

RECONSTRUÇÃO TRI-DIMENSIONAL DO CRÂNIO HUMANO

Angela Klemt

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA DE SISTEMAS E COMPUTAÇÃO.

Aprovada por



Prof. Antônio F.C. Infantosi, Ph.D

(Presidente)



Prof. Antonio A.F. de Oliveira, D.Sc



Prof. David Simpson, Ph.D



Prof. C.A. Mandarin-de-Lacerda, Ph.D

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 1991

A minha amada avó Margaretha
Grummel Winkelmann.

KLEMT, ANGELA

**Reconstrução Tri-Dimensional do Crânio
Humano [Rio de Janeiro] 1991**

xiii, 189 p., 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia de Sistemas e
Computação, 1991)

**Tese - Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE**

1. Reconstrução 3D do Crânio

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Antônio Fernando Catelli Infantosi, pela oportunidade oferecida e forma amigável com que me orientou neste trabalho.

Ao Prof. Antonio Alberto F. de Oliveira pela co-orientação, pelo entusiasmo e incentivo.

Ao Prof. **Maurício** Moscovici, chefe do Departamento de Anatomia Humana pela cessão do material anatomico utilizado no desenvolvimento da tese.

Ao Prof. **Albérico Arantes** Pereira que permitiu a utilização do **Tomógrafo** Computadorizado do HU-UFRJ.

Ao Eduardo de Moraes Rego Fairbairn, que permitiu o uso das instalações para digitalização, e ao **André** Luiz da Cruz Morreira, que me ajudou com a placa Matrox.

A professora e amiga Celeste Varela que fez a revisão do texto da tese.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

Reconstrução Tri-Dimensional do Crânio Humano

Angela Klemt

Abril 1991

Orientadores : Antonio F.C. Infantosi e
Antônio A.F de Oliveira

Programa : Engenharia de Sistemas e Computação

Um sistema de computação gráfica de reconstrução 3D de estruturas da anatomia humana para o ensino da medicina e odontologia foi desenvolvido. O sistema foi implementado em microcomputador IBM compatible (12 MHz) com placa VGA. Um conjunto de imagens de Tomografia Computadorizada de uma cabeça humana foi utilizado na avaliação do sistema. (A distância entre os 110 cortes tomográficos é de 2 mm.) Cada imagem digitalizada com resolução de 200 x 300 pixels e 256 níveis de cinza (8 bits) foi segmentada utilizando-se limiar adequado a identificação de suas estruturas ósseas. As bordas externas de cada estrutura foram então detectadas e associadas aquelas de cortes vizinhos. Devido as características do

crânio, tal como complexidade **anatômica** da região visceral, esta etapa é efetuada semi-automaticamente. Para representação 3D do crânio, triângulos são formados a partir do contorno dos ossos. Aproximadamente 27.200 triângulos são assim definidos e o modelo 3D é exibido com projeção paralela, eliminação das linhas ocultas e sombreamento baseado na profundidade. Escalonamento e rotação em torno de um eixo **arbitrário** podem **também** ser efetuados. As etapas de reconstrução e exibição são executadas em cerca 8 min. A reconstrução do crânio humano foi considerada adequada, pois estruturas **ósseas** de dimensão reduzida (*i.e. processos estilóides*) podem ser reconhecidas com facilidade. A qualidade dos resultados alcançados e a flexibilidade na concepção do sistema permitem seu emprego na reconstrução de estruturas menos complexas, **porém** importantes no ensino da anatomia.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ in partial fulfillment of the requirements for the degree of **Master** of Science (M.Sc.)

Tri-Dimensional Reconstruction of the Human Skull

Angela Klemt

April **1991**

Thesis Supervisors : Antonio F.C. Infantosi and
Antonio A.F. de Oliveira

Department : Engenharia de Sistemas e Computação

For the teaching of medicine and dentistry a system for the development of **3D** computer models of the human anatomy has been developed, together with a graphics interface for **its** presentation on screen. The system is based on a microcomputer and the model is defined by image processing of a set of Computerized Tomography (CT) slices.

The system was developed and tested on a **set** of **110** CT slices taken from a conserved human head, with a resolution in the z-axis of 2mm. The images were digitized with a frame grabber (220 x **300** pixels) and 256 **grey-levels** (8 bits). They were then segmented by **grey-level** thresholding to identify bone. The result was visually analyzed by a specialist and considered satisfactory. The borders were traced by an edge-following algorithm and the

structures thus identified were numbered in order to link them with those in neighbouring slices. This determination of the continuity of **3D** objects is carried out semi-automatically in the region of the visceral skull, whereas the neural skull and the mandíbula represent the simple case. The result of the process is the definition of the outline of each structure in each slice and information on how they are connected in the third dimension, which is then stored, to be used in the generation of the computer graphics.

In order to present the model graphically, triangles are fitted to the outlines of the bones. Scaling and rotation around any arbitrary axis in **3D** can then be applied, followed by image creation based on parallel projection and hidden-line removal.

The task was implemented on an IBM-PC compatible computer (12 MHz) with VGA screen. For the model approximately 27.200 triangles were defined and **3D** image creation took about 8 minutes for each viewing angle. The reconstruction of the skull was successful and it is therefore expected that the techniques can readily be applied to other (generally simpler) anatomical regions.

INDICE

Folha de Rosto.....	i
Ficha Catalográfica.....	ii
Dedicatória.....	iii
Agradecimentos.....	iv
Resumo em Português.....	v
Resumo em Inglês.....	vii
Índice do Texto.....	ix

INDICE DO TEXTO

I	INTRODUÇÃO	
1.1	Objetivo da Tese.....	5
II	REVISÃO DA LITERATURA	
II.1	Anatomia	
II.1.1	Constituição Anatômica do Crânio.....	6
II.1.2	Diferenças Antômicas Intra-Espécies.....	6
II.2	Imaginologia Médica.....	7
II.2.1	A Tecnologia do Raio-X.....	9
II.2.2	Medicina Nuclear.....	14
II.2.3	Imagens de Ultra-som.....	15
II.2.4	Imagens de Ressonância Magnética.....	17
II.3	Reconstrução de Imagens.....	18

IIE FUNDAMENTOS TEÓRICOS

111.1	Sistema de Coordenadas.....	26
111.2	Transformações Geométricas.....	28
III.2.1	Translação.....	29
III.2.2	Escalonamento	29
III.2.3	Rotação.....	31
III.2.4	Projeção.....	43
.1	Em Perspectiva.....	43
.2	Paralela.....	47
.2.1	Ortográfica.....	49
.2.2	Obliqua.....	53
111.3	Formação da Superfície de um Objeto.....	53
III.4	Determinação do Ângulo entre 2 Vetores.....	59
111.5	Eliminação de Linhas/Superfícies Ocultas.....	62
III.5.1	Teste de Mínimax.....	65
III.5.2	Teste de Intersecção.....	71
III.5.3	Teste de Profundidade.....	76
III.5.4	Ordenação.....	83
111.6	Representação de Dados.....	83
III.6.1	Pilhas.....	86
III.6.2	Filas.....	86
III.6.3	Listas lineares - Alocação Sequencial.....	88
III.6.4	Listas Simplesmente Encadeadas.....	89
III.6.5	Listas Duplamente Encadeadas.....	91
III.6.6	Nó Cabeça.....	93

IV MATERIAIS E MÉTODOS

PV.1	Aquisição de Dados	
IV.1.1	Modelo Usado.....	94
IV.1.2	Tomografia.....	95
IV.1.3	Digitalização.....	96
IV.2	O Sistema de Representação.....	101
IV.2.1	Módulo de Pré-Processamento.....	102
	.1 Redução do Espaço de Armazenamento..	104
	.2 Codificação do Nome dos Arquivos....	104
	.3 Detecção das Bordas das Estruturas de Interesse.....	104
	.4 Espaçamento das Bordas.....	106
	.5 Organização e Associação de Estruturas.....	109
	.5.1 Primeiro Corte.....	113
	.5.2 N-ésimo Segmento.....	113
	.5.3 Iniciação do Segmento.....	115
	.5.4 Divisão do Segmento.....	115
	.5.5 Junção dos Segmento.....	118
	.5.6 Término do Segmento.....	118
	.5.7 Extinção do Segmento.....	118
	.5.8 Ultimo Corte.....	122
	.6 Junção dos Arquivos.....	122
	.7 Distâncias entre os Cortes.....	122
	.8 Processos Coadjuvantes.....	123
IV.2.2	Módulo de Visualização.....	123
	.1 Reconstrução.....	123

.2	Projeção e	
	Transformações Geométricas.....	124
.3	Visibilidade.....	128
.4	Eliminação de Linhas Ocultas.....	129
.5	Exibição.....	130

V. RESULTADOS

V.1	Pré-Processamento.....	133
V.1.1	Redução do Espaço de Armazenamento.....	134
V.1.2	Detecção das Bordas das Estruturas de	
	Interesse.....	134
V.1.3	Associação de Diversas Estruturas e	
	Organização de Arquivos	141
V.2	Sistema de Visualização	
V.2.1	Reconstrução por Triângulos.....	142
V.2.2	Transformações Geométricas.....	145
V.2.3	Visibilidade e Eliminação das	
	Superfícies Ocultas.....	154
V.2.4	Sombreamento.....	155

VI DISCUSSÃO

VI.1	Introdução	158
VI.2	Digitalização Automática de Imagens e	
	Detecção de Bordas.....	160
VI.3	Redução do Tempo de Processamento.....	162

VI.4	Considerações sobre a Qualidade da Reconstrução 3D do Crânio.....	162
VI.5	Melhorias do Sistema.....	165
VII	CONCLUSÃO.....	167
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	170
	APENDICES.....	175

CAPITULO I

INTRODUÇÃO

Desde a antiguidade os cientistas reconhecem a utilidade de construir modelos para entender melhor a estrutura e função dos mais diversos organismos. Assim, os **químicos** e **biólogos** acharam importante construir imagens tri-dimensionais para melhor entender as estruturas moleculares, conseguindo modelos desde a representação de **proteínas até** o DNA. Os cientistas usavam cera, madeira, metal, **plástico** e outros materiais para construir os modelos desejados, que exigiam muito tempo.

Os **químicos** e **biólogos** não foram os **únicos** a se utilizar de modelos de representação tridimensional de estruturas ou **órgãos**. Em 1868, o anatomista Wilhelm His foi o primeiro a publicar uma amostra de reconstruções de embriões. A partir de uma **série** de cortes (fatias) sucessivos e da determinação das linhas de contorno externa de cada fatia, este autor, **construía** o modelo 3D de embriões (MÜLLER, 1986). Este procedimento, **só** foi **possível** devido a invenção do micrótomo, que permitiu o corte em fatias finas de estruturas biológicas, e o **método** de Born.

Esta **técnica** foi bastante popular durante a segunda metade do **século XIX** e **início** deste **século**, mas os cientistas passaram a **usá-la** menos frequentemente. O **método** consome muito tempo e requer uma atenção especial nos

detalhes. Adicionalmente estes modelos sblidos, em geral, se limitam a representar as estruturas externas, apesar da modelagem baseada em cortes sucessivos permitir **também** a visualização de estruturas internas.

Com o advento do computador, a tarefa de reconstrução 3D de brgãos e a modelagem de estruturas químicas tornou-se menos trabalhosa. Hoje, um **químico** consegue simular um composto no monitor, identificar seu sitio ativo e determinar como uma mudança na estrutura do composto pode afetar a sua atividade (COOKSON ,1987). A anatomia humana é uma das **áreas** da medicina a qual tem se utilizada da reconstrução 3D de diferentes **órgãos**.

Tentativas de visualização ainda são **difíceis** para objetos **microscópicos**. As **técnicas** desenvolvidas e descritas por COOKSON (1987) possibilitam mostrar a estrutura tri-dimensional do ndcleo e a membrana de uma **célula**, usando cortes seriados de micrografia **eletrônica**. As informações das estruturas têm auxiliado no entendimento de sua função, como 8 o caso da **célula** de Kurloff, que é encontrada no sangue e **órgãos** de porcos da **Índia**, com grandes **granulações** secretatbrias (COOKSEN, 1987).

Outras aplicações a **nível** celular são relacionadas com a replicação celular e neurofisiologia (SCHWARZ, 1988). Dados obtidos em diferentes **estágios** no ciclo vital da **célula** podem revelar as imagens do ndcleo e seu conteddo mudando conforme a reprodução celular.

Crescimento e desenvolvimento da forma acontecem em três dimensões. Semelhantemente a neurofisiologia, a localização e movimento dos mensageiros químicos no **encéfalo** acontecem no espaço tri-dimensional. A visualização tri-dimensional é essencial para um entendimento completo deste processo. Um sistema computacional, com semelhante capacidade, descrito por FRENKEL (1989), é utilizado na neurofisiologia e na reconstrução de **macromoléculas** desde **DNA até o vírus** da poliomielite.

Assim, a reconstrução 3D tem sido feita em muitas **áreas** de pesquisa, como no sistema cardiovascular, na embriologia, ortopedia e neurologia, porque a partir das relações tri-dimensionais podem ser determinadas **inúmeras** propriedades.

Na embriologia, a malformação de **órgãos** pode ser melhor entendida pela reconstrução, originando **até** novas teorias a respeito de sua causa (DOMENECH MATEU, 1988). A comparação de modelos de **vários estágios** sucessivos na embriogênese tem demonstrado o relacionamento e as mudanças durante o desenvolvimento do embrião, conforme descrito por exemplo, por WIND (1989).

No sistema cardiovascular, o coração humano ou animal tem sido o principal **órgão** estudado. Dependendo do objetivo da pesquisa, a maior ênfase tem sido a reconstrução de cortes microscópicos da fase do desenvolvimento **embrionário** ou macroscópicas de um

organismo adulto (Mc LEAN, 1987, 1989). As Brvores vasculares são estruturas de difícil reconstrução devido a sua complexidade (LI, 1989).

A principal aplicação na ortopedia é a reconstrução de estruturas bsseas, tendo como objetivo o diagnbstico de anormalidades bsseas (CAPONETTI, 1990), a determinação do crescimento do esqueleto e a detecção de crescimento anômalo de crianças (KO ,1990). Na neurologia, o encbfalo de várias espécies tem sido o centro das atenções, e sua reconstrução pode ser realizada utilizando-se diferentes thcnicas (SCHWARZ, 1988).

Um dos aspectos que deve ser considerado na reconstrução 3D é a finalidade precipua da aplicação desejada. Assim, a realidade do modelo é fundamental no planejamento e simulação de punções hepáticas (DOHI, 1990) ou em cirurgias (BARREN, 1984), (FRENKEL, 1987), (LORENSEN, 1987), (PARKE, 1982) e (VANNLER, 1985) e ainda de construção de próteses ((CAVUOTO, 1985), (GRANHOLM, 1987) e (RHODES, 1987)). Para outras aplicações um modelo representativo é o suficiente, por exemplo na reconstrução 3D do crânio quando o interesse não é de detalhes anatômicos do individuo (MEIJS, 1987) e (PRETSCHNER, 1988).

No ensino das ciências mhdcas e biolbgicas modelos tridimensionais de representação de órgãos são bastante comuns. Alternativa e completamente peças de cadáveres humanos e de animais são utilizadas, em

particular no ensino da anatomia. A reconstrução de **órgãos** humanos por computadores poderia facilitar o entendimento espacial destas estruturas, por parte dos alunos. O trabalho desenvolvido no London Hospital Medical College (COOKSON, 1987), ilustra muito bem esta situação por permitir, por exemplo, a remoção e inserção de **músculos** em um dos membros inferiores, a rotação deste em **vários** ângulos e simular cortes revelando a estrutura interna. Na odontologia, um sistema computacional de reconstrução de dentes, permite ao aluno entender melhor a posição relativa de esmalte, dentina e polpa (COOKSEN, 1987).

I.1 Objetivo da Tese

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de computação **gráfica** para o ensino da medicina, em particular da anatomia humana, e da odontologia. A representação tri-dimensional do crânio humano foi escolhida, **por** ter êste uma estrutura muito complexa, pertencendo ao grupo dos piores casos e permitindo, portanto, uma avaliação mais adequada durante o **próprio** desenvolvimento do sistema em microcomputador.

CAPITULO II

REVISÃO DA LITERATURA

II.1 Anatomia

II.1.1 Constituição Anatômica do Crânio

Divide-se o crânio em duas partes bem delimitadas: uma neural e outra visceral. A primeira, superior e posterior, maior que a segunda, abriga o encéfalo que lhe dá o nome. A segunda, anterior e inferior, está relacionada aos órgãos de dois grandes sistemas viscerais : o digestivo e o respiratório. O crânio visceral, também é conhecido pelo nome de face (D'ANGELO, 1981).

Segundo o mesmo autor, os ossos planos, que constituem o crânio neural, em número de oito, são formados por lâminas externas e internas, de substância compacta, e por uma camada média esponjosa chamada "diploe", enquanto o visceral constitui-se de 14 ossos, inclusive a mandíbula, em sua maioria com formas complexas.

II.1.2 Diferenças Anatômicas Intra-espécies

Fatores, como carga genética (sexo, raça), idade (na criança as fontanelas são importantes) e patologias diferenciam um ser humano de outro, determinando, assim, características distintas na anatomia do crânio e permitindo sua individualização.

O encéfalo não é totalmente idêntico em todos os seres humanos. Embora quase a totalidade dos seres humanos apresente, no lado lateral, estruturas grandes como o sulco lateral, sulco central, giro pbs-central etc., o ângulo, a profundidade, e a extensão destes não são os mesmos.

II.2 Imaginologia Médica

O avanço científico e tecnolbgico tem permitido que inovações sejam cada vez mais incorporadas à medicina, tais como : órgãos artificias (DE JEAN, 1988), equipamento de monitoração de pacientes, suporte para deficientes e exibição por imagens da anatomia e funções do corpo humano (WHO, 1987). Na caso da imaginologia, a tecnologia de aquisição e armazenamento das imagens se desenvolveu do filme propriamente dito para imagens digitais, sendo esta uma área em rápido expansão. Há uma tendência de integrar as diferentes fontes de imagem com sistemas de arquivamento e comunicação (PACS) e estações de processamento de imagens.

Analisando-se a percentagem dos equipamentos médicos instalados nos hospitais, percebe-se o quanto são importantes as imagens na medicina. Desses equipamentos, 30% são de imagem, percentual somente superado pelos equipamentos de lâboratbrio, que 6 de 40%; os restantes 30% são distribuídos entre os outros grupos de dispositivos (WHO, 1987).

Na **área** de imagens digitais surgiram nos **últimos** anos novas modalidades na imaginologia, tais como Ressonância **Magnética** (MRI), Tomografia por Emissão de Positrons (PET), Imagens de Ultra-som e Angiografia Digital (DA). Segundo relatório da World Health Organization (1987), **técnicas** mais antigas como o Raio-X convencional, Tomografia Computadorizada (CT) e Imagens por Gama-Câmeras ainda são empregadas, apesar das novas técnicas serem clinicamente mais eficientes no diagnóstico de determinadas doenças, permitindo um menor tempo de internação.

Além de sua utilização no diagnóstico, as imagens digitais apresentam outras possibilidades de aplicação, tais como na microscopia para **análise** de **células** e cromossomas, na foto-densimetria e na **visualização** de sinais multi-dimensionais. Na microscopia destacam-se a automação da contagem diferencial das linhagens **sangüíneas** e a classificação de amostras de tecidos na patologia. Nestas aplicações a maior ênfase tem sido no reconhecimento de padrões. Já no diagnóstico por imagem sua aquisição tem sido o maior desafio tecnológico.

Outras aplicações na medicina incluem processamento de imagens em radioterapia, com vista a localização de tumores, planejamento do seu tratamento por irradiação e **subseqüente** simulação, verificação e confirmação do procedimento adotado.

Da mesma forma, imagens digitais podem ser **úteis** em cirurgias, como na neurocirurgia. Um robô **cirúrgico** com um sistema de visão tornando operações de alta precisão possíveis, **poderá** ser desenvolvido a partir de **técnicas** de imagem digital (WHO, 1987).

A seguir são apresentados algumas informações sobre os principais equipamentos e sistemas de imagens digitais utilizados na área médica. Tais equipamentos podem ser classificados segundo suas **características** em tecnologias de Raio-X, Medicina Nuclear, Ultra-som e Ressonância Magnética.

II.2.1 A Tecnologia de Raio-X

As **técnicas** convencionais de raio-X ainda dominam o campo dos diagnósticos por imagem. O maior problema na utilização desta radiação ionizante **é** a dose de radiação produzida. A absorção dos Raios-X pelo corpo humano depende da densidade específica e do número **atômico** dos tecidos envolvidos.

A tecnologia do Raio-X, pode ser subdividida em :

- a. raio-X baseado em filme;
- b. radiografia digital;
- c. angiografia digital;
- d. tomografia computadorizada;
- e. radioterapia.

a. O raio-X baseado num filme

Esta **técnica** consiste em irradiar-se o volume de interesse e sensibilizar uma chapa **fotográfica** (filme convencional) proporcionalmente aos **níveis** de absorção dos tecidos irradiados (WHO, 1987).

Antes da era **radiológica**, alguns **clínicos** diagnosticavam muitas doenças que depois eram comprovadas anatomopatologicamente. Hoje, com a rotina do exame radiológico, o exame **clínico** se completa. Mas, por outro lado, o exame **clínico** vem **também** esclarecendo muitas **dúvidas** radiológicas. Como a radiografia **é** uma somação ou superposição de sombras, na maioria das vezes o diagnóstico de certeza **só** se obtém **através** de outros exames **clínicos** (SILVEIRA, 1989). Estruturas internas **também** podem ser projetadas de tal maneira, que podem causar um erro no **diagnóstico**. Numa radiografia frontal do tronco, se o paciente está ligeiramente rodado para esquerda, o **manúbrio** esternal pode simular um botão **aórtico** aumentado. Praticamente quase todas as estruturas alongadas são **difíceis** de serem identificadas quando projetadas axialmente (CAFFAY, 1972).

Além destes problemas **específicos**, existe ainda o do cirurgião e do clínico que não possuem a qualificação profissional na especialidade de radiologia, mas precisam entender as interpretações formuladas pelos radiologistas, mesmo que tenham dificuldades na visualização da anatomia

tri-dimensional para perceber, por exemplo, fraturas complexas do *acetábulo* e anormalidades das estruturas craniofaciais e intracranianas (LORENSEN 1987). Devido a estas dificuldades e a importância da visualização espacial, especialmente nas **áreas** de cirurgia facial e ortopedia, sistemas **gráficos** especiais foram desenvolvidos (BARREN 1984).

b. radiografia digital

Consiste em gravar imagens na forma digital numa chapa em vez de sensibilizar um filme de Raio-X. Durante a exposição à radiação a imagem é armazenada neste chapa e sua leitura pode ser feita por meio de uma varredura de feixe laser. Esta **técnica** resulta na redução da dose de irradiação, o que é extremamente importante em pediatria. As imagens podem ser digitalizadas durante a operação de varredura.

c. Angiografia Digital

Esta **técnica**, também denominada Angiografia Digital por Subtração, usada para diagnosticar condições associadas à estrutura interna dos vasos **sangüíneos**, envolve a injeção de contraste no sistema arterial e a medição, durante um determinado **período** de tempo, da alteração de concentração do contraste passando através das estruturas vasculares de interesse. Comparada às **técnicas**

convencionais da angiografia, a angiografia digital oferece a vantagem de menor risco de mortalidade (WHO, 1987).

d. Tomografia Computadorizada

A "computer-aided tomography" - CAT ou simplesmente CT - foi introduzida no início dos anos 70 e tendo como vantagem a separação de estruturas que na radiografia tradicional aparecem como imagens superpostas. Assim, tanto detalhes de pequenos ossos quanto a resolução para tecidos moles apresenta-se mais nítida nas imagens CT. O erro ou "flou" **geométrico** (MONNIER, 1985) causado pela natureza divergente dos Raios-X é abolido com esta **técnica** (VANNLER, 1985).

Na tomografia computadorizada, a imagem de um corte tomográfico é **reconstruída** por um algoritmo computacional, a partir dos valores de absorção de radiação do Raio-X quando o alvo é irradiado por vários ângulos. O aperfeiçoamento da tecnologia permite um tempo menor de varredura e resolução aumentada (aproximadamente 0,5 mm), minimizando os problemas associados com a movimentação do paciente. A resolução de uma imagem de CT é ainda de menor qualidade que a de um filme de raio-X. Por outro lado, os limites dinâmicos de uma imagem de CT são maiores que do filme de raio-X. Devido a esta **técnica** computacional, o **usuário** pode ver a imagem com um limite dinâmico **auto-ajustável** (escala cinza ou colorida). Este limite varia entre 8 e 16 bits (256 **até** 65.000 níveis de cinza). O

tamanho das imagens é normalmente de 512 por 512 pixels ("Picture Element" - menor elemento de exibição numa imagem). As imagens podem ser armazenadas em fitas magnéticas ou disquetes. Uma câmera multiformato pode ser usada para converter a imagem do monitor em um filme de raio-X, permitindo então um arquivamento convencional.

e. Radioterapia

A radioterapia e/ou quimioterapia são empregadas no tratamento de neoplasias. Na radioterapia é de extrema importância que a dose de radiação, a que o paciente é exposto, seja focalizada o mais possível para produzir um efeito máximo no volume ocupado pelo tecido neoplásico e efeito mínimo nos tecidos normais adjacentes. Ao mesmo tempo, certas áreas anatómicas devem ser especialmente protegidas. Isto tecnicamente quer dizer que o tratamento deve ser cuidadosamente planejado, simulado, executado e verificado. O planejamento do tratamento envolve a modelagem das características de absorção da radiação considerando-se a anatomia do paciente. Os dados do feixe de radiação são adquiridos pelo dosômetro. A anatomia do paciente é obtida pelo CT e reconstruída em 3D.

Para obter um planejamento ótimo de tratamento, primeiro, as células neoplásicas são irradiadas por vários ângulos e, segundo, o tratamento é subdividido ao longo de aproximadamente duas semanas, o que requer outros pré-requisitos relativos ao paciente e conduziu ao

desenvolvimento dos atuais sofisticados simuladores e sistemas de verificação e confirmação.

II.2.2 Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear é um dos campos que mais se beneficiou da evolução tecnológica. O seu objetivo é detectar e analisar as funções fisiológicas e químicas do órgão alvo, que pode ser alcançado pelas técnicas da Gama-Câmara e da Tomografia de Emissão por Positrons :

a. As Gama-Câmeras

As Gama-Câmeras captam a radiação dos fótons emitidos por componentes radioativos. Baseia-se tal técnica em traçadores radioativos, ministrados ao paciente, por exemplo, através da ingestão. Estes traçadores radioativos participam do metabolismo ou de outras funções do corpo, portanto são levados ou concentrados no órgão alvo.

As imagens são geradas pela emissão de raios gama de elementos temporariamente radioativos. Câmeras altamente sensíveis detectam a emissão nas várias partes do corpo. Imagens em vídeo das emissões fornecem um mapa de onde os elementos radioativos foram detectados. Com o advento do computador as imagens podem ser armazenadas e analisadas automaticamente. Em sistemas de maior porte, é possível criar-se uma biblioteca para fins comparativos e de estudo.

Assim novas pesquisas podem ser desenvolvidas, tais como monitoração da terapia de respiração (PORTER, 1985).

A qualidade da imagem depende da concentração do traçador na Brea alvo e da dinâmica de emissão do isbtopo usado. O tamanho da imagem, dependo do tipo de câmera, variando de 64 por 64 pixels até 256 por 256 pixels.

Normalmente o exame é feito dinamicamente, resultando numa série de imagens digitais representando a radioatividade localizada a cada instante de tempo. Esta técnica é usualmente aplicada ao coração, encéfalo, tirebide, rins e paratireóides.

b. Tomografia por Emissão de Positrons

A Tomografia por Emissão de Positrons (PET) é uma unidade de tomografia amplamente controlada por computador, que mapeia a distribuição de fármacos conjugados com isbtopos emissores de positrons com o objetivo de construir uma imagem detalhada do metabolismo, da fisiologia e do funcionamento do órgão.

O PET é uma técnica analítica de imagem que permite efetuar medições in vivo da distribuição anatômica e de taxas de reações bioquímicas, sobretudo no encéfalo.

II.2.3 Imagens de Ultra-som

As imagens de Ultra-som podem ser consideradas como de tecnologia não recente, porém sua aplicação tem-se

desenvolvido lentamente, especialmente quando comparada com o sucesso imediato do CT. As imagens não podem ser prontamente vistas e/ou comparadas com as imagens produzidas por outras modalidades.

As aplicações do ultra-som na medicina são baseadas no princípio do sonar, sendo portanto não invasivos. Ondas acústicas são facilmente transmitidas na água e refletidas nas interfaces, de acordo com a mudança da impedância acústica. Por serem os tecidos, exceto do osso e pulmão, compostos principalmente por água, a transmissão das ondas se dá facilmente. O elemento chave das imagens por ultra-som é o transdutor, que altera a voltagem para um som de alta frequência por meio de um cristal piezo-elétrico. Este cristal é também usado para captar o som refletido e para converter este em voltagem.

As imagens de ultra-som evoluíram de um sistema de um transdutor simples para um sistema sofisticado, capaz de produzir imagens em tempo real em duas dimensões, cujas interfaces dos tecidos (mudança da impedância acústica) são visualizadas numa escala de cinza.

O contraste e a resolução de uma imagem de ultra-som são influenciados pela frequência das ondas. Quanto maior a frequência, melhor a resolução longitudinal, porém menor será a profundidade de penetração do pulso. Para se ter a penetração requerida, deve ser empregada uma frequência menor que a desejável do ponto de vista de uma

boa resolução. As imagens de ultra-som facilmente podem ser convertidas em forma digital. Atualmente as imagens consistem de no máximo 512 por 512 pixels.

Acredita-se que o diagnóstico por ultra-som é seguro. Entretanto não foi demonstrado, conclusivamente, que este não acarreta riscos. Portanto é mais realístico dizer que o risco associado ao ultra-som é desconhecido em vez de não-existente. O National Institute of Health dos Estados Unidos recomenda que o uso de ultra-som deve ser restrito aqueles casos em que é justificado pela indicação clínica. Isto significa que esta tecnologia não deve ser usada como exame de rotina na gravidez (WHO, 1987).

Além do seu uso na obstetria, as aplicações se estendem para incluir estudos de vários órgãos (coração, encéfalo, etc.) e estruturas do abdômen (fígado, vesícula biliar, etc.).

II.2.4 Imagens de Ressonância Magnética

As imagens de Ressonância Magnética (MRI, também chamada Ressonância Nuclear Magnética - NMR) é uma nova modalidade no diagnóstico por imagem que provocou amplo interesse por inúmeras razões. Primeiro, emprega ondas de rádio e campos magnéticos que eliminam o risco de irradiação ionizante. Segundo, além de fornecer uma ótima distinção entre estruturas adjacentes, oferece um excelente contraste de tecido, sem a necessidade de injetar um contraste potencialmente tóxico. Terceiro, o osso não

interfere com o sinal, fornecendo a visualização de áreas, tal como a fossa posterior, tronco cerebral e medula espinhal, que antes não poderiam ser vistas de maneira não invasiva. Quarto, h potencialmente de maior importância, pois oferece a possibilidade de detectar doenças nos primeiros estágios, porque o MRI é sensível às características físicas e químicas das células.

Desde então, precauções adequadas foram tomadas, nenhum risco biológico significativo, associado ao uso de MRI, foi identificado. As maiores aplicações de imagens clínicas, com a consequente melhora do conhecimento, são as do encéfalo e sistema nervoso central. Os resultados do coração e pelve são ainda promissores. Entretanto o alcance do papel do MRI na medicina ainda deve ser determinado. MRI é um processo muito caro e o número de equipamentos é reduzido. Em agosto 1984 existiam nos EUA 93 equipamentos e, no mundo, 145 (WHO, 1987).

II.3 Reconstrução de Imagens

Existem inúmeras razões para a existência de modelos anatômicos, entre eles o do crânio humano. A fidelidade ao modelo é primordial, como exemplo, podem ser citadas as considerações de MEIJS et alii (1987) que enfatiza a necessidade de um modelo adequado para o uso na magnetoencefalografia (MEG) e eletroencefalografia (EEG). Modelos do encéfalo, do crânio e do couro cabeludo,

permitem uma melhor localização da origem dos impulsos, quando comparado ao antigo modelo esférico.

O entendimento tri-dimensional de estruturas anatômicas com o uso do processamento gráfico se torna mais fácil que a análise das relações das diversas estruturas em cortes subsequentes. Assim certos procedimentos de aquisição de dados, como os obtidos a partir de cortes histológicos por micrótomo e de imagens de CT, geram lâminas/imagens paralelas ao plano de corte. Isto causa maiores dificuldades para entender, por exemplo, a anatomia cortical, porque as estruturas do sistema cortical se encontram no plano tangencial da córtex, e a superfície do encéfalo possui muitas dobras. Assim é muito difícil visualizar a arquitetura do encéfalo observando-se os cortes seriados (SCHWARZ, 1988). Ademais, frequentemente é possível simular no computador cortes por outros planos que não os cortes físicos, facilitando ainda mais o entendimento da arquitetura (SCHWARZ, 1988).

A aquisição dos dados, fundamental na criação de um modelo, é a primeira etapa. Quanto mais reais os dados iniciais, tanto maior a possibilidade de criar um modelo tri-dimensional detalhado. Para obtenção de dados existem várias técnicas que na maioria dos casos não são nocivas ao organismo vivo, embora possuam a desvantagem de somente captar os limites externos do objeto. Estas técnicas são usadas para colher dados antropométricos, necessários a uma gama de aplicações, como a quantificação de anormalidades

físicas, no desenho de equipamentos de segurança (máscaras) (Gallop, 1990).

Para obter também dados anatômicos internos do organismo, outros métodos precisam ser usados. Todos os sistemas de reconstrução tri-dimensional se baseiam em cortes bi-dimensionais. Estes podem originar-se em cortes **histológicos** pelo microtomo, como também anatômicos de espessuras mínimas de 10 mm ou radiológicos (sendo que a tomografia computadorizada tem a desvantagem da radiação, o que não acontece na ressonância **magnética**). As duas primeiras **técnicas** mencionadas podem sofrer deformações devido à **ação** mecânica da separação, fato que deve ser levado em consideração na avaliação da exatidão da reconstrução efetuada.

Quando se faz a tomografia computadorizada ou ressonância **magnética** em um paciente podem surgir problemas na reconstrução e especialmente no sombreamento, porque os cortes não são obtidos simultaneamente, mas sequencialmente, o que pode conduzir a distorções significantes, quando permitem que o paciente se movimente no intervalo de uma tomada de imagem e outra, mesmo que **só** ligeiramente. Os movimentos respiratórios, por exemplo, levam ao desalinhamento dos diversos cortes e, portanto, a distorções na reconstrução espacial (LEVOY 1988). Obviamente isto não acontece com objetos inanimados.

O tamanho do objeto também **está** relacionado com o **método** de aquisição dos cortes, porque o encéfalo de um camundongo dificilmente **poderá** ser tomografizado tão eficientemente como num corte **histológico**. Adicionalmente, e mais importante ainda, para muitas aplicações um corte verdadeiro simplesmente não pode ser efetuado, porque o objeto **está** vivo e precisa continuar vivo, o que **é** o caso da reconstrução para fins de cirurgia corretiva (WEST, 1986) e (PRETSCHNER, 1988).

Vários centros de pesquisa têm desenvolvido trabalhos de reconstrução tri-dimensional a partir de imagens bi-dimensionais. Segundo Barren (1984), a General Electric desenvolveu um pacote de software em ambiente CT para a exibição 3D com fins de **diagnóstico**. Este pacote foi usado no Medical College of Wisconsin na análise de defeitos faciais com objetivo cirúrgico.

Imagens MRI de cortes sucessivos da cabeça têm sido utilizados na Universidade de Hildesheim na Alemanha. Obtiveram-se 124 imagens, com uma distância de 1.5 mm entre uma imagem e outra, quando as imagens eram obtidas lateralmente, ou 2.1 mm se verticalmente. Assim a extensão frontal mede cerca de 18.6 cm, e a extensão do topo da cabeça **até** o pescoço, em torno de 26 cm (PRETSCHNER, 1988).

Tendo em mãos os cortes originais, não importando sua origem, se cortes **histológicos**, imagens ou ainda outras

fontes, é necessário introduzir os dados relevantes no computador. Cada autor emprega os equipamentos e os métodos de reconstrução de uma forma diferente, o que também depende, em parte, dos seus objetivos de trabalho.

No trabalho de WEST (1986) o objeto usado foi um **encéfalo** de camondongo. O encéfalo é representado como uma sequência de pontos dentro de um sistema de coordenadas tri-dimensional. Para compor este sistema são necessárias informações de um sistema de coordenadas bi-dimensional a partir de uma **série** de cortes do objeto. Se, por exemplo, o objeto é seccionado no plano (x,y) em locais **específicos** do eixo z, a cada perfil corresponde um corte individual que é representado por uma **coleção** de coordenadas (x,y). Dependendo do tamanho do objeto, ampliações podem ser efetuadas. Cada perfil é digitalizado por uma **vídeo-câmera**. As coordenadas nos dados originais, gravados por um PDP-11, são espaçadas igualmente (quatro pontos por **milímetro** nos **perfis**). Os **perfis** do objeto de diferentes **níveis** são alinhados no plano (x,y) antes da digitalização. Os **perfis** menores (o primeiro e o último) abrangem somente 10 coordenadas, enquanto **perfis** maiores abrangem até 800 coordenadas. Cada perfil digitalizado foi gravado num disco de um PDP-11 e, posteriormente, transmitido em código ASCII para um Cyber.

Segundo WEST (1986), independentemente do sistema de digitalização utilizado a conexão de pontes

correspondentes em cortes adjacentes, deve seguir as etapas :

1. a coordenada inicial x (ou y) de cada perfil esteja tão perto quanto **possível**;
2. a sequência das coordenadas proceda na mesma direção ao redor de cada **nível** do objeto;
3. cada perfil contenha o mesmo **número** de coordenadas.

Durante a formatação dos dados, o operador especificava se um alisamento deveria ser ou não efetuado, **conectando** as coordenadas por curvas em vez de linhas retas (WEST, 1986).

Um dos **princípios** de sistemas **gráficos** é diminuir ou, se **possível**, excluir interações de controle por um operador, tornando o sistema o mais **automático possível**. Mesmo quando se desenvolve sistemas sofisticados, este objetivo nem sempre poderá ser alcançado, por exemplo, no trabalho de RHODES (1987), que descreve aplicações de processamento **gráfico** para fabricação de **próteses**, algumas das condições onde um operador se torna **necessário** são enumeradas. Assim arestas complexas podem levar o software de conversão de "raster" em vetor a representar arestas incompletas. Sempre que uma imagem de CT atravessasse uma estrutura, como a região do *trocater* do osso *fêmur*, uma interação no CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer

Aided Manufacturing) **poderá** ser **necessária** para resolver ambigüidades no contorno **ósseo**.

Ainda no trabalho de RHODES (1987), da mesma forma, quando a imagem do CT corta articulações, a interação usuário-sistema **é**, algumas vezes, **necessária** na **selecção** entre vários contornos, que aparecem como parte de uma estrutura isolada. A interação pode se tornar importante, dependendo da **técnica** usada no CT, da densidade das regiões e da espessura dos cortes. Isto **é** frequente no exame dos joelhos, em que as vezes **é difícil** separar as superfícies relativamente duras da cartilagem, que une o *fêmur* a *tíbia* e a *patela*, sem intervenção humana.

O tempo de processamento e o espaço de armazenamento são fundamentais para a eficiência de qualquer sistema computacional, em particular tornam-se fatores **críticos** no processamento **gráfico**. Assim em alguns sistemas de modelagem **antropométrica** (BARREN, 1984), (DOOLAY, 1982), (VANNLER, 1985), e de animação dos movimentos humanos (WATERS, 1987), a igualdade relativa macroscopicamente dos **hemisférios** cerebrais pode ser aproveitada, tornando **necessário** armazenar somente as coordenadas de uma metade e refleti-las no momento do processamento. Deve-se apontar, entretanto, que esta igualdade não **é** absoluta porque no caso do crânio, os ossos não são exatamente iguais nos dois hemisférios. Existem sempre pequenas variações, por exemplo, no percurso da

sutura *sagitalis*, que não segue necessariamente o plano mediano.

O procedimento de reflexão, utilizado para diminuir o espaço de armazenamento, deve ser distinguido de uma outra forma de aplicação da reflexão empregada no planejamento de uma cirurgia corretiva craniofacial, por exemplo. Neste último, a parte ilesa é refletida sobre a região afetada para otimizar o planejamento e não tem nada a ver com a redução de espaço de armazenamento, ao contrário, a aquisição exata e completa dos dados é um passo essencial para o êxito da tarefa (BARREN, 1984 e VANNIER, 1985).

