI, C.; CERCHIARI, U. Contemporary Stereotactic Atlases: Merging of Functional Data with Individual Morphological MRI Acquisitions. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 69-71, 1991.
70. GIORGI, C.; CERCHIARI, U.; BROGGI, G. et al. Digital Image Processing to Handle Neuroanatomical Information and Neurophysiological Data. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 30-33, 1985.
71. GIORGI, C.; ONGANIA, E.; CASOLINO, S. D. et al. Deep Seated Cerebral Lesion Removal, Guided by Volumetric Rendering of Morphological Data, Stereotactically Acquired Clinical Results and Technical Considerations. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 19-21, 1991.
72. GIORGI, C.; ONGANIA, E.; FRANZINI, A. et al. Three-Dimensional Reconstruction of Neuroradiological Data within a Stereotactic Frame of

Reference for Surgery of Visible Targets. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 77-80, 1987.

73. GIORGI, C.; RIVA, D. Stereotactically guided transfrontal removal of intraventricular midline tumors in children. **Journal of Neurosurgery**, v. 81, p. 374-380, 1994.

74. GIORGI, C.; CERCHIARI, U.; BROGGI, G. et al. 3-D Reconstruction of Cerebral Angiography in Stereotactic Neurosurgery. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 39, p. 13-14, 1987.

75. GIUNTA, F.; GILARDONI, C. Digital X-Ray Apparatus Especially Designed for Precise Biometry in Stereotactic Surgical Procedures. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 61-63, 1991.

76. GIUNTA, F.; MARINI, G. Open Stereotactic Neurosurgery: 57 Cases. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 13-14, 1991.

77. GOERSS, S.; KELLY, P. J.; KALL, B. et al. A Computed Tomographic Stereotactic Adaptation System. **Neurosurgery**, v. 10, p. 375-379, 1982.

78. GOERSS, S. J.; KELLY, P. J.; KALL, B. An Interactive Stereotactic Machine. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 85, 1985.

79. GOLDSTEIN, S.; GUMERLOCK, M. K.; NEUWELT, E. A. Comparison of CT-guided and stereotaxic cranial diagnostic needle biopsies. **Journal of Neurosurgery**, v. 67, p. 341-348, 1987.

80. GOODMAN, J. H.; WATKINS, E. S.; DAVIS, J. R. et al. Microcomputer Stereotactic Atlas. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 49-52, 1987.

81. GOUDA, K. I.; GIBSON, R. M. New frame for stereotaxic surgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 53, p. 256-259, 1980.
82. GREITZ, T.; BERGSTROM, M.; BOETHIÜS, J. et al. Head Fixation System for Integration of Radiodiagnostic and Therapeutic Procedures. **Neuroradiology**, v. 19, p. 1-6, 1980.
83. GREITZ, T.; BOHM, C.; HOLTE, S. et al. A Computerized Brain Atlas: Construction, Anatomical Content, and Some Applications. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 15, p. 26-38, 1991.
84. GUTHRIE, B. L.; STEINBERG, G. K.; ADLER, J. R. Posterior fossa biopsy using the Brown-Roberts-Wells stereotaxic system. **Journal of Neurosurgery**, v. 70, p. 649-652, 1989.
85. HARDY, T. L. A Method for Calculation of Rotational Angulation in Stereotactic Surgery. **Surgical Neurology**, v. 13, p. 437-439, 1980.
86. HARIZ, M. I.; FODSTAD, H. Stereotactic Localization of Small Subcortical Brain Tumors for Open Surgery. **Surgical Neurology**, v. 28, p. 345-350, 1987.
87. HARRIS, L. D. Identification of the Optimal Orientation of Oblique Section Through Multiple Parallel CT Images. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 5, p. 881-887, 1981.
88. HAYNE, R.; MEYERS, R. An Improved Model of a Human Stereotaxic Instrument. **Journal of Neurosurgery**, v. 7, p. 463-466, 1950.
89. HAYNOR, D. R.; BORNING, A. W.; GRIFFIN, B. A.; JACKY, J. P. et al. Radiotherapy Planning: Direct Tumor Location on Simulation and Port Films Using CT. **Radiology**, v. 158, p. 537-540, 1986.

90. HEILBRUN, M. P.; BROWN, R. A.; MCDONALD, P. R. Real-Time Three-Dimensional Graphic Reconstructions Using Brown-Roberts-Wells Frame Coordinates in a Microcomputer Environment. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 7-10, 1985.
91. HEILBRUN, M. P.; ROBERTS, T. S.; APUZZO, M. L. J. et al. Preliminary experience with Brown-Roberts-Wells (BRW) computerized tomography stereotaxic guidance system. **Journal of Neurosurgery**, v. 59, p. 217-222, 1983.
92. HELSETH, A. The incidence of primary central nervous system neoplasms before and after computerized tomography availability. **Journal of Neurosurgery**, v. 83, p. 999-1003, 1995.
93. HENRI, C. J.; COLLINS, D. L.; PETERS, T. M. Multimodality image integration for stereotactic surgical planning. **Medical Physics**, v. 18, n. 2, p. 167-177, 1991.
94. HERMAN, G. T.; LIU, H. K. Display of Three-Dimensional Information in Computed Tomography. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 1, p. 155-160, 1977.
95. HINCK, V. C.; CLIFTON, G. L. A precise technique for craniotomy localization using computerized tomography. **Journal of Neurosurgery**, v. 54, p. 416-418, 1981.
96. HITCHCOCK, E. R. Open Stereotactic Excisional Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 86-88, 1985.
97. HITCHCOCK, E. R. Open Stereotactic Surgery. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 9-12, 1991.