CAPITULO III

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

III.1 Sistema de Coordenadas

Na definição do Sistema de Coordenadas deve-se primeiro fixar arbitrariamente um ponto, que é a origem das coordenadas, no espaço. Imaginando-se agora três retas (eixo x, eixo y e eixo z) mutuamente perpendiculares, passando por este ponto, cada reta se estendendo nas duas direções até o infinito. De um lado da origem o eixo possui valores positivos e, no outro, valores negativos. Olhando para uma folha de papel, por convenção, o eixo x corre da esquerda para direita, ou seja na horizontal. O eixo y corre de baixo para cima, ou seja, na vertical, num ângulo de 90 graus com o eixo x. Resta então o eixo z, que deve ficar perpendicular à folha de papel. Existem duas possibilidades de sentido: primeiro, o eixo positivo de z aponta para dentro da folha, conhecido por triade de eixos orientados para esquerda, ou segundo, pode apontar para fora do papel, chamado de triade de eixos orientados para direita (Fig III.1).

Estes dois sistemas recebem na literatura ainda outros sinônimos. Alguns autores denominam o primeiro sistema simplesmente de sistema para esquerda. Outros relacionam ao propósito, chamando-o de sistema de coordenadas do olho ("eye coordinate system") (SUTHERLAND,

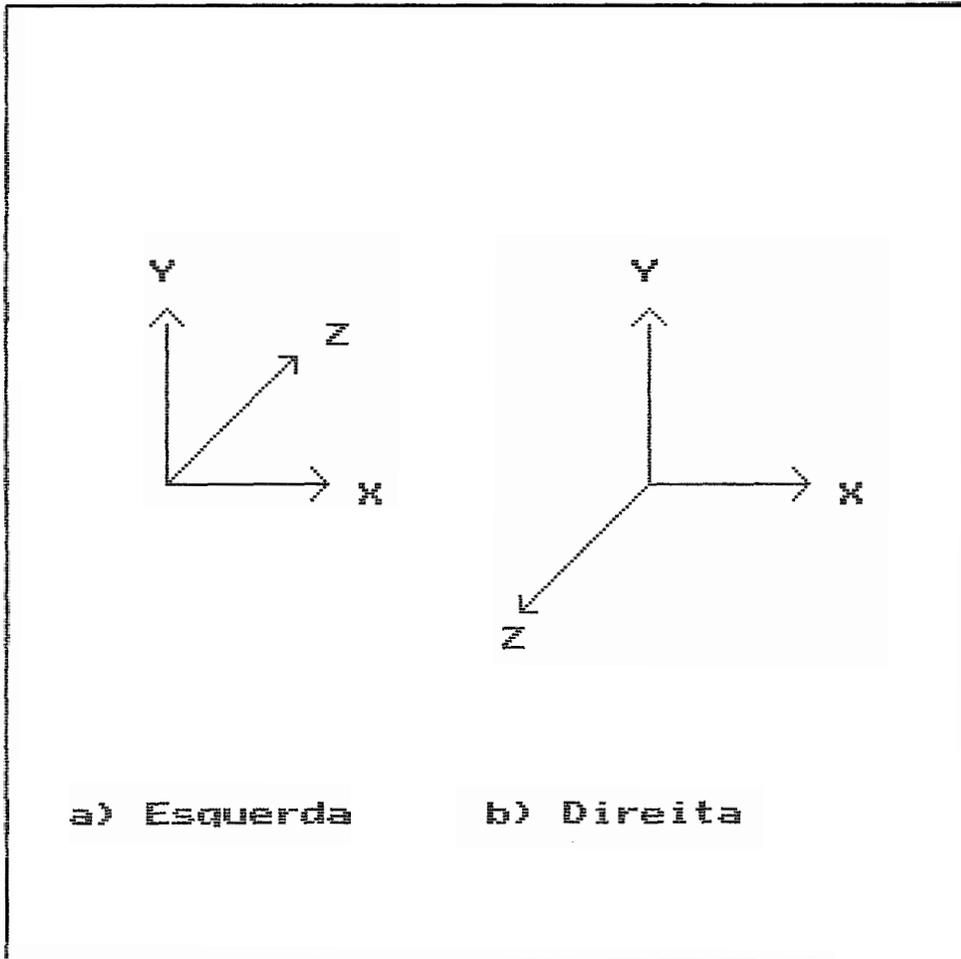


FIG III.1 Sistemas de Coordenadas

1974), ou da vista ("viewing") (BERGER, 1985), pensando na posição do observador. Também é usado o termo coordenadas do objeto ("object coordinate system"), (SUTHERLAND, 1974), quando os objetos possuem um sistema de coordenada independentes e até, as vezes, mutuamente diferentes. O segundo sistema de coordenadas é conhecido por mais de um nome, sistema para direita, ou sistema de coordenadas do mundo ("world coordinate system"), (SUTHERLAND, 1974), ou da tela ("display coordinate system"), (BERGER, 1985). As denominações de sistema de coordenadas do objeto e da tela, com orientação para esquerda, são denominações também adotadas.

III.2 Transformações Geométricas

Usando-se transformações geométricas, um objeto pode alterar tanto sua posição no espaço, quanto sua aparência. As transformações - translação, escalonamento e rotação - podem ser aplicadas individualmente ou em conjunto, ao mesmo tempo, em um ou mais objetos. Estas transformações no espaço tri-dimensional são representadas por matrizes 4 por 4, suas combinações podem ser efetuadas multiplicando-se as matrizes associadas. É importante lembrar que a ordem, em que ocorrem tais multiplicações, afeta os resultados da transformação.

III.2.1 Translação

Quando um ponto $P(x, y, z)$ é transladado em T_x , T_y , T_z unidades, respectivamente ao longo dos eixos x, y, z , a transformação pode ser representada por

(III.1)

$$P(x', y', z', 1) = P(x, y, z, 1) * Tr(T_x, T_y, T_z)$$

onde

$$\begin{aligned} x' &= x + T_x \\ y' &= y + T_y \\ z' &= z + T_z \end{aligned} \quad \text{(III.2)}$$

e

$$Tr(T_x, T_y, T_z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{bmatrix} \quad \text{(III.3)}$$

A matriz de translação inversa é obtida negativamente os valores de T_x , T_y , T_z transladando então o ponto $P'(x', y', z')$ de volta para $P(x, y, z)$. Um objeto pode ser transladado, aplicando a transformação em todos os pontos que o compõem (Fig III.2).

III.2.2 Escalonamento

Enquanto a translação é uma transformação aditiva, o escalonamento é multiplicativo. O escalonamento deve ser feito em relação à origem. Os valores originais dos pontos, que podem ser pontos extremos de um vetor, são multiplicados por um fator escalar para obter as coordenadas escalonadas (FOLEY, 1984). Quando um ponto $P(x, y, z)$ é escalonado em S_x , S_y , S_z unidades,

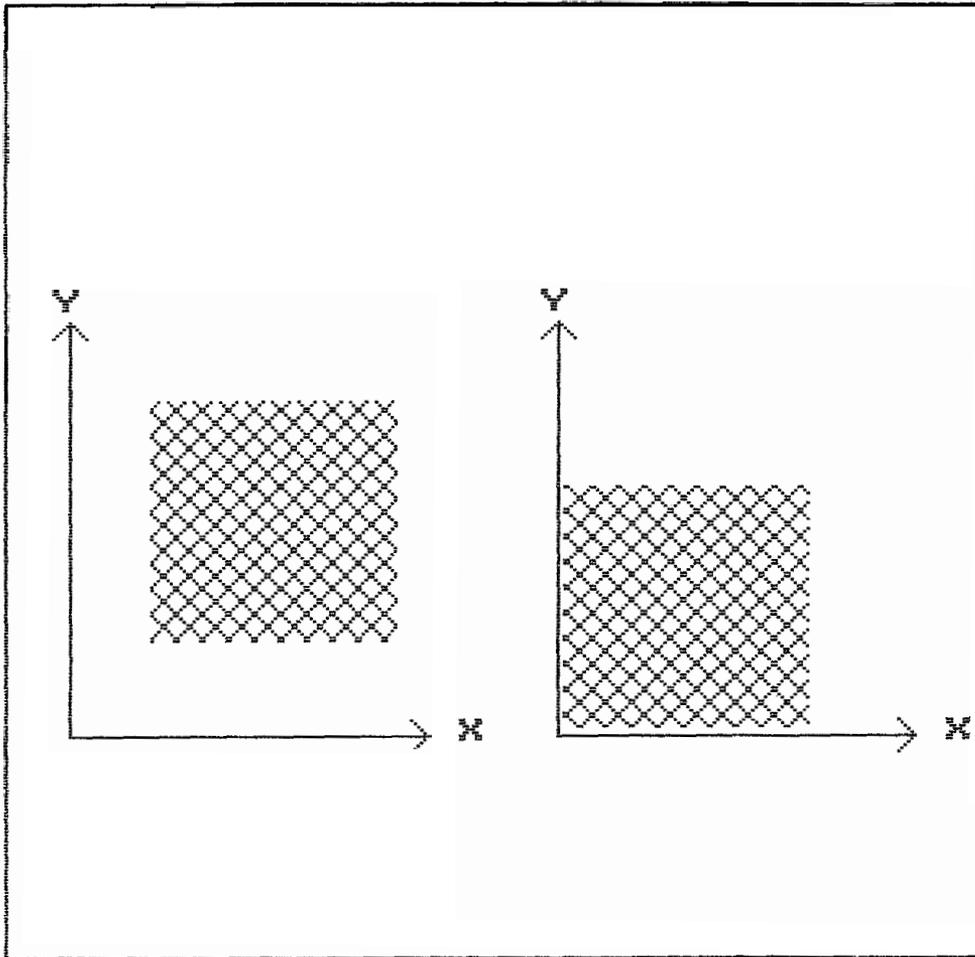


FIG III.2 Translação

respectivamente ao longo dos eixos x, y, z , o novo ponto P' pode ser encontrado utilizando-se as multiplicações

$$\begin{aligned} x' &= x * S_x \\ y' &= y * S_y \\ z' &= z * S_z \end{aligned} \tag{III.4}$$

Definindo S como

$$\begin{bmatrix} S_x & & \\ 0 & & \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \tag{III.5}$$

pode-se escrever

$$[x', y', z'] = [x, y, z] \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \tag{III.6}$$

ou $P' = P * S$ (III.7)

Se o fator escalar é igual a 1, não há escalonamento. Se é menor que 1, o tamanho do objeto será reduzido, e se for maior que 1, o objeto será ampliado (Fig III.3).

Um escalonamento diferencial, que afeta as proporções do objeto pode ser obtido quando $S_x \neq S_y \neq S_z$.

III.2.3 Rotação

Esta transformação consiste no deslocamento de um ponto ao redor da origem. Cada ponto possui uma distância específica da origem com determinado ângulo (θ). Depois da rotação, a distância permanece a mesma, sendo, porém, o ângulo alterado (Fig III.4).

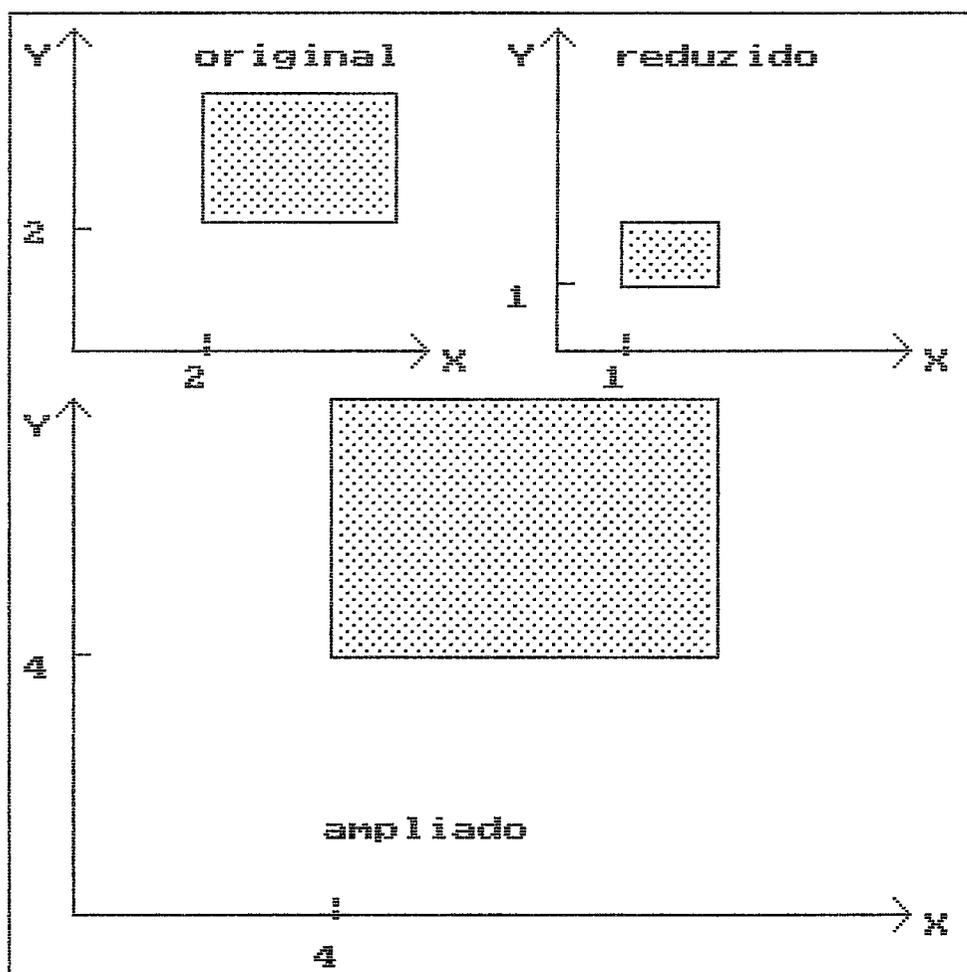


FIG III.3 Escalonamento

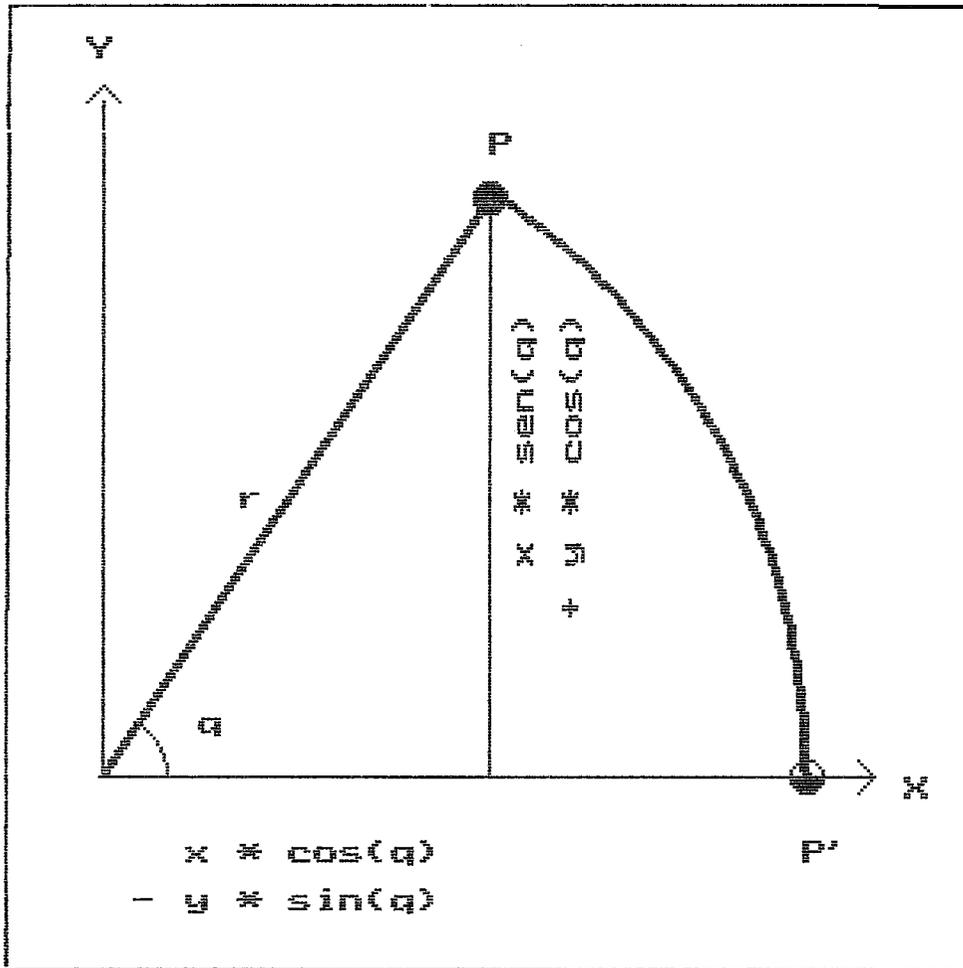


FIG III.4 Rotação pela Origen

Matematicamente a rotação em 2D ao redor da origem pode ser definida assim

$$\begin{aligned} x' &= x * \cos q - y * \sin q \\ y' &= y * \sin q + x * \cos q \end{aligned} \quad (\text{III.8})$$

na forma matricial tem-se

$$[x', y'] = [x, y] \begin{bmatrix} \cos q & \sin q \\ -\sin q & \cos q \end{bmatrix} \quad (\text{III.9})$$

ou

$$P' = P * R$$

sendo R a matriz de rotação. Por convenção, os ângulos positivos têm sentido anti-horário e ângulos negativos sentido horário.

A rotação em 3D, ao longo de um dos três eixos do sistema cartesiano, é definida pelas seguintes matrizes (BERGER, 1985) :

se eixo de rotação for o eixo x , tem-se

$$R_x(q) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos q & \sin q & 0 \\ 0 & -\sin q & \cos q & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.10})$$

para o eixo y :

$$R_y(q) = \begin{bmatrix} \cos q & 0 & -\sin q & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin q & 0 & \cos q & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.11})$$

e para o eixo z :

$$R_z(q) = \begin{bmatrix} \cos q & \sin q & 0 & 0 \\ \sin q & \cos q & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.12})$$

Quando for **necessária** a rotação num eixo **arbitrário** uma sequência de transformações deve ser empregada.

Tomando-se dois pontos $P1 (x1,y1,z1)$ e $P2 (x2,y2,z2)$, que definem a reta r , pode-se determinar o vetor diferença $P2 - P1 = (x2-x1,y2-y1,z2-z1) = (a,b,c)$ como o vetor diretor de $P1$ para $P2$ na reta r (Fig III.5). Assim, os valores a,b,c descrevem a direção da reta de $P1 (x1,y1,z1)$ para $P2 (x2,y2,z2)$, podendo a reta ser definida pelo ponto $P1 (x1,y1,z1)$ e por sua direção (a,b,c) . Considerando-se o ponto $P1 (x1,y1,z1)$ pertencente ao eixo de rotação de vetor diretor (a,b,c) a rotação em q graus em torno deste eixo pode ser obtido seguindo o procedimento (BERGER, 1985) e (ROGERS, 1976):

1. Transladar o ponto $(x1,y1,z1)$ para a origem.
2. Rodar o eixo x até que o eixo de rotação esteja no plano xy .
3. Rodar o eixo y até que o eixo de rotação corresponda ao eixo z .
4. Rodar em torno do eixo z no ângulo desejado (q).
5. Efetuar a rotação inversa ao passo 3.
6. Efetuar a rotação inversa ao passo 2.
7. Efetuar a translação inversa ao passo 1.

1. Matematicamente a translação inicial é obtida com o operador :

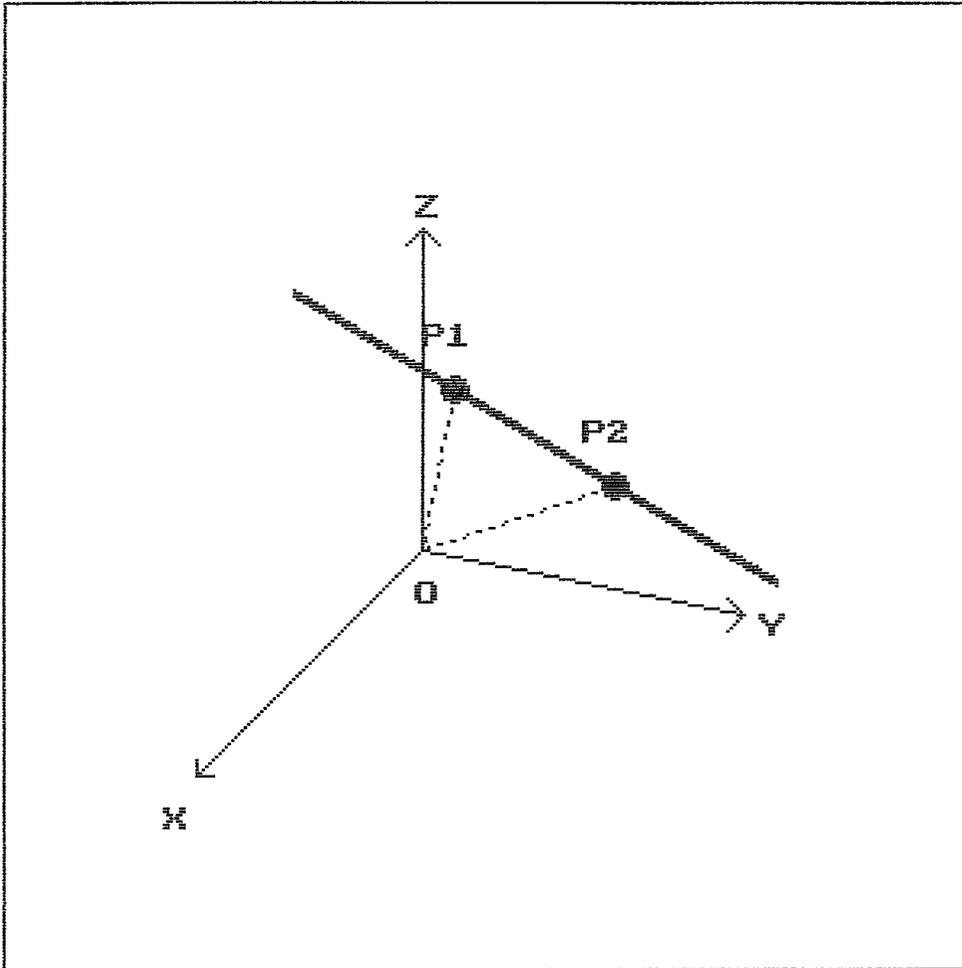


FIG 111.5 Representação Vetorial da Reta r passando por P_1 e P_2

$$\text{Tr}(-x1, -y1, -z1) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -x1 & -y1 & -z1 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.13})$$

Após esta translação o vetor diretor (a, b, c) , que define o eixo de rotação, estará na posição mostrada na figura III.6.

2. A seguir o passo 2 gira em s graus a reta, que passa por $P1$ e $P2$, em torno do eixo x , assim pode ser usada sua projeção no plano yz e considerar a rotação como em torno da origem, com o eixo x voltado para o observador (Fig III.7). Quando o eixo de rotação é projetado no plano yz , qualquer ponto deste plano tem coordenada x igual a zero; em particular $a = 0$.

A figura III.7 mostra que a distância da origem até $(0, b, c)$ é $d1 = \text{SQRT}(b^2 + c^2)$, assim

$$(\text{III.14})$$

$$\text{sen}(s) = b/d1 \quad \text{e} \quad \text{cos}(s) = c/d1$$

logo o operador rotação é dado por

$$\text{Rx}(s) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c/d1 & b/d1 & 0 \\ 0 & -b/d1 & c/d1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.15})$$

resultando em que o ponto (a, b, c) estará em $(a, 0, d1)$ conforme mostra a figura III.8.

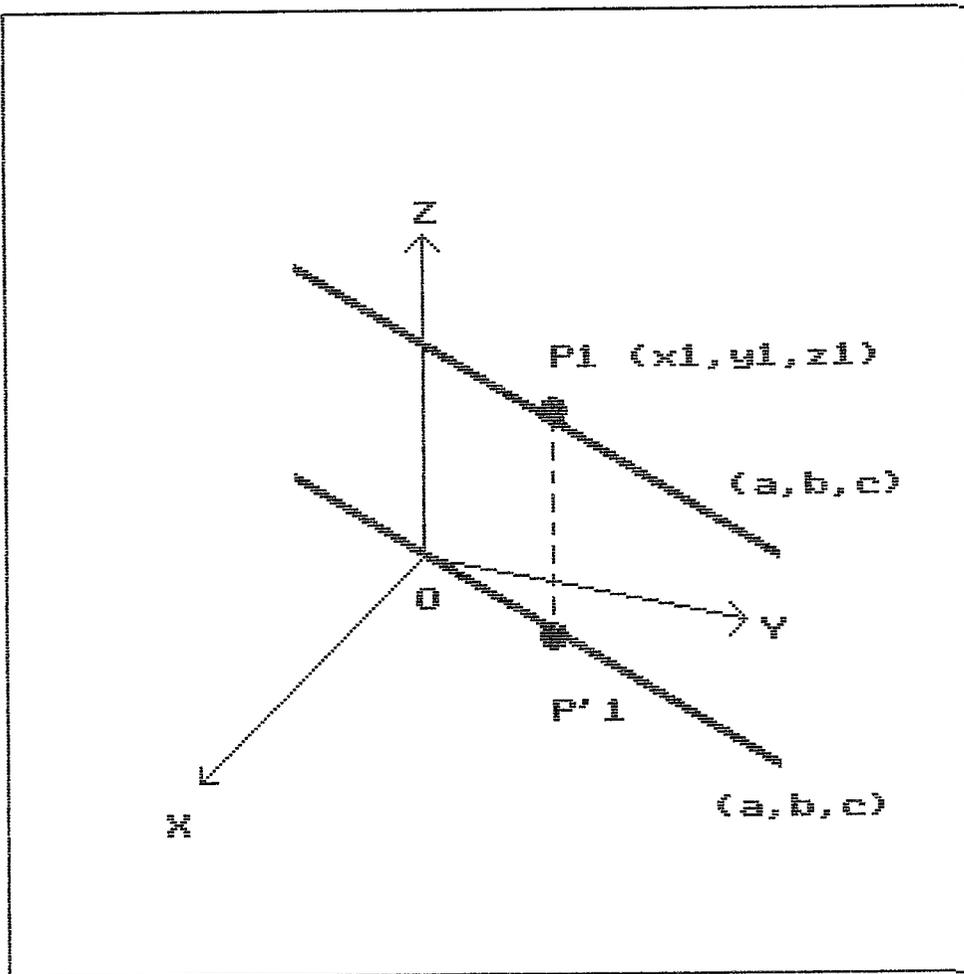


FIG III.6 Translação do Vetor Diretor (a, b, c)

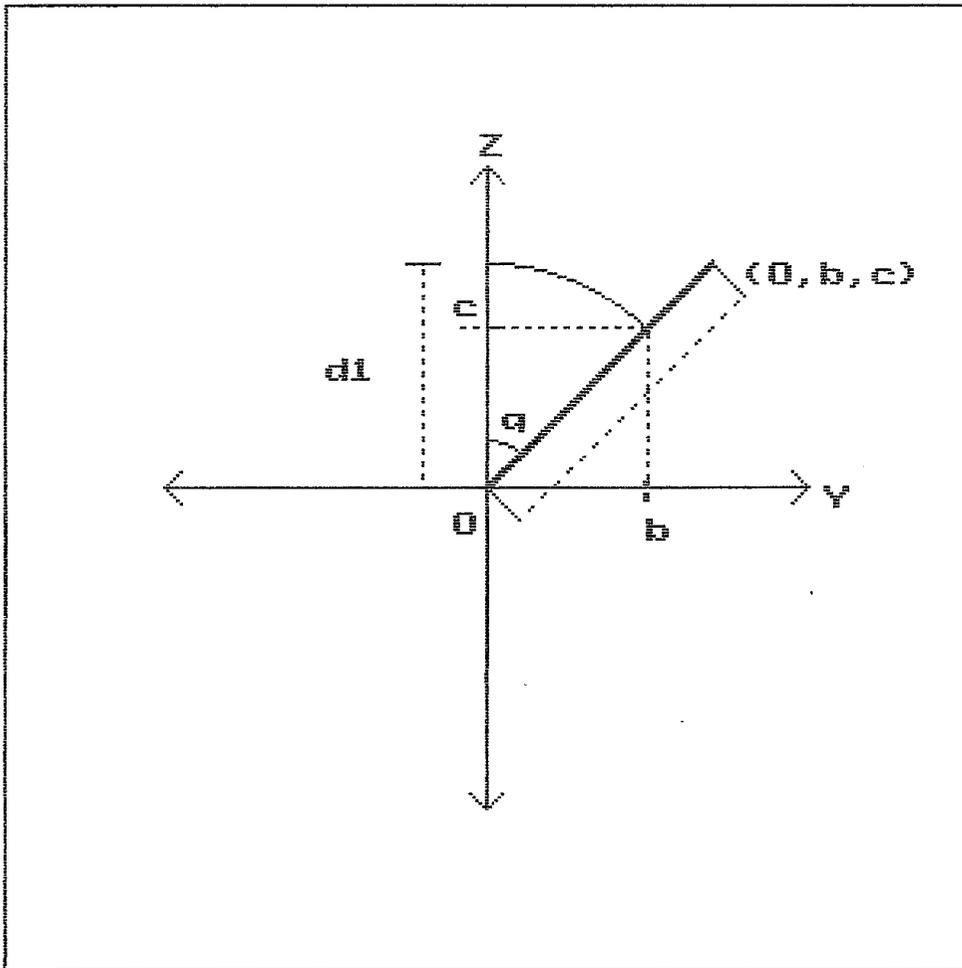


FIG III.7 Rotação em α Graus da Reta r em Torno da Origem, com o Eixo x voltado para o Observador

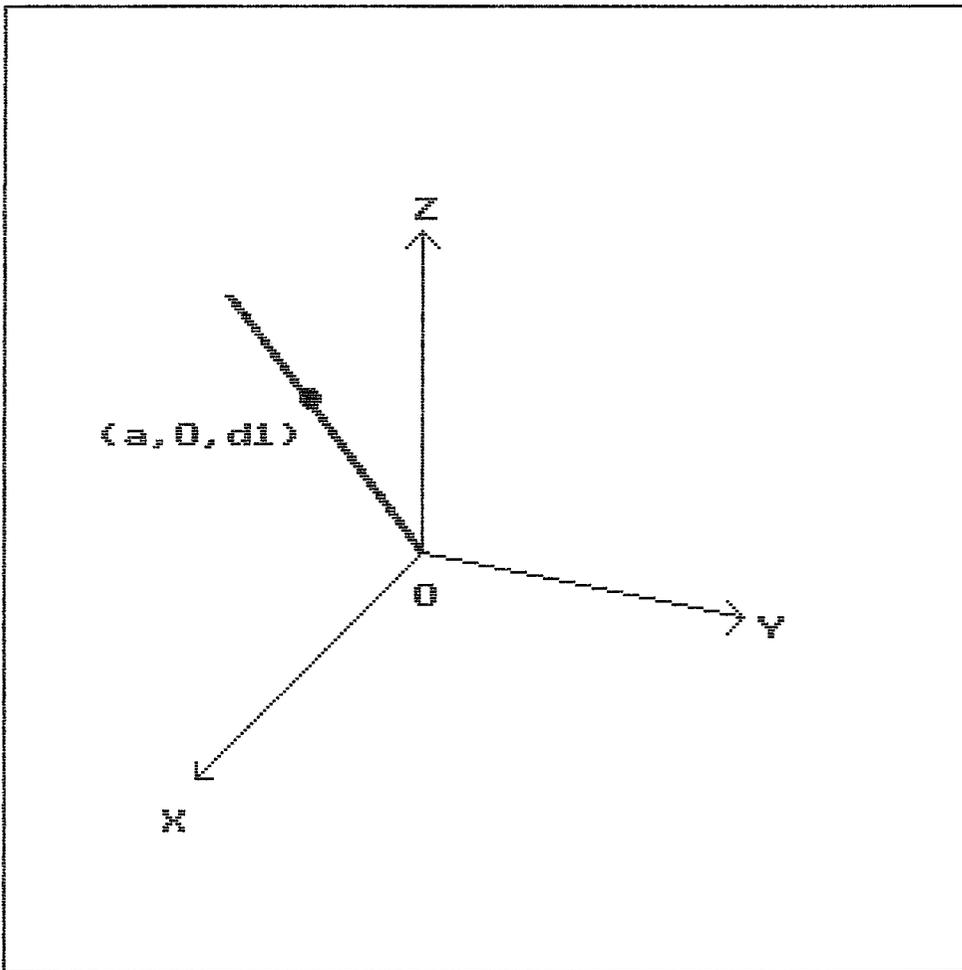


FIG III.8 Rotação num Eixo Arbitrário

3. A rotação em torno do eixo y é feita até que o ponto $(a, 0, d1)$ esteja no eixo z. Da figura III.9, efetuando-se a rotação com o ângulo t na direção horária tem-se :

(III.16)

$$d2 = \text{SQRT}(a^2 + d1^2) = \text{SQRT}(a^2 + b^2 + c^2)$$

assim

(III.17)

$$\text{sen}(t) = a/d2 \quad \text{e} \quad \text{cos}(t) = d1/d2$$

resultando na matriz de rotação y :

$$Ry(t) = \begin{bmatrix} d1/d2 & 0 & a/d2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -a/d2 & 0 & d1/d2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{(III.18)}$$

Finalmente, a transformação composta do procedimento descrito, pode ser expressa por :

(111.19)

$$1, -y1, -z1) \times Rx(s)Ry(-t)Rz(q)Ry(t)Rz(-s)Tr(x1, y1, z1)$$

A ordem das multiplicações não deve ser alterada, já que rotações tri-dimensionais não são comutativas, podendo causar resultados imprevisíveis (ROGERS, 1976).

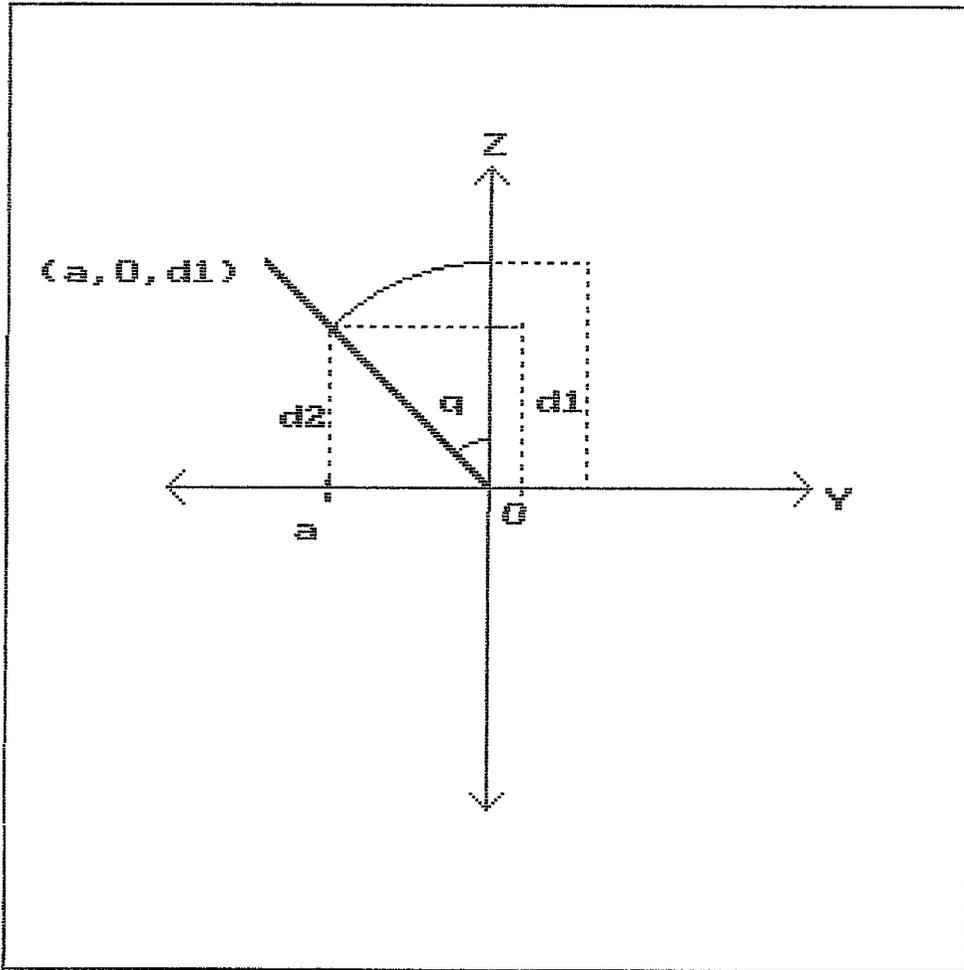


FIG III.9 Rotação em torno do Eixo Y (q Graus) até que o Ponto $(a, 0, d1)$ esteja no Eixo z

III.2.4 Projecção

A projecção é uma transformação muito importante, porque permite que um objeto em 3D seja representado num plano 2D, como se fosse a sombra do objeto (projecção geométrica planar). Dependendo do tipo de projecção, a imagem produzida parece mais ou menos realística à medida que ganha o aspecto de profundidade, e a forma do objeto pode ser melhor visualizada pelo usuário.

As classificações e definições descritas, a seguir, dos diferentes tipos de projecção baseiam-se principalmente em FOLEY (1984).

As projecções geométricas planares podem ser divididas em duas classes : paralela e perspectiva. A distinção está na relação entre o centro da projecção e o plano da projecção. Quando a distância de um para outro é finita, então a projecção é em perspectiva (Fig III.10), enquanto que se a distância é infinita, a projecção é paralela (Fig III.11). O centro de projecção é especificamente definido na projecção em perspectiva, enquanto na projecção paralela é dada a direcção da projecção.

III.2.4.1 Projecção em Perspectiva

A projecção em perspectiva cria um efeito visual que é semelhante ao sistema fotográfico e ao sistema de visão humana e, portanto, é usada quando se deseja um efeito realístico. A figura III.12 mostra a construção com

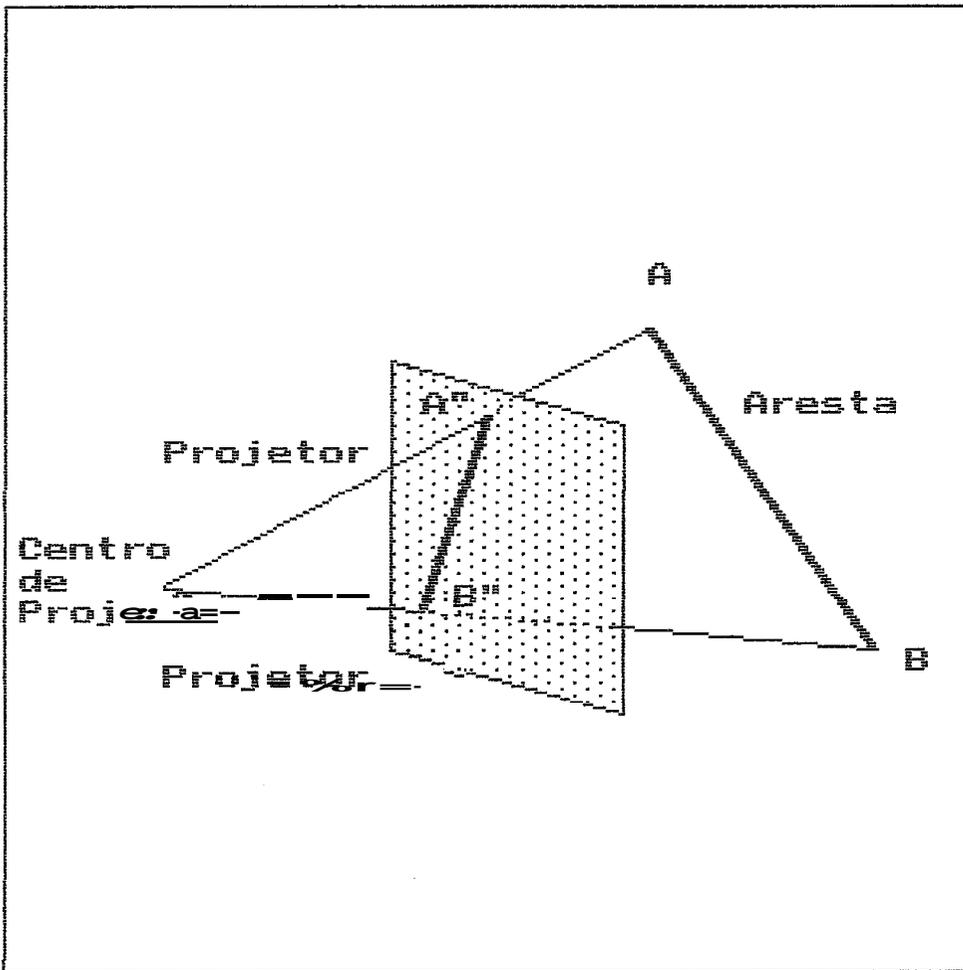


FIG III.10 Projeção em Perspectiva

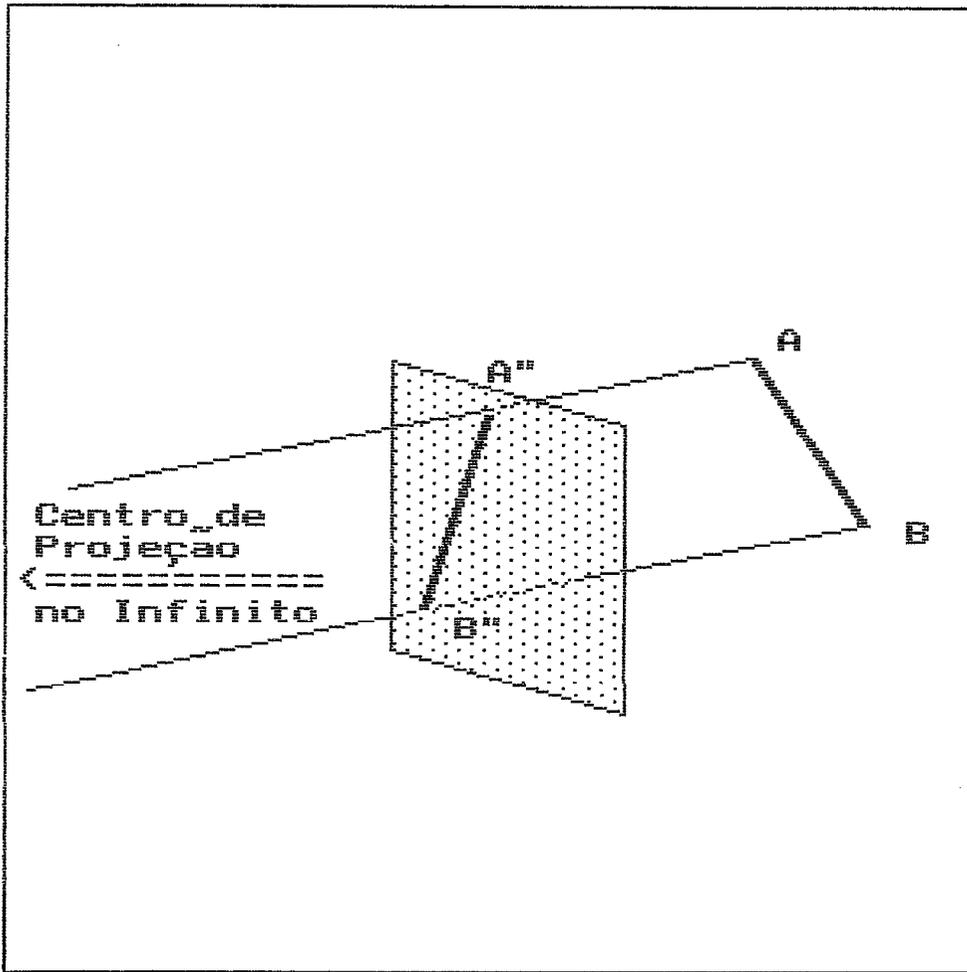


FIG III.11 Projeção em Paralela

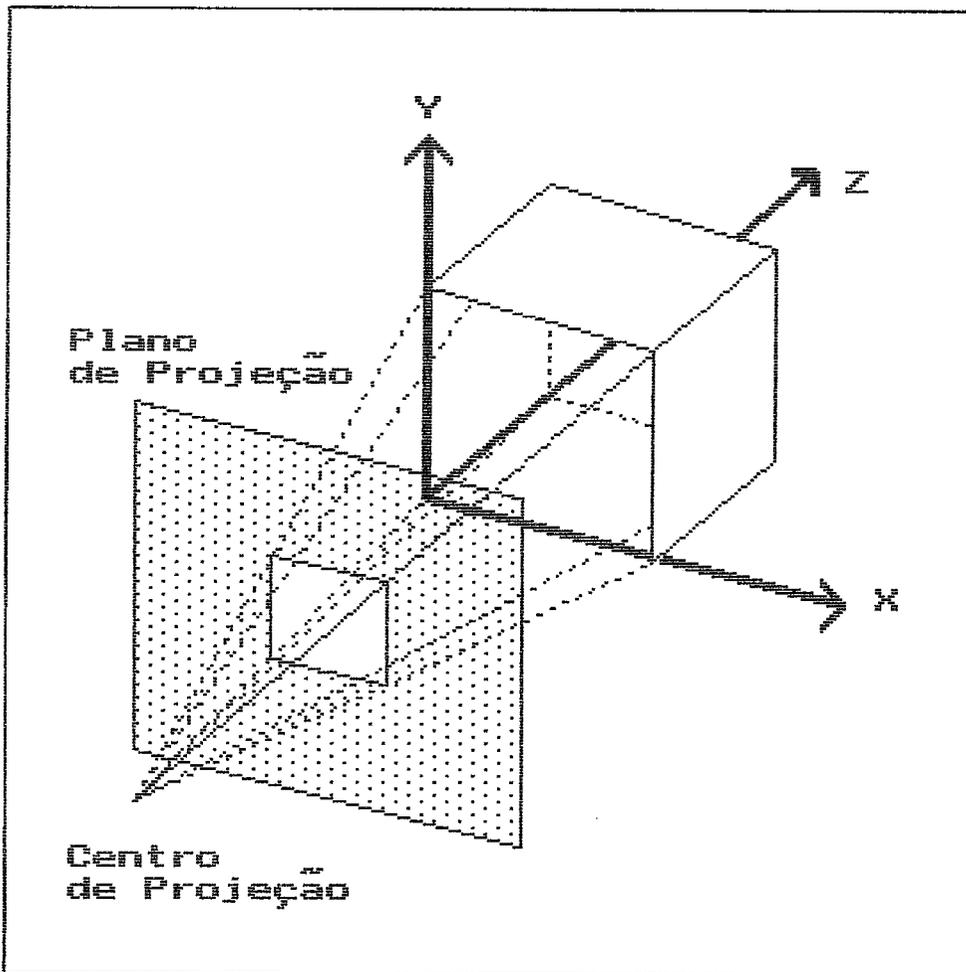


FIG III.12 Projeção em Perspectiva

um ponto de fuga e alguns dos seus projetores com o plano de projeção cortando somente o eixo z (FOLEY, 1984). A figura 111.13 mostra duas diferentes projeções de um ponto de fuga de um cubo.

Para poder definir matematicamente a projeção em perspectiva, assume-se que o plano de projeção está paralelo ao plano xy com uma distância D do olho, que é chamado de centro de projeção. Se $Q \equiv (x_1, y_1, z_1)$, é um ponto que se projeta no ponto $Q' = (x_p, y_p)$, então a reta que liga o centro de projeção $(0, 0, 0)$ ao ponto Q tem a equação paramétrica :

$$\begin{aligned} x &= x_1 * t && t \text{ sendo um número real} && (111.20) \\ y &= y_1 * t \\ z &= z_1 * t = D \end{aligned}$$

$$t = D/z_1$$

os valores do ponto de projeção (BERGER, 1985) são :

$$\begin{aligned} x_p &= D * (x_1/z_1) \\ y_p &= D * (y_1/z_1) \end{aligned} \quad (III.21)$$

III.2.4.2 Projeção Paralela

Existem duas categorias de projeção paralela, que se baseiam na relação entre a direção da projeção e a normal ao plano de projeção. Na projeção paralela ortográfica (FOLEY, 1984) ou projeção paralela ortogonal (BERGER, 1985) estas direções são as mesmas, ou seja, a direção da projeção é normal ao plano de projeção, enquanto na projeção paralela oblíqua não o são.

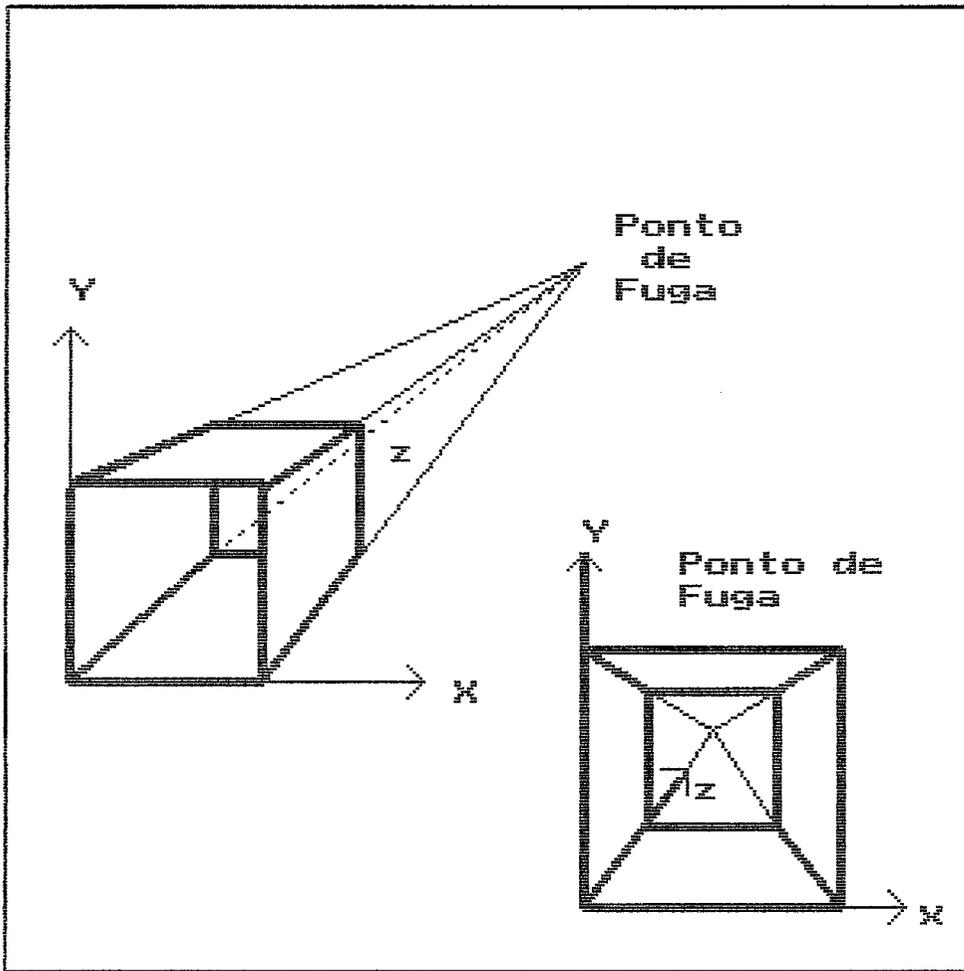


FIG III.13 Projeção em Perspectiva com 1 Ponto de Fuga

III.2.4.2.1 Projeção paralela ortográfica

A projeção paralela ortográfica inclui o método mais simples de projetar um objeto, porque simplesmente descarta as coordenadas de z , projetando assim o sistema de coordenadas x, y, z no plano xy .

Projetando o ponto $Q(x, y, z)$, que pertence a um cubo no plano xy , resulta no ponto $Q(x_p, y_p)$. A reta que passa por Q , e é paralela ao eixo z , intercepta o plano xy , que é chamado de projetor.

(III.22)

$$x_p = x, \quad y_p = y \quad e \quad z_p = 0$$

Esta projeção é expressa pela matriz

(III.23)

$$\text{Mort} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Outros tipos comuns de projeção ortográfica são a multi-vista, axonométrica e isométrica.

* Projeção paralela ortográfica multi-vista

Nesta o plano de projeção está perpendicular a um eixo principal, que, portanto, representa a direção da projeção (Fig III.14). Este tipo é principalmente usado no desenho de engenharia para, por exemplo, descrever componentes de máquinas. O aspecto tri-dimensional, por outro lado,

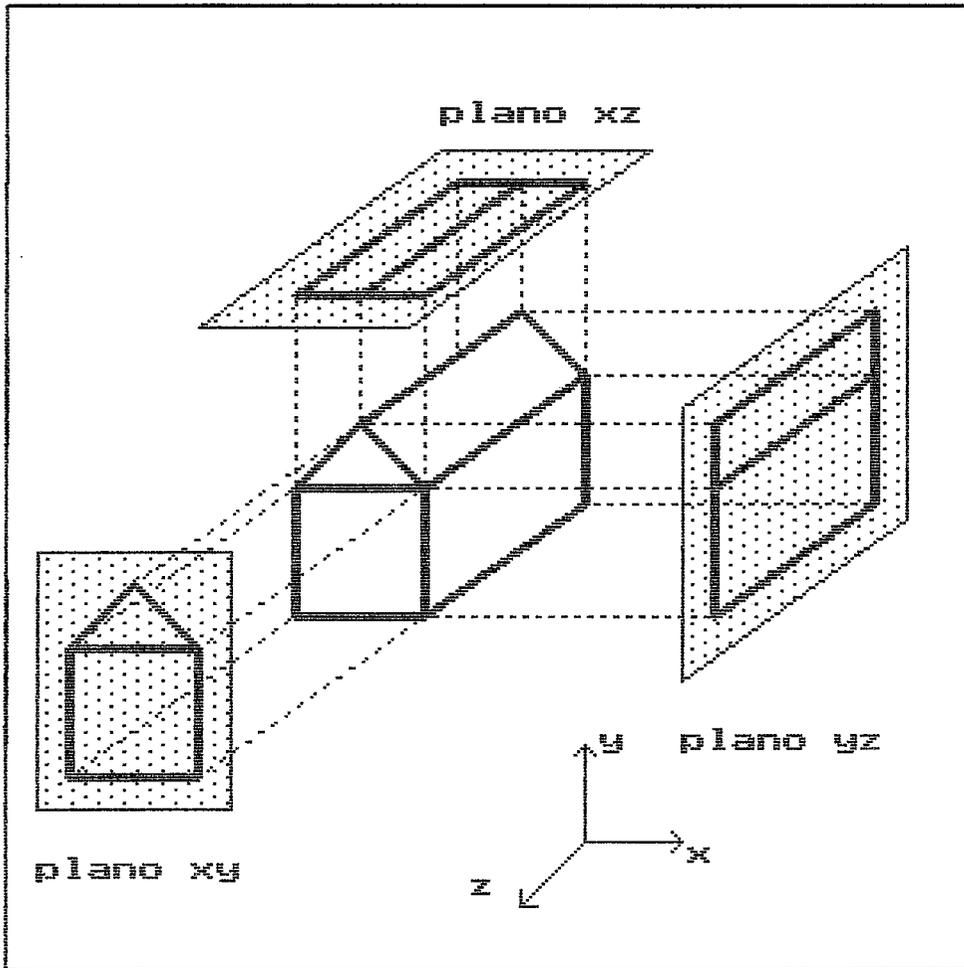


FIG 111.14 Projeção Ortogonal Paralela Multi-Vista

difícilmente pode ser deduzido, devido ao desenho dos lados isolados (Fig 111.15).

* **Projeção paralela ortográfica axonométrica**

Esta projeção usa planos que não são normais ao eixo principal, e, portanto, apresenta simultaneamente várias faces de um objeto, tal como na projeção em perspectiva, exceto pela falta da relação de profundidade. O paralelismo das arestas é mantido, enquanto os ângulos não o são. As distâncias ao longo dos eixos principais podem servir para medições.

* **Projeção paralela ortográfica isométrica**

Este terceiro tipo caracteriza-se por apresentar uma direção de projeção (normal do plano de projeção) produzindo ângulos iguais em cada eixo principal. Se a normal do plano de projeção é (a,b,c) , então $|a|=|b|=|c|$. No total existem 8 direções (uma para cada quadrante), que satisfazem esta condição, mas só quatro projeções possíveis. Todos os três eixos principais são de proporções iguais, importante propriedade que permite assim que a medição ao longo destes eixos seja feita na mesma escala. Adicionalmente, os eixos principais formam ângulos iguais entre si.

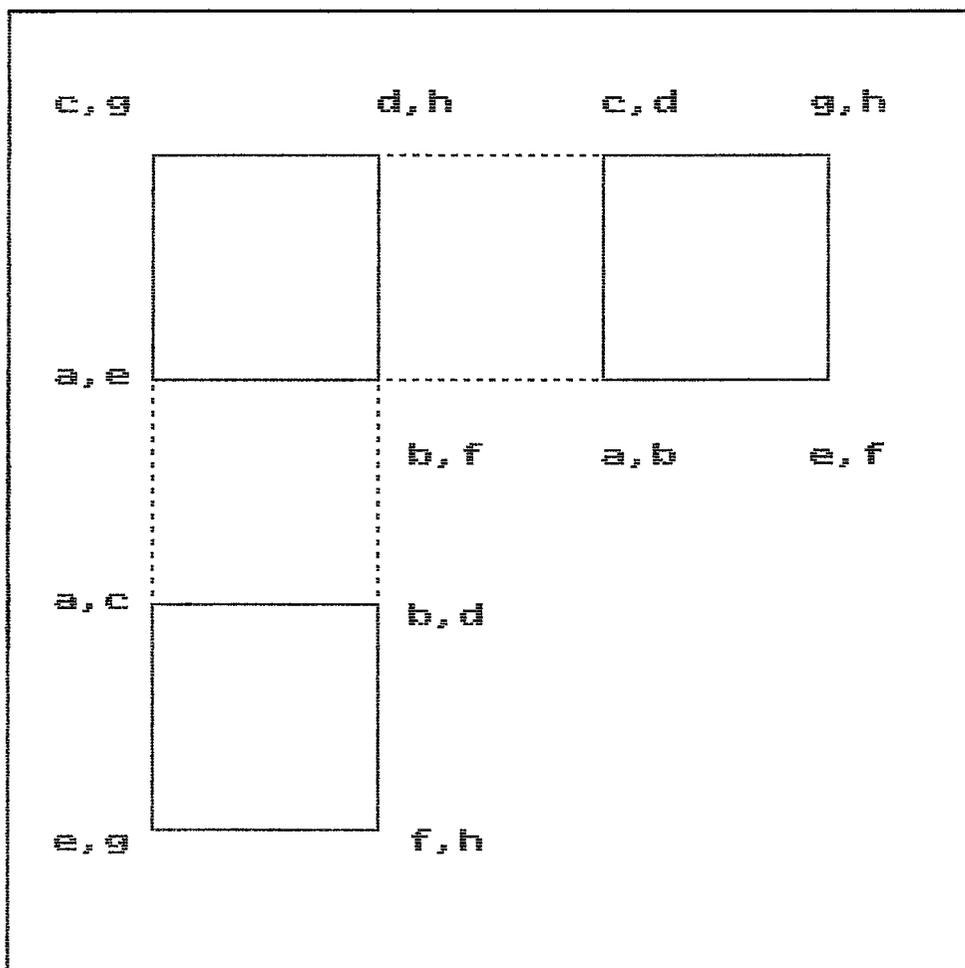


FIG 111.15 Projeção Ortogonal Paralela Multi-Vista

A figura III.16 mostra a construção de uma projeção isométrica para a direção $(1,-1,1)$.

III.2.4.2 Projeção paralela oblíqua

As projeções paralelas oblíquas combinam as propriedades da projeção multivista com as da projeção axonométrica. O plano de projeção é normal ao eixo principal, assim a face do objeto paralela ao plano projeta-se de tal modo que permite a medida dos ângulos e das distâncias. A projeção das outras faces permite também a medição de distâncias ao longo dos eixos principais, mas não dos ângulos (Fig III.17). Existem dois importantes tipos de projeção paralela oblíqua : a cavalier e a cabinet; exemplos destas são mostrados nas figuras III.18 e III.19, respectivamente.

III.3 Formação da Superfície de um Objeto

Dois métodos são os mais comumente usados para a reconstrução de objetos : i) superfície e ii) volume. Ambos se baseiam em dados 3D e produzem uma imagem 2D, o que significa a redução da massa de dados e portanto a perda de informação. Em um trabalho sobre a comparação destes métodos, Herman (1990), aponta para a dificuldade de se determinar qual é o melhor ou mais adequado para a reconstrução 3D em medicina. A escolha do método de reconstrução depende de vários fatores, tais como a

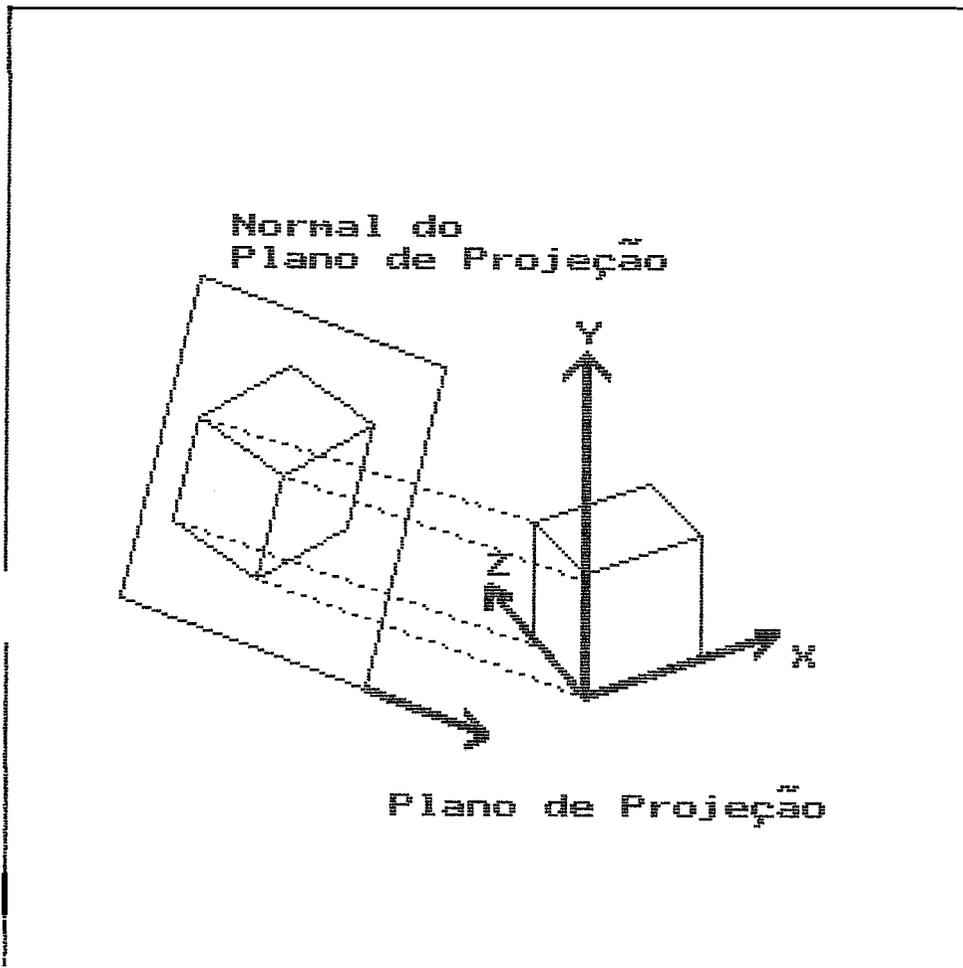


FIG III.16 Projeção Paralela Isométrica

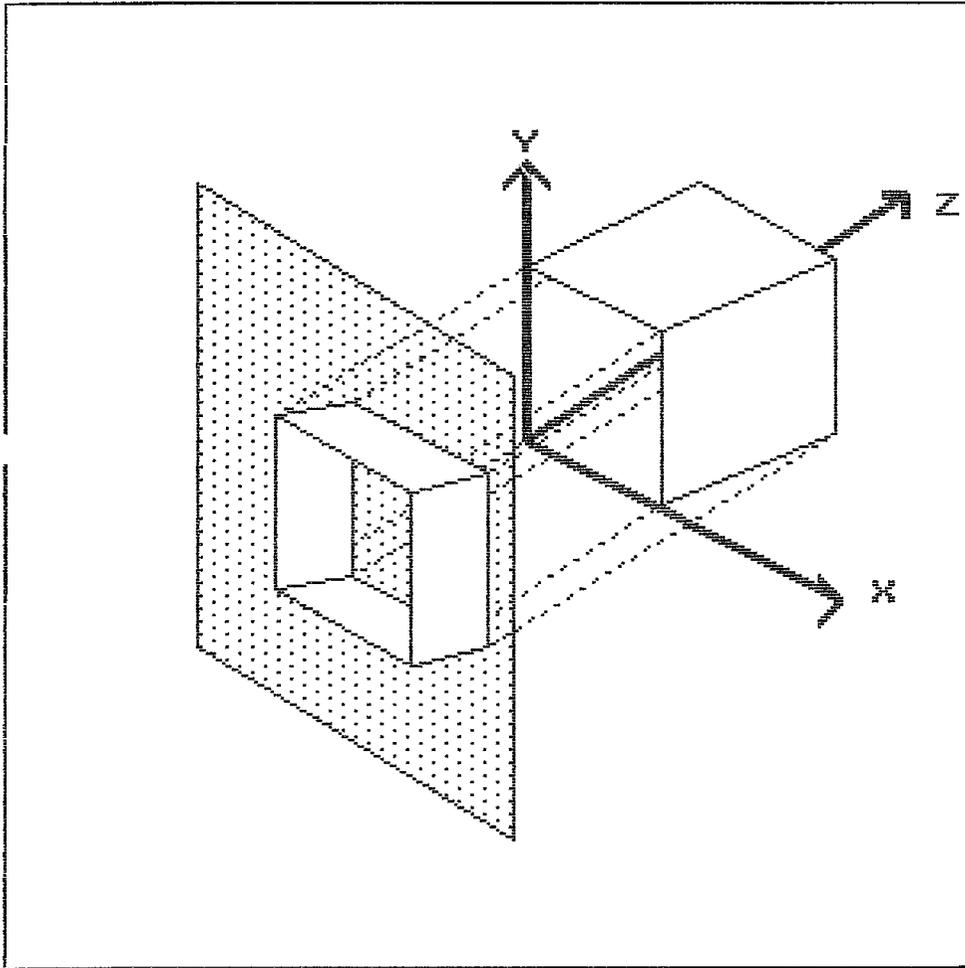


FIG III.17 Projeção Paralela Obliqua

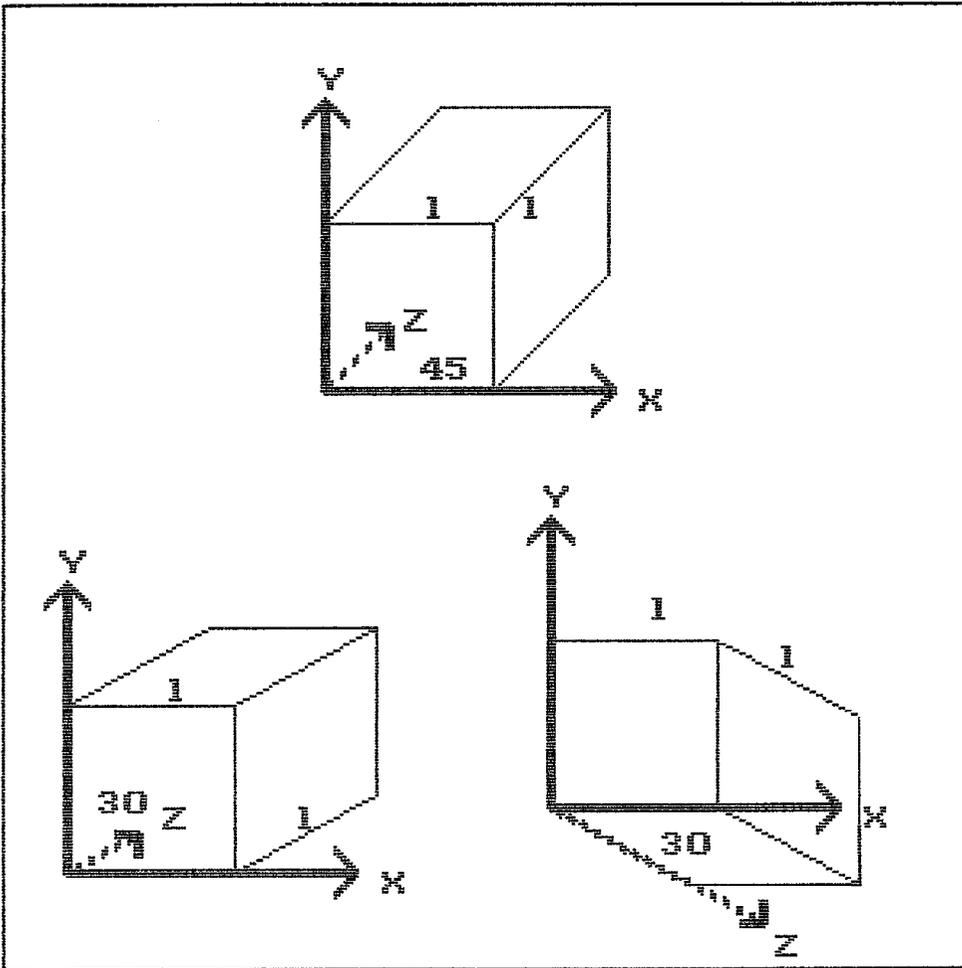


FIG III.18 Projeção Cavalier

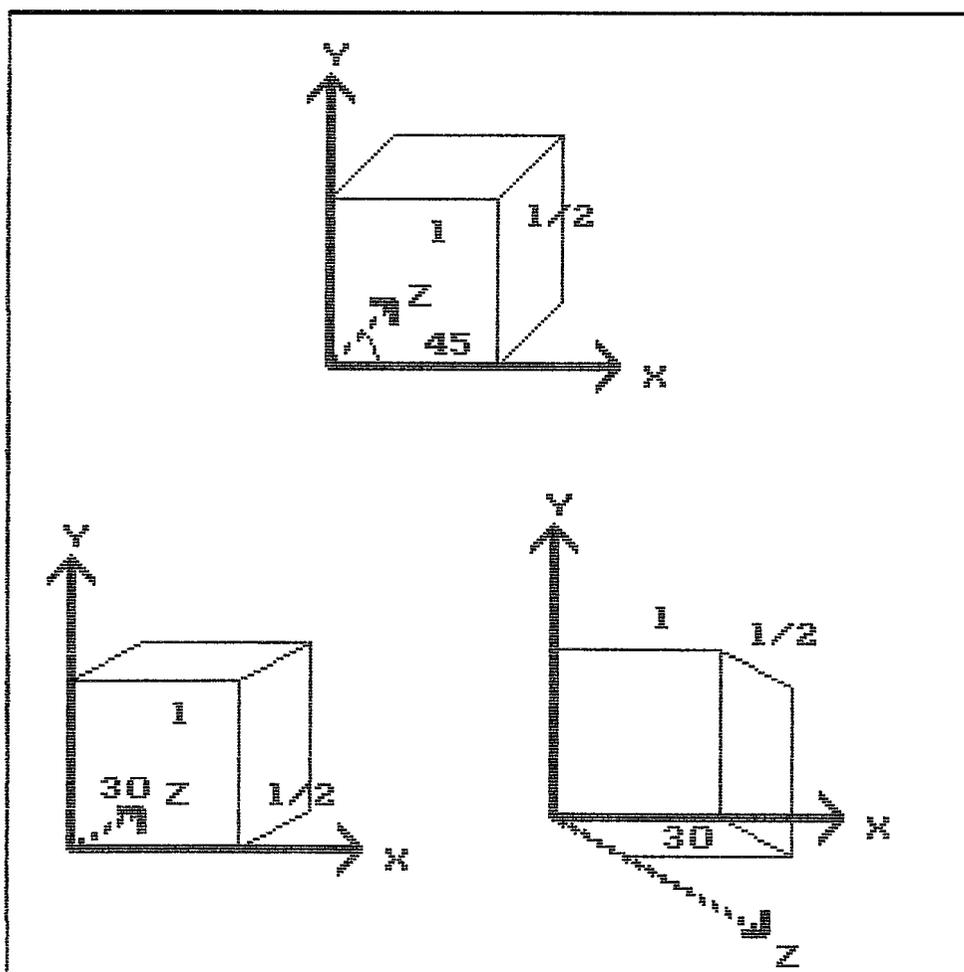


FIG III.19 Projeção Cabinet

fidelidade, grau de dificuldade de manipulação do sistema pelo usuário, custo do desenvolvimento do sistema e quantidade de informação versus qualidade da imagem.

Segundo Herman (1990), as principais vantagens do método de representação de superfícies são :

- * menor número de elementos e portanto de menos espaço de armazenamento;
- * menor esforço computacional para visualização do objeto (excluindo o pré-processamento);
- * as superfícies determinadas antes da visualização fornecem uma base apropriada para análise e manipulação das estruturas não-visíveis.

Por outro lado, no método de representação por volumes, aos elementos que formam o objeto 3D são associados cor e opacidade durante o processo de pré-processamento. A imagem é então produzida pela composição destes atributos para cada pixel do vídeo. Dependendo da metodologia empregada, o resultado obtido aproxima-se daquele da representação de superfícies ou é bastante similar a uma radiografia do objeto original em 3D.

A formação da superfície de um objeto pode ser realizada pela composição de um conjunto de triângulos. Cada triângulo é descrito no sistema cartesiano pelo conjunto de seus três vértices : um vértice (v_1) do corte C

e dois vértices consecutivos (v_2, v_3) do corte $C+1$, ou vice-versa.

Todo triângulo está contido num plano expresso por $ax + by + cz + d = 0$, sendo assim associado a normal $TN = (a, b, c)$. Usando-se o mesmo sentido para percorrer os triângulos, por exemplo, sentido horário, a normal TN aponta para fora do objeto. Em seguida é determinado qual ângulo da normal (TN) com o vetor (\vec{OP}) formado por observador/objeto (Fig 111.20). A figura 111.21 serve como um exemplo da visibilidade das faces de um objeto no espaço 2D.

III.4 Determinação do Ângulo entre 2 Vetores

O ângulo k entre dois vetores não-nulos TN_n e P é dado por :

$$\cos k = \frac{TN_n * \vec{OP}}{|TN_n| * |OP|} \quad (\text{III.24})$$

Quando não é necessário determinar o valor exato do ângulo, mas somente sua posição relativa aos ângulos principais ($0; 90; 180$), basta calcular o produto escalar destes dois vetores (MACHADO, 1980), assim

$$TN_n * \vec{OP} > 0 \quad \Leftrightarrow \quad \cos k > 0 \quad \Leftrightarrow \quad 0 < k < 90 \\ \Leftrightarrow \quad \text{ângulo agudo ou nulo} \quad (\text{III.25})$$

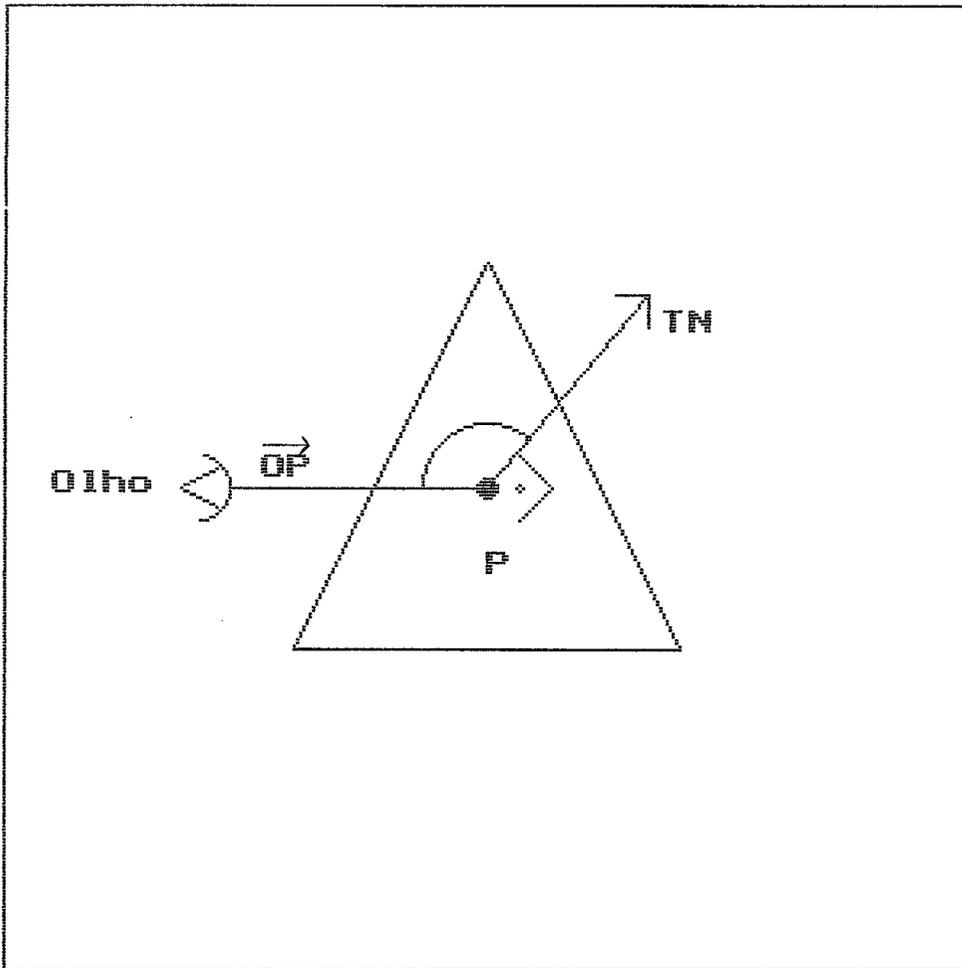


FIG 111.20 Relações dos Vetores Observador / Objeto

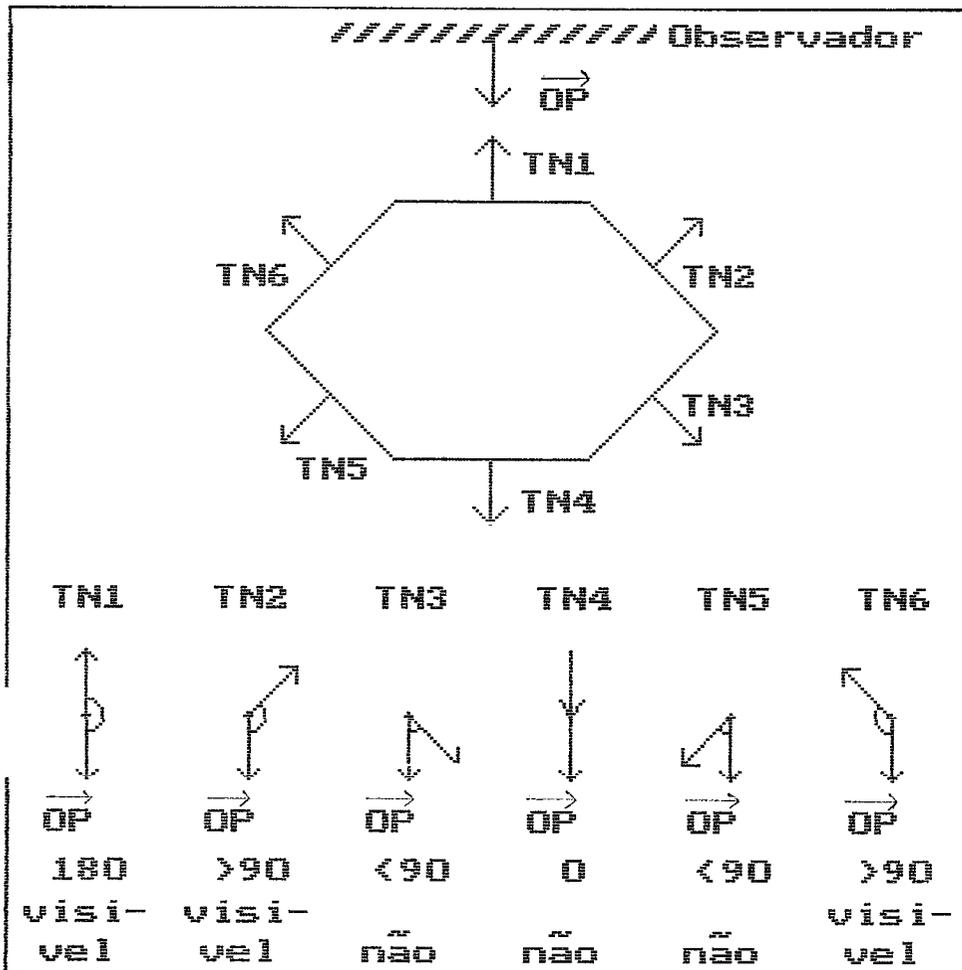


FIG 111.21 Visibilidade das diferentes arestas de um polígono baseada nos seus vetores normais. (OP = Vetor formado pelo observador e um ponto P pertencente a aresta; TN = Vetor Normal de uma aresta)

$$\text{TNn} * \vec{OP} < 0 \quad \Leftrightarrow \quad \cos k < 0 \quad \Leftrightarrow \quad 90 < k \leq 180$$

$$\Leftrightarrow \quad \text{ângulo obtuso ou raso}$$

$$\text{TNn} * \vec{OP} = 0 \quad \Leftrightarrow \quad \cos k = 0 \quad \Leftrightarrow \quad k = 90$$

$$\Leftrightarrow \quad \text{ângulo reto}$$

logo não é necessária a utilização da expressão
III.24.

III.5 Eliminação de Linhas/Superfícies Ocultas

A construção de imagens, em perspectiva, de objetos transparentes, formados por poucas arestas, não apresenta dificuldades, e a estrutura geométrica pode ser entendida pelo observador sem grandes problemas, somente deixando dúvidas quanto a posição do objeto no espaço (Fig 111.22).

Quanto mais arestas compõem o objeto, tanto mais difícil será o reconhecimento do objeto, sendo as vezes, até impossível. Desta maneira, a eliminação de linhas ou superfícies ocultas, torna-se essencial para que imagens geradas por computador possam ser realísticas (BERGER, 1985).

A eliminação de linhas ocultas é uma tarefa árdua, tanto do aspecto da elaboração do algoritmo, quanto do tempo de processamento, sendo, porém, um procedimento necessário para que uma imagem tri-dimensional seja melhor entendida pelo observador.