98. HITCHCOCK, E. R. Stereotactic-Computerized Tomography Interface Device. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 63-67, 1987.
99. HITCHON, P. W.; SCHELPER, R. L.; BARLOON, T. Accuracy of CT Scans in Identifying Tumor Tissue. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 463-466, 1985.
100. HONDO, H.; MATSUMOTO, K.; TOMIDA, K. et al. CT-Controlled Stereotactic Aspiration in Hypertensive Brain Hemorrhage. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 233-236, 1987.
101. HORSLEY, V.; CLARKE, R. H. The Structure and Functions of the Cerebellum Examined by a New Method. Part 1 & 2. **Brain**, v. 31, p. 45-124, 1908.
102. HUK, W.; BAER, U. A New Targeting Device for Stereotaxic Procedure Within the CT Scanner. **Neuroradiology**, v. 19, p. 13-17, 1980.
103. ISEKI, H.; AMANO, K.; KAWAMURA, H.; et al. A New Apparatus for CT-Guided Stereotactic Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 50-60, 1985.
104. JACQUES, S.; SHELDEN, C. H.; MCCANN, G. D. A Computerized Microstereotactic Method to Approach, 3-Dimensionally Reconstruct, Remove and Adjuvantly Treat Small CNS Lesions. **Applied Neurophysiology**, v. 43, p. 176-182, 1980.
105. JACQUES, S.; SHELDEN, C. H.; MCCANN, G. D. et al. Computerized three-dimensional stereotaxic removal of small central nervous system lesions in patients. **Journal of Neurosurgery**, v. 53, 816-820, 1980.
106. KALL, B. A. The Impact of Computer and Imaging Technology on Stereotactic Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 9-22, 1987.

107. KALL, B. A.; KELLY, P. J.; GOERSS, S. et al. The Computer as a Stereotactic Surgical Instrument. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 89-90, 1985.
108. KALL, B. A.; KELLY, P. J.; GOERSS, S. et al. Methodology and Clinical Experience with Computed Tomography and a Computer-resident Stereotactic Atlas. **Neurosurgery**, v. 17, p. 400-407, 1985.
109. KALYANARAMAN, S.; GILLINGHAN, F. J. Stereotaxic Biopsy. **Journal of Neurosurgery**, v. 21, p. 854-858, 1964.
110. KAMM, R. F.; AUSTIN, G. The Use of Bony Landmarks of the Skull for Localization of the Anterior-Posterior Commissural Line. **Journal of Neurosurgery**, v. 22, p. 576-580, 1965.
111. KANDEL, E. I.; PERESEDOV, V. V. Stereotaxic evacuation of spontaneous intracerebral hematomas. **Journal of Neurosurgery**, v. 62, p. 206-213, 1985.
112. KANDEL, E.I. ; SCHAVINSKY, Y. V. Stereotaxic apparatus and operations in Russia in the 19th century. **Journal of Neurosurgery**, v. 37, p. 407-411, 1972.
113. KATO, A.; YOSHIMINE, T.; HAYAKAWA, T. et al. A frameless armless navigational system for computer-assisted neurosurgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 74, p. 845-849, 1991.
114. KELLER, P. J.; DRAYER, B. P.; FRAM, E. K., et. al. MR Angiography with Two-dimensional Acquisition and Three-dimensional Display. **Radiology**, v. 173, p. 527-532, 1989.

115. KELLY, P. J. Computer Assisted Volumetric Stereotactic Resection of Superficial and Deep Seated Intra-Axial Brain Mass Lesions. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p. 26-29, 1991.
116. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. et al. Present and Future Developments of Stereotactic Technology. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 1-6, 1985.
117. KELLY, P. J. Applications and methodology for contemporary stereotactic surgery. **Neurological Research**, v. 8, p. 2-12, 1986.
118. KELLY, P. J. Computer-assisted stereotaxis: New approaches for the management of intracranial intra-axial tumors. **Neurology**, v. 36, p. 535-541, 1986.
119. KELLY, P. J. Stereotactic Technology in Tumor Surgery. **Clinical Neurosurgery**, v. 35, p. 215-253, 1987.
120. KELLY, P. J. **Tumor Stereotaxis** - 1. Ed. Estados Unidos da América do Norte: W.B. Saunders Company, 1991. 409 p. ISBN 0-7216-5360-X.
121. KELLY, P. J. Volumetric Stereotactic Surgical Ressection of Intra-axial Brain Mass Lesions. **Mayo Clinic Procedures**, v. 63, p. 1186-1198, 1988.
122. KELLY, P. J. ; KALL, B. A. **Computers in Stereotactic Neurosurgery**. 1. Ed. Estados Unidos da América do Norte: Blackwell Scientific Publications, 1992. 365 p. ISBN 0-86542-145-5.
123. KELLY, P. J.; AHLSSKOG, J. E.; GOERSS, S. J. et. al. Computer-Assisted Stereotactic Ventralis Lateralis Thalamotomy With Microelectrode Recording

Control In Patients With Parkinson's Disease. **Mayo Clinic Procedures**, v. 62, p. 655-664, 1987.

124. KELLY, P. J.; ALKER, G. J. A Stereotactic Approach to Deep-Seated Central Nervous System Neoplasms Using the Carbon Dioxide Laser. **Surgical Neurology**, v. 15, p. 331-334, 1981.

125. KELLY, P. J.; ALKER, G. J.; GOERSS, S. Computer-assisted Stereotactic Laser Microsurgery for the Treatment of Intracranial Neoplasms. **Neurosurgery**, v. 10, p. 324-331, 1982.

126. KELLY, P. J.; DAUMAS-DUPOINT, C.; KISPERT, D. B. et al. Imaging-based stereotaxic serial biopsies in untreated intracranial glial neoplasms. **Journal of Neurosurgery**, v. 66, p. 865-874, 1987.

127. KELLY, P. J.; DAUMAS-DUPOINT, C.; SCHEITHAUER, B. W. et. al. Stereotactic Histologic Correlations of Computed Tomography- and Magnetic Resonance Imaging-Defined Abnormalities in Patients With Glial Neoplasms. **Mayo Clinic Procedures**, v. 62, p. 450-459, 1987.

128. KELLY, P. J.; EARNEST IV, F.; KALL, B. A. et al. Surgical Options for Patients With Deep-Seated Brain Tumors: Computer-Assisted Stereotactic Biopsy. **Mayo Clinic Procedures**, v. 60, p. 223-229, 1985.

129. KELLY, P. J.; GOERSS, S.; KALL, B. A. et al. Computed Tomography-based Stereotactic Third Ventriculostomy: Technical Note. **Neurosurgery**, v. 18, p. 791-794, 1986.