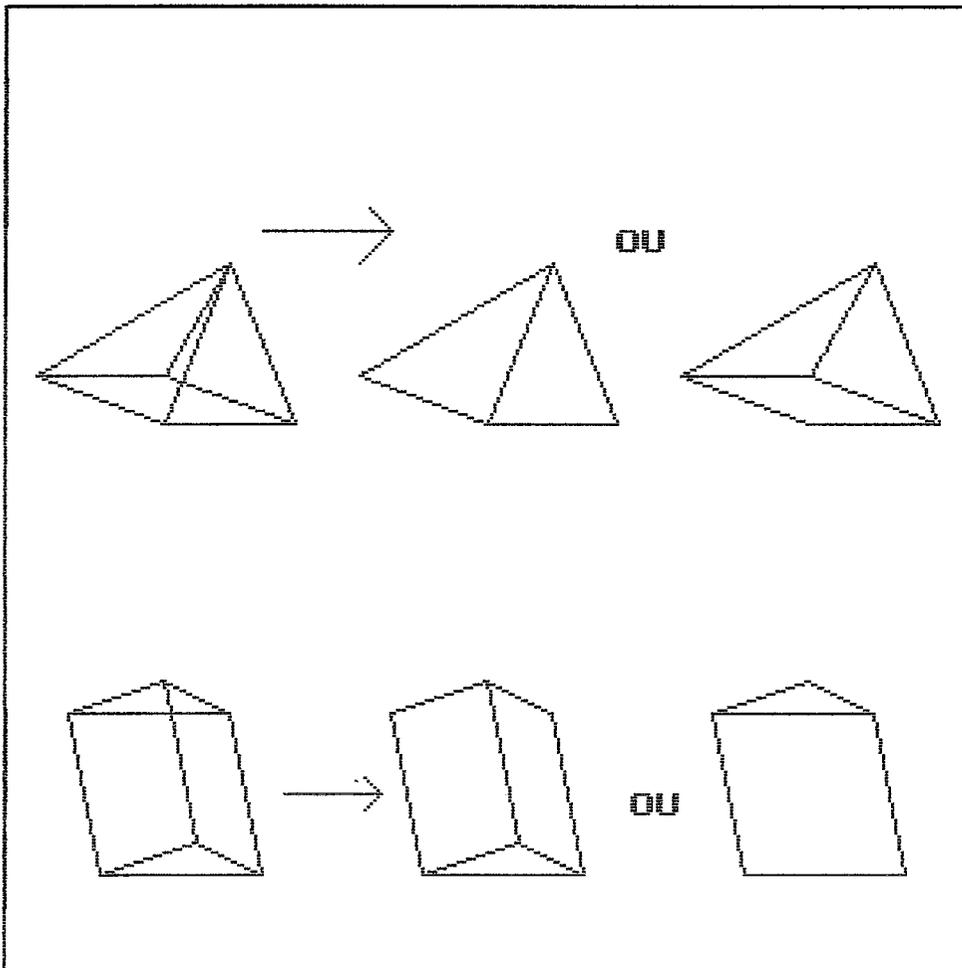


FIG III.22 Eliminação Linhas Ocultas

Existem duas abordagens fundamentais para solucionar o problema da eliminação das linhas ocultas. Na primeira, ao considerar-se o objeto como uma coleção de n faces poligonais, deve-se decidir qual face está visível para um dado pixel, implicando em testar todas as n faces para determinar qual deles está mais próximo do observador. Para N pixels são necessários nN testes. Este método é denominado Teste do Espaço da Imagem, e seus algoritmos de eliminação de superfícies ocultas. Imagens, geradas por este processo, são de menor resolução, o que prejudica em particular a qualidade de imagens ampliadas. Entretanto o seu custo é limitado, porque o número de pixels da tela é constante, independentemente da complexidade do ambiente.

Na segunda abordagem compara-se cada uma das n faces com as $n-1$ restantes, com vistas a eliminação total ou parcial de faces não visíveis. O tempo de processamento é proporcional a n^2 , porém as imagens geradas são de alta resolução (dependendo somente do tipo de equipamento utilizado) podendo fornecer imagens ampliadas de excelente qualidade. Poder-se-ia acreditar que esta abordagem é melhor que a primeira, mesmo considerando valores maiores de n ($n = 100.000$ até 200.000), embora suas etapas individuais consumam mais tempo. Este processo é conhecido por Teste do Espaço do Objeto (FOLEY, 1984) e seu algoritmo de eliminação de linhas ocultas (SUTHERLAND, 1974).

Conforme exposto anteriormente os métodos de visualização apresentam desvantagens distintas quanto a

resolução e o tempo de processamento. Alternativamente existe ainda um método híbrido (SUTHERLAND, 1973), que usa tanto conceitos do Espaço do Objeto quanto da Imagem, denominado de Teste da Prioridade de Lista ("list priority"). O objetivo é ordenar as faces obtendo uma lista das faces segundo sua distância do observador, como descrito com mais detalhes no item III.5.3., tendo a vantagem de ser considerado como trivial por ROGERS (1988).

De uma maneira ou de outra, todos os algoritmos do Espaço do Objeto desenvolvidos para a eliminação de linhas ocultas, apresentam etapas de ordenação, sendo o problema até considerado como um grande processo de ordenação. Assim foram desenvolvidos inúmeros algoritmos para este problema central - a ordenação (SUTHERLAND, 1974). Ao mesmo tempo que se deseja máxima eficiência e rapidez dos algoritmos de ordenação, tenta-se diminuir a necessidade destes processos consumidores de tempo, fazendo então uso da coerência (FOLEY, 1984).

III.5.1 Teste de Minimax

Um dos métodos mais usuais para detecção da superposição de polígonos (triângulos que formam a superfície de um objeto) é o Teste Minimax ou "Bounding Box Test" (SUTHERLAND, 1974), o qual permite descartar as faces ocultas destes polígonos. Este teste é muito eficiente para identificação de faces que não se interceptam, e reduz, assim, substancialmente o número de cálculos de

intersecção. De modo simples, pode-se definir que dois polígonos não estão superpostos no eixo x e/ou y , quando um não oculta o outro. Antes de submeter as arestas do triângulo ao Teste MiniMax, é preciso determinar os valores mínimos e máximos de x , que formam o lado de um retângulo no qual o triângulo está contido; o mesmo deve ser feito para y .

Se a menor coordenada x de uma face é maior que a maior coordenada x de outra, ou vice-versa, as duas faces não se interceptam no eixo x ; para y o raciocínio é o mesmo (Fig 111.23).

Entretanto, existem casos nos quais o Teste MiniMax não pode descartar faces não superpostas. Isto acontece, quando os retângulos se superpõem, mas não as faces (Fig 111.24). Existem outros casos, nos quais retângulos e as faces se superpõem, gerando uma intersecção verdadeira (Fig III.25).

O Teste MiniMax também é aplicado, ao longo do eixo z (SUTHERLAND, 1974), antes da projeção 2D no vídeo, por ser muito útil, na determinação da face mais próxima do observador, permitindo, assim, descartar as faces ocultas (total ou parcialmente) e, por conseguinte, representam esta projeção adequadamente (Fig III.26).

O Teste MiniMax pode ser aplicado uma segunda vez, resolvendo o problema mostrado na figura 111.24. Desta vez testando o retângulo de uma face, que fica perto do

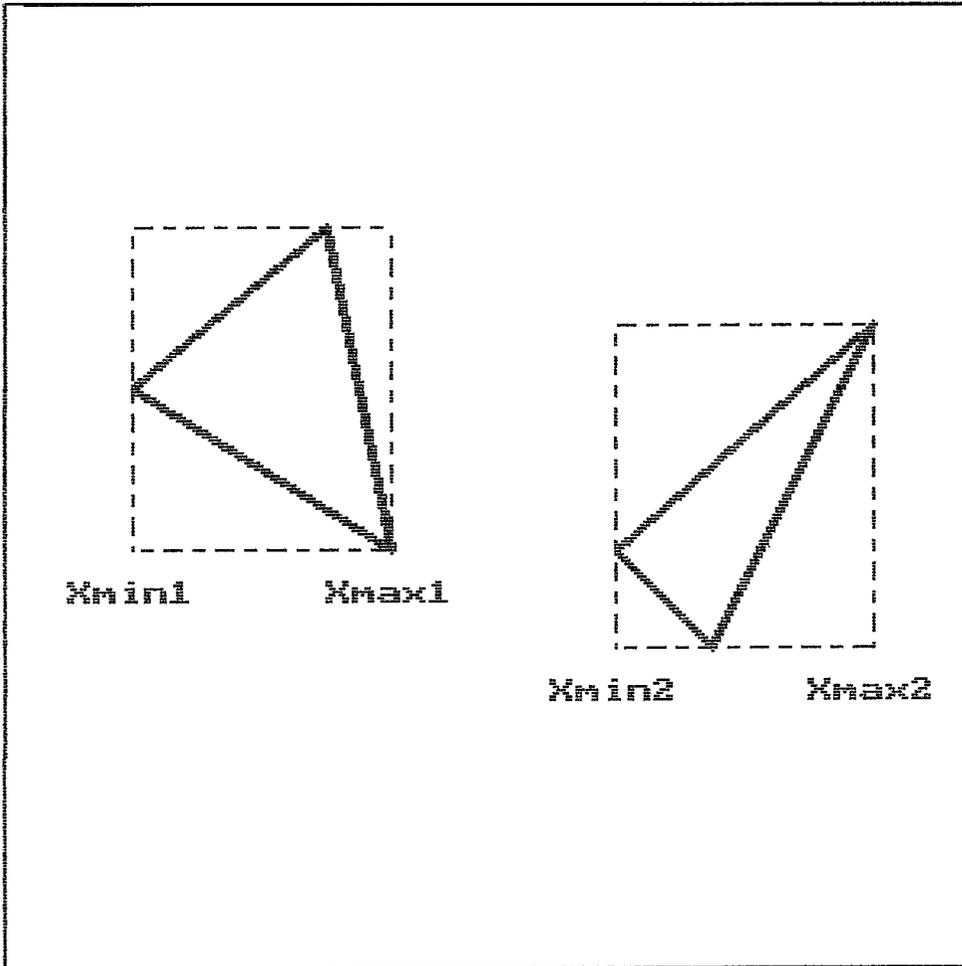


FIG 111.23 Teste de Minimax; Não há superposição dos polígonos no eixo x ($X_{min2} > X_{max1}$)

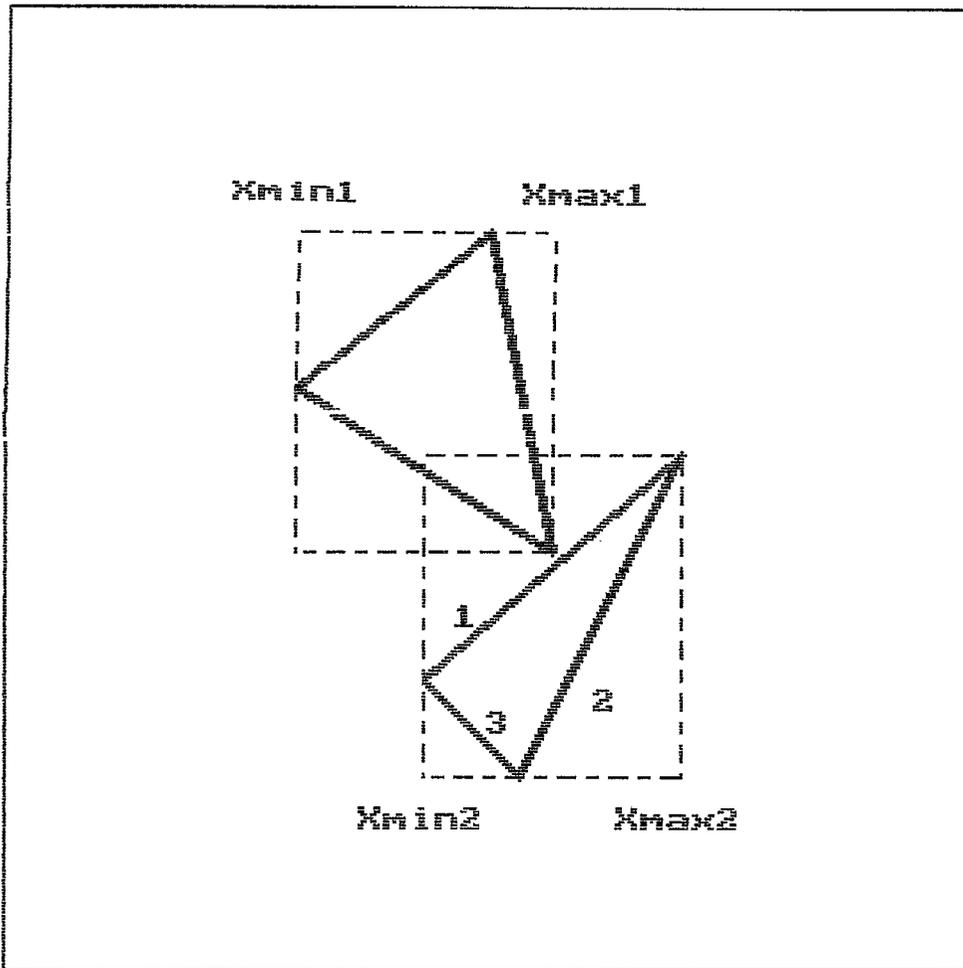


FIG 111.24 Há superposição dos polígonos ($X_{min2} < X_{max1}$)

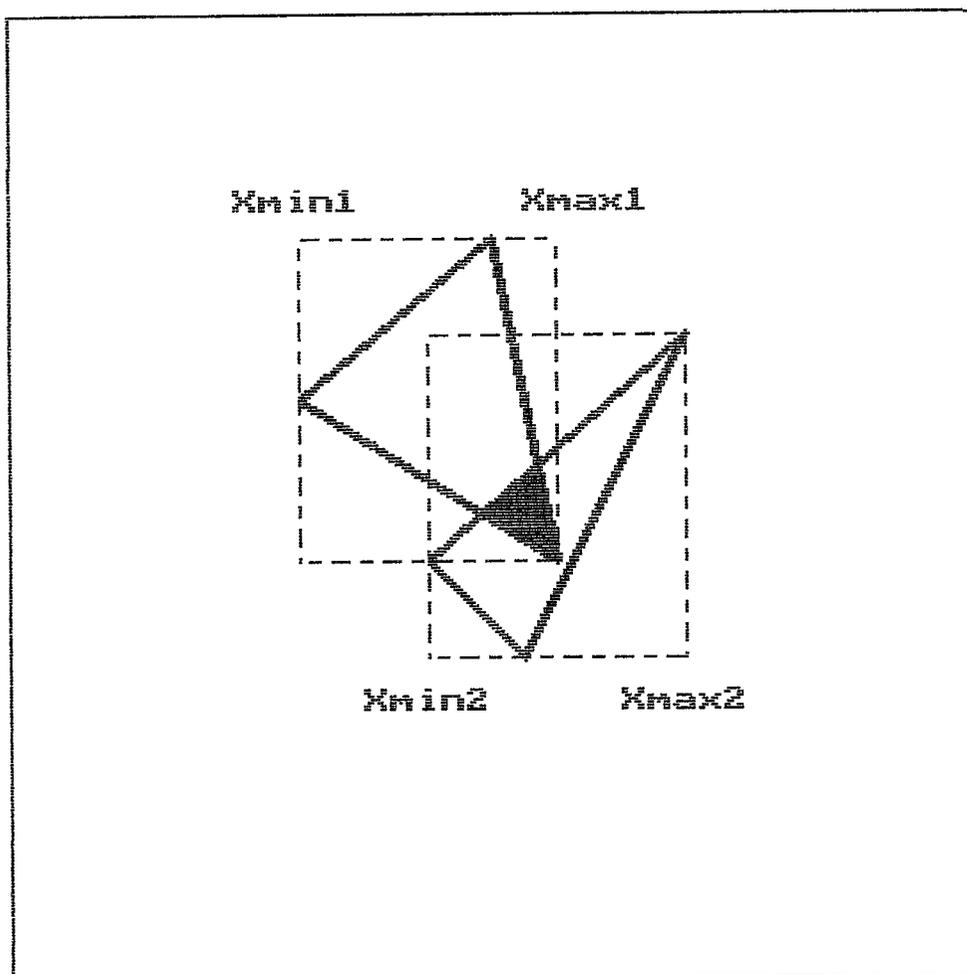


FIG 111.25 Há superposição dos pol'ígonos ($X_{min2} < X_{max1}$) e dos triângulos

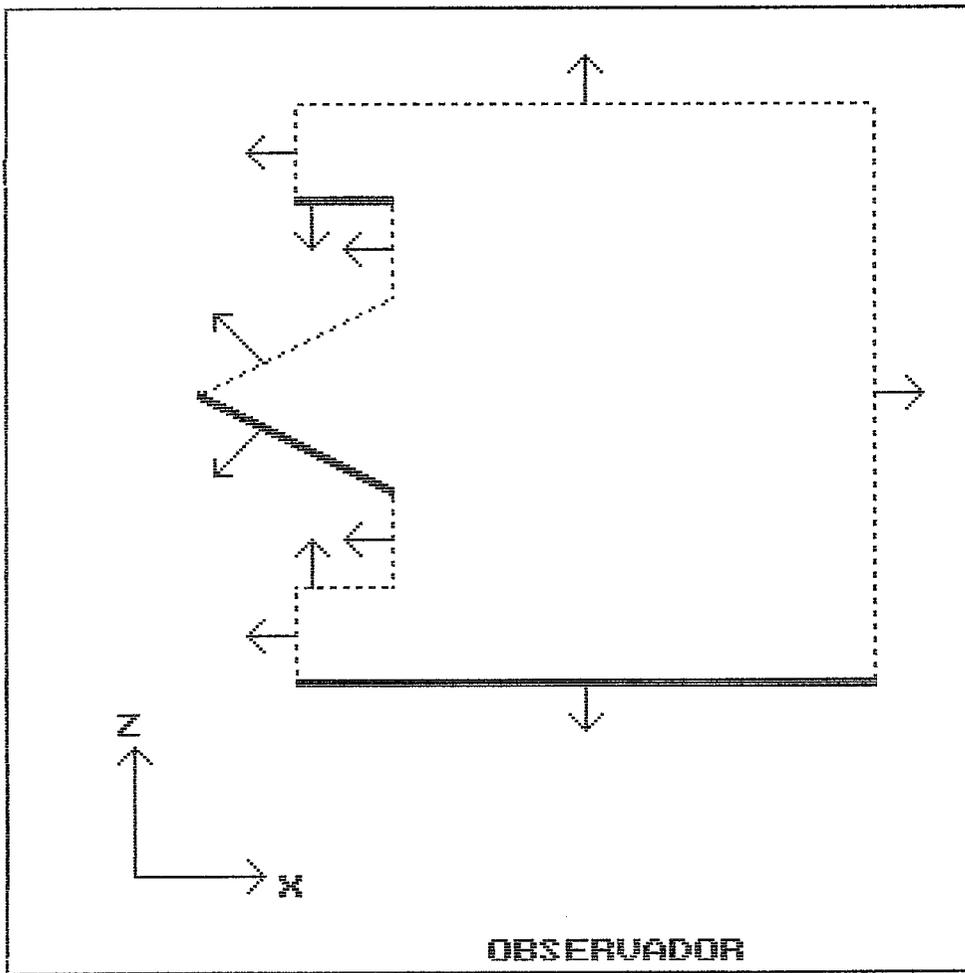


FIG III.26 Superposição Faces Eixo Z

observador, contra o retângulo de uma aresta (Número 3 no exemplo da figura III.27) de outra face. Se não há superposição, esta aresta da face não precisa ser submetida ao teste de intersecção. Caso contrário (teste da aresta número 1 da Fig III.28), quando há intersecção dos retângulos, deve ser realizado o teste de intersecção.

III.5.2 Teste de Intersecção

Um polígono pode ocultar uma aresta pertencente a um outro polígono, mais distante do observador, de três modos distintos. No primeiro caso, os pontos das extremidades da aresta ficam dentro da área do polígono, e, portanto, a aresta inteira, que tem as mesmas propriedades de uma reta, é ocultada, não devendo ser mostrada na imagem (Fig III.29).

No segundo caso, uma extremidade encontra-se dentro e outra fora do polígono, sendo então necessário procurar onde a aresta intercepta o polígono. Este ponto de intersecção divide a aresta numa parte visível e noutra invisível. O segmento da aresta, que fica dentro do polígono, não deve ser considerado mais, não devendo ser mostrado na imagem, enquanto o segmento, que se encontra fora do polígono deve ser testado contra os polígonos restantes, que se encontram na vizinhança (Fig III.30).

No terceiro e último caso, as duas extremidades estão fora do polígono. A aresta intercepta duas arestas do polígono, resultando num segmento de aresta invisível e

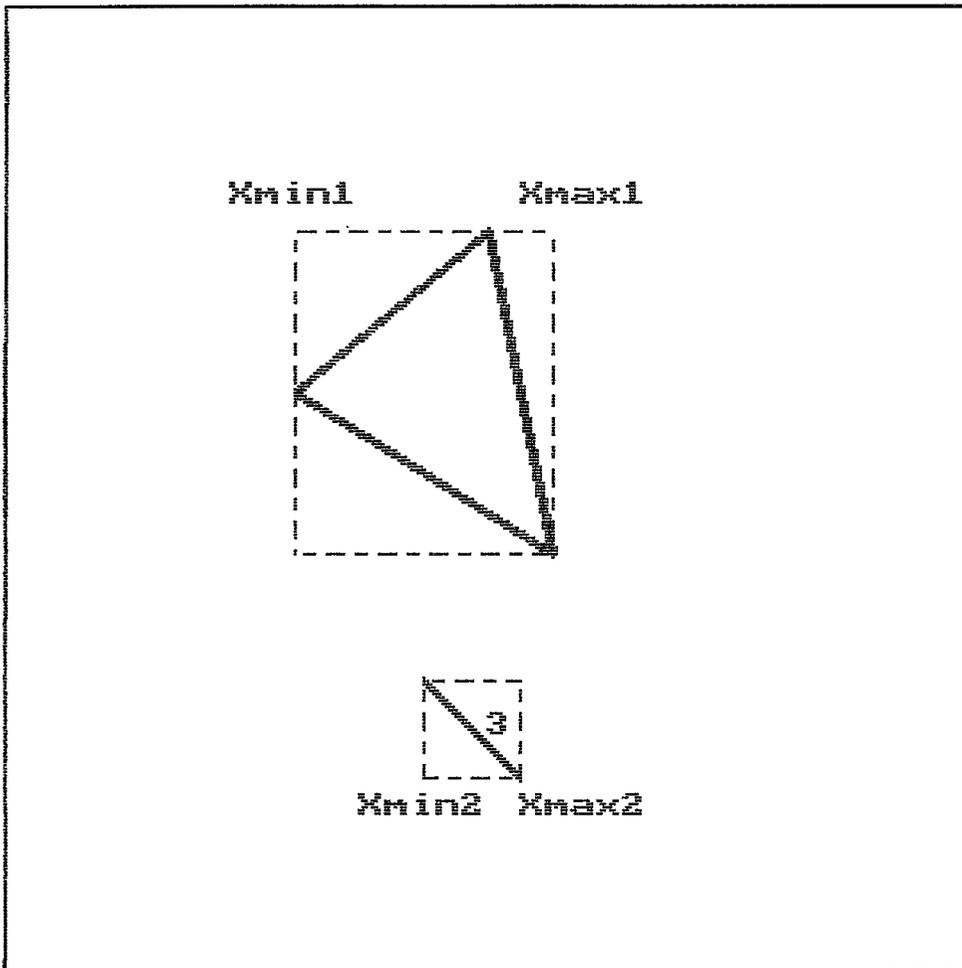


FIG III.27 Teste Minimax : 2. Joueur

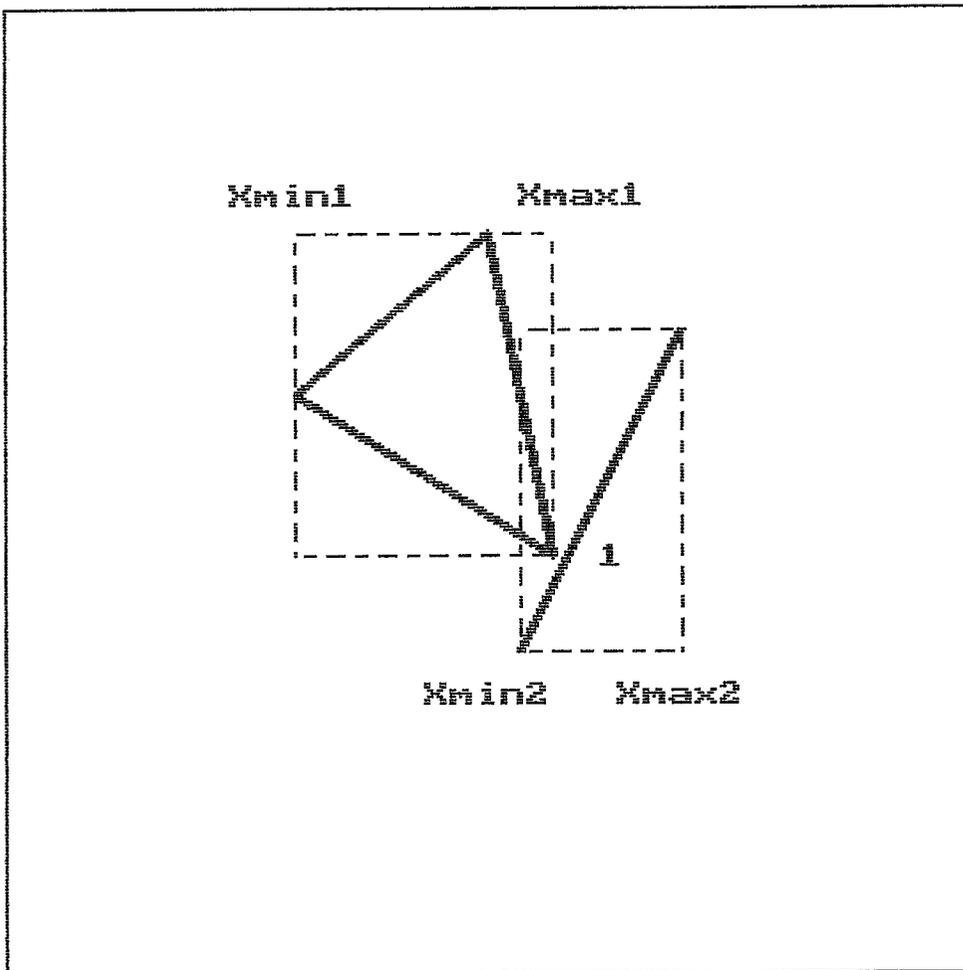


FIG III.28 Teste Minimax : 2. Passage

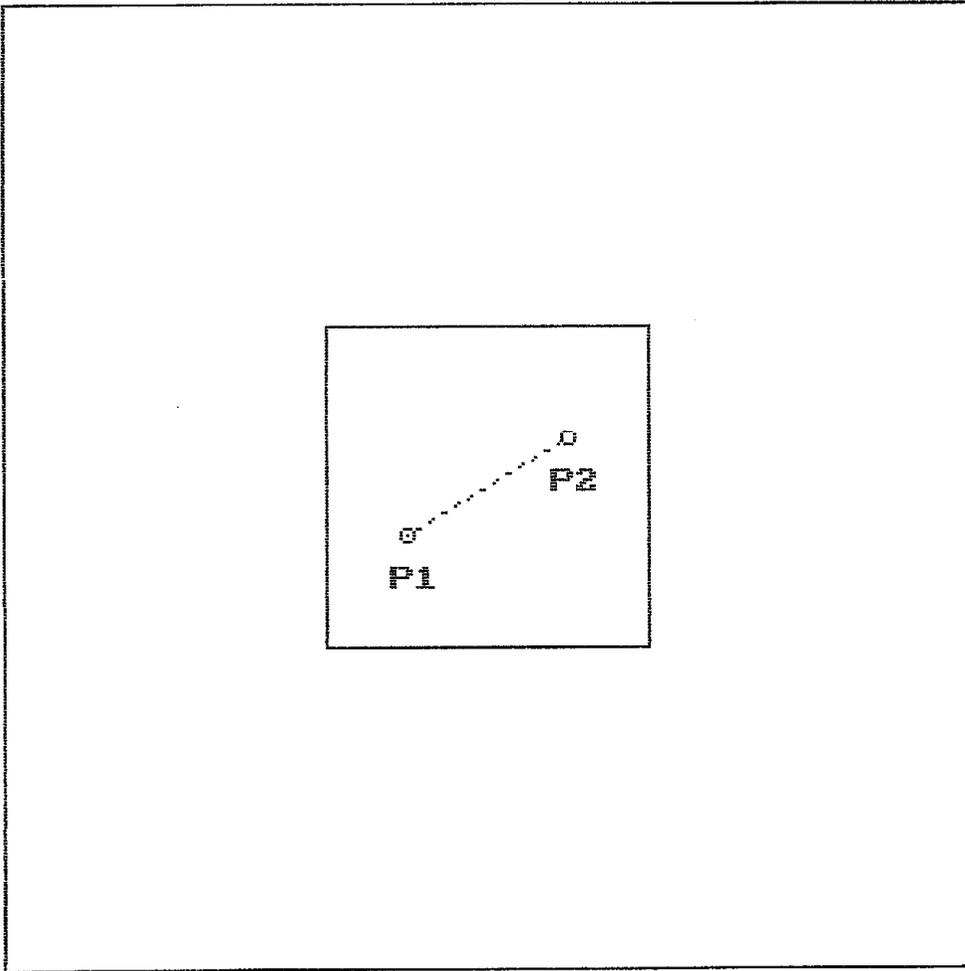


FIG III.29 Teste Interseção : dentro

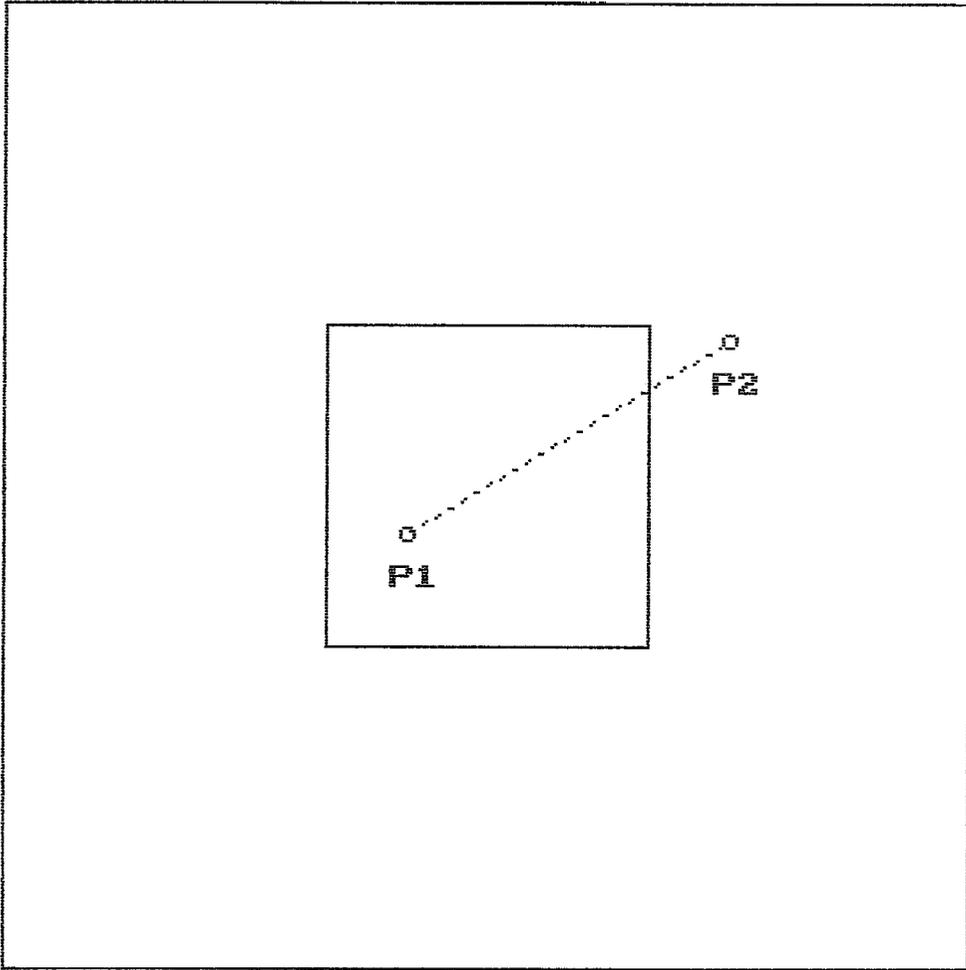


FIG III.30 Teste Interseção : P2 fora

dois visíveis, os quais precisam ser testados contra os outros polígonos (Fig III.31).

Para efetuar este teste, é necessário um algoritmo que localiza o ponto de intersecção de dois segmentos de reta.

III.5.3 Teste de Profundidade

Ao contrário dos métodos descritos nos dois itens anteriores, onde cada face é testada em relação as outras, o presente método não se baseia nas relações entre as diferentes faces, mas na relação entre a face e sua posição relativa ao longo de um eixo de coordenadas.

As faces visíveis são ordenadas segundo a profundidade de forma decrescente empregando-se a projeção paralela. Considerando-se o eixo z , a face que tiver maior z será a primeira a ser exibida, depois a face com segundo maior z (mais distante do observador), e assim por diante. Com isto garante-se que as faces com menor z não sejam ocultadas, devido ao fato da área de cada triângulo ser exibida com a mesma cor da superfície externa do objeto 3D.

No exemplo da figura III.32, a primeira face a ser desenhada é a V, a seguir a J, K, M e, por último, a face L, mais próxima do observador. Assim, implicitamente, determina-se qual parte de uma face posterior a outra é ocultada. Neste exemplo, a face L não é ocultada por nenhuma face, mas oculta parcialmente as faces M e K (Fig

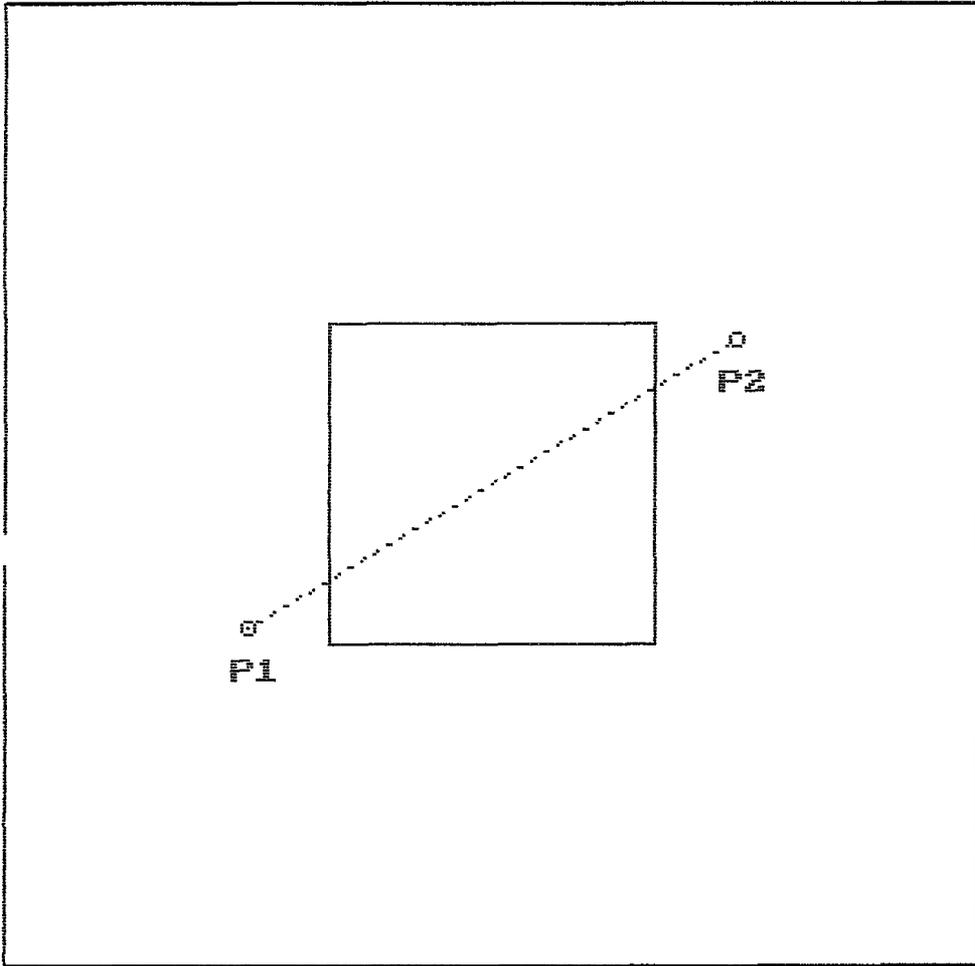


FIG III.31 Teste Interse.: P1, P2 fora

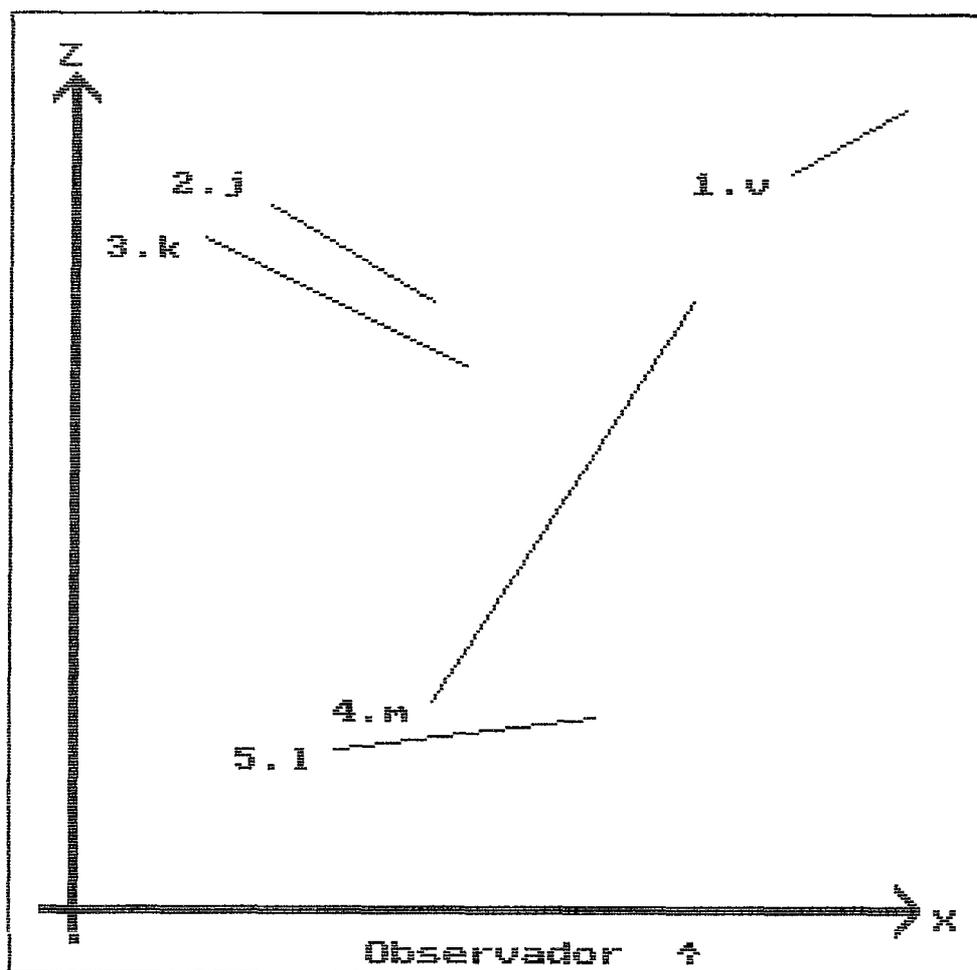


FIG 111.32 A face 1 oculta parcialmente as faces m e k. A face j é ocultada parcialmente pela face 1 e totalmente pela face k. As faces 1 e v são integralmente visíveis

111.33). Por outro lado, a face J, ocultada parcialmente pela face L, não é exibida, porque a face K **está** à sua frente e a oculta (Fig 111.32). A face V, apesar de ser a de maior profundidade (maior z), é entretanto totalmente visível.

Um aspecto importante de ser apontado é o fato de considerar-se o objeto como um poliedro formado por polígonos convexos. Em caso **contrário** poderia correr a situação de polígonos que mutuamente ocultam-se de modo parcial (FOLEY, 1984). A figura 111.34 exemplifica esta situação.

Outra observação a ser notada, refere-se a profundidade (z) das coordenadas das vertices de cada polígono (face); a representação fidedigna do objeto é obtida quando se utiliza a maior profundidade das vertices de cada face para cada um dos polígonos que constituem o objeto.