130. KELLY, P. J.; GOERSS, S.; KALL, B. K. The stereotaxic retractor in computer-assisted stereotaxic microsurgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 69, p. 301-306, 1988.
131. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. Computed-assisted Stereotactic Resection of Posterior Fossa Lesions. **Surgical Neurology**, v. 25, p. 530-534, 1986.
132. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. Transposition of Volumetric Information Derived from Computed Tomography Scanning into Stereotactic Space. **Surgical Neurology**, v. 21, p. 465-471, 1984.
133. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. et al. Precision Resection of Intra-Axial CNS Lesions by CT-Based Stereotactic Craniotomy and Computer Monitored CO2 Laser. **Acta Neurochirurgica**, v. 68, p. 1-9, 1983.
134. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. et al. Results of Computer-Assisted Stereotactic Laser Resection of Deep-Seated Intracranial Lesions. **Mayo Clinic Procedures**, v. 61, p. 20-27, 1986.
135. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. et al. Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-axial brain neoplasms. **Journal of Neurosurgery**, v. 64, p. 427-439, 1986.
136. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. J. Computer Assisted Stereotactic Biopsies Utilizing CT and Digitized Arteriographic Data. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 33, p. 233-235, 1984.

137. KELLY, P. J.; KALL, B. A.; GOERSS, S. J. Results of Computed Tomography-based Computer-assisted Stereotactic Resection of Metastatic Intracranial Tumors. **Neurology**, v. 22, p. 7-17, 1988.
138. KELLY, P. J.; SHARBROUGH, F. W.; KALL, B. A. et al. Magnetic Resonance Imaging-Based Computer-Assisted Stereotactic Resection of the Hippocampus and Amygdala in Patients With Temporal Lobe Epilepsy. **Mayo Clinic Procedures**, v. 62, p. 103-108, 1987.
139. KITCHEN, N. D.; BRADFORD, R.; MCLAUGHLIN, J. E. The Value of Peri-Operative Smear Examination During Stereotactic Biopsy. **Acta Neurochirurgica**, Wien, v. 121, p. 196-198, 1993.
140. KOSLOW, M.; ABELE, M.; NG, J. Considerations for a CT-Directed Stereotactic Surgical System. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 379-380, 1982.
141. LAITINEN, L.V. CT-Guided Ablative Stereotaxis without Ventriculography. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 18-21, 1985.
142. LAW, J. D.; CACAK, R. E. Progress in Developing a CT-Compatible Adapter for the Leksell Stereotach. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 381-382, 1982.
143. LEKSELL, L.; LINDQUIST, C.; ADLER, J. R. et al. A new fixation device for the Leksell stereotaxic system. **Journal of Neurosurgery**, v. 66, p. 626-629, 1987.

144. LEVIN, A. B. Experience in the First 100 Patients Undergoing Computerized Tomography-Guided Stereotactic Procedures Utilizing the Brown-Roberts-Wells Guidance System. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 45-49, 1985.
145. LILIEQUIST, B.; WIRELL, S. Quantitative Estimation of Tumor Volume on Computer Assisted Tomography. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 2, p. 300-302, 1978.
146. LUNSFORD, L. D. A Dedicated CT System for the Stereotactic Operating Room. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 374-378, 1982.
147. LUNSFORD, L. D. Advanced Intraoperative Imaging for Stereotaxis. The Surgical CT Scanner. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 33, p. 573-575, 1984.
148. LUNSFORD, L. D.; MARTINEZ, A. J. Stereotactic Exploration of the Brain in the Era of Computed Tomography. **Surgical Neurology**, v. 22, p. 222-230, 1984.
149. LUNSFORD, L. D.; ROSENBAUM, A. E.; PERRY, J. Stereotactic Surgery Using the "Therapeutic" CT Scanner. **Surgical Neurology**, v. 18, p. 116:122, 1982.
150. LUNSFORD, L. D.; MARTINEZ, A. J.; LATCHAW, R. E. Stereotaxic surgery with a magnetic resonance- and computerized tomography-compatible system. **Journal of Neurosurgery**, v. 64, p. 872-878, 1986.
151. MACIUNAS, R. J.; GALLOWAY JR., R. L.; LATIMER, J. et al. Na Independent Application Accuracy Evaluation os Stereotactic Frame Systems. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 58, p. 103-107, 1992.

152. MACIUNAS, R. J.; JUNEAU, P. Limiting artifact in CT stereotaxic periventricular procedures. **Journal of Neurosurgery**, v. 69, p. 459-460, 1988.
153. MAGUIRE JR, G. Q.; JAEGER, J.; FARDE, L. et al. Use of Graphical Techniques for Error Evaluation. **Journal of Medical Systems**, v. 11, n. 4, p. 277-286, 1987.
154. MATSUMOTO, K.; HONDO, H. CT - guided stereotaxic evacuation of hypertensive intracerebral hematomas. **Journal of Neurosurgery**, v. 61, p. 440-448, 1984.
155. MATSUMOTO, K.; SHICHIJO, F.; MASUDA, T. et al. Computed Tomography-Controlled Stereotactic Surgery. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 39-44, 1985.
156. McGIRR, S. J.; KELLY, P. J.; SCHITHAUER, B. W. Stereotactic Resection of Juvenile Pilocytic Astrocytomas of the Thalamus and Basal Ganglia. **Neurosurgery**, v. 20, p. 447-452, 1987.
157. MONTAGNO, E. de A.; NASHOLD JR., B. S. A New Stereotactic Instrument for Use with Computerized Tomography and Magnetic Resonance Imaging. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 34-38, 1985.
158. MÖSTROM, U.; YTTERBERGH, C. Artifacts in Computed Tomography of the Posterior Fossa: A Comparative Phantom Study. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 10, p. 560-566, 1986.
159. MUNDINGER, F.; BIRG, W. Letter from: Proceedings of the 32nd Annual Meeting. **Acta Neurochirurgica**, v. 56, p. 245-246, 1981.