A figura 111.35 mostra o caso em que não é utilizado o vertice de maior profundidade, mas o primeiro vertice da representação do triângulo $A \equiv (x_1, y_1, z_1), (x_2, y_2, z_2), (x_3, y_3, z_3)$ para o qual $z_{a1} < z_{a2}$ e do triângulo B, neste caso $z_{b1} > z_{b2}$. Ao analisar-se a visibilidade de A relação B duas possibilidades de **ocultamento** ocorrem, sendo **porém** a **correta** aquela em que o triângulo B oculta parcialmente A (Fig III.35c). Este resultado **poderá** ser obtido como a ordenação da profundidade dos vertices

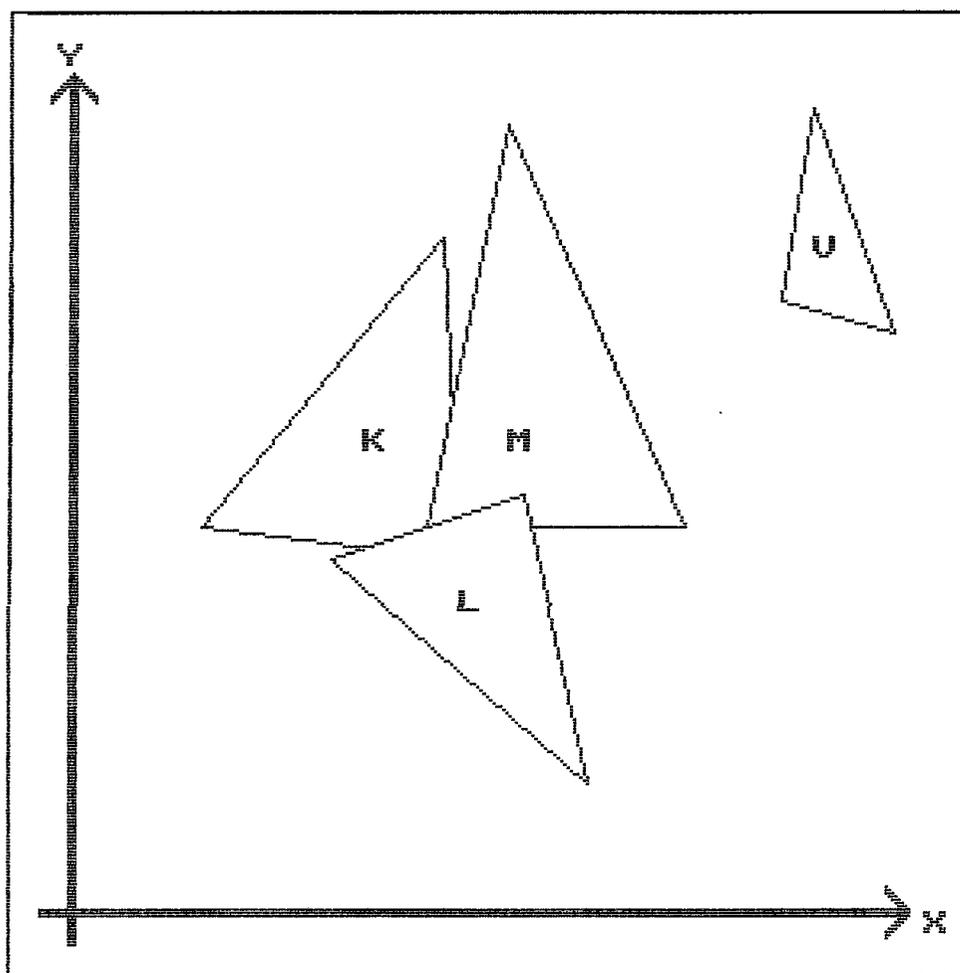


FIG 111.33 As mesmas faces da figura III.32 vistas no plano xy

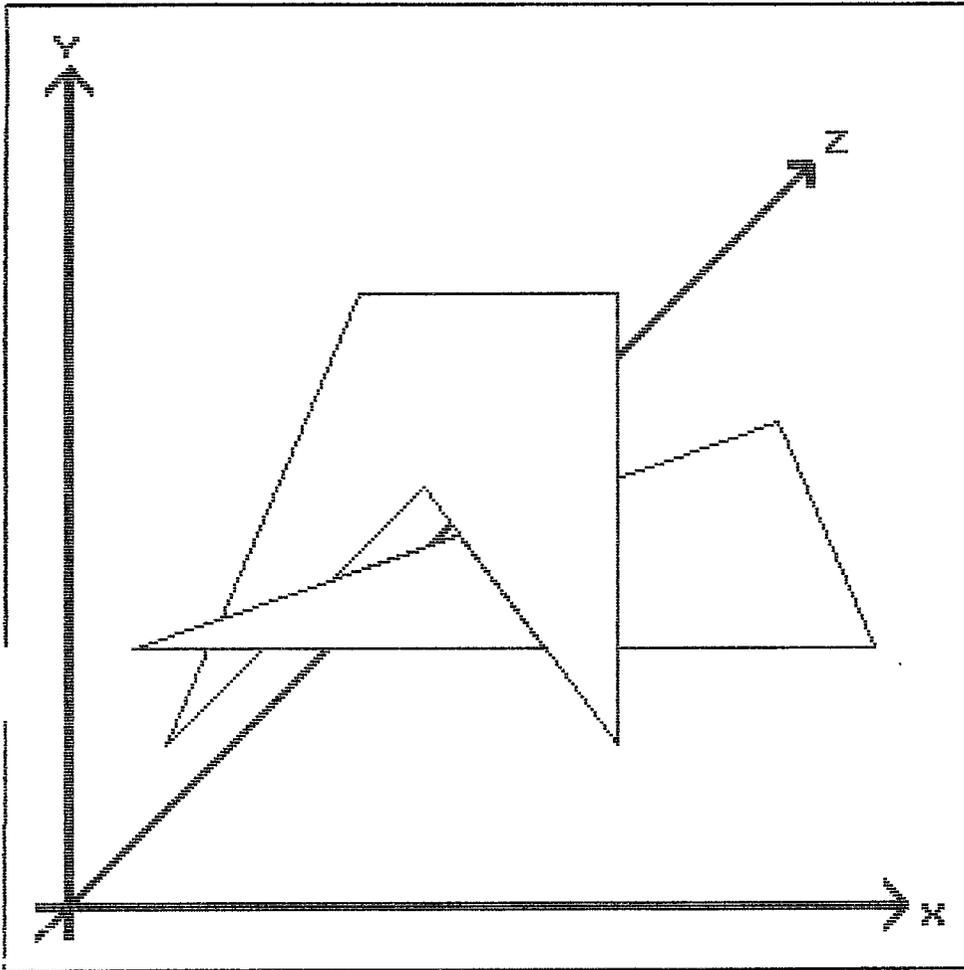


FIG III.34 Oclusão mútua 2 Polígonos

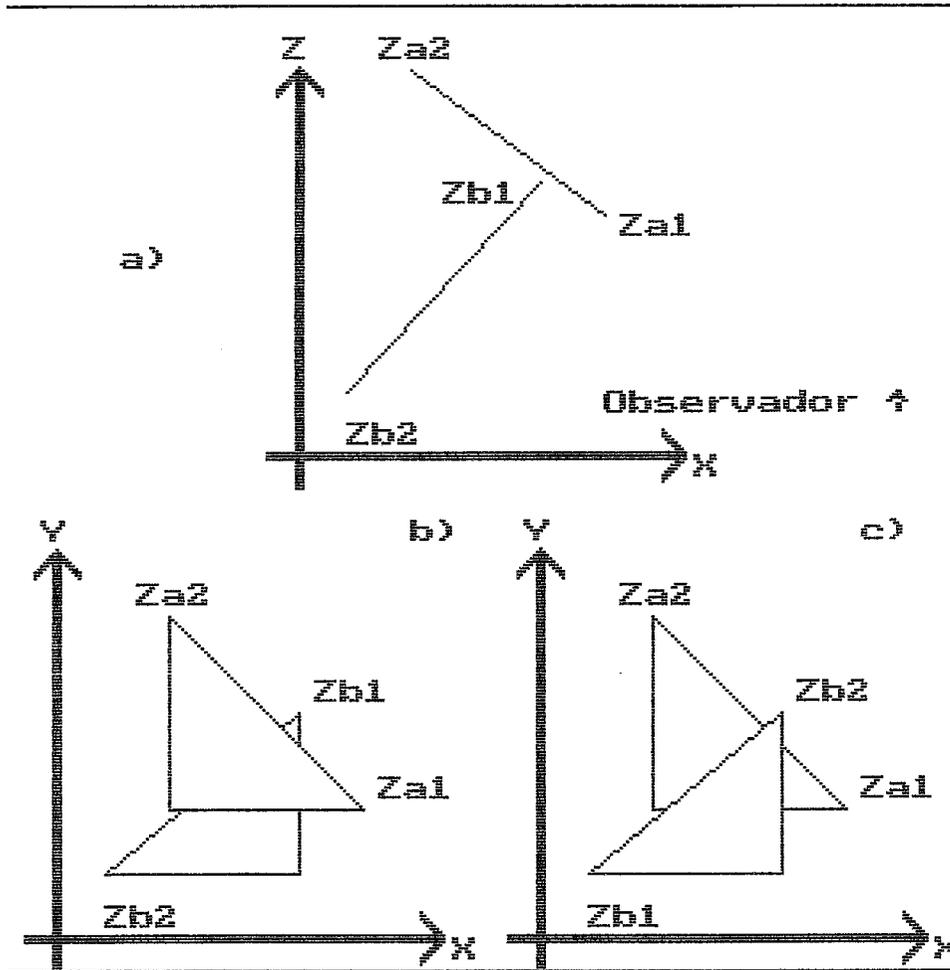


FIG III.35 Teste de Profundidade

a) Situação das faces A e B em xz com $z_{b1} < z_{b2}$;

b) Retrato em xy da situação em a), face A oculta erroneamente a face B;

c) Situação como deveria ser exibida em xy com $z_{b1} < z_{b2}$;

tivesse sido efetuada. Entretanto, existem situações que somente serão corretamente representadas se além da profundidade (z) também for ordenada as coordenadas x e y . A figura III.36 exemplifica esta situação.

III.5.4 Ordenação

Segundo ROGERS (1988) inúmeros são os métodos de ordenação existentes, entretanto independentemente do método adotado, a técnica descrita a seguir pode ser empregada, com vistas a aceleração do processo de ordenação. Conhecendo-se os valores extremos de um conjunto de dados, divide-se este intervalo em n faixas, logo cada uma delas refere-se um subconjunto destes dados, dentro dos limites da faixa em questão (Fig III.37). Depois que o último elemento do conjunto é atribuído ao seu subconjunto, então fará-se a ordenação dos elementos de cada subconjunto.

III.6 Representação de Dados

As pilhas e filas são seqüências de nós, codificados como listas sequenciais, simplesmente ou duplamente encadeadas com ou sem nó cabeça, que somente podem crescer e/ou diminuir nas suas extremidades segundo regras definidas de inserção e retirada (STANDISH, 1979).

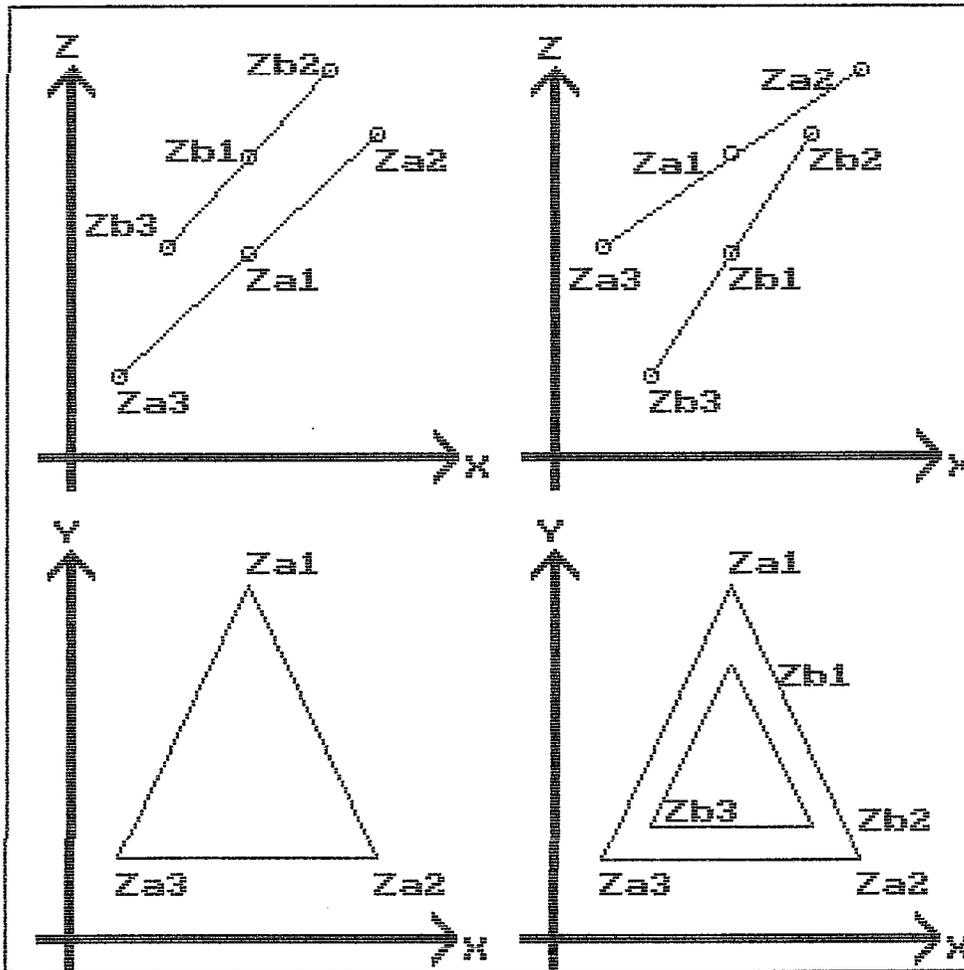


FIG 111.36 Ordenação da profundidade (z) dos vertices das triângulos A e B

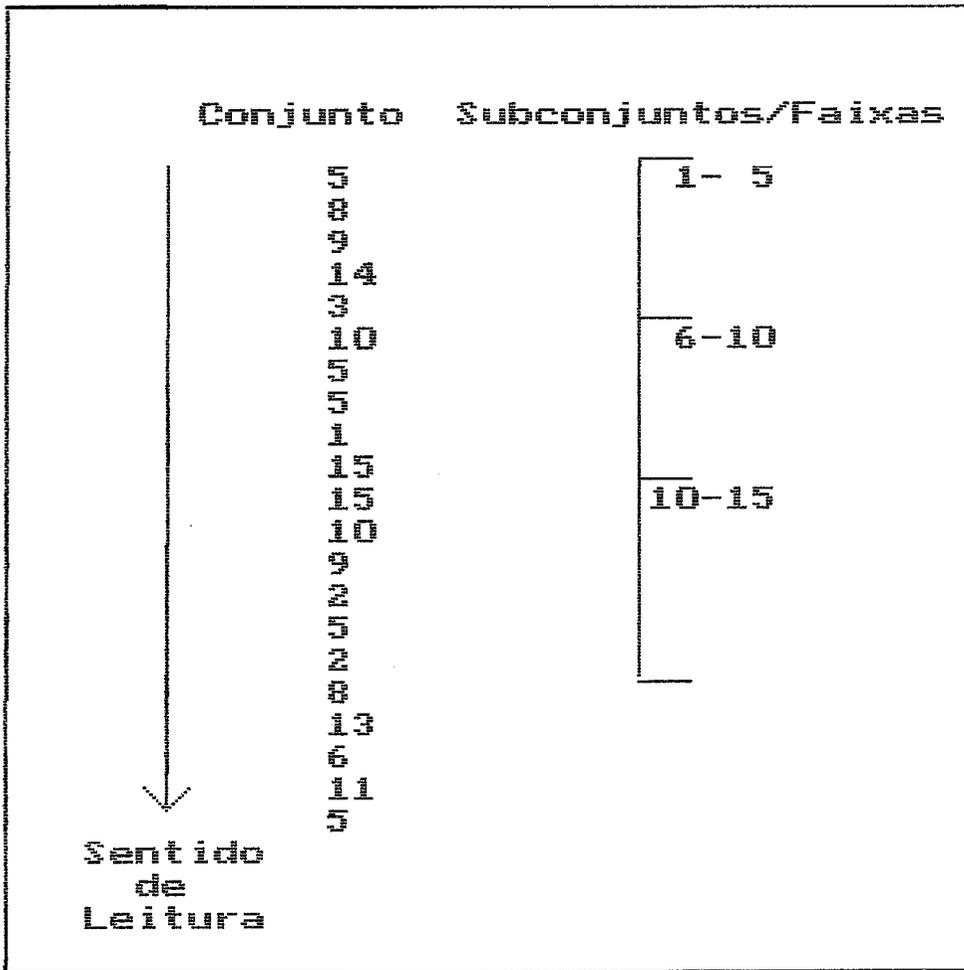


FIG III.37 Criação de Subconjuntos

III.6.1 Pilhas

Nas pilhas, os nós são inseridos e retirados somente numa extremidade da sequência. Os nós de uma pilha são empilhados, ficando o primeiro nó (A_1) inserido na base da pilha, e o último nó (A_n) no topo (Fig III.38). Neste caso, o último nó inserido é o primeiro a ser recuperado, o que justifica a denominação LIFO - "Last In, First Out".

III.6.2 Filas

Nas filas os nós são inseridos numa extremidade (R) e retirados na outra (F). O primeiro nó inserido é o primeiro a ser retirado (FIFO - "First IN, First Out"). A fila fornece implicitamente a sequência linear da inserção dos nós (Fig. 39).

III.6.3 Lista lineares - Alocação seqüencial

Uma lista linear é um conjunto de $n \geq 0$ nós $x(1), x(2) \dots x(n)$, tais que suas propriedades estruturais se baseiam principalmente na posição relativa dos nós dentro de uma sequência linear.

- Se $n > 0$, então $x(1)$ é o primeiro nó
- Se $1 < k < n$, então $x(k)$ é precedido de $x(k-1)$ e sucedido por $x(k+1)$
- $x(n)$ é o último nó

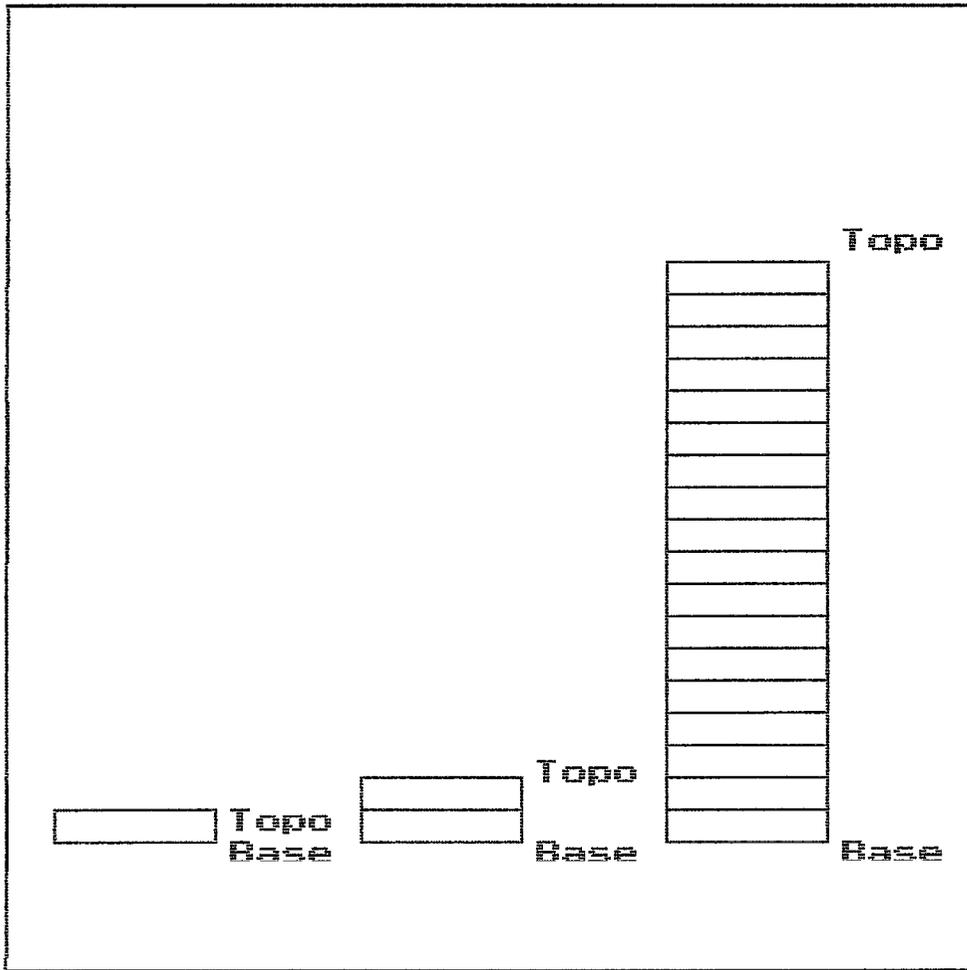


FIG III.38 Crescimento de uma Pilha

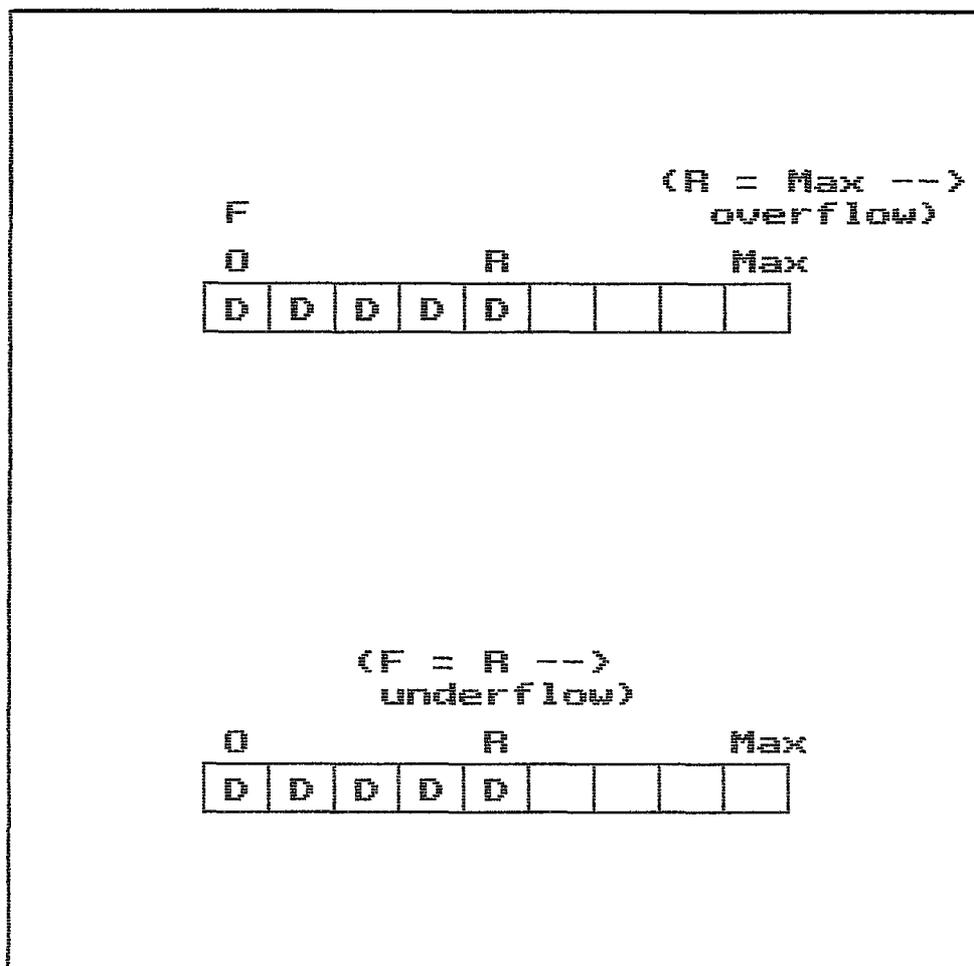


FIG III.39 Files

III.6.4 Listas Simplesmente Encadeadas

As listas simplesmente encadeadas representam os dados seqüencialmente, porém com alocação em membra não necessariamente sequencial. Assim, a ordem dos dados numa representação sequencial (array) é a mesma que a da lista encadeada, porém as posições de membra dessas duas seqüências não precisam ser as mesmas (HOROWITZ, 1984).

Estas listas utilizam-se de um elemento básico : o nóduo que contem os dados e um ponteiro. Este último aponta para um endereço de memória da alocação do próximo nóduo (Fig III.40). As inclusões e exclusões de listas simplesmente encadeadas são executadas rapidamente. Na inclusão basta percorrer a lista até encontrar a posição desejada, cria-se um novo nóduo e atualiza-se os ponteiros deste nóduo e do antecedente. A exclusão é feita analogamente. As operações básicas são listadas nos Apêndices 1 e 2.

As vantagens deste método são :

- 1 - somente a membra efetivamente necessária é alocada;
- 2 - operações de inclusão e exclusão são fáceis e rapidamente efetuadas;
- 3 - é fácil transformar duas listas em uma única;

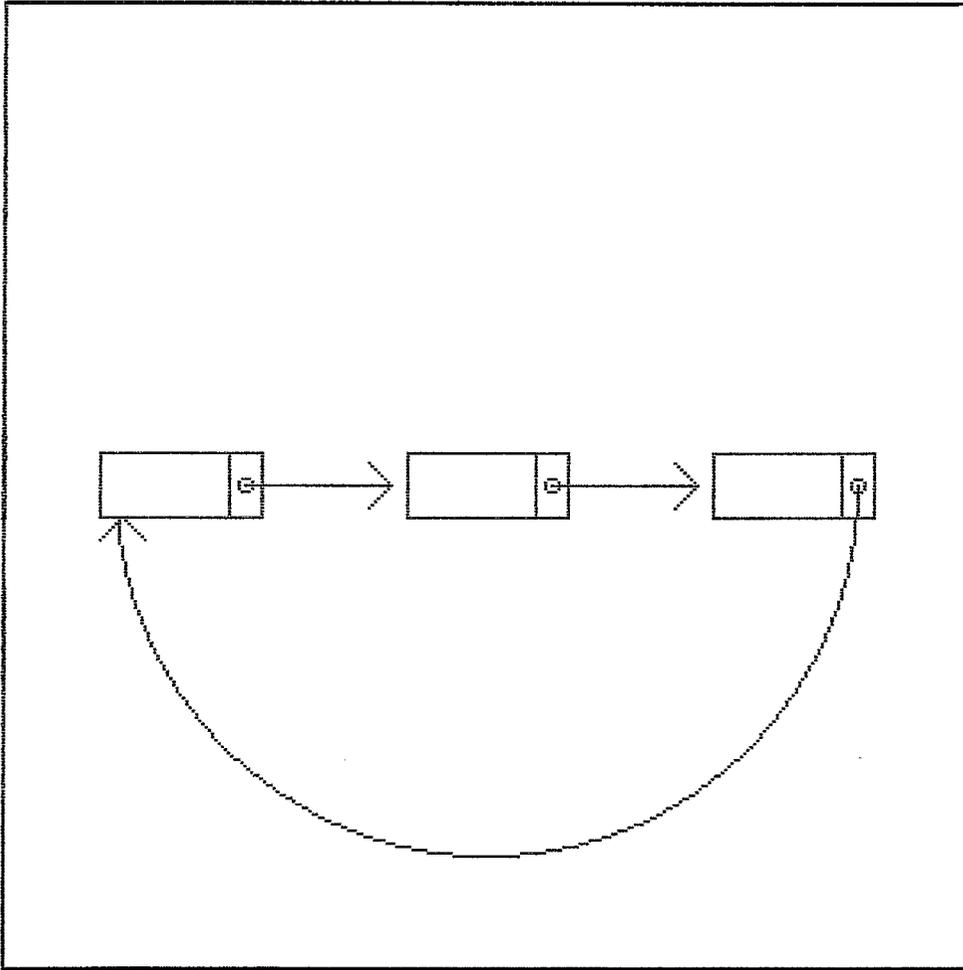


FIG III.40 Lista simple, encadeada

- 4 - listas complexas podem ser criadas, apontando uma para dentro da outra.

Por outro lado as desvantagens são :

- 1 - se é constante a quantidade de elementos, e se não existem operações de inclusão ou exclusão, mais memória é necessária, devido ao espaço ocupado pelos ponteiros;
- 2 - a procura de um determinado elemento é mais difícil na lista encadeada, pois a busca é seqüencial, enquanto que na alocação sequencial (array) o acesso é imediato.

De maneira análoga à alocação seqüencial, as pilhas e filas podem ser simplesmente encadeadas (Apêndices 3 a 6).

III.6.5 Listas Duplamente Encadeadas

Nas listas duplamente encadeadas, cada nó contém pelo menos um campo de dados e dois ponteiros. Um ponteiro (RLINK), como na lista simplesmente encadeada, aponta para o nó sucessor, enquanto o outro (LLINK) aponta para o antecedente (Fig 111.41). Nestas listas, quando um nó P está sendo apontado, mas deseja-se o seu antecedente, nó O, basta caminhar pelo segundo ponteiro (LLINK) para encontrar este nó (Apêndices 7 a 10), enquanto que na lista simplesmente encadeada, é necessário percorrer toda lista, desde o início.

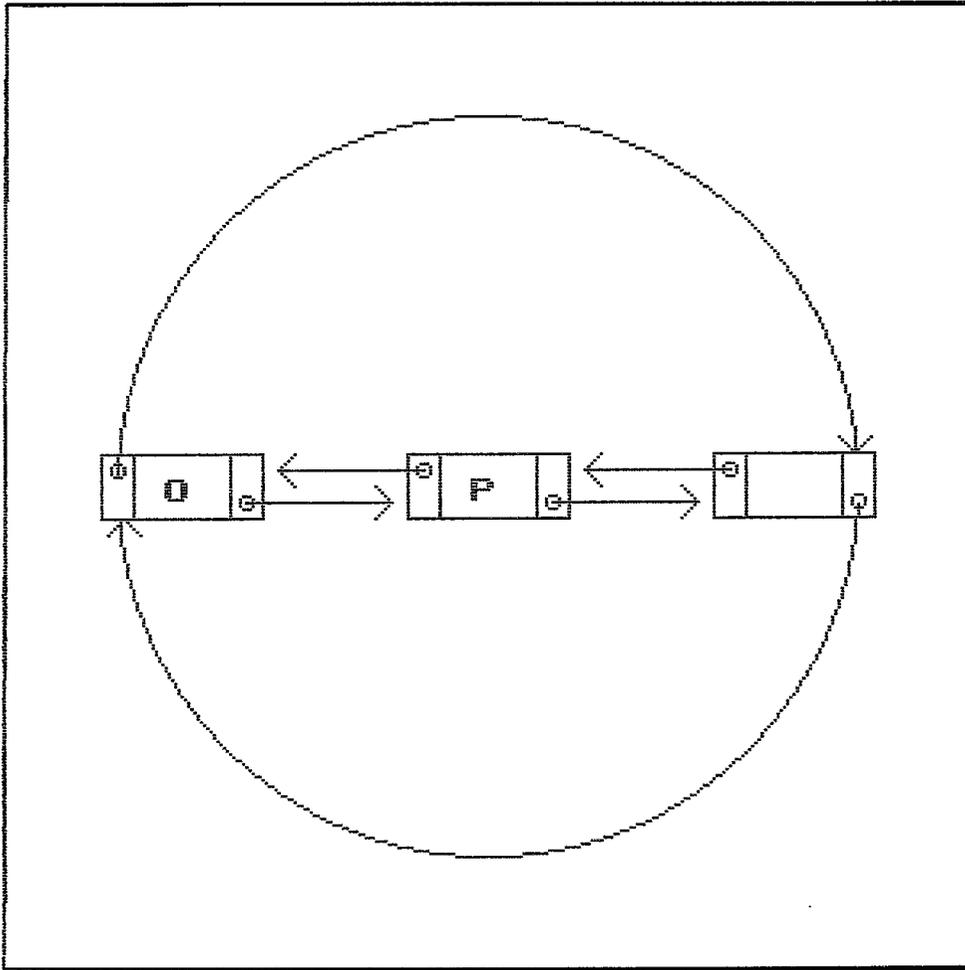


FIG III.41 Lista dupla, encadeada

III.6.6 Nó Cabeça

Este é um nó especial que antecede o primeiro nó da lista, sendo usado para :

1. fornecer uma localização de interrupção em listâs circulares, ou para definir um único ponto de partida;
2. manter ambas as extremidades de uma lista simétricas;
3. formar a raiz de uma Arvore , ou de uma lista pura de penetração com propriedades consistentes com outros nbs, que por sua vez, são raízes de sublistas;
4. oferecer campos adicionais de utilidade para cada sublista de uma lista, que podem ser usados no algoritmo de gerenciamento (tal como copiar, percorrer, testar igualdade), especialmente no caso de listas circulares;
5. permitir uma retirada fácil do primeiro nó numa sublista, quando esta sublista é em referenciada múltiplas vezes, sem que seja necessário pesquisar e atualizar todas as referências ao nó cabeça da sublista.

CAPITULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

IV.1 Aquisição de DadosIV.1.1 O Modelo Usado

Com o objetivo de representar um crânio em 3D o mais realístico possível usou-se como modelo uma cabeça de cadáver humano obtido junto ao Departamento de Anatomia Humana da UFRJ. Esta cabeça, separada do tronco na coluna cervical, mostrava o tecido ósseo completo e ainda contendo os tecidos moles. Havia compressões teciduais em algumas regiões, decorrentes das diversas posições nas quais a peça foi guardada no tanque de formol.

Posteriormente, durante a tomografia do crânio, constatarem-se algumas anormalidades no encéfalo provavelmente resultantes do processo utilizado para a sua conservação, além de uma tumoração, confirmada mais tarde no exame macroscópico.

A opção pela utilização da cabeça de um cadáver humano, e não de um indivíduo vivo, deve-se a alta dose de radiação acumulada durante a tomografia, que atingiu 49.5 AS, implicando assim em risco de iniciação e promoção neoplásica. Adicionalmente, pode-se garantir desta forma, uma perfeita sequência de imagens tomográficas sem deslocamento das estruturas, o que muito provavelmente não

seria possível com um paciente, que se movimenta durante o demorado processo de aquisição de dados.

O modelo adotado, apesar de individual será considerado como geral, não havendo, portanto, preocupação com detalhes (características do indivíduo). Conseqüentemente, na representação tem-se perda de exatidão para o indivíduo, porém ganho em generalidade, ao considerar-se este como padrão.

A criação de um modelo estatístico não faz parte do escopo deste trabalho. Existem dificuldades inerentes a obtenção do material (crânios em número estatisticamente significativos) e a própria metodologia empregada.

Para o trabalho ser o mais geral possível, adotou-se a representação daquelas estruturas que tenham o maior número de atributos em comum.

IV.1.2. Tomografia

O crânio foi submetido à tomografia computadorizada no Serviço de Radiodiagnóstico do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho.

Através da técnica tomográfica obteve-se um total de 110 imagens do crânio, distando uma da outra 2 mm em cortes transversos (4 imagens por chapa fotográfica, sendo uma em cada quadrante). Por todas as imagens manteve-se a mesma escala. Todos os cortes são paralelos entre si, desde a região mental até o topo do crânio, medindo

aproximadamente 22 cm. A extensão máxima antero-posterior, tem 18 cm e latero-lateral 14 cm. Adicionalmente, uma imagem em perfil proporciona uma correlação entre os diversos cortes e sua posição anatômica (Fig IV.1).

IV.1.3 Digitalização

No processo de digitalização das imagens utilizou-se de uma placa MATROX (PIP 1024-B), acoplada a uma câmera de vídeo (PANASONIC NV-M7PX) que permite a focalização de imagens de corte do crânio (Fig IV.2). A placa MATROX (resolução máxima de 512 x 512 x 256) foi instalada num microcomputador IBM **compatível** conectado a um segundo monitor CGA, através do qual pode ser monitorado o processo de digitalização. Cada imagem foi digitalizada em 512 por 512 pixels, gerando um arquivo de 262.144 bytes. Cada pixel pode assumir um valor de 256 tons de cinza na escala preto-branco.