160. MUNDINGER, F.; BIRG, W. Computer Calculations of Target Parameters for a Stereotactic Apparatus. **Acta Neurochirurgica**, v. 29, p. 123-129, 1973.
161. MUNDINGER, F.; BIRG, W.; KLAR, M. Computer-Assisted Stereotactic Brain Operation by Means Including Computerized Axial Tomography. **Applied Neurophysiology**, v. 41, p. 169-182, 1978.
162. NAIDICH, T. P.; TEETER, B. C.; NIEVES, A. et al. Rapid Three-dimensional Display of the Cerebral Ventricles from Noncontrast CT Scans. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 13, p. 779-788, 1989.
163. NAIDICH, T. P.; YU, R. H.; KING, D. G. et al. Superimposition Reformatted CT for Preoperative Lesion Localization and Surgical Planning. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 4, p. 693-696, 1980.
164. NARABAYASHI, H. Recent Status of Stereotaxic Surgery. **Surgical Neurology**, v. 19, p. 493-496, 1983.
165. NASHOLD B. S. The History of Stereotactic Neurosurgery. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 62, p. 29-40, 1994.
166. O'LEARY, D. H.; LAVYNE, M. H. Localization of vertex lesions seen on CT scan. **Journal of Neurosurgery**, v. 49, p. 71-74, 1978.
167. OLIVIER, A.; BERTRAND, G.; PICARD, C. Discovery of the First Human Stereotactic Instrument. **Applied Neurophysiology**, v. 46, p. 84-91, 1983.
168. OLIVIER, A.; GERMANO, I. M.; CUKIERT, A. et al. Frameless stereotaxy for surgery of the epilepsies: preliminary experience. **Journal of Neurosurgery**, v. 81, p. 629-633, 1994.

169. OLIVIER, A.; PETERS, T.; BERTRAND, G.. Stereotactic System and Apparatus for Use with Magnetic Resonance Imaging, Computerized Tomography, and Digital Subtraction Imaging. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 94-96, 1985.
170. O'NEILL, K. S.; DYER, P. V.; BELL, B. A. et al. Is perioperative smear cytology necessary for CT-guided stereotaxic biopsy ? **British Journal of Neurosurgery**, v. 6, p. 421-427, 1992.
171. OSTERTAG, C. B.; MENNEL, H. D.; KIESSLING, M. Stereotactic Biopsy of Brain Tumors. **Surgical Neurology**, v. 14, p. 275-283, 1980.
172. OSTERTAG, C. B.; WEIGEL, K. Three-Dimensional CT Scanning of the Dog Brain. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 6, p. 1036-1037, 1982.
173. PATIL, A. A. Computer Tomography (CT) Orientated Rotary Stereotactic System. A Technical Note. **Acta Neurochirurgica**, v. 68, p. 19-26, 1983.
174. PELIZZARI, C. A.; CHEN, G. T. Y.; SPELBRING, D. R. et al. Accurate Three-Dimensional Registration of CT, PET, and/or MR Images of the Brain. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 13, p. 20-26, 1989.
175. PELUSO, F.; GYBELS, J. Calculation of Position of Electrode Point During Penetration in Human Brain. **Confined Neurology**, v. 32, p. 213-218, 1970.
176. PEREZ-CRUET, M. J.; ADELMAN, L.; ANDERSON, M. et al. CT-Guided Stereotactic Biopsy fo Nonenhancing Brain Lesions. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 61, p.105-117, 1993.

177. PERRY, J. H.; ROSENBAUM, A. E.; LUNSFORD, L. D. et al. Computed Tomography-guided Stereotactic Surgery: Conception and Development of a New Stereotactic Methodology. **Neurosurgery**, v. 7, p. 376-381, 1980.
178. PETERS, T. M.; CLARK, J.; PIKE, B. et al. Stereotactic Surgical Planning with Magnetic Resonance Imaging, Digital Subtraction Angiography and Computed Tomography. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 33-38, 1987.
179. PETERS, T. M.; CLARK, J. A.; OLIVIER, A. et. al. Integrated Stereotaxic Imaging with CT, MR Imaging, and Digital Subtraction Angiography. **Radiology**, v. 161, p. 821-826, 1986.
180. PICARD, C.; OLIVIER, A.; BERTRAND, G. The first human stereotaxic apparatus. **Journal of Neurosurgery**, v. 59, p. 673-676, 1983.
181. RAJSHEKHAR, V.; CHANDY, M. J. Computerized tomography-guided stereotactic surgery for brainstem masses: a risk-benefit analysis in 71 patients. **Journal of Neurosurgery**, v. 82, p. 976-981, 1995.
182. RANJAN, A.; RAJSHEKHAR, V.; JOSEPH, T. et al. Nondiagnostic CT-guided stereotactic biopsies in a series of 407 cases: influence of CT morphology and operator experience. **Journal of Neurosurgery**, v. 79, p. 839-844, 1993.
183. REINHARDT, H. F.; LANDOLT, H. CT-Guided "Real Time" Stereotaxy. **Acta Neurochirurgica**, Supplement, v. 46, p. 107-108, 1989.
184. REVESZ, T.; SCARAVILLI, F.; COUTINHO, L. et al. Reliability of histological diagnosis including grading in gliomas biopsied by image-guided stereotactic technique. **Brain**, v. 116, p.781-793, 1993.

185. ROBBINS, P. D.; YU, L. L.; LEE, M. et al. Stereotactic Biopsy of 100 Intracerebral Lesions at Sir Charles Gairdner Hospital. **Pathology**, v. 26, p. 410-413, 1994.
186. ROBERTS, D. W.; STROHBEHN, J. W.; FRIETS, E. M. et al. The Stereotactic Operating Microscope: Accuracy Refinement and Clinical Experience. **Acta Neurochirurgica , Supplement**, v. 46, p. 112-114, 1989.
187. ROBERTS, T. S.; BROWN, R. Technical and Clinical Aspects of CT-Directed Stereotaxis. **Applied Neurophysiology**, v. 43, p. 170-171, 1980.
188. ROBERTS, D. W.; STROHBERHN, J. W.; HATCH, J. F. et al. A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operation microscope. **Journal of Neurosurgery**, v. 65, p. 545-549, 1986.
189. ROSENBAUM, A.; LUNSFORD, L. D.; PERRY, J. H. Computerized Tomography Guided Stereotaxis: A New Approach. **Applied Neurophysiology**, v. 43, p. 172-173, 1980.
190. ROZEIK, C.; KOTTERER, O.; PREISS, J. et al. Cranial CT Artifacts and Grantry Angulation. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 15, p. 381-386, 1991.
191. RUBIN, J. M.; SAYRE, R. E. A Computer-Aided Technique for Overlaying Cerebral Angiograms onto Computed Tomograms. **Investigative Radiology**, v. 13, p. 362-367, 1978.
192. RUSHWORTH, R. G. Stereotactic Guided Biopsy in the Computerized Tomographic Scanner. **Surgical Neurology**, v. 14, p. 451-454, 1980.