Com o intuito de garantir a coincidência dos pontos de referência do conjunto de imagens, a câmera é mantida fixa e a chapa é deslocada. Uma chapa de vidro é utilizada como suporte, de modo a impedir o deslocamento das imagens. O centro da chapa de vidro, focalizado pela câmera, pode conter qualquer um dos quadrantes da chapa fotográfica, o que implica no deslocamento desta última (Fig IV.3) para quatro posições distintas. Para tal utilizou-se um sistema de trilhos nas partes superior e posterior do vidro, o que permite a fixação adequada da

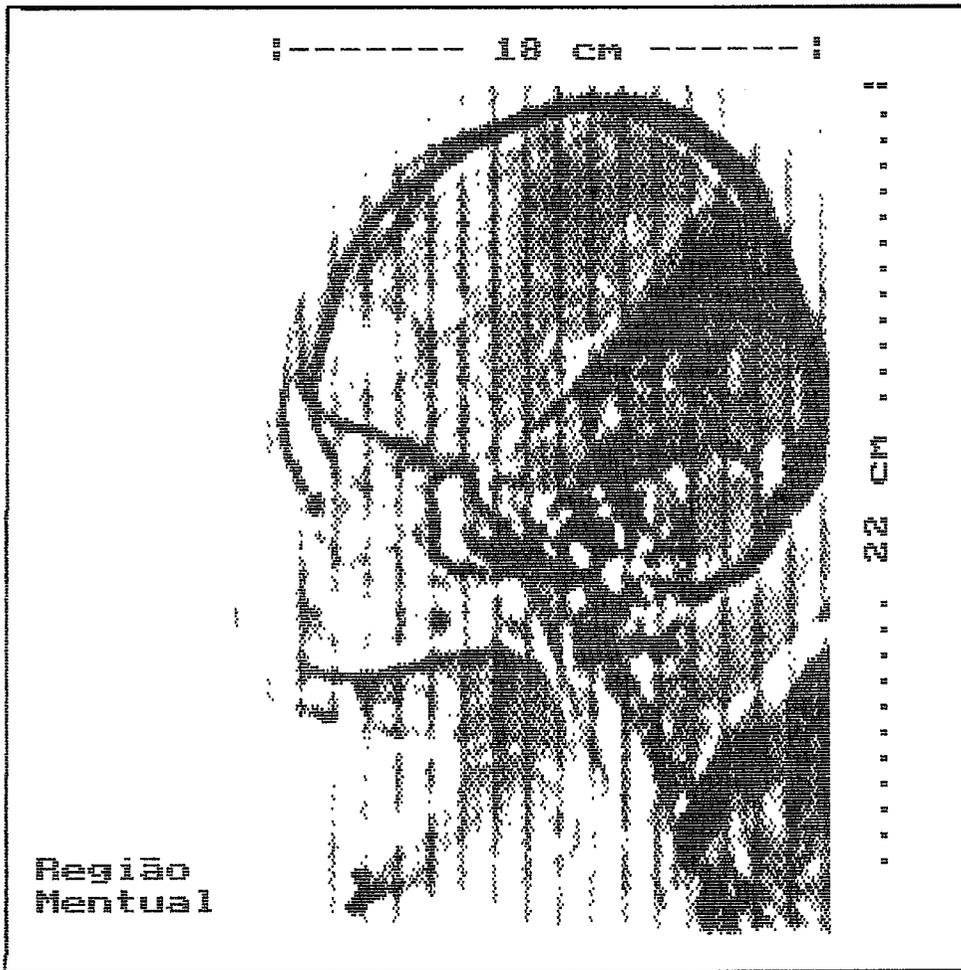


FIG IV.1 Perfil Imagem Digitalizada

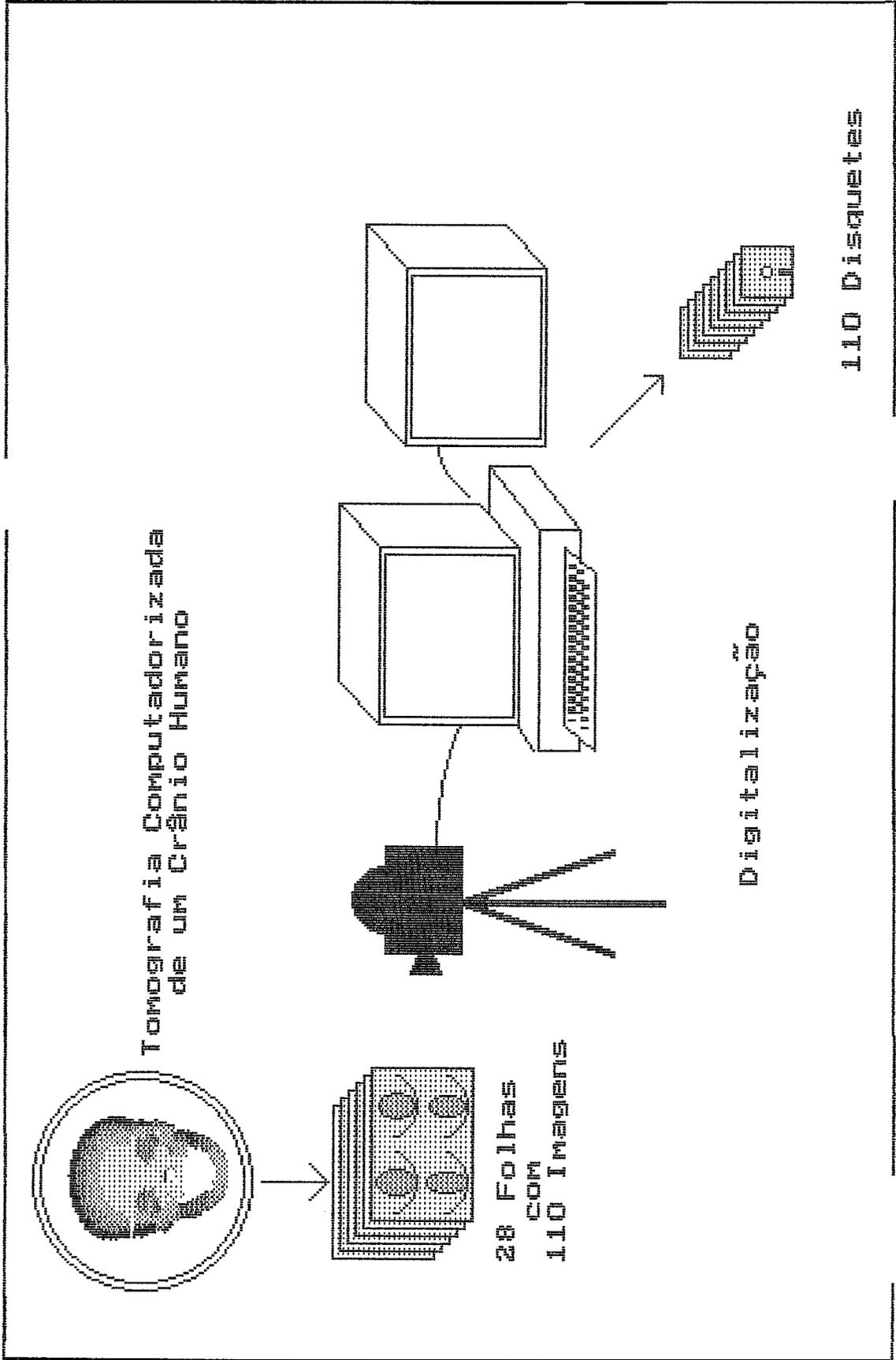


Fig 1U.2 Aquisição dos Dados

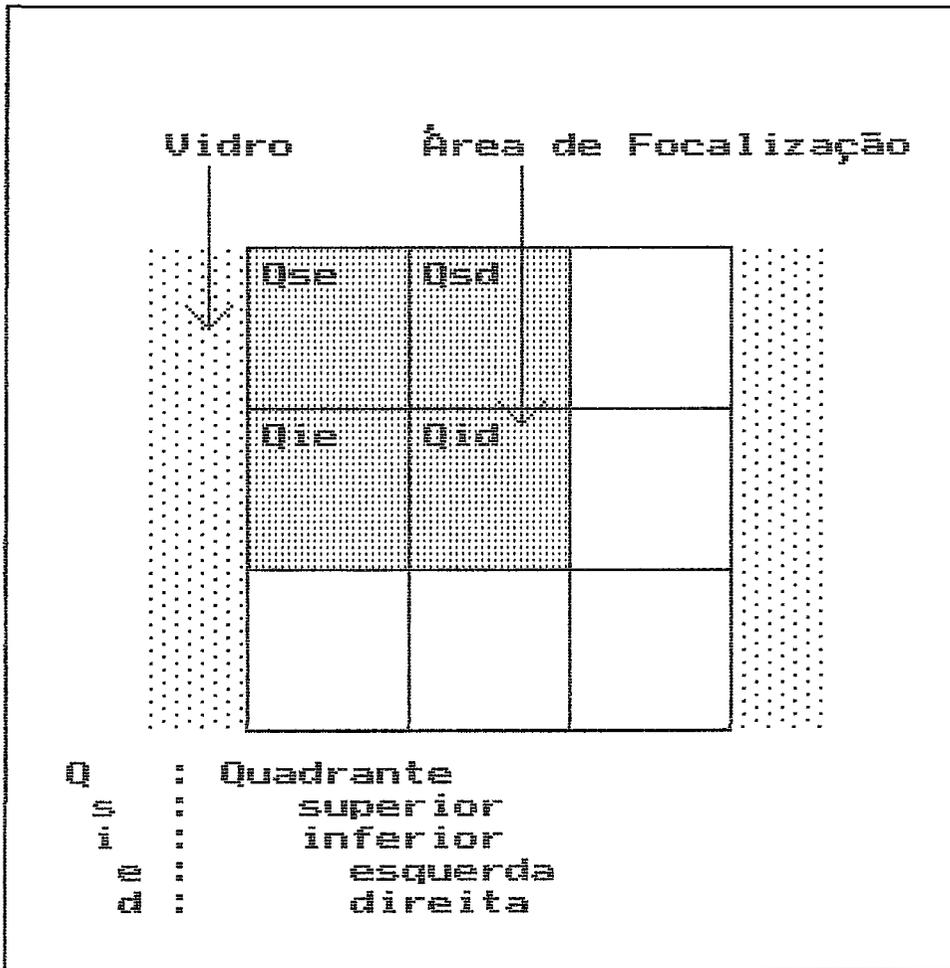


FIG IV. 3 a Posição 1. Quadrante

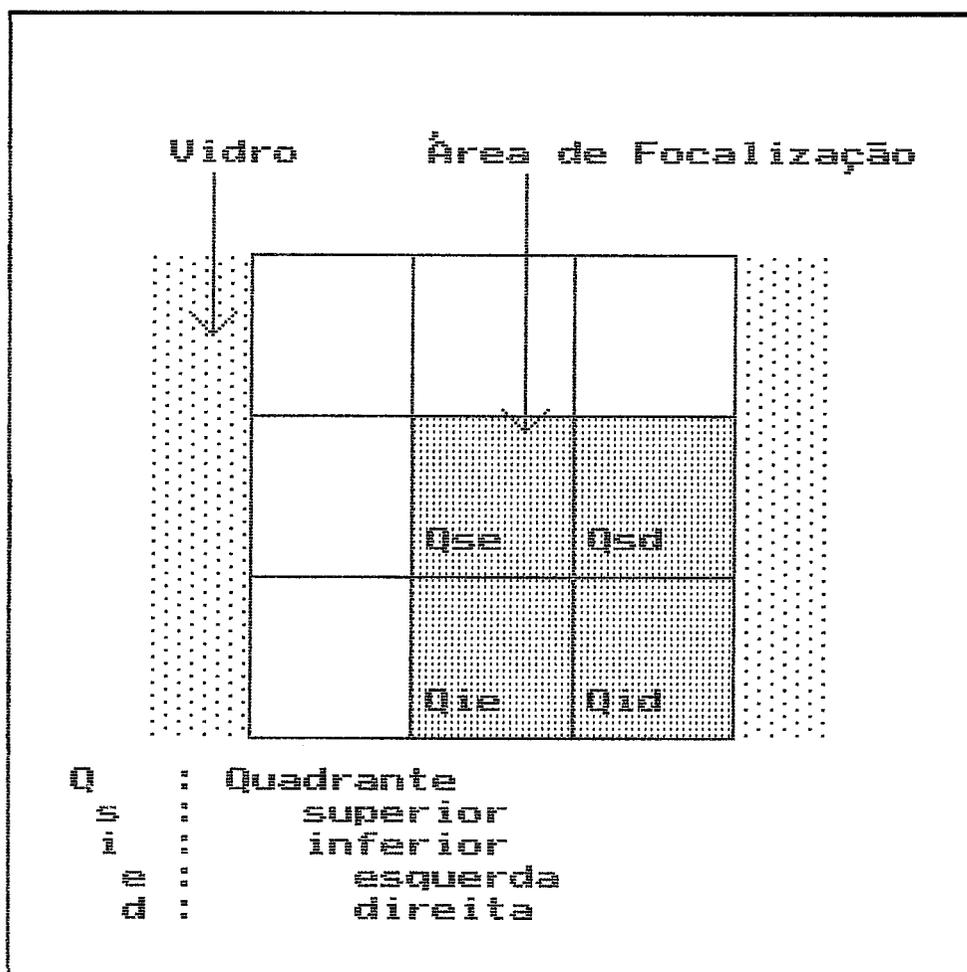


FIG. IV. 3 b Posição 4. Quadrante

chapa **fotográfica** sobre o vidro. Os 3 mm de espessura do vidro não são considerados. A câmera é posicionada perpendicularmente à chapa de vidro a uma distância de aproximadamente 2m (adequada a qualidade da imagem digitalizada).

Uma fonte de luz branca é empregada (posicionada atrás da chapa de vidro) de modo a melhorar o contraste e reduzir a possibilidade de reflexos, que criam artefatos.

IV.2 O Sistema de Representação

O trabalho foi desenvolvido num microcomputador AT IBM **compatível**, co-processador **matemático**, placa VEGA VGA, disco **rígido** (Seagate ST2511 - 28ms,42Mbytes) e 2 drives.

Na concepção dos algoritmos é implementado o sistema de coordenadas para direita, sendo este aspecto transparente ao **usuário**, que somente precisa preocupar-se com as rotações e o entendimento espacial do crânio.

O sistema computacional desenvolvido constitui-se fundamentalmente de dois **módulos** :

- Prb-Processamento : executando uma **única** vez para adequação dos dados
- Visualização : usado pelo **usuário** cada vez que deseja visualizar o crânio

Estes módulos estão interrelacionados através de dois arquivos de dados. As entradas e saídas do sistema podem ser vistas no esquema da figura IV.4. Devido a concepção modular adotada e o objetivo de desenvolver um sistema de representação 3D baseado em microcomputador, optou-se pelo método da representação de superfícies.

IV.2.1 Módulo de Pré-Processamento

Neste módulo a massa de dados obtida na digitalização é sucessivamente reduzida através da utilização de limiares de níveis de cinza. Os dados são então associados até que formem um conjunto, que representa a imagem 3D, o qual permite um acesso fácil e mais rápido do módulo de visualização.

O módulo de pré-processamento abrange várias etapas:

1. Redução do Espaço de Armazenamento
2. Codificação do Nome dos Arquivos
3. Detecção de Bordas das Estruturas de Interesse
4. Espaçamento de Bordas
5. Organização e Associação de Estruturas
6. Junção dos Arquivos

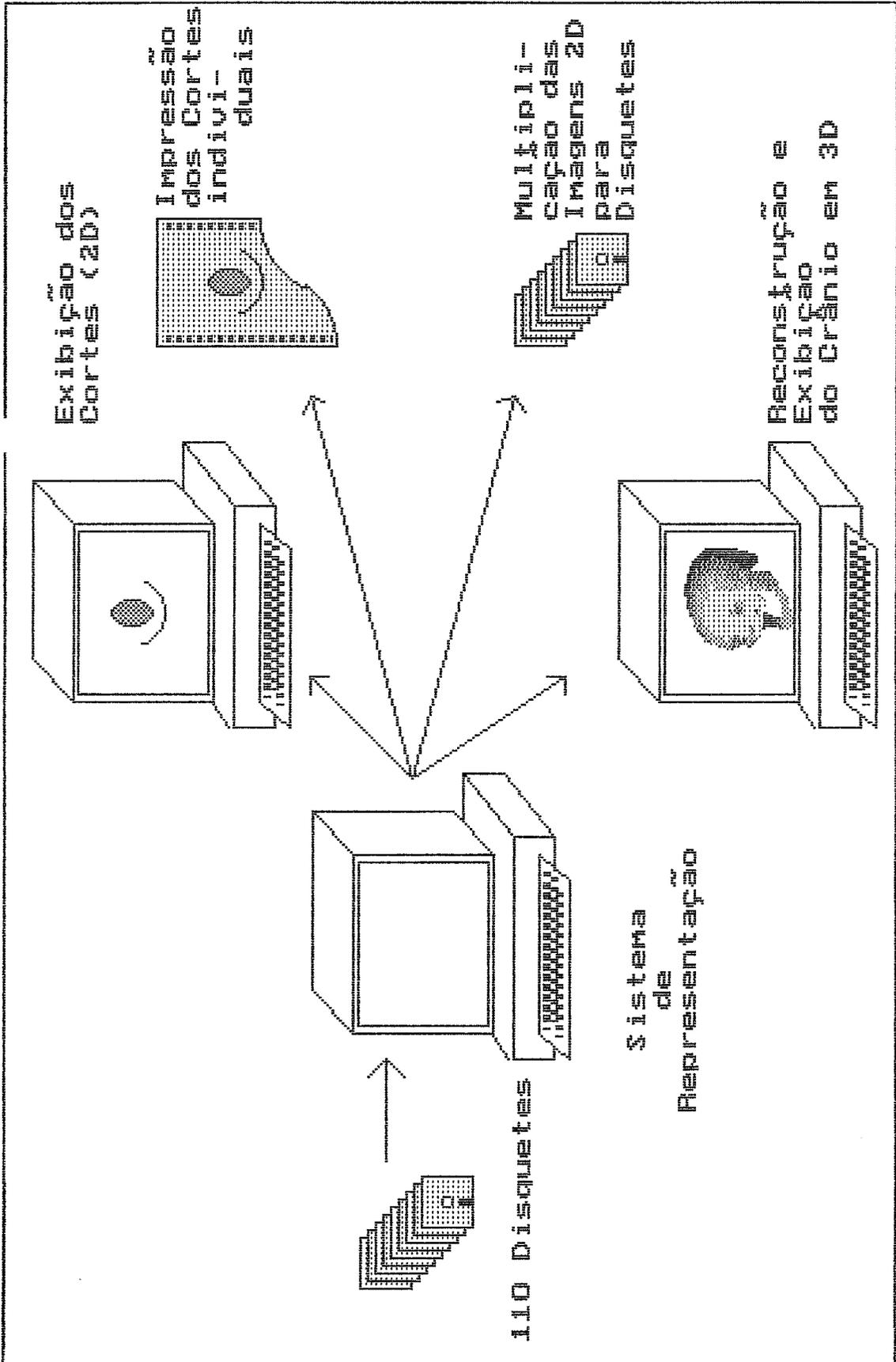


Fig IV.4 Sistema de Representação

IV.2.1.1 Redução do Espaço de Armazenamento

Todas as imagens têm em comum o símbolo da escala (Fig IV.5), podendo este ser usado como ponto de referência. A forma reta e o tamanho de 2 cm da escala facilitam a superposição com um marcador gráfico interativo.

Quando o arquivo referente a uma imagem 8 exibida no vídeo, o marcador gráfico (semelhante a uma "tartaruga") é então utilizado na delimitação da escala da imagem, permitindo desenhar um molde de recorte com dimensões fixas, abrangendo todos os pontos referentes ao objeto de interesse.

IV.2.1.2 Codificação do Nome dos Arquivos

Um arquivo de "procedures" (RDZ.BAT) renomeia os arquivos de dados com a terminação .RDZ ao em vez de .IMG, e sequência de imagens de 22 (corte mental) à 132 (corte do topo do crânio). Procurou-se seguir a metodologia empregada no CT, a fim de manter o quanto possível a relação dos cortes entre a aquisição (CT) e a reconstrução do crânio.

IV.2.1.3 Detecção das Bordas das Estruturas de Interesse

Os dados, até então, correspondem em cada corte a uma matriz bidimensional, que contém os valores das cores (escala de tons de cinza). Cada cor pode ser assumida como

H.U.C.F. - UFPJ
REGI
1 338
M/SP

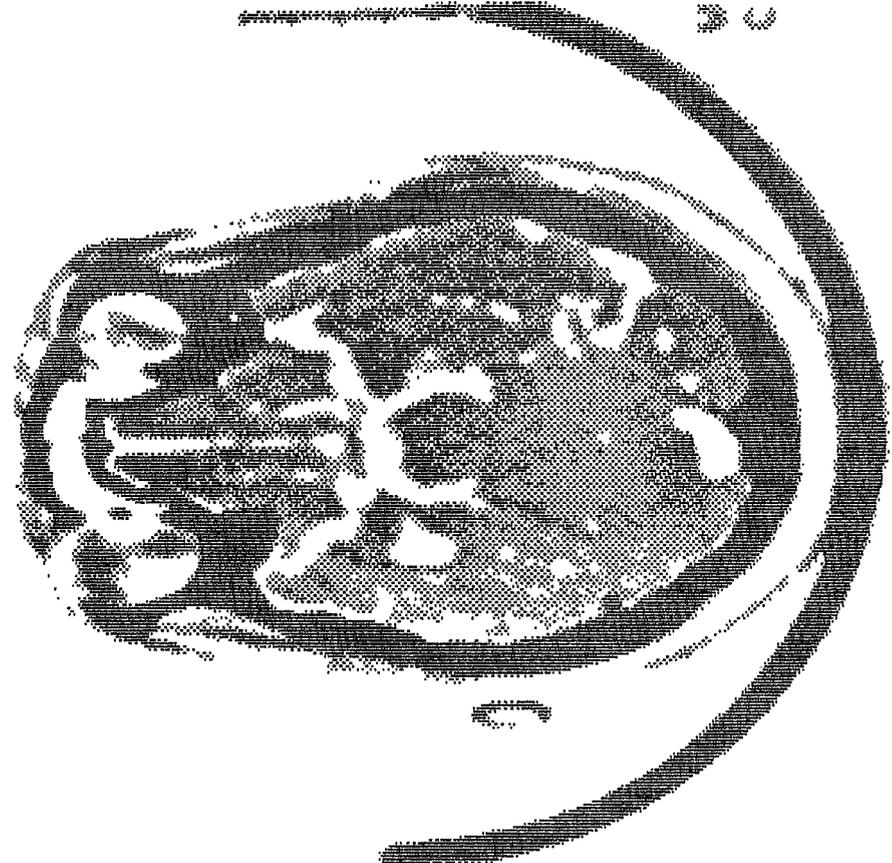
R I G H T

5 CM

220
20

H.U.C.F.F

F R O N T



SONATOM DR

23-APR-90
08 57.16
DU1.204
SCAN 02

T1 5 125
T2 45 45
SL 2
CT 0
TP 60

UFPJ
REGI
1 338
M/SP

R I G H T

5 CM

220
20

Fig IV.5 Imagen Digitalizada

referenciando-se a um tipo de tecido; neste trabalho somente o tecido ósseo é de interesse, o qual graficamente se mostra homogêneo e compacto (Fig IV.6).

Para extrair a borda de uma estrutura óssea, dispõe-se de uma "tartaruga", que deve ser posicionada no interior da estrutura. Somente os pixels, que se encontram dentro do limiar correspondente ao tecido em questão a ser extraído, são exibidos. O algoritmo de busca da borda procura, na esquerda da posição da tartaruga, o limite externo (mudança da cor do tecido ósseo com relação a cor de fundo) e coleciona todos os pares de coordenadas, que conformam o contorno externo, baseando-se na cor dos pixels vizinhos, para julgar a pertinência de cada pixel à borda. Um exemplo de detecção das bordas do tecido ósseo de uma imagem do crânio é mostrada na figura IV.7.

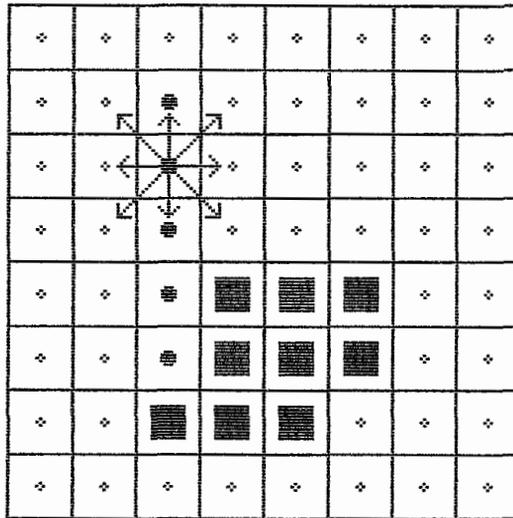
IV.2.1.4 Espaçamento de Bordas

Conforme discutido acima, as bordas são formadas por uma sequência de pontos, e devido ao algoritmo de detecção empregado, a distância entre dois pontos vizinhos é de um pixel (distância entre x e $x+1$, y e $y+1$).

A fim de se ter um algoritmo mais geral, as distâncias entre os dois pontos vizinhos deve poder ser maior que um pixel com este objetivo pode-se estimar novos pontos ou retirar pontos originais, dependendo da distância desejada. Para uma mesma borda a distância entre pontos é mantida constante.



Fig IV.6 Osso graficamente homogêneo



- : Sentido (horário) de Teste
 ◊ : pixel com cor do fundo
 ■ : pixel com cor da região
 ● : pixel da borda percorrida

FIG IV. 7 Percurso de Borda

Três métodos de espaçamento foram implementados. Pelo primeiro método não é necessário calcular a quantidade restante de um segmento no final e levá-lo em consideração no próximo segmento, facilitando assim o algoritmo e diminuindo o tempo de processamento. Este método faz com que existam cantos bem definidos e até cantos em forma de agulha (Fig IV.8a). Uma desvantagem é, quando existe uma grande sequência de segmentos, cujas distâncias são menores que as desejadas, implicando em um grande número de pontos. O segundo método faz com que as curvas sejam muito atenuadas e, conseqüentemente, com possível perda de informação (Fig IV.8b). O último método pode ser visto como híbrido entre os dois primeiros por atenuar cantos do tipo agulha, mas ao mesmo tempo mantém os contornos originais (Fig IV.8c).

IV.2.1.5 Organização e Associação de Estruturas

Como resultado dos procedimentos anteriores tem-se que cada corte é descrito pelos eixos X e Y, sendo agora necessária a associação de cada um dos cortes com seus vizinhos, considerando-se assim o eixo Z, o que permite a construção da imagem 3D.

As associações são feitas sempre entre dois cortes adjacentes, sendo as bordas de todos os segmentos destes cortes desenhadas pelo algoritmo em cores distintas e superpostas (não considerando o eixo Z). Neste contexto a denominação segmento significa uma coleção de pontos que

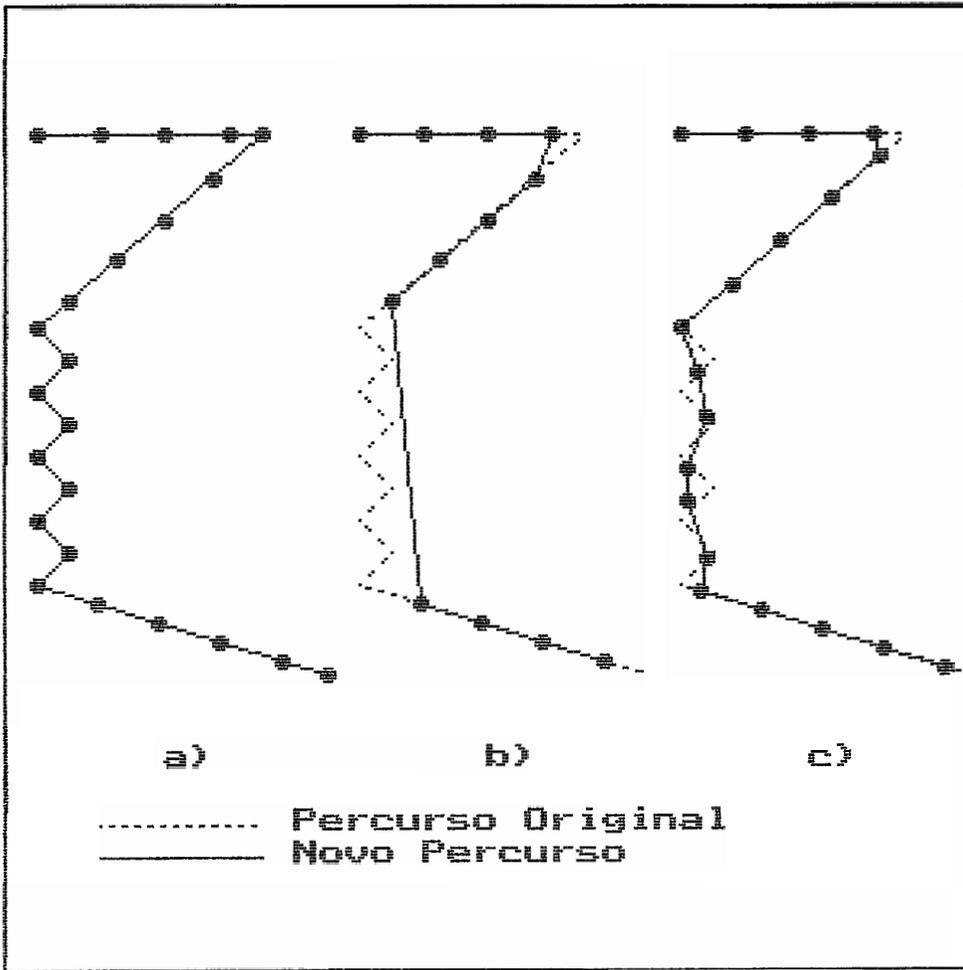


FIG IV. 8 Espaçamento das Bordas

compõem uma borda individual, necessariamente fechada, porem não convexa. Cada segmento pertence a somente um corte de até n segmentos e um segmento de um corte relaciona-se a, pelo menos, um segmento dos dois cortes vizinhos. As associações são feitas através de combinações das seguintes opções :

1. Primeiro Corte (Topo do Crânio)
2. N-ésimo Segmento
3. Iniciação do Segmento
4. Divisão do Segmento
5. Junção dos Segmentos
6. Término do Segmento
7. Extinção do Segmento
8. Último Corte (Região Mental)

Quando o usuário terminou todas as associações de um par de cortes, o algoritmo mostra as associações em linhas cheias e em cores distintas, passo a passo, para que a verificação possa ser feita.

Internamente as associações são feitas por listas simplesmente eneadadas, que segundo HEYN (1988) permitem uma economia de espaço de memória. Um exemplo da interrelação entre listas é apresentado na figura IV.9. As definições das listas encontram-se na Apêndice 11.

Para cada corte são criados dois arquivos : um que contém as coordenadas (x,y) , e outro contendo as associações apresentadas anteriormente.

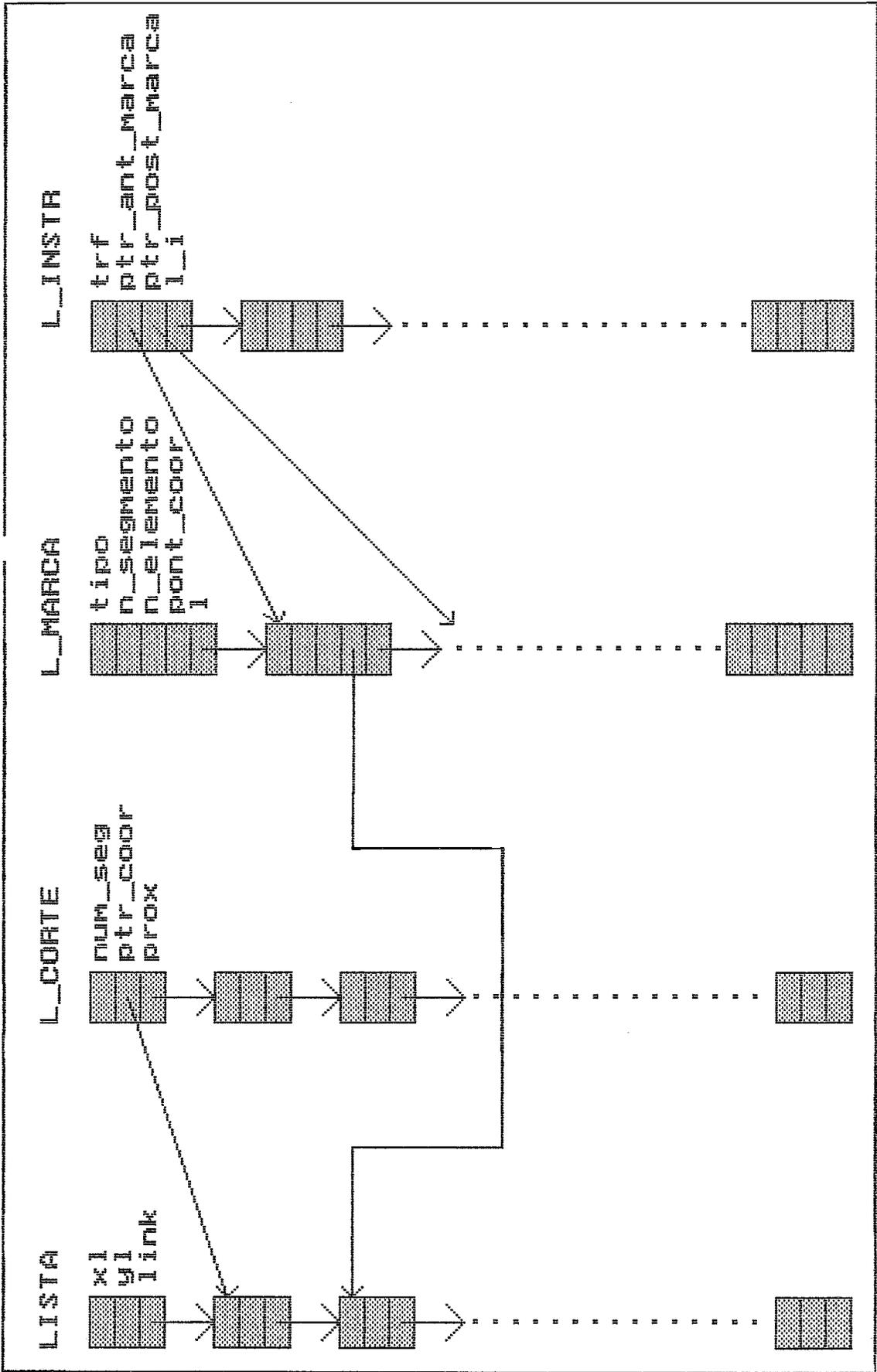


Fig IV.9 Associação das Listas (vé apêndice II)

O registro do arquivo de coordenadas é constituído de até 50 pares coordenadas x e y , além da indicação da quantidade (QTD_COOR) exata dos pares (Apêndice 12). O arquivo é indexado pelos ponteiros do arquivo de associação correspondente.

Para cada associação existem dois ponteiros, o primeiro (A_SEEK) aponta para o registro que contém o primeiro par de coordenadas referentes à associação, o segundo ponteiro (P_SEEK) aponta para o registro que mantém o último par de coordenadas (Apêndice 13).

IV.2.1.5.1 Primeiro Corte

Como definido anteriormente, o crânio é um objeto fechado, porém o primeiro corte (c_1), obviamente, não é tomado de modo a mostrar um volume fechado. Para que exista um segmento superior (corte virtual) que permite uma representação adequada, é necessário que seja criado um ponto (x,y) , preferencialmente, como uma projeção do centro que represente o primeiro corte. A este ponto são unidos todos os pontos do primeiro corte, permitindo, assim, a formação de uma coleção de triângulos (Fig IV.10). A associação do primeiro (c_1) e ao segundo corte (c_2) é feita automaticamente, por se tratar de uma relação biunívoca entre cortes.

IV.2.1.5.2 N-ésimo Segmento

Por meio desta opção os segmentos $S_1...S_n$ de um corte C_i são associados aos segmentos $S_1...S_n$ do próximo

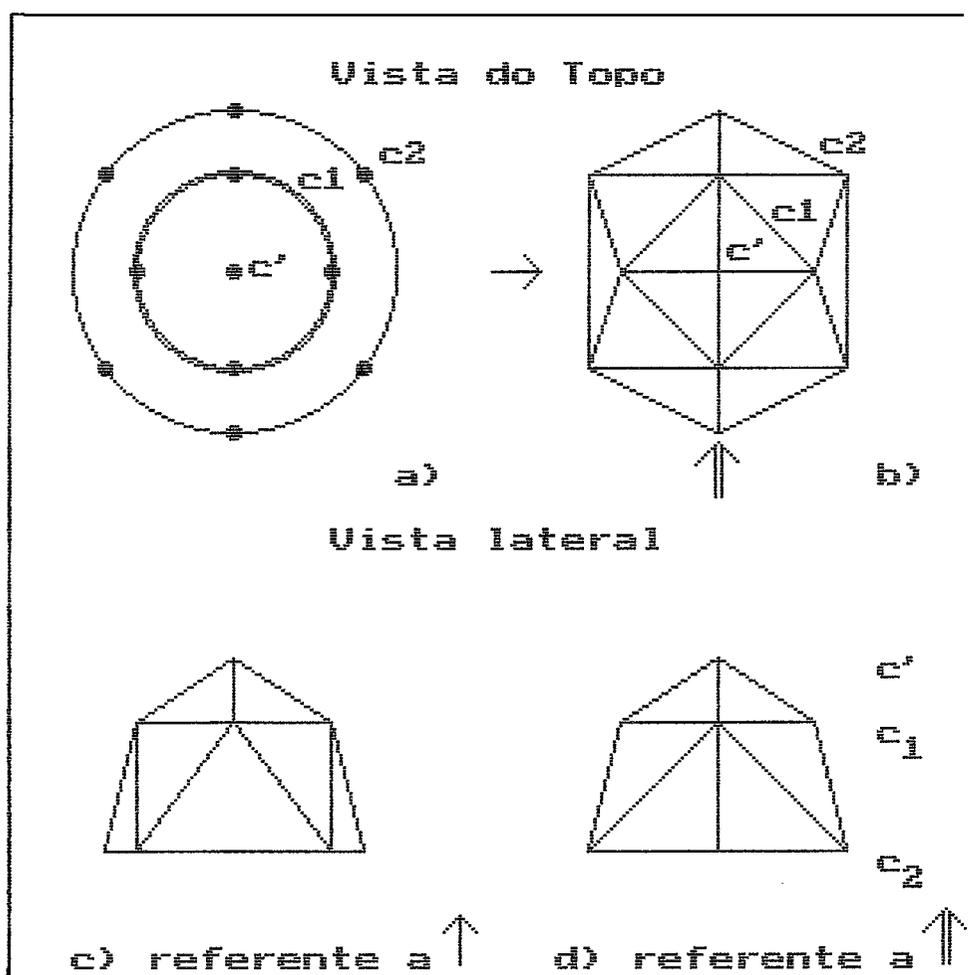


FIG IV. 10 Primeiro Corte

corde C_{i+1} . O segmento S_1 de C_i é associado ao segmento S_1 do corde C_{i+1} , até a atribuição de S_n de C_i com S_n de C_{i+1} . Na figura IV.11 este procedimento é válido.

IV.2.1.5.3 Iniciação do Segmento

A iniciação de um segmento apresenta problema semelhante a opção do Primeiro Corte. Considerando-se segmentos dos cortes $C_1 (x_{c1}, y_{c1}, z_{c1})$ e $C_2 (x_{c2}, y_{c2}, z_{c2})$, tal que um segmento do corte C_2 não possui correspondente no corte C_1 , torna-se necessário criar um ponto (x_{ci}, y_{ci}) num corte virtual (z_{ci}) com coordenada arbitrada em

$$z_{ci} = \frac{z_{c1} + z_{c2}}{2}$$

Tal hipótese deve ser considerada na prática por estas sendo utilizada distenção não infinitesimal entre dois cortes sucessivos. A figura IV.12 mostra o corte c_2 com três segmentos (s_1, s_2, s_3) e c_1 com somente dois segmentos $(s_1$ e $s_2)$, o corte virtual contém o segmento s_3' que permite a união entre segmentos.

IV.2.1.5.4 Divisão do Segmento

Quando no corte C_1 há um segmento, que no corte C_2 se relaciona a dois segmentos (na maioria das vezes distintos), o usuário tem que indicar explicitamente que houve uma divisão do segmento anterior. Assim é necessário marcar quatro pontos : (x_1, y_1) e (x_2, y_2) pertencentes ao segmento S_1 do corte C_i e os pontos (x_3, y_3) e (x_4, y_4) nos

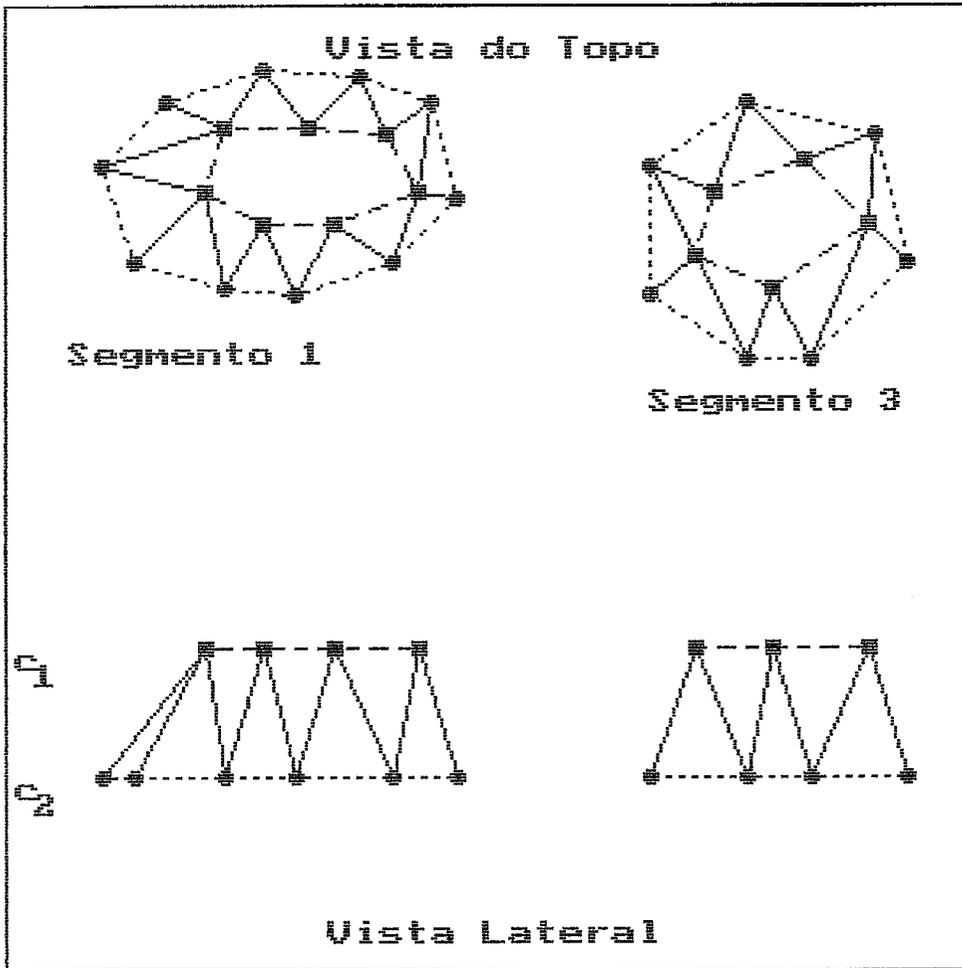


FIG IV. 11 N-ésimo Segmento

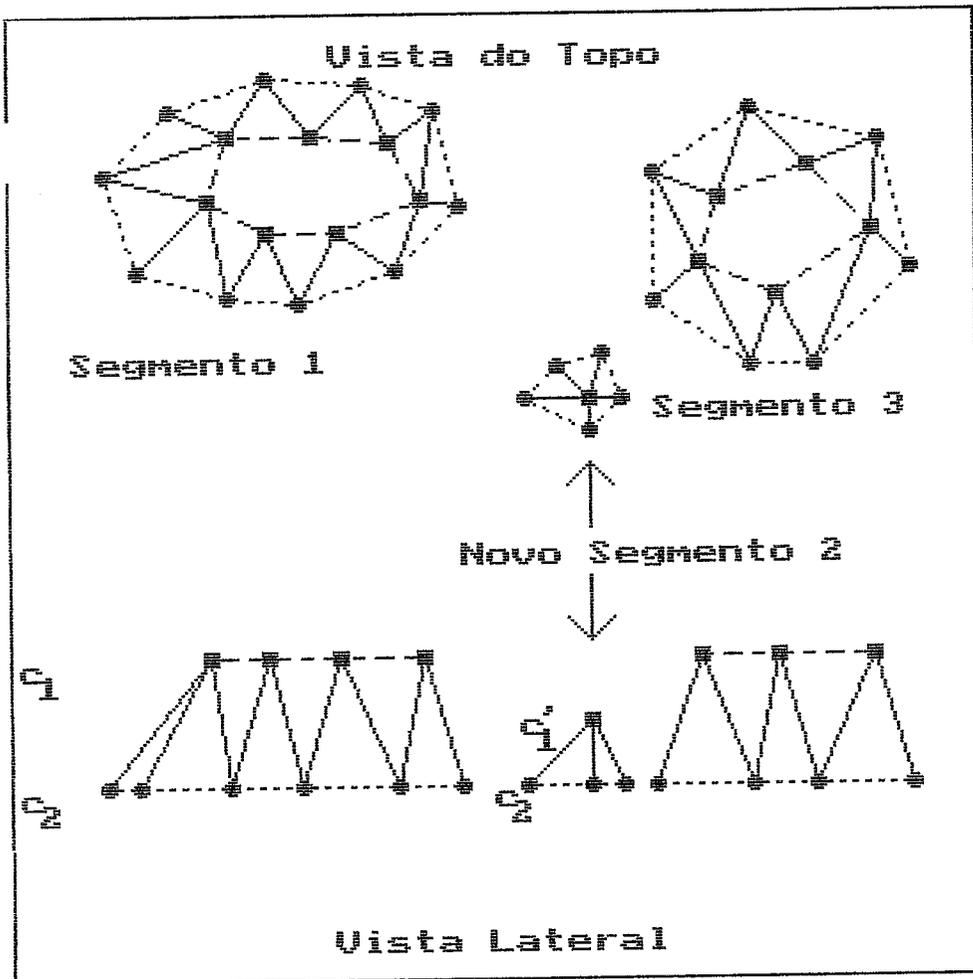


FIG IV. 12 Iniciação do Segmento

segmentos S_1 e S_2 , respectivamente de C_2 . Estes quatro pontos permitem formar dois triângulos como visto na figura IV.13. Se um segmento no corte C_i se divide em três no corte C_2 , duas divisões serão necessárias, e assim sucessivamente.