193. SALMON, I.; LEVIVIER, M.; CAMBY, I. et al. Assessment of nuclear size, nuclear DNA content and proliferation index in stereotaxic biopsies from brain tumors. **Neuropathology and Applied Neurobiology**, v. 19, p. 507-518, 1993.
194. SAVITZ, M. H.; KATZ, S. S.; FROMM, S. R. Neurosurgical forum - Letters to the editor. **Journal of Neurosurgery**, v. 68, p. 655-657, 1988.
195. SCERRATI, M.; FIORENTINO, A.; POLA, P. Stereotaxic device for polar approaches in orthogonal systems. **Journal of Neurosurgery**, v. 61, p. 1146-1147, 1984.
196. SCHAD, L.; LOTT, S.; SCHMITT, F. et al. Correction of Spatial Distortion in MR Imaging: A Prerequisite for Accurate Stereotaxy. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 11, n. 3, p. 499-505, 1987.
197. SCHAD, L. R.; BOESECKE, R.; SCHLEGEL, W. et al. Three Dimensional Image Correlation of CT, MR and PET Studies in Radiotherapy Treatment Planning of Brain Tumors. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 11, n. 6, p. 948-954, 1987.
198. SCHALLER, C.; ROHDE, V.; MEYER, B. et al. Stereotactic Puncture and Lysis of Spontaneous Intracerebral Hemorrhage Using Recombination Tissue-Plasminogen Activator. **Neurosurgery**, v. 36, p. 328-335, 1995.
199. SEDAN, R.; PERAGUT, J. C.; VALLICIONI, P. A. et al. Imagerie Moderne et Stéréotaxie. **Neurochirurgie**, v. 33, p. 29-32, 1987.
200. SHELDEN, C. H.; JACQUES, S.; McCANN, G. The Shelden CT-Based Microneurosurgical Stereotactic System: Its Application to CNS Pathology. **Applied Neurophysiology**, v. 45, p. 341-346, 1982.

201. SHELDEN, C. H.; McCANN, G.; JACQUES, S. et al. Development of a computerized microstereotaxic method for localization and removal of minute CNS lesions under 3-D vision. **Journal of Neurosurgery**, v. 52, p. 21-27, 1980.
202. SIDDON, R. L.; BARTH, N. H. Stereotaxic Localization of Intracranial Targets. **International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics**, v. 13, p. 1241-1246, 1987.
203. SISTI, M. B.; SOLOMON, R. A.; STEIN, B. M. Stereotactic craniotomy in the resection of small arteriovenous malformation. **Journal of Neurosurgery**, v. 75, p. 40-44, 1991.
204. SLAUGHTER, D. G.; NASHOLD JR., B. S. A Technique for Making Thin Brain Slices for Stereotaxic Measurements. **Journal of Neurosurgery**, v. 29, p. 302-306, 1968.
205. SOO, T. M.; BERNSTEIN, M.; PROVIAS, J. et al. Failed Stereotactic Biopsy in a Series of 518 Cases. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, v. 64, p. 183-196, 1996.
206. SPIEGEL, E. A.; WYCIS, H. T.; BROSS, R. et al. A Headholder for Stereotaxic Operations. **Journal of Neurosurgery**, v. 19, p. 606-608, 1962.
207. SPIEGEL, E. A.; WYCIS, H. T.; MARKS, M. et al. Stereotaxic Apparatus for Operations on the Human Brain. **Science**, v. 106, p. 349-350, 1947.
208. STEINMETZ, H.; FURST, G.; FREUND, H. Cerebral Cortical Localization: Application and Validation of the Proportional Grid System in MR Imaging. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 13, n. 1, p. 10-19, 1989.

209. STAPETON, S. R.; BELL, B. A.; UTTLEY, D. Stereotactic Aspiration of Brain Abscesses: Is This the Treatment of Choice ? **Acta Neurochirurgica, Wien**, v. 121, p. 15-19, 1993.
210. STURM, V.; PASTYR, O.; SCHLEGEL, W. et al. Stereotactic Computer Tomography with a Modified Riechert-Mundinger Device as the Basis for Integrated Stereotactic Neuroradiological Investigations. **Acta Neurochirurgica**, v. 68, p. 11-17, 1983.
211. SUGITA, K.; DOI, T.; SATO, O. et al. Successful Removal of Intracranial Air-Gun Bullet With Stereotaxic Apparatus. **Journal of Neurosurgery**, v. 30, p. 177-181, 1969.
212. SYMPOSIUM ON STEREOTACTIC SURGERY. **Journal of Neurosurgery**, v. 15, p. 239-268, 1958.
213. TANIKAWA, T.; AMANO, K.; KAWAMURA, H. et al. CT-Guided Stereotactic Surgery for Evacuation of Hypertensive Intracerebral Hematoma. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 431-439, 1985.
214. TANIZAKI, Y.; SUGITA, K.; TORIYAMA, T. et al. New CT-Guided Stereotactic Apparatus and Clinical Experience with Intracerebral Hematomas. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 11-17, 1985.
215. THOMAS, D. G. T.; POWELL, M. P.; BRADFORD, R. et al. Correlation of CT-Directed Target Site with Histology and Cell Culture in Cerebral Glioma. **Applied Neurophysiology**, v. 48, p. 460-462, 1985.
216. TSUTSUMI, Y.; ANDOH, Y.; INOUE, N. Ultrasound-guided biopsy for deep-seated brain tumors. **Journal of Neurosurgery**, n. 57, p. 164-167, 1982.

217. TURNBULL, I. M.; GRAEB, D.; Da SILVA, V. Functional Stereotactic Neurosurgery with Computerized Tomographic Guidance Using the Brown-Roberts-Wells Apparatus. **Applied Neurophysiology**, n. 48, p. 93, 1985.
218. UEMATSU, S.; ROSENBAUM, A. E.; DELONG, M. R. et al. Magnetic Resonance Planned Thalamotomy Followed by X-Ray/CT-guided Thalamotomy. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 39, p. 21-24, 1987.
219. UEMATSU, S.; ROSENBAUM, A. E.; EROZAN, Y. S. et al. Intraoperative CT Monitoring During Stereotactic Brain Surgery. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 39, p. 18-20, 1987.
220. UEMATSU, S.; EROZAN, Y. S.; GUPTA, P. K. et al. Intraoperative CT-Guided Serial Microbiopsy of Brain Lesions and Concomitant Use of CT Air and Angiographic Studies. **Stereotactic Functional Neurosurgery**, v. 52, p. 250-261, 1989.
221. VAN BUREN, J.M. Incremental Coagulation in Stereotactic Surgery. **Journal of Neurosurgery**, v. 24, p. 458-481, 1966.
222. VAN DEN BERGE, J. H.; BLAAUW, G.; BREEMAN, W. A. P. et al. Intracavitary brachytherapy of cystic craniopharyngiomas. **Journal of Neurosurgery**, v. 77, p. 545-555, 1992.
223. VANDERMEULEN, D.; SUETENS, P.; GYBELS, J. et al. Angiographic Localizer Ring for the BRW Stereotactic System. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 39, p. 15-17, 1987.

224. VANDERMEULEN, D.; SUETENS, P.; GYBELS, J. et al. Angiographic Localizer for the BRW Stereotactic System. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 87-91, 1987.
225. WALSER, R. L.; ACKERMAN, L. V. Determination of Volume from Computerized Tomograms: Finding the Volume of Fluid-Filled Brain Cavities. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 1, p. 117-130, 1977.
226. WATANABE, E.; WATANABE, T.; MANAKA, S. et al. Three-Dimensional Digitizer (Neuronavigator): New Equipment for Computed Tomography-Guided Stereotaxic Surgery. **Surgical Neurology**, v. 27, p. 543-547, 1987.
227. WEN, D. Y.; HALL, W. A.; MILLER, D. A. et al. Targeted Brain Biopsy: A Comparison of Freehand Computed Tomography-Guided and Stereotactic Techniques. **Neurosurgery**, v. 32, p. 407-413, 1993.
228. WILSON, M. W.; MOUNTZ, J. M. A Reference System for Neuroanatomical Localization on Functional Reconstructed Cerebral Images. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 13, p. 174-78, 1989.
229. WOLPERT, S. M. The Ventricular Size on Computed Tomography. **Journal of Computed Assisted Tomography**, v. 1, p. 222-226, 1977.
230. WYPER, D. J.; TURNER, J. W.; PATTERSON, J. et al. Accuracy of stereotaxic localisation using MRI and CT. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 49, p. 1445-1448, 1986.
231. YEH, H. S.; TAHA, J. M.; TOBLER, W. D. Implantation of intracerebral depth electrodes for monitoring seizures using the Pelorus stereotactic system

guided by magnetic resonance imaging. **Journal of Neurosurgery**, v. 78, p. 138-141, 1993.

232. YOSHIDA, M. Creation of a Three-Dimensional Atlas by Interpolation from Schaltenbrand-Bailey's Atlas. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 45-48, 1987.

233. ZAMORANO, L.; BAUER-KIRPES, B.; DUJOVNY, M. et al. Applications of Multimodality Imaging Stereotactic Localization in the Surgical Management of Vascular Lesions. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 52, p.67-68, 1991.

234. ZAMORANO, L.; DUJOVNY, M.; MALIK, G. et al. Factors Affecting Measurements in Computed-Tomography-Guided Stereotactic Procedure. **Applied Neurophysiology**, v. 50, p. 53-56, 1987.

235. ZAMORANO, L.; MARTINEZ-COLL, A.; DUJOVNY, M. Transposition of Image-defined Trajectories into Arc-quadrant Centered Stereotactic Systems. **Acta Neurochirurgica, Supplement**, v. 46, p. 109-111, 1989.

236. ZIMMER C.; MÄRZHEUSER S.; PATT, S. et al. Stereotactic brain biopsy in AIDS. **Journal of Neurology**, v. 239, p. 394-400, 1992.

## **ANEXOS**

Os valores da distância do ponto zero do arco estereotático ao alvo, calculados pelo computador e manualmente, estão apresentados abaixo. Os valores da tabela representam a distância entre o ponto zero do arco

estereotático e o alvo calculado pelo computador COM (0,0,0), distância entre o ponto zero do arco estereotático e o alvo calculado manualmente MAN (0,0,0) e a diferença entre os valores calculados, da distância do alvo, de modo manual e o calculado por meio de computador MAN/COM (TABELA 1). Os valores são expressos em centímetros.

**TABELA 1**

<b>COM (0,0,0)</b>	<b>MAN (0,0,0)</b>	<b>MAN/COM</b>
4.612819095	4.608014757	0.172916165
2.537715508	2.386315151	0.307408523
2.202271555	3.384804278	1.254950198
6.319216724	6.219099613	0.204205779
2.308267749	2.192897626	0.192093727
2.42860042	2.326246118	0.311000000
1.291944658	1.11	0.825361133
9.51366617	8.203999025	1.524284750
3.406912972	3.732827347	0.934374657
2.906523009	3.013768405	0.335672459
4.19791615	3.711765079	0.793536389
5.332211924	5.26711496	0.403712769
9.503837172	8.518573824	1.046432511
4.28811567	3.949151808	0.536410291
6.416354105	5.845245932	0.918966811
6.534523701	6.513662564	0.076157731
5.529918625	4.773321695	0.840595027
2.542128242	2.43269398	0.253803073
4.403873295	3.836795538	0.844452485
6.616645676	5.385629025	1.269251748
5.787918451	5.37052139	0.729725976
3.351775649	3.28208775	0.769740216
5.099019514	4.085205013	1.014347081
7.629547824	6.428001245	1.630092022
5.301886457	4.930324533	0.619758017
4.74308971	4.44022522	0.494469413
5.783459173	5.308747498	0.622253967
3.144837039	2.787471973	0.787400787
6.339526796	5.39084409	1.007372821
8.062877898	6.493111735	1.694845126
6.33245608	5.740644563	0.719027120
8.020598481	7.005911789	1.213589717