IV.2.1.5.5 Junção dos Segmentos

A junção de segmentos pode ser considerado como um procedimento similiar a divisão dos segmentos, onde dois segmentos do corte C_i se juntam para formar um único segmento no corte C_2 . Novamente é necessário que sejam marcados quatro pontos, porem de modo inverso descrito na divisão do segmento (Fig IV.14).

IV.2.1.5.6 Término do Segmento

O procedimento de termino de segmento é analogo ao descrito para primeiro corte através da criação de um corte virtual C' . A figura IV.15 exemplifica este procedimento. Somente o z do ponto é voltado para c_2 .

IV.2.1.5.7 Extinção do Segmento

Se em qualquer par de cortes (c_i, c_{i+1}) tiver sido utilizado a opção Termina Segmento, então no par de c_{i+1}, c_{i+2} , somente o segmento em c_{i+1} deverá ser considerado de modo a atualizar a representação de dados dos segmentos existentes.

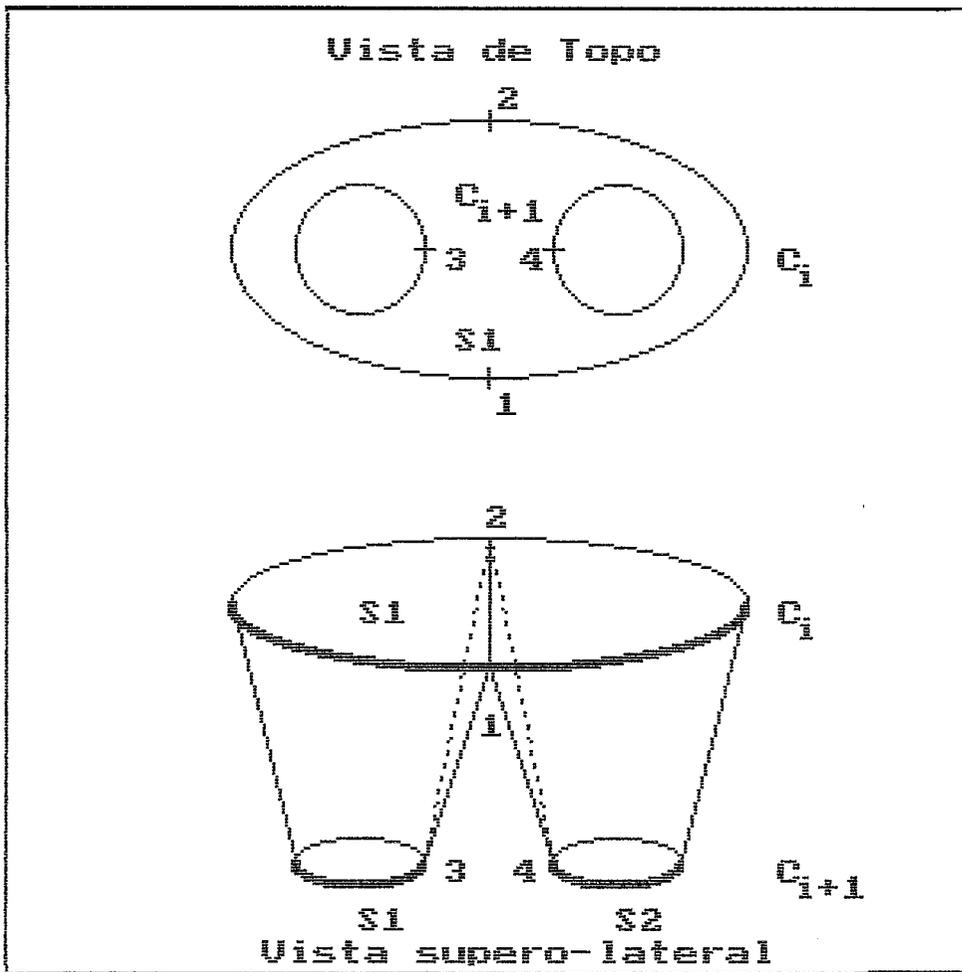


FIG IV. 13 Divisão do Segmento

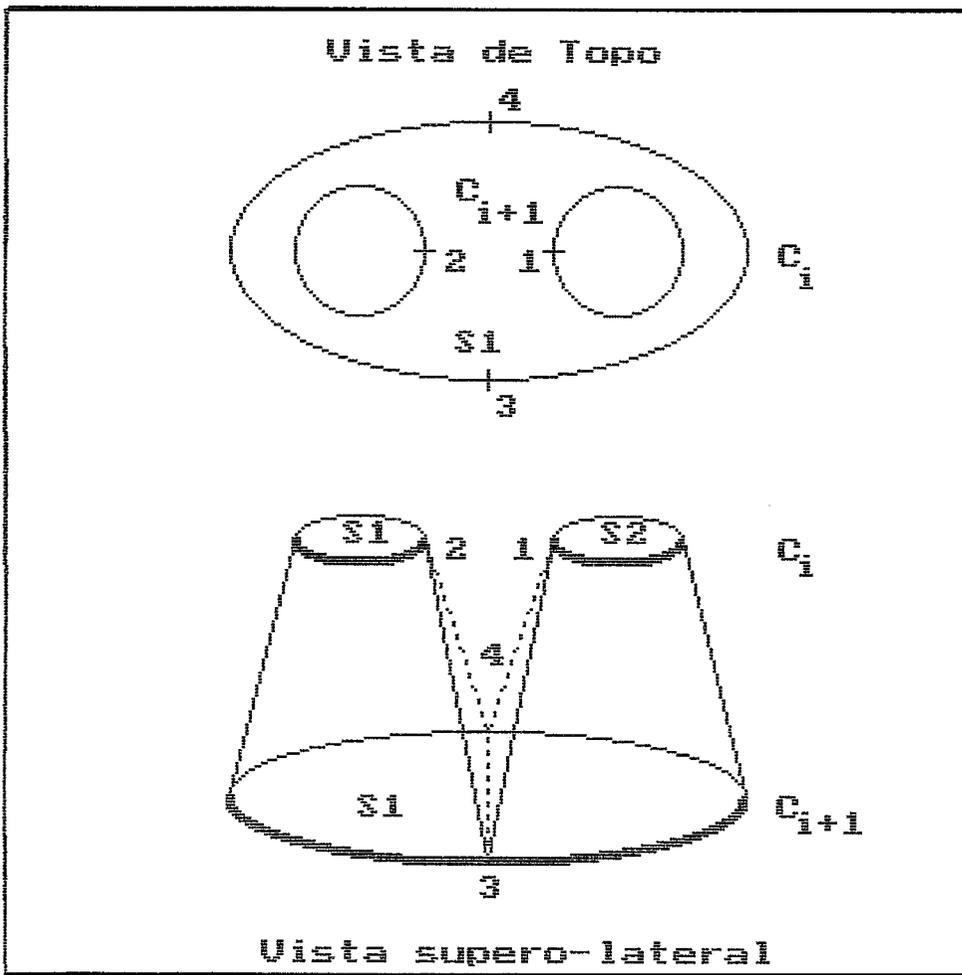


FIG IV.14 Junção dos Segmentos

IV.2.1.5.8 Último Corte

Ao final do processo das associações, esta opção permite o termino das associações, sendo o procedimento completamente análogo à opção Termino do Segmento.

IV.2.1.6 Junção dos Arquivos

Na última etapa do módulo de pré-processamento, os arquivos individuais das coordenadas são unidos para formarem um único arquivo, sendo que os ponteiros correspondentes (A_SEEK e P_SEEK) são adequados ao tamanho do arquivo. O mesmo ocorre com os arquivos das associações. Aos dois arquivos resultantes da junção - arquivo de coordenadas e arquivo de associação, dados adicionais referenteç ao número de ordem do corte são incluídos. Estes dois arquivos se encontram então prontos para uso no módulo de visualização.

IV.2.1.7 Distâncias entre os Cortes

As distâncias entre cortes podem variar conforme as características do objeto. Estas distâncias são fornecidas pelo usuário, armazenadas em um arquivo específico que é acessado quando da reconstrução do objeto através do módulo de visualização. Esta tarefa pode ser realizada em qualquer etapa do pré-processamento, por não haver necessidade de interação.

IV.2.1.8 Processos Coadjuvantes

Além das etapas anteriores que são estritamente necessárias para a reconstrução, existem ainda alguns tarefas não essenciais, mas que tem como objetivo :

1. averiguação dos resultados através da impressão de coordenadas e/ou associações;
2. contagem dos pontos processados (Apêndices 14 e 15);
3. visualização de cortes individuais, permitindo a atribuição de cores distintos a diferentes tecidos.

IV.2.2 Módulo de Visualização

Este módulo permite a exibição do crânio em diversos ângulos. Cinco etapas são necessárias :

1. Reconstrução
2. Projeção e Transformações Geométricas
3. Visibilidade
4. Eliminação de Linhas Ocultas
5. Exibição

IV.2.2.1 Reconstrução

A reconstrução do objeto é realizada a partir de triplas de coordenadas (triângulos). O conjunto de

triângulos pertencentes a planos distintos compõem a superfície do objeto, conforme visto no item III.3.

Em cada corte C_i há pelo menos uma borda. Cada borda é composta por uma sequência de m pontos distintos (A_1, A_2, \dots, A_m) formando uma linha fechada, porém não necessariamente convexa. O corte imediatamente seguinte C_{i+1} , tem uma borda correspondente composta pelos pontos (B_1, B_2, \dots, B_n) . Entre as duas bordas A e B são criados triângulos, cujos vértices pertencem a A ou B . Assim, cada triângulo é definido pelo conjunto de 3 elementos distintos da forma (A_i, A_j, B_k) ou (A_i, B_j, B_k) . Necessariamente uma e somente uma aresta de cada triângulo, pertence ao conjunto A ou ao conjunto B . As duas outras arestas unem as bordas A e B (Fig IV.16a) e a cada uma delas pertence a triângulos adjacentes (Fig IV.16b). Considerando o sentido horário conforme mostrado na figura IV.17, os triângulos podem ter a seguinte notação (B_i, B_{i+1}, A_i) ou (B_i, A_{i+1}, A_i) .

No procedimento de reconstrução somente o primeiro triângulo tem as suas três arestas construídas. Para os seguintes somente duas arestas são utilizadas, uma pertencente a borda e a outra unindo bordas (Fig IV.18).

IV.2.2.2 Projeção e Transformações Geométricas

As projeções paralelas têm a propriedade de manter as linhas retas. Assim, uma desta em 3D é projetada como o segmento de reta que une a projeção dos pontos

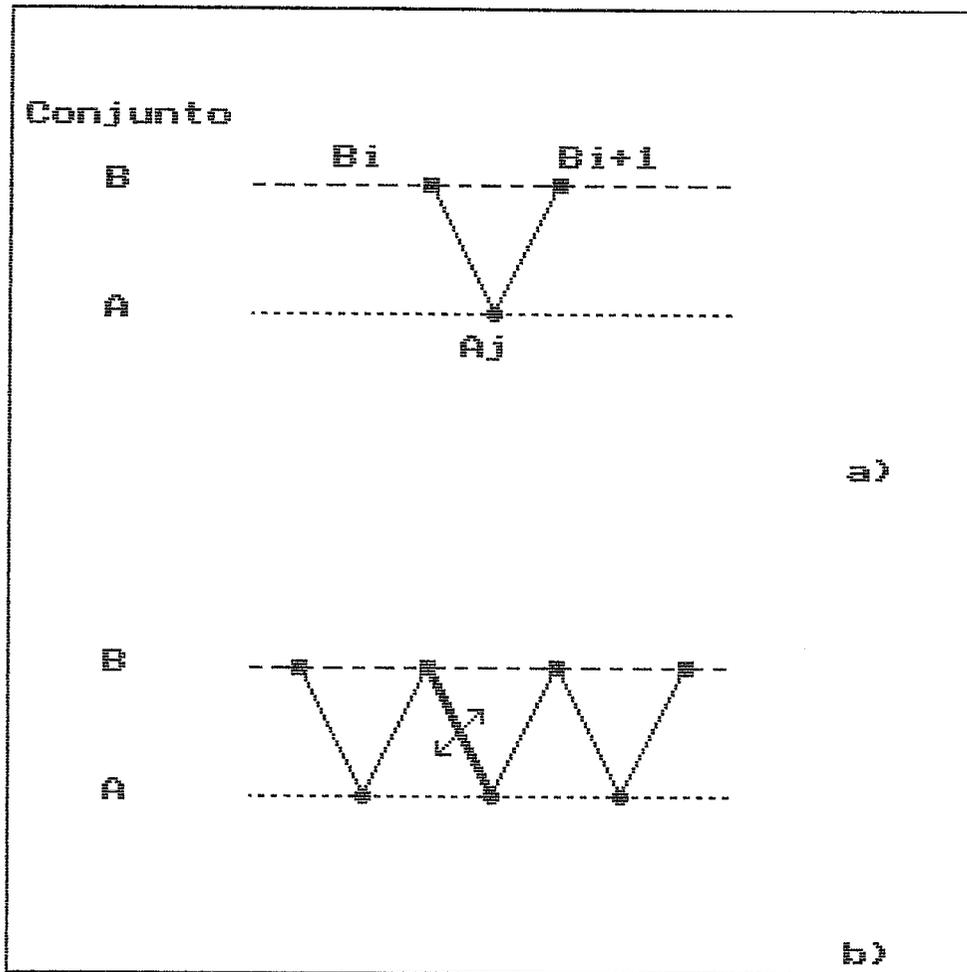


FIG IV. 16 Formação dos Triângulos

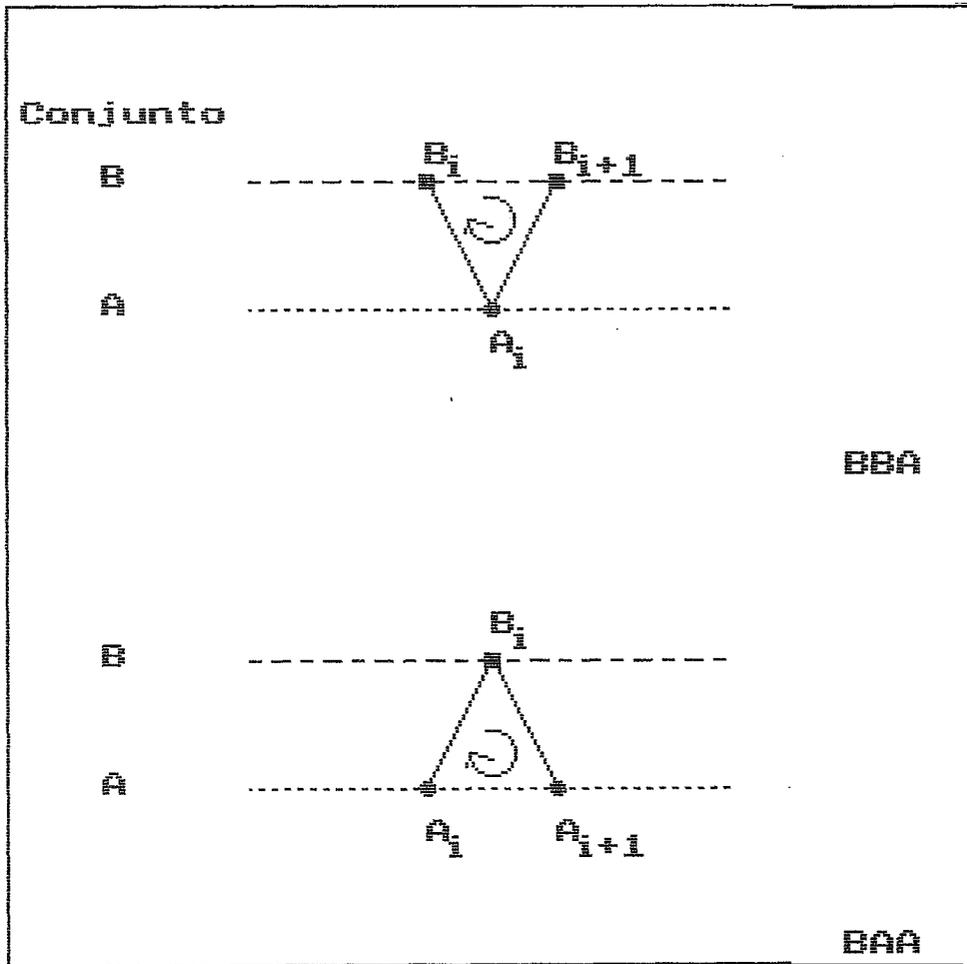


FIG IV. 17 Triângulos BBA e BAA

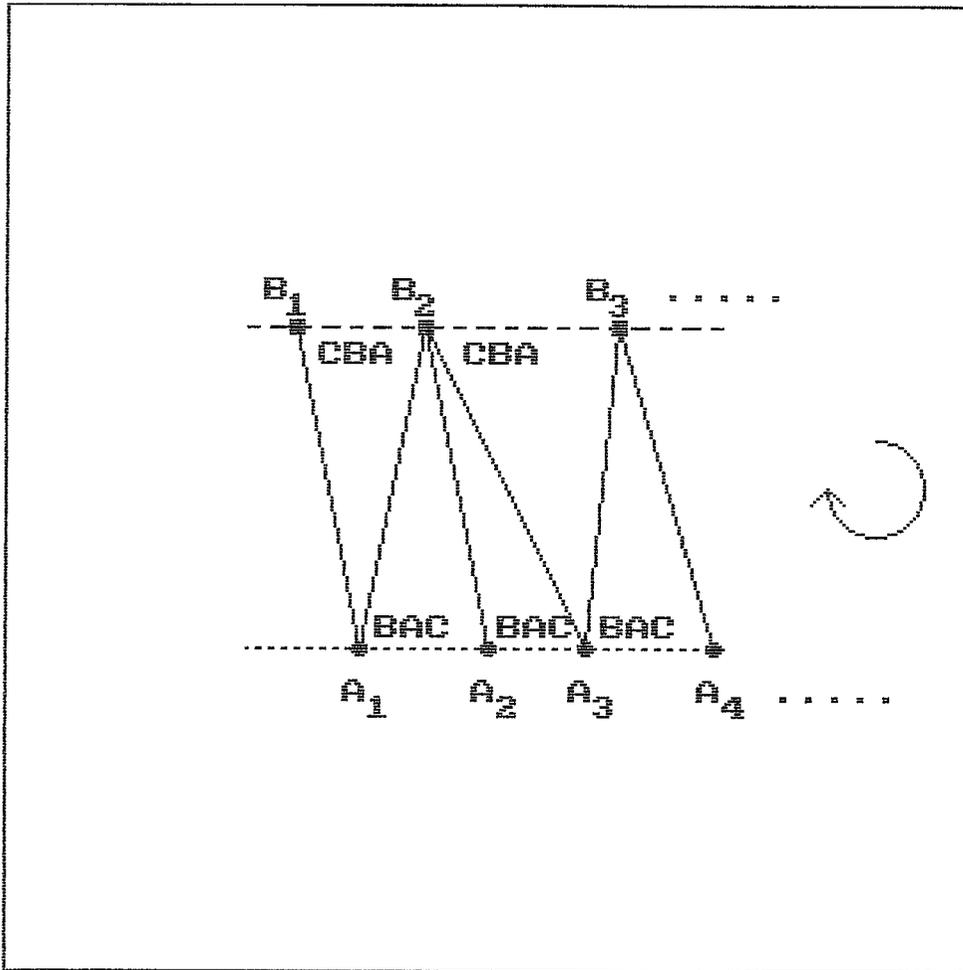


FIG IV. 18 Sequência de Triângulos

extremos. Este procedimento torna o processamento mais rápido.

A primeira transformação geométrica empregada é escalonamento não-diferencial (III.2.2). A segunda, a rotação, (III.2.3) pode ser efetuada em qualquer ângulo com referência a um eixo qualquer estabelecido pelo usuário. Alternativamente, o usuário pode utilizar-se do sistema cartesiano previamente definido no algoritmo, para seleção dos eixos de rotação.

Rotações padrão (0, 90, 180 e 270 graus) para os eixos x, y e z podem ser selecionados como exemplo, facilitando o entendimento. A translação (terceira transformação) é efetuada para centrar o objeto na tela gráfica (III.2.1).

IV.2.2.3 Visibilidade

Tomando-se o crânio como um poliedro não convexo e fechado (aberturas como, por exemplo, o *foramen magnum*, não são consideradas), algoritmos complexos tornam-se necessários na reconstrução. Com vistas a sua simplificação, o crânio é subdividido em triângulos planos e de propriedades comuns, que são então processados individualmente.

Para cada triângulo (v_1, v_2, v_3) pode ser calculado o vetor normal, a partir do qual é possível determinar se o

triângulo está voltada para o observador. Se estiver voltado para o observador, a face está visível, caso contrário, invisível. Se o ângulo é menor ou igual a 90 graus (Fig III.21), a face é descartada, pois existe outra face (triângulo) entre o observador e o objeto. Caso contrário, em que o ângulo é maior que 90 graus, a face pode estar visível, senão necessariamente testes adicionais para determinar sua visibilidade. O ângulo entre dois vetores não-nulos pode ser determinado conforme a fórmula descrita em 111.24. O valor exato do ângulo não precisa ser calculado, basta somente determinar : agudo/nulo, obtuso/raso ou reto, (111.25).

Similarmente, as arestas, que compõem o contorno do objeto, podem ser identificadas, porque separam duas faces, das quais somente uma está voltada para o observador. Em algoritmos de sombreamento esta propriedade pode ser usada para ressaltar a profundidade (SUTHERLAND, 1974).

PV.2.2.4 Eliminação de Linhas Ocultas

A eliminação de linhas ocultas para obtenção de uma representação realística do crânio em 3D é imprescindível. Como mencionado no item III.3, a ordenação é um problema central na eliminação das linhas ocultas do objeto. A escolha do algoritmo adequado é fundamental na redução do tempo de processamento. Um fator limitante é o espaço de memória disponível à realização da ordenação,

devido as restrições impostas pelo "hardware" e pelo compilador.

A ordenação é realizada pela inclusão sucessiva dos atributos das faces. Os valores de profundidade são armazenados numa lista duplamente encadeada com dois nós cabeça (inicial e final). Cada nó desta lista aponta para uma lista simplesmente encadeada, que possui valores iguais de profundidade. Nesta lista são armazenadas as coordenadas (x,y) dos vértices e a cor do triângulo. No procedimento de ordenação utiliza-se da técnica da subdivisão do conjunto das faces (III.5.4).

IV.2.2.5 Exibição

As faces ordenadas segundo a profundidade são exibidas a partir do seu maior valor. Três técnicas de exibição foram implementadas: na primeira, o objeto é apresentado homogeneamente colorido, parecendo como uma silueta, o que representa o caso mais simples. A segunda utiliza uma cor distinta na interface entre regiões visíveis e não-visíveis.

A terceira técnica utilizada (mais sofisticada) consiste na subdivisão do objeto em faixas segundo a profundidade. A cada faixa, é então atribuída uma cor distinta, codificando a profundidade. Com o objetivo de diminuir a quantidade de comparações entre faces visíveis, somente a profundidade de um dos vértices de cada triângulo

(face) é testado. O primeiro passo consiste em estabelecer os limites inferior e superior da profundidade. A primeira metade desta faixa limite é atribuída uma única cor, de preferência escura para melhor retratar a profundidade. A outra metade é subdividida em N faixas, cada uma recebendo uma cor distinta. Quanto mais perto do observador, mais clara é a cor utilizada (Fig IV.19). A razão pela qual a primeira metade é atribuída uma única cor é porque geralmente esta será ocultada pelas faces mais próximas do observador.

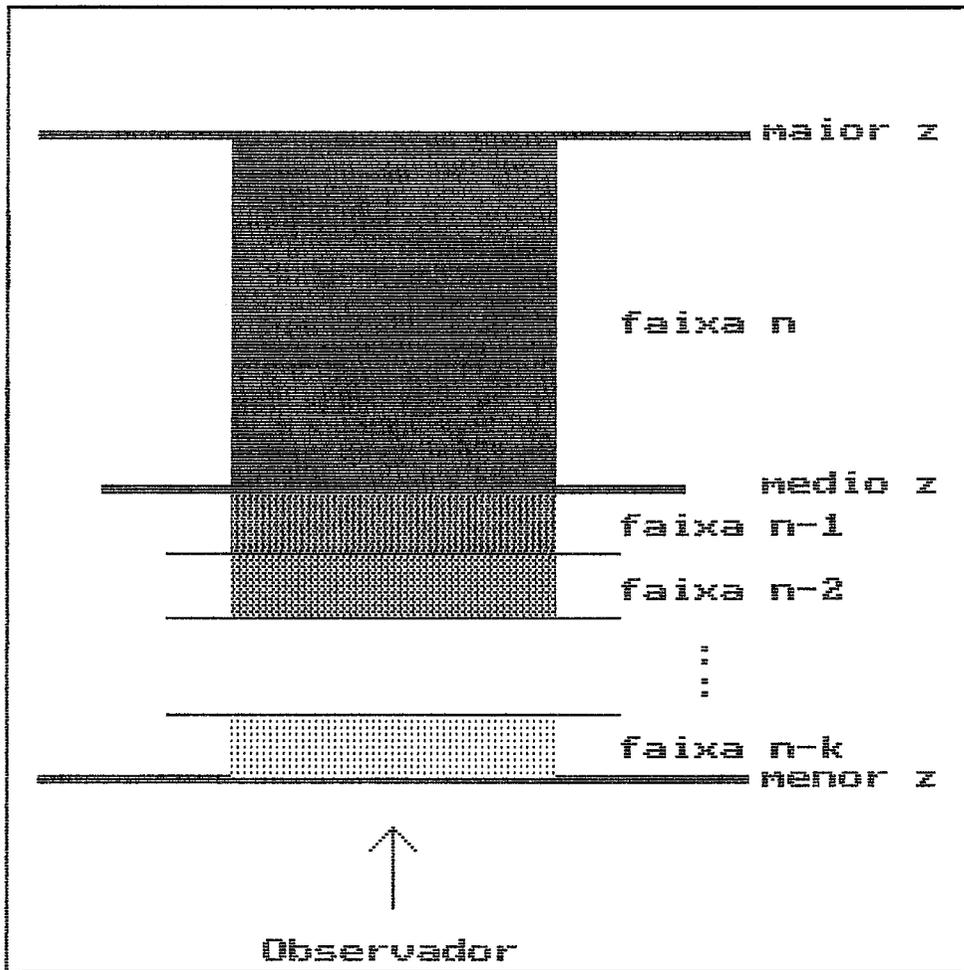


FIG IV.19 Cor x Profundidade

CAPITULO V

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados referentes a reconstrução e exibição 3D do crânio a partir de cortes tomográficos. Por ter sido implementado em microcomputador, os resultados alcançados pelo pré-processamento serão também apresentados, em particular no que concerne ao tempo de processamento e disponibilidade de memória.

V.1 Pré-processamento

No pré-processamento o espaço de armazenamento foi reduzido em 2/3 (IV.2.1.2); adicionalmente os dados passam por um processo de espaçamento (IV.2.1.4), diminuindo assim a quantidade de faces formadas e sem que haja perda significativa em precisão. Ao final deste módulo, os dados são armazenados de modo a serem acessados e processados no módulo de visualização sem que seja necessário a formação das faces, implicando em economia de tempo de processamento.

O módulo de pré-processamento é executado uma única vez para a extração das características da estrutura que se pretende reconstruir (por exemplo para a estrutura óssea do crânio). Neste sentido, o tempo de processamento

neste módulo pode ser considerado como não crítico; o mesmo não pode ser dito em relação ao módulo de visualização.

V.1.1 Redução do Espaço de Armazenamento

Devido à metodologia empregada o molde de 250 por 300 pontos englobando a imagem de interesse, existe uma economia de 187 Kbytes por imagem tomográfica, resultando em 20 Mbytes para o conjunto dos 110 cortes (metade do espaço em disco disponível). A figura V.1 mostra a imagem tomográfica do corte número 82, onde notam-se as órbitas.

V.1.3 Detecção das Bordas das Estruturas de Interesse

Na obtenção das bordas foram utilizados limiares de tons de cinza. A figura V.2 mostra a detecção da estrutura para diferentes valores deste limiar; para os limiares 120 e 250 nota-se que a espessura da estrutura óssea além de não ser bem definida não é compatível com o esperado anatomicamente (ossos do crânio neural são mais espessos posteriormente e sobre as órbitas, e mais delgados lateralmente (D'ANGELO, 1988)), por outro lado o limiar de 190 mostra de modo mais evidente estas características.

O estabelecimento do limiar mais adequado é portanto efetuado pelo próprio usuário, de modo a distinguir osso, cartilagem e encéfalo. Adicionalmente, o usuário também pode excluir determinadas estruturas, este é

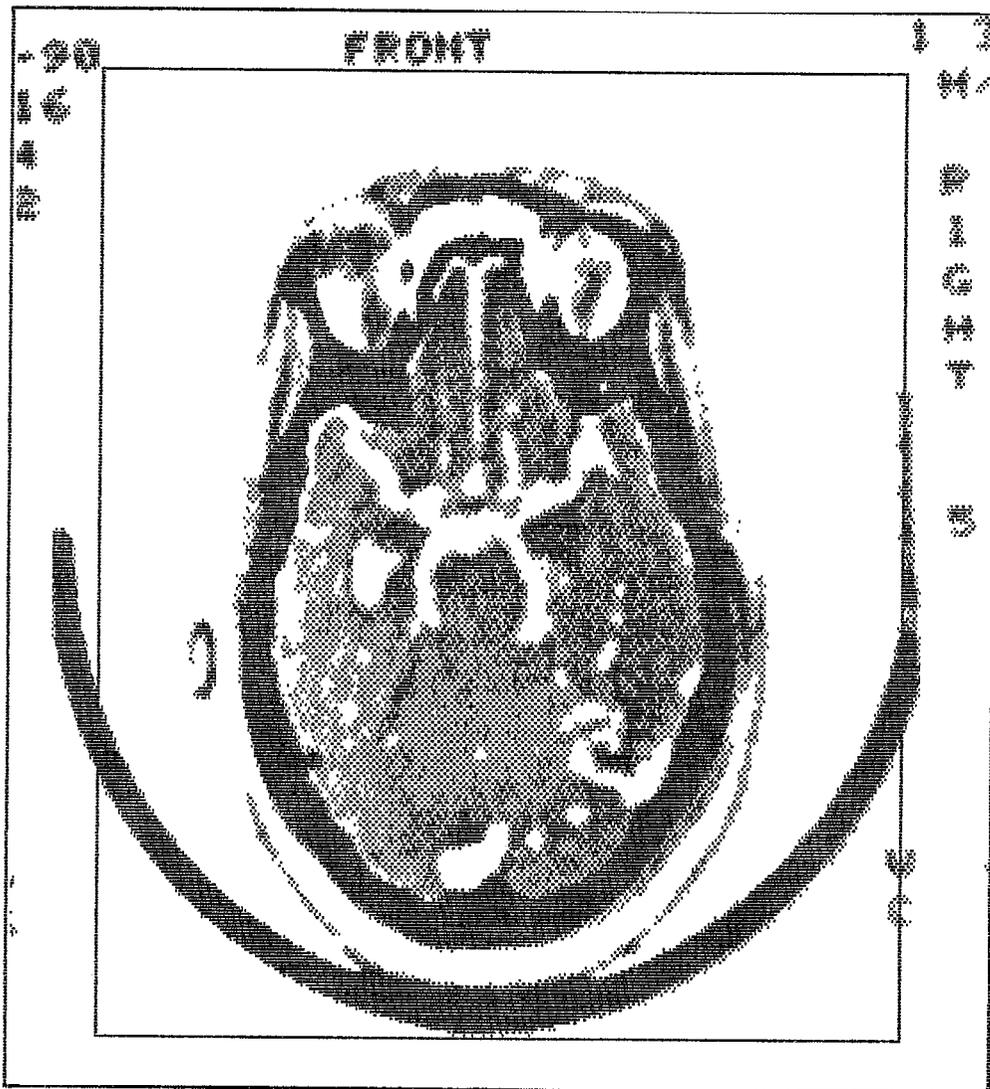


Fig U.1 Recorte Imagen Digitalizada



Fig U.2a Liniar 120

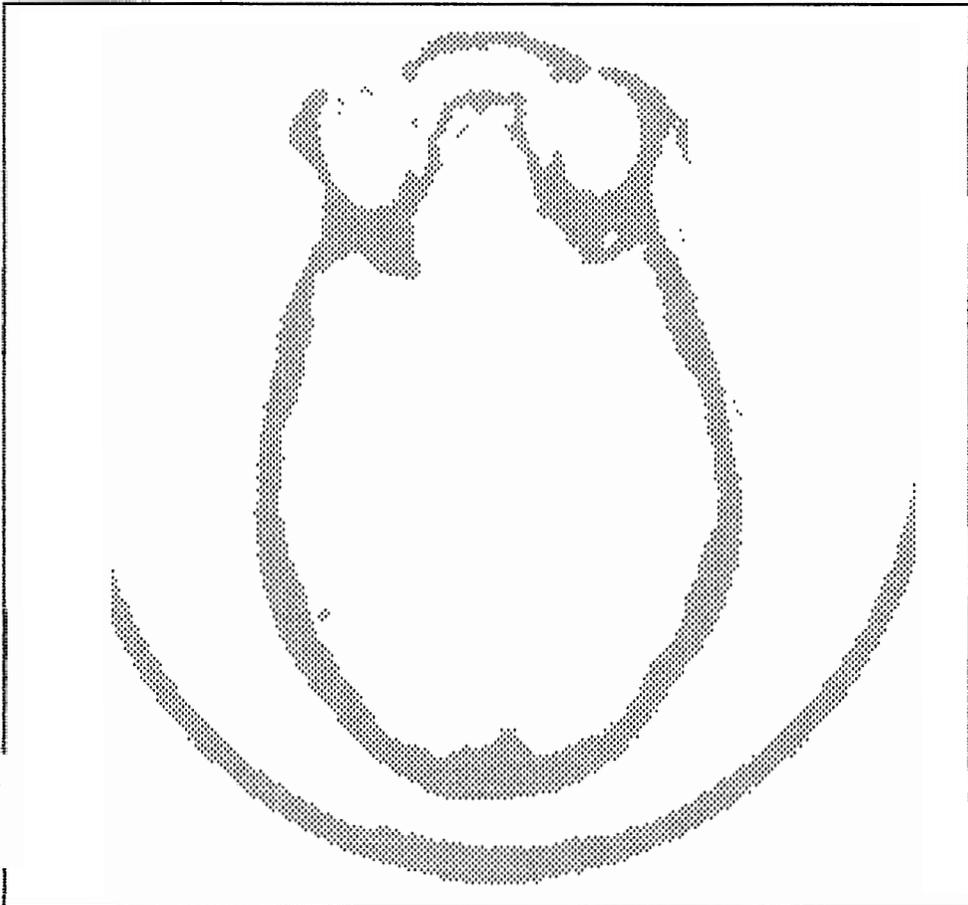


Fig U.2b Liniar 190

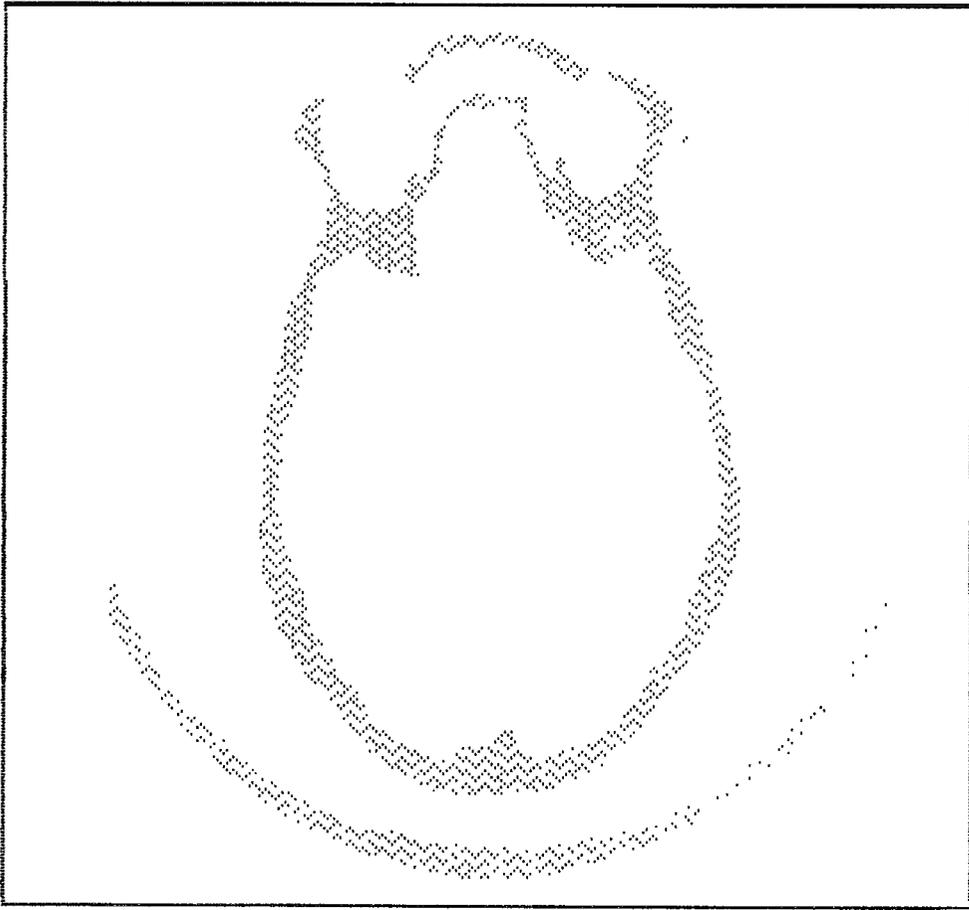


Fig U.2c Liniar 250

o caso da exclusão das vertebrae que podem ser reconhecidas nos cortes correspondentes a mandibula (Fig V.3).

Quando se processam os cortes referentes ao nervo ótico (Fig V.4), o algoritmo inclui as bordas internas, porque não detecta a abertura do nervo ótico. Considerando não ser do escopo deste trabalho a visualização das estruturas internas no crânio, foi criada a opção de fechar com o cursor interativamente estas aberturas indesejáveis, ligando um lado da abertura ao outro por uma linha (mesma cor do osso). Para separar osso e cartilagem, que as vezes possuem a mesma densidade, existe uma opção que traça uma linha (na cor do fundo) entre tais estruturas.

É importante notar que estas alterações na imagem pré-processada somente são feitas nos dados matriciais da tela, e não são incluídas nos arquivos originais. Desta maneira conservou-se a possibilidade de no futuro incluir a reconstrução também das estruturas internas.

Com o procedimento de detecção utilizado, as bordas de 288 estruturas ósseas (segmentos) para os 103 cortes tomográficas foram extraídas. Foram classificados como pertencentes às bordas externas 57.362 pares de coordenadas. A relação do número de coordenadas para cada corte encontra-se no Apêndice 14, no qual também podem ser verificadas, quantas estruturas compõem cada corte.

Utilizando-se o método híbrido de espaçamento entre pontos de uma mesma borda e uma distância de 5 pixels



Fig U.3 Mandibula e Vertebra

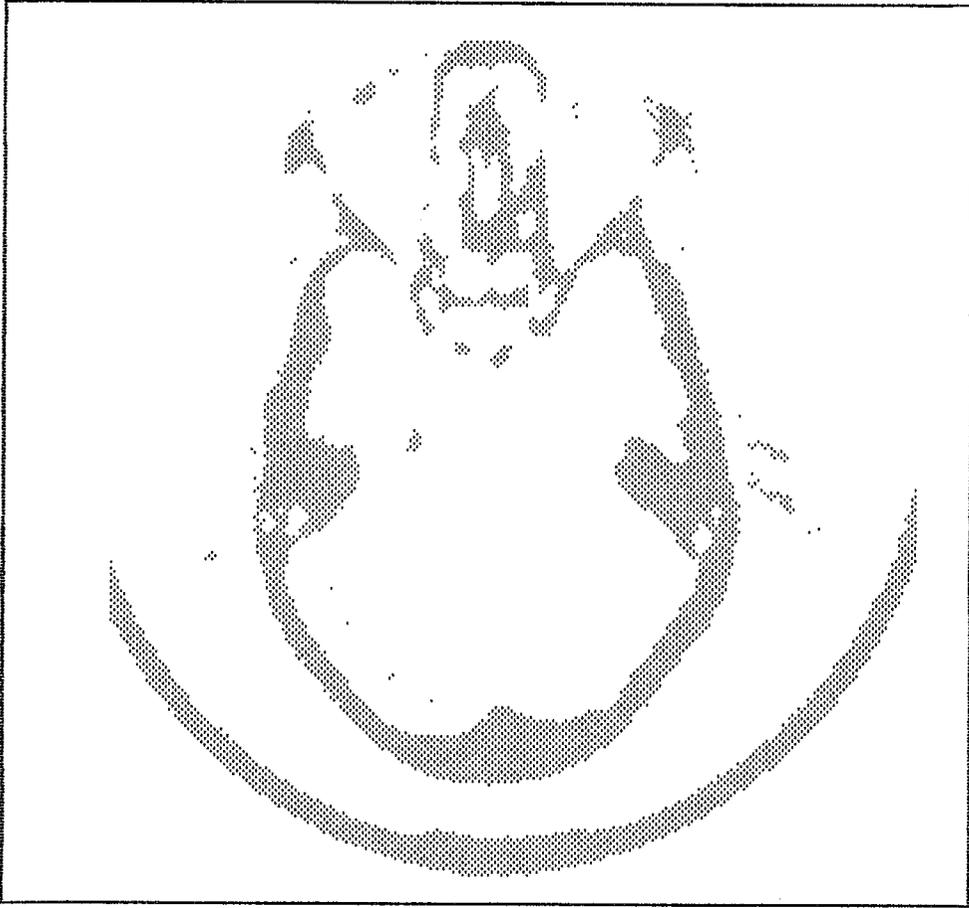


Fig U.4 Aberturas ósseas

entre suas coordenadas, a quantidade de pontos pode ser reduzido para 13.615 pares de coordenadas (Apêndice 15).