4.854894438	4.819844396	0.703491293
3.455430509	3.418186654	0.654217089
4.689306985	4.625083783	0.736885337
7.44274143	6.363088873	1.176137747
5.738466694	5.43768333	0.765767589
5.452522352	5.249761899	1.063014581
2.25166605	2.320883452	0.781344994
3.886656661	3.303028913	0.708590150
2.102284472	1.937937047	0.378417759
8.038134112	7.316310546	1.037304198
6.301785461	6.109042478	0.270000000
3.24778386	2.582247083	0.802558409
9.091204541	7.878083523	1.494054885
3.229551052	3.223449084	0.413550481
3.924143219	3.944616585	0.122065556
2.035313244	2.215851981	0.185741756
6.021627687	5.391298545	0.850940656
1.530882099	1.494021419	0.117046999
5.663823797	4.997729484	0.973755616
4.542862534	3.813135193	1.370255451
5.222461106	4.53431362	1.051712889
5.120546846	4.249705872	1.052615789
6.004165221	5.072474741	1.326649916
5.905929224	5.848384392	0.561782876
6.926680302	5.625068888	1.421372576
2.937498936	2.691783795	0.329545141
4.641120554	4.274026205	0.391535439
2.039019372	2.22	0.806225775
7.22564876	6.265428956	1.041921302
3.947467543	3.508290182	0.744714710
6.042689798	5.44885309	0.638827050
10.32956921	9.154780172	1.236931688
4.602184264	4.374928571	0.368917335
7.140028011	5.769064049	1.384232639
4.10487515	3.803735007	0.392937654
3.293933818	3.137275888	0.460977223
5.980041806	5.14218825	1.193733639
6.448255578	5.819621981	1.263328936
5.636488268	5.333854141	0.374165739
7.632823855	6.540152903	1.243221621
4.23792402	3.879432948	0.640312424
6.682813779	5.483539003	1.288875479
5.36865905	4.623732259	0.814493708
6.447480128	5.1623638	1.503329638
6.284902545	6.289324288	0.686731389
3.367491648	3.106444913	0.360555128
4.271404921	3.647259245	0.690941387
4.982971001	5.101960408	0.282842712
2.641968963	2.111137134	0.575239081
6.447480128	5.828464635	1.003493896



4.536518489	3.922562938	0.777495981
4.031128874	3.76696164	0.583095189
5.855766389	5.598008574	0.354541958
3.475629439	3.501942318	0.428485706
2.417622799	2.731300057	0.323882695
2.501999201	2.249444376	0.447213595
2.416609195	2.588918693	0.174642492
5.668333088	4.688283268	1.337908816
3.785498646	3.349626845	0.640312424
9.023303165	8.739158998	0.731368580
4.414929218	3.679673899	0.742697785
5.983778071	5.403008421	0.904488806
3.530948881	3.203685378	0.612535713
5.730619513	5.33970973	1.162970335
5.941380311	5.5	0.670820393
8.00312439	6.3	1.714642820
9.284934033	7.637106782	1.690384572
4.447471192	3.979045112	0.533666563
2.891988935	2.677685568	0.416653333
6.148983656	5.691440942	0.878919792
2.06155281	1.640121947	0.600000000
6.803675477	5.827563813	1.055698821
6.358655518	5.459853478	0.934077085
5.48634669	5.388320703	0.431277173

---

COM (0,0,0) = distância do alvo ao centro do arco calculado pelo computador.

MAN (0,0,0) = distância do alvo ao centro do arco calculado manualmente.

MAN/COM = diferença entre COM (0,0,0) e MAN (0,0,0).

Diferenças entre a medida do ponto zero (X=0, Y=0, Z=0) do aparelho estereotático ao alvo, calculada com o exame radiológico, manualmente, por computador, e o valor real aferido com um paquímetro (TABELA 2).

## TABELA 2

**R-COMP    R-MAN    0 REAL**

0.17		0.25	10.8
0.26		0.53	9.1
0.6	0.06		6.1
0.48		0.15	5.6
0.68		0.68	12.7
0.6	0.63		10.1
0.58		0.30	7.9
0.69		0.4	6.8
0.44		0.41	11.7

---

R-COMP = diferença entre a distância do ponto zero do arco ao alvo calculada pelo computador e a distância real.

R-MAN = diferença entre a distância do ponto zero do arco ao alvo calculado manualmente e a distância real.

O REAL = distância entre o ponto zero (centro) do arco estereotático e o alvo.

Valores das coordenadas, calculadas, pelo computador e manualmente, e das coordenadas reais das 9 esferas do *phantom*.

#### ALVO 1

X COM 4,2 cm

Y COM -2,6 cm

Z COM 9,8 cm

X MAN 4,16 cm

Y MAN -1,94 cm

Z MAN 9,5 cm

X REAL 4,2 cm

Y REAL -2,1 cm

Z REAL 9,7 cm

#### ALVO 2

X COM -5,2 cm	Y COM -3,2 cm	Z COM 7,1 cm
X MAN -5,5 cm	Y MAN -2,5 cm	Z MAN 7,5 cm
X REAL -5,7 cm	Y REAL -2,9 cm	Z REAL 7,4 cm

### **ALVO 3**

X COM -0,7 cm	Y COM -0,4 cm	Z COM 5,5 cm
X MAN -0,5 cm	Y MAN -0,5 cm	Z MAN 6 cm
X REAL -0,4 cm	Y REAL -0,2 cm	Z REAL 5,7 cm

### **ALVO 4**

X COM 2,2 cm	Y COM 1,1 cm	Z COM 4,5 cm
X MAN 1,94 cm	Y MAN 1 cm	Z MAN 5 cm
X REAL 2,2 cm	Y REAL 1,3 cm	Z REAL 4,9 cm

### **ALVO 5**

X COM 7,9 cm	Y COM 5,4 cm	Z COM 7,3 cm
X MAN 8,05 cm	Y MAN 5,8 cm	Z MAN 7 cm
X REAL 8,1 cm	Y REAL 5,7 cm	Z REAL 7,1 cm

### **ALVO 6**

X COM 5,2 cm	Y COM 5,9 cm	Z COM 5,4 cm
X MAN 5 cm	Y MAN 5,34 cm	Z MAN 6 cm
X REAL 5,1 cm	Y REAL 5,7 cm	Z REAL 5,9 cm

### **ALVO 7**

X COM 2,1 cm

Y COM 5,5 cm

Z COM 4,36 cm

X MAN 1,94 cm

Y MAN 5,8 cm

Z MAN 4,5 cm

X REAL 1,7 cm

Y REAL 5,7 cm

Z REAL 4,2 cm

### **ALVO 8**

X COM -3 cm

Y COM 5 cm

Z COM 1,84 cm

X MAN -3,6 cm

Y MAN 5 cm

Z MAN 2 cm

X REAL -3,5 cm

Y REAL 5,5 cm

Z REAL 1,9 cm

### **ALVO 9**

X COM 9,6 cm

Y COM 5,1 cm

Z COM 2,97 cm

X MAN 10 cm

Y MAN 4,6 cm

Z MAN 2,5 cm

X REAL 9,8 cm

Y REAL 4,7 cm

Z REAL 2,6 cm

## ESTEREOTÁXICA - VERSÃO 1.0

### SUMÁRIO

- 1 COMO INSTALAR
- 2 COMO EXECUTAR
- 3 REFERÊNCIA DO USUÁRIO
  - 3.1 ELEMENTOS DA TELA
    - 3.1.1 JANELA DO WINDOWS
    - 3.1.2 ICONES DE OPERAÇÕES
    - 3.1.3 ÁREA DE RASCUNHO
- 4 TOMOGRAFIA
  - 4.1 COORDENADAS
  - 4.2 VOLUME
- 5 ANGIOGRAFIA
- 6 EDIÇÃO
- 7 RESULTADOS

## 1 COMO INSTALAR

Para utilizar o programa ESTEREOTAXICA (ESTEREO.EXE) é necessário:

- 1 - instalar a mesa digitalizadora na porta de comunicação serial do micro
- 2 - instalar o driver da mesa (CALCOMP)

## 2 COMO EXECUTAR

Para executar o programa ESTEREOTAXICA é necessário inicialmente executar o programa responsável pelo *driver* da mesa digitalizadora (CALDGMGR), a partir do WINDOWS. Após inicializado este programa, executa-se o ESTEREO.

## 3 REFERÊNCIA DO USUÁRIO

### 3.1 ELEMENTOS DA TELA

#### 3.1.1 JANELA DO WINDOWS

O ESTEREO apresenta as opções padrão do ambiente WINDOWS para manipulação de janelas (maximize, minimize, etc).

#### 3.1.2 ICONES DE OPERAÇÕES

Na versão 1.0 estão disponíveis 6 operações que são indicadas pelo usuário através de ícones situados na porção superior da tela.

#### 3.1.3 ÁREA DE RASCUNHO

A área em branco corresponde à área de rascunho do programa, onde são mostrados os pontos indicados pelo usuário com a mesa. Também são mostradas nesta área os resultados e informações sobre o andamento das operações.

## 4 TOMOGRAFIA

### 4.1 COORDENADAS

Para indicar coordenadas a partir de chapas tomográficas o usuário deve selecionar o primeiro ícone (da esquerda para a direita) - lápis. A confirmação da escolha pode ser observada pela mudança de cor da borda do ícone e pela mudança do formato do cursor na área de rascunho (lápis).

O programa fica então esperando pela indicação dos seis pontos base na seguinte ordem : ponto esquerdo superior, direito superior, direito inferior, esquerdo inferior, angular esquerdo, angular direito. Após o recebimento destes pontos são traçadas retas que identificam o contomo.

Depois disso basta indicar o ponto alvo. Desta forma o programa recebe e armazena as informações de um plano. Para uma operação completa, o usuário deve repetir esta operação com todos os seus passos (desde a seleção do ícone, pontos base, até o ponto alvo) para cada um dos planos desejados. O número de planos armazenados pelo programa é indicado no canto esquerdo superior da área de rascunho. Uma vez que todos os

planos foram indicados o usuário deve solicitar o cálculo indicando com o cursor o terceiro ícone (da esquerda para a direita) - retângulo com fundo branco. O programa só efetua o cálculo quando o usuário pressionar o botão do mouse na área de rascunho. Com isso são mostradas as informações:

número de planos, ângulo alfa(plano ZX) ângulo beta (plano ZY), ponto alvo.

O ponto alvo é sempre correspondente ao indicado no último plano lido.

#### 4.2 VOLUME

Para o cálculo do volume deve ser selecionado o segundo ícone (esq-dir) - balde de tinta. Para cada plano deve ser indicados os pontos base, quando o programa desenha as retas do contorno. Após isto o usuário deve selecionar os pontos da área desejada.

O cálculo do volume é efetuado a partir do quarto ícone (esq-dir) - retângulo cheio.

A operação de cálculo não se encontra operacional nesta primeira versão.

#### 5 ANGIOGRAFIA

Esta operação não se encontra disponível nesta versão.

#### 6 EDIÇÃO

Durante a indicação de pontos dos planos, o usuário tem a opção de apagar os dados do último plano indicado através do quinto ícone (esq-dir) - círculo vazio.

É também possível apagar os dados de todos os planos selecionando-se o sexto ícone (esq-dir) - círculo cheio.

#### 7 RESULTADOS

Os resultados intermediários dos cálculos e os valores iniciais dos pontos indicados são armazenados em um arquivo texto denominado "LOG.DAT". Este arquivo pode ser visto e impresso.

## Localização Estereotomográfica

1)

Hospital: \_\_\_\_\_

Dr.: \_\_\_\_\_

Nome do paciente: \_\_\_\_\_ RG: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Sindr. Neurológ.: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Sangramento: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ rio: \_\_\_\_\_

TC/RMI: \_\_\_\_\_

Observações: \_\_\_\_\_

2)

## Coordenadas TC/RM

Correção de "Z":

Z1: X: Y:

Z2: X: Y:

Z3: X: Y:

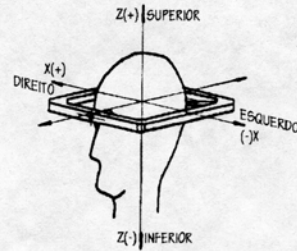
Z4: X: Y:

Z5: X: Y:

Z6: X: Y:

Z7: X: Y:

Z8: X: Y:



## Coordenadas Estereotáxicas

Z: X: Y:

Ângulo do carrinho :

Ângulo do arco :

Observações: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_