V.1.3 Associação de Diversas Estruturas e Organização de Arquivos

Nesta etapa, os vários segmentos de cada corte são associados a seus correspondentes nos cortes adjacentes, expandindo-se assim para a terceira dimensão. As vezes estas associações precisam ser estabelecidas explicitamente pelo usuário, de modo a retratar o mais fielmente possível a anatomia. Conseqüentemente, foram criadas diferentes opções de associação, para que as mais diversas situações pudessem ser retratadas adequadamente.

A opção N-Qssimo Segmento é a mais "user-friendly". A ela são associados automaticamente todos os segmentos, de mesmo número nos dois cortes. Se por ventura os segmentos tivessem outra numeração, a associação automática será falha. Por causa disto, a escolha adequada dos números dos segmentos na etapa de obtenção das bordas é importante, para poder fazer uso o quanto mais possível desta opção. Isto implica, também, que os dois cortes devem ter a mesma quantidade de segmentos. Esta opção é muito usada na parte encefálica do crânio (para cortes com somente um segmento), e para a mandíbula (para cortes de 2 segmentos).

Através destas associações podem ser construídos objetos complexos como o crânio a partir de somente dois arquivos principais ao em vez dos 103 originais, o que representa um ganho de tempo nas operações de abertura, nos fechamento e atribuição de nomes no módulo de visualização.

V.2 Sistema de Visualização

V.2.1 Reconstrução por Triângulos

O método de reconstrução 3D baseia-se nas triplas de coordenadas (triângulos) determinadas para as bordas de cada um dos cortes tomográficos. Este é um método simples que não requer muitos cálculos como é o caso da equação de distância entre dois pontos em 3D, nem a comparação entre várias distâncias para determinação da menor. Portanto, o algoritmo apresenta um tempo de processamento bastante reduzido. A figura V.5 mostra a reconstrução 3D para os cortes 83 e 82 (porção superior das órbitas) na qual não se consegue identificar adequadamente as estruturas envoadas; ta9 fato decorre da divisão de segmentos. Deve-se notar que mesmo o número de pontos sendo compatível, há uma distorção da superfície reconstruída, devido à forma bizarra de suas bordas. Esta foi a pior situação encontrada na reconstrução 3D do crânio.

Outras vezes as bordas de dois cortes adjacentes encontram-se pouco superpostas, o que reflete estruturas ósseas quase paralelas ao plano de corte, mas que corresponde a melhor aproximação da realidade (Fig V.6).

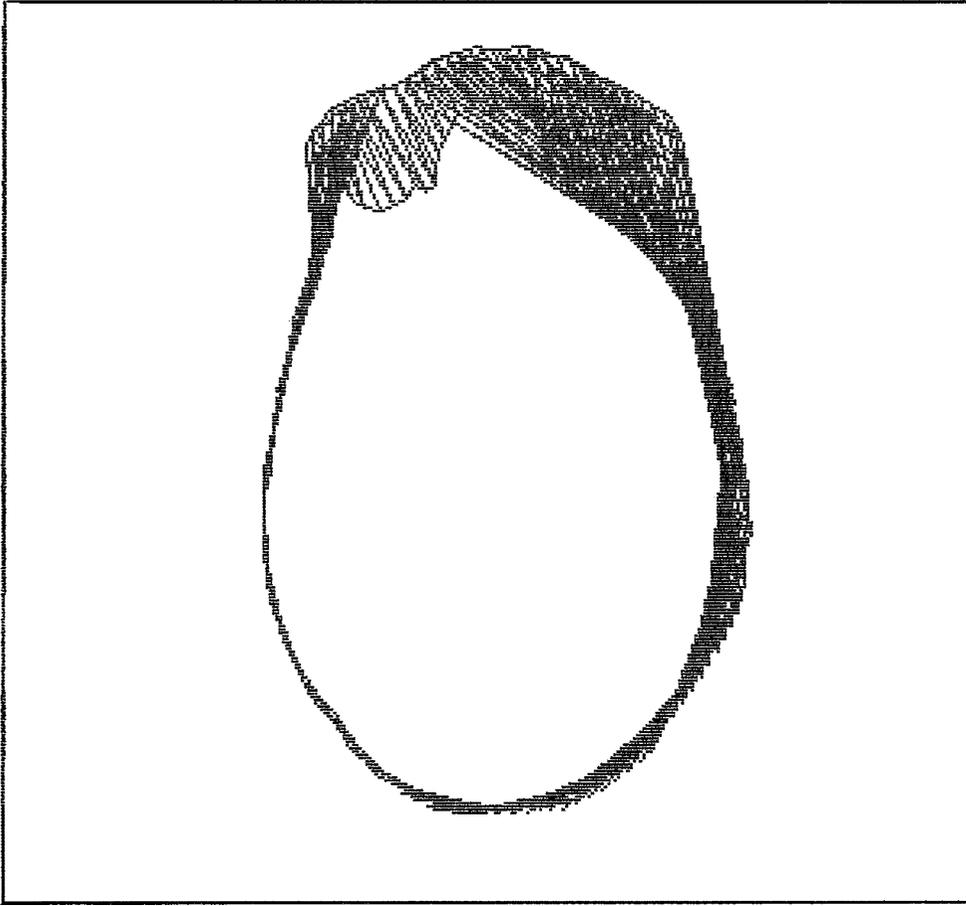


Fig U.5 Reconstrução Cortes 83 e 82

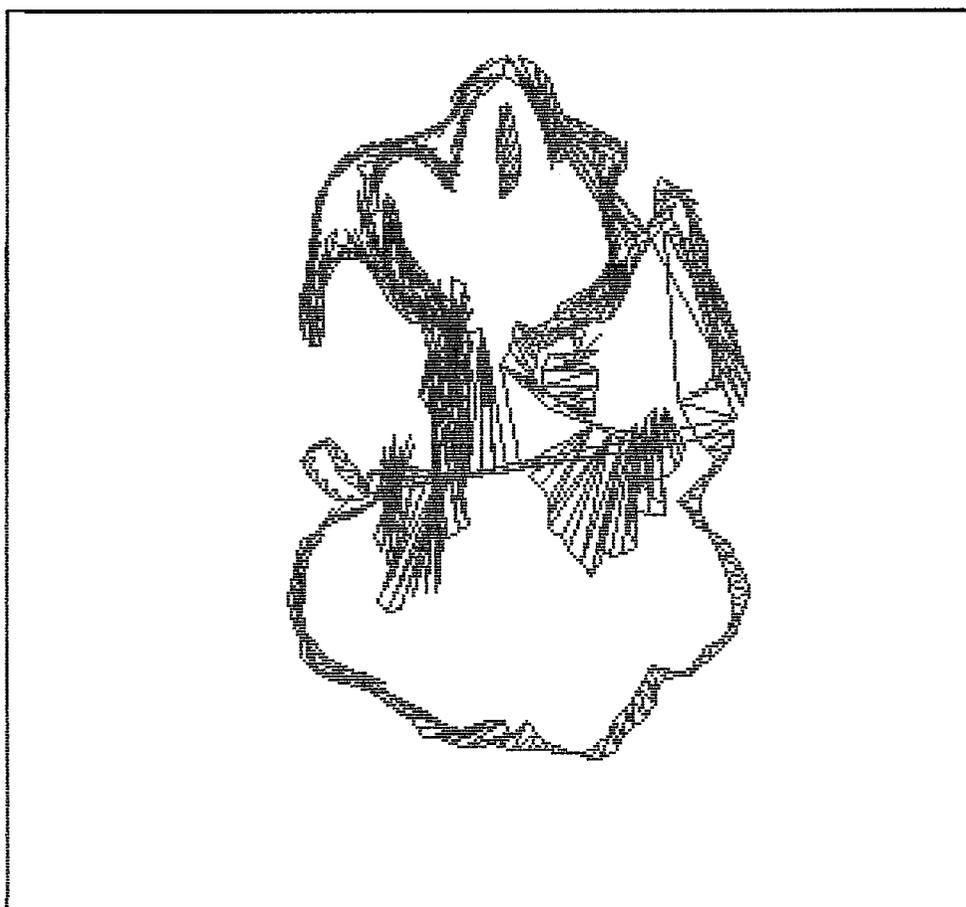


Fig U.6 Reconstrução Cortes 65 e 64

A figura V.7 exhibe o crânio reconstruído a partir de aproximadamente 27.200 Triângulos. A quantidade e triângulos, visíveis e não-visíveis, varia com a escala e o ângulo de rotação escolhido. Caso fosse utilizado o método de exibição que utiliza cor distinta na interface entre triângulos visíveis e não-visíveis, a quantidade de triângulos pode variar de 30.000 a 38.000, dependendo da escala e da rotação.

V.2.2 Transformações Geométricas

Para as figuras 3D de reconstrução do crânio, apresentadas a seguir, foram utilizados os algoritmos de visibilidade, eliminação das linhas ocultas e sombreamento. A transformação de escalonamento é exemplificada através das figuras V.8 e V.9; na escala 1, o crânio é mostrado sem alterações das proporções das imagens tomográficas (Fig V.8b); a redução da escala (relação 1,0 : 0,5) e a ampliação (relação 1,0 : 2,0) são mostradas nas figuras V.8a e V.9, respectivamente.

A rotação, que pode ser executada num eixo arbitrário em qualquer ângulo, é um recurso importante e é o mais amplo possível, não se impondo qualquer restrição. Exemplos do seu desempenho são apresentadas nas das figuras V.10 até V.14. Todas as figuras do crânio do exemplo da figura V.10 partiram da rotação em 0 graus, ou seja, o observador olhando para o topo da cabeça, estando a região frontal voltada para a legenda das rotações. As outras

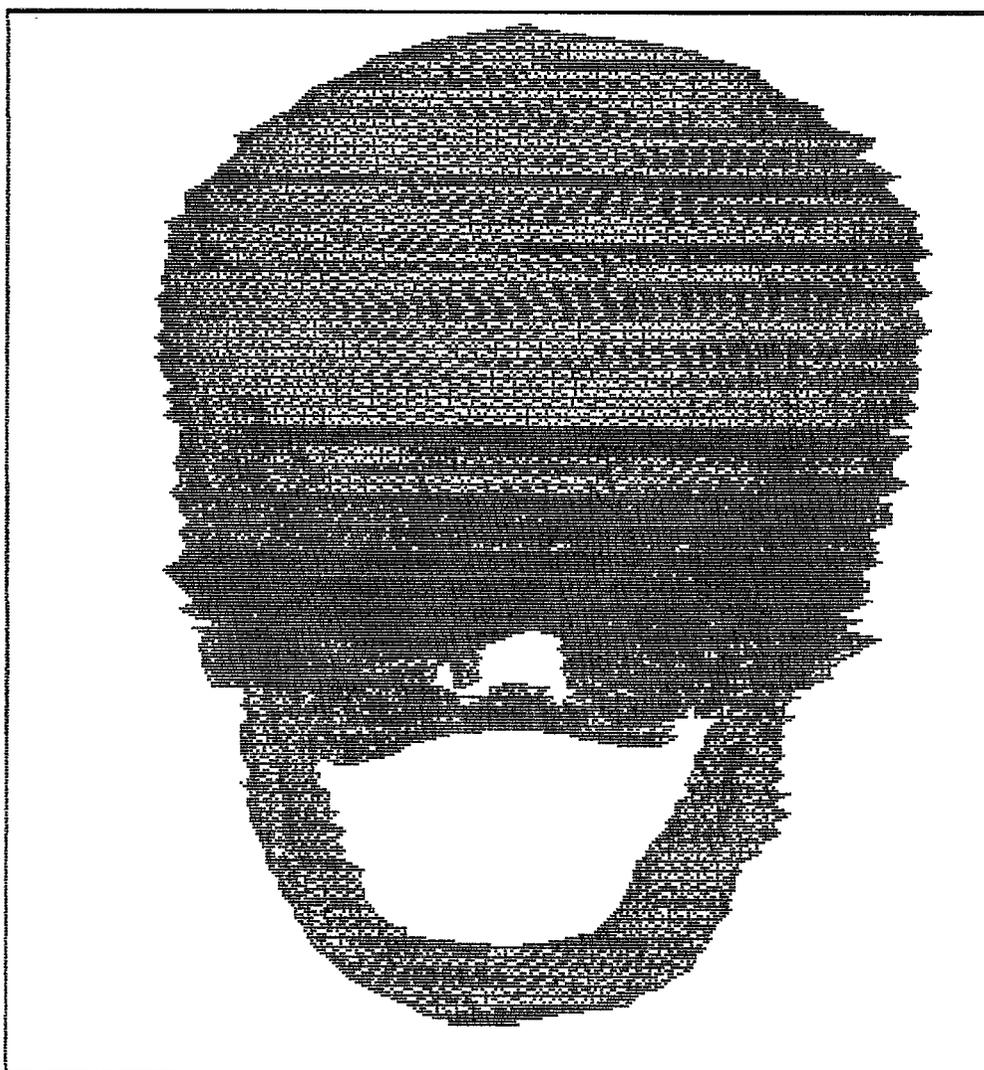


Fig U.7 Reconstrução Cortes 124 até 22

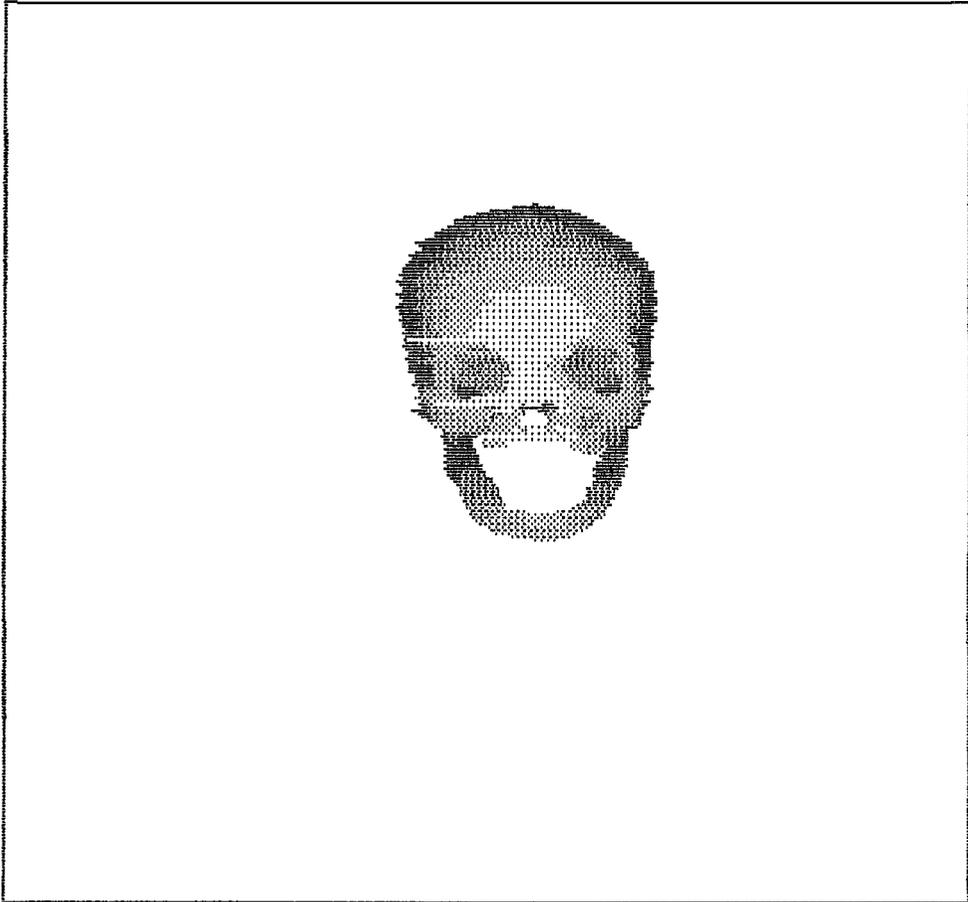


Fig U.8a Escala 0,5

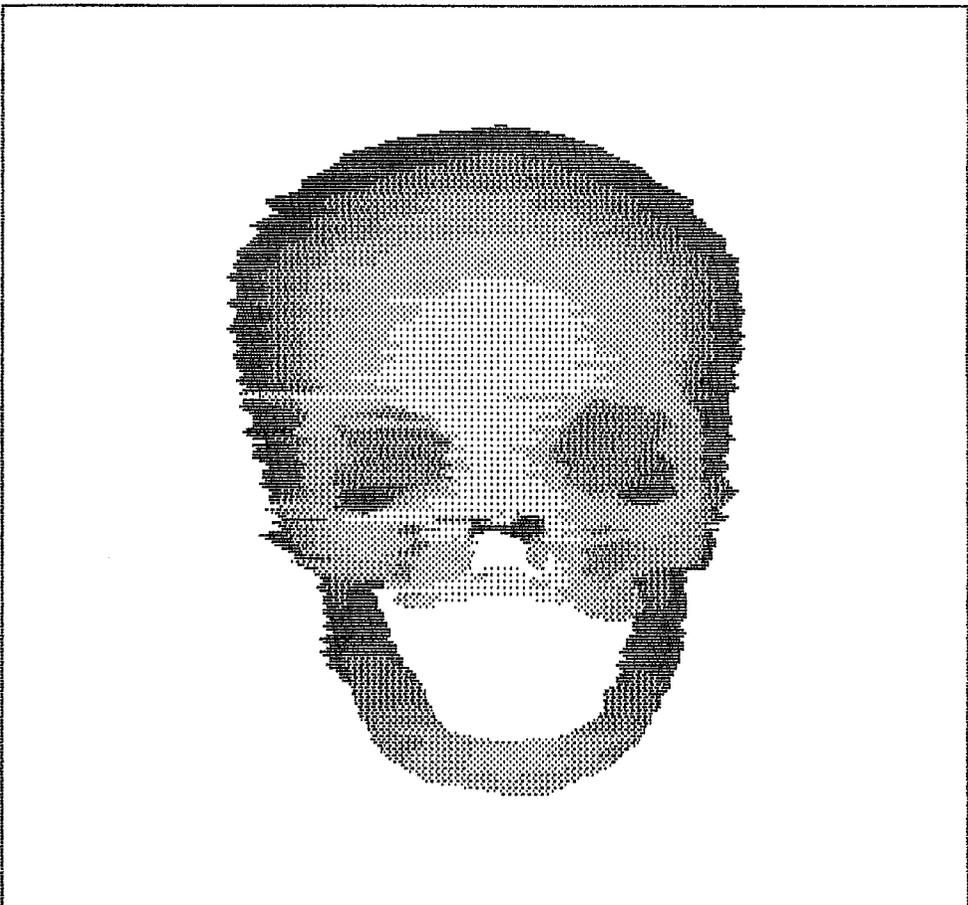
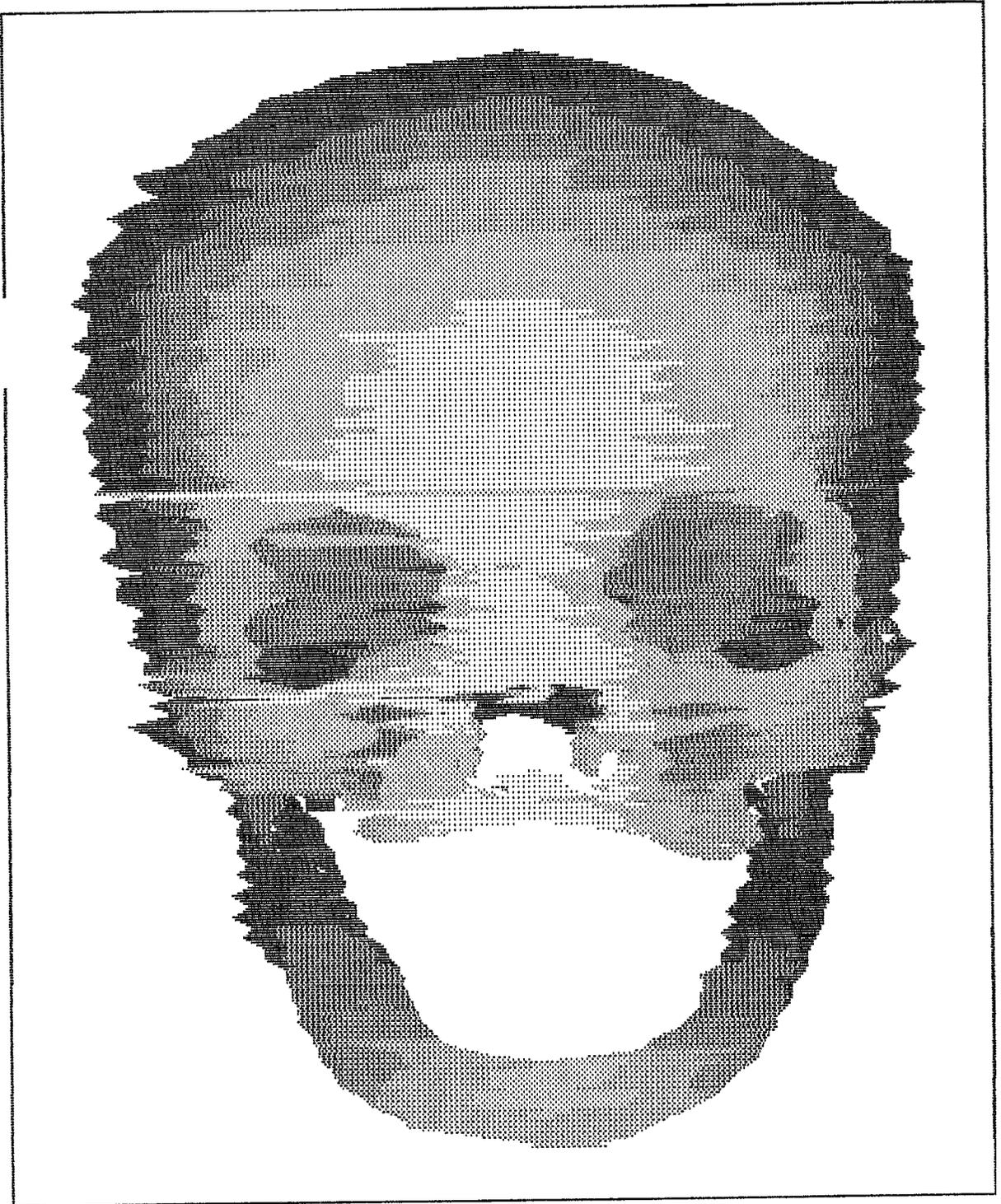


Fig U.8b Escala 1,0



U.9 Escala 2,0

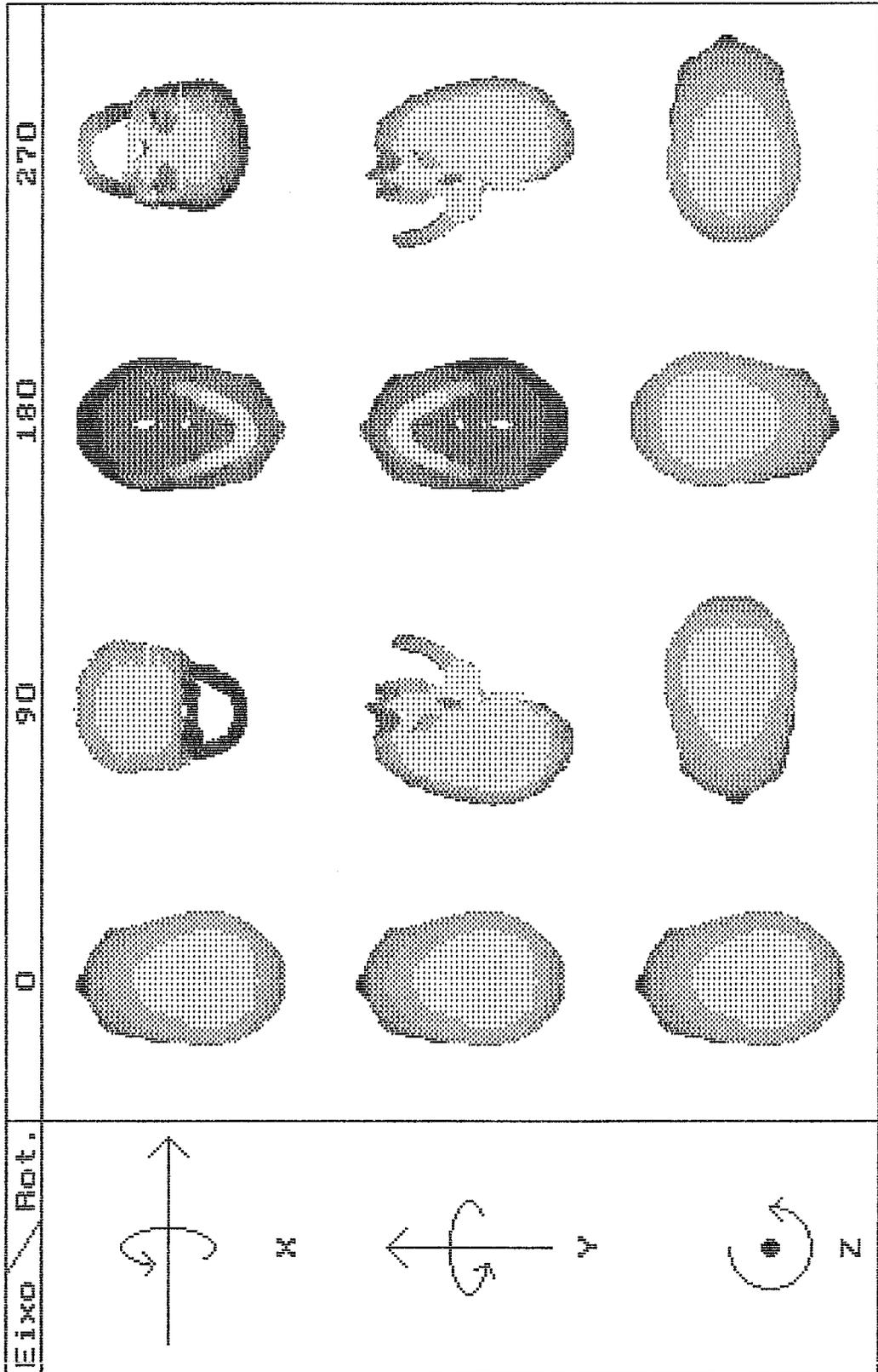


Fig U.10 Rotações nos eixos X, Y e Z

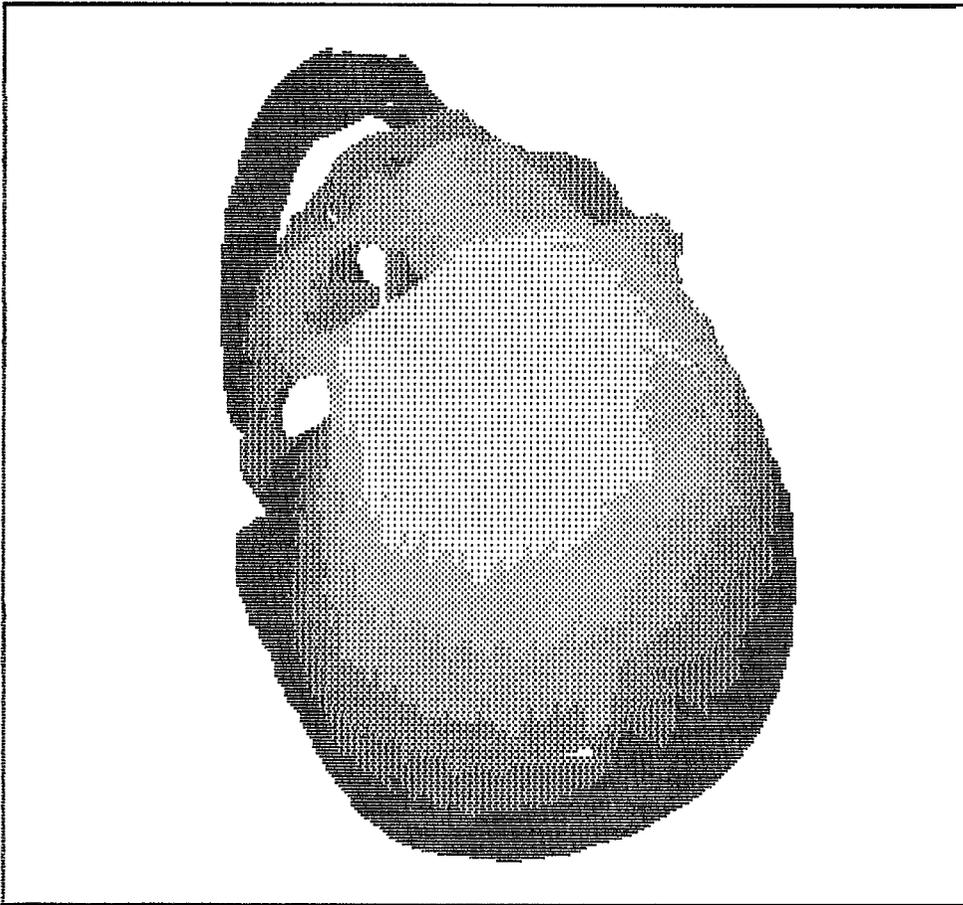


Fig U.11 Rotação $\psi = 335$ e $\alpha = 45$

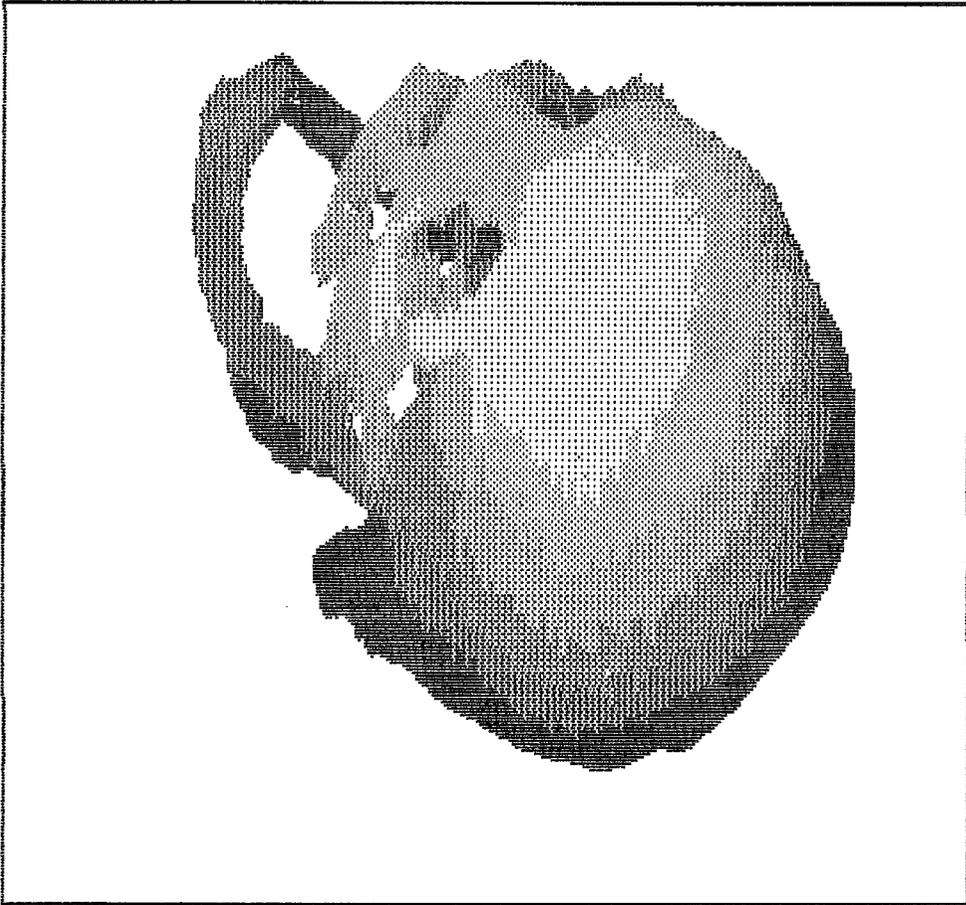


Fig U.12 Rotação $y = 300$ e $x = 45$

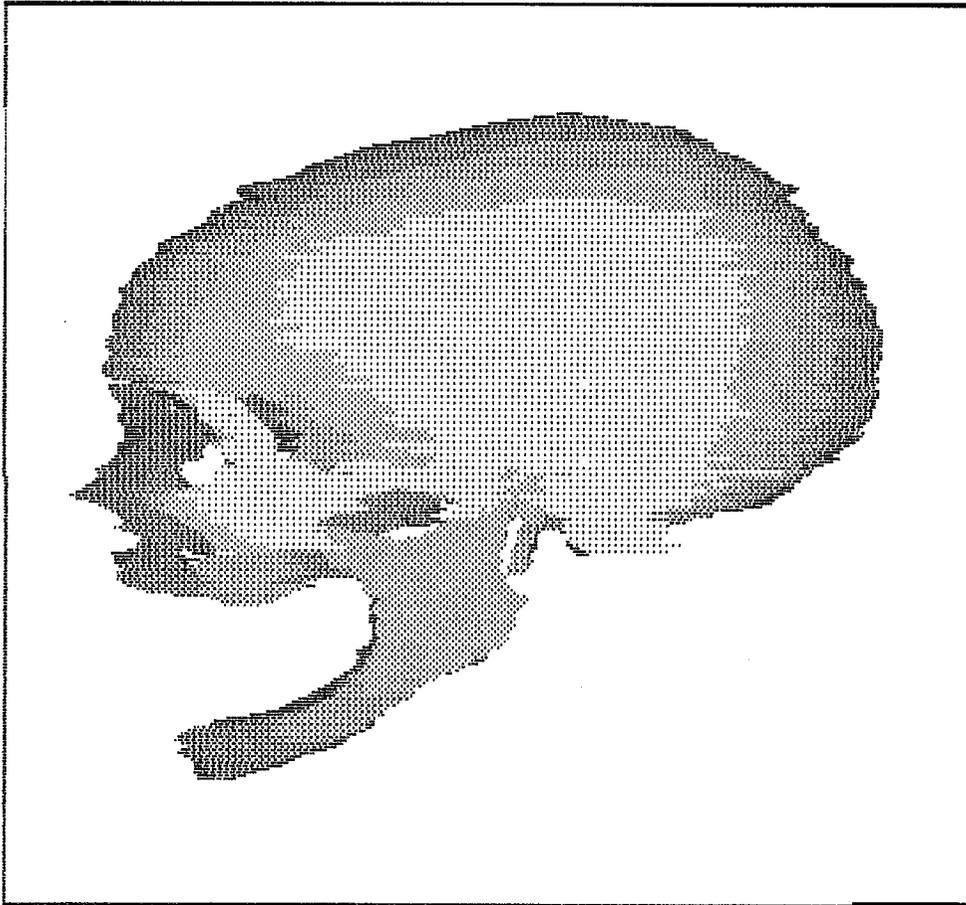


Fig U.13 Rotação $y = 270$ e $z = 90$



Fig U.14 Rotação $z = 180$

rotações são múltiplos de 90 graus (para os eixos x ou y ou z), dando origem às sequências verticais. As rotações podem ser acompanhadas na legenda à esquerda pela apresentação gráfica dos eixos e seu sentido de rotação positivo (anti-horário).

V.2.3 Visibilidade e Eliminação das Superfícies

Ocultas

O teste da visibilidade permitiu economizar significativamente esforço computacional, pois aproximadamente 50% dos triângulos podem ser descartados ao considerar-se o crânio como quase convexo com forma elipsóide ou esférica (SILVA, 1970).

Quando a classificação da visibilidade é baseada na fórmula 111.31, uma possibilidade é considerar visível somente os ângulos obtusos ou rasos. Utilizando-se os cortes 049 a 044 inclusive, obtiveram-se 124 triângulos visíveis e 465 não-visíveis. Ao considerar-se o ângulo reto, também como visível, têm-se, 461 triângulos visíveis, e 128 não. Estes resultados implicaram no emprego do primeiro método.

O método de ordenação o escrito em IV.2.2.4 mostrou-se rápido e eficiente para a reconstrução 3D do crânio. A quantidade de faces, em torno de 27.200, não suporta uma pesquisa exaustiva de ocultamento, porque

prolongaria o tempo de processamento de maneira inadmissível num PC/AT. Exemplos de desempenho do algoritmo usando-se este método de ordenação é apresentado a seguir :

<u>Vista</u>	<u>X</u>	<u>Y</u>	<u>Z</u>	<u>Escala</u>	<u>Tempo de Processamento</u>
cima	0	0	0	1.0	169,06 s
frente	270	0	180	2.0	151,48 s
lado	270	90	180	2.0	142,20 s
baixo	0	180	0	0,3	87,23 s

V.2.4 Sombreamento

A atribuição da mesma cor à todas as faces visíveis representa certamente a maior dificuldade no entendimento da representação tri-dimensional do crânio (Fig V.15). Sem um sombreamento adequado, as suas complexas relações tri-dimensionais, não se revelam a primeira vista, sendo necessárias várias visualizações de ângulos diferentes.

Com a terceira técnica de exibição (IV.2.2.5) é possível perceber a profundidade do crânio, inclusive se é visualizado de frente (face) ou de trás, o que não é possível nos métodos anteriores (Fig V.16).

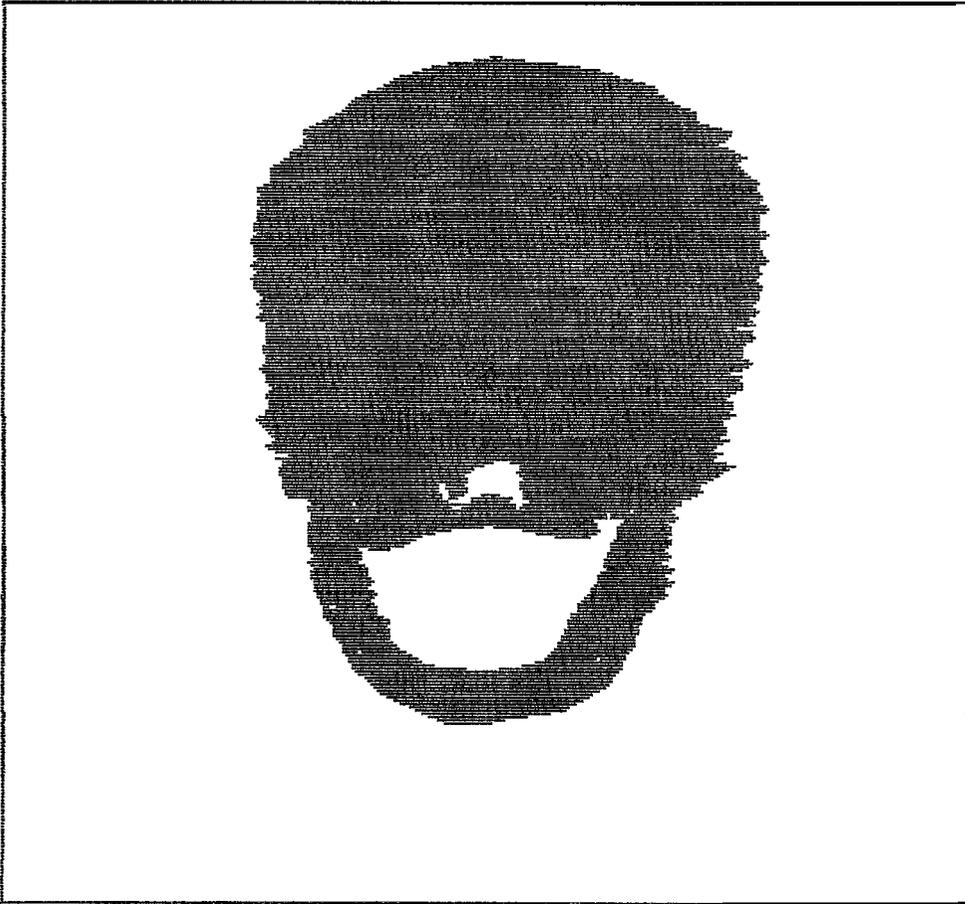


Fig U.15 Faces com mesma cor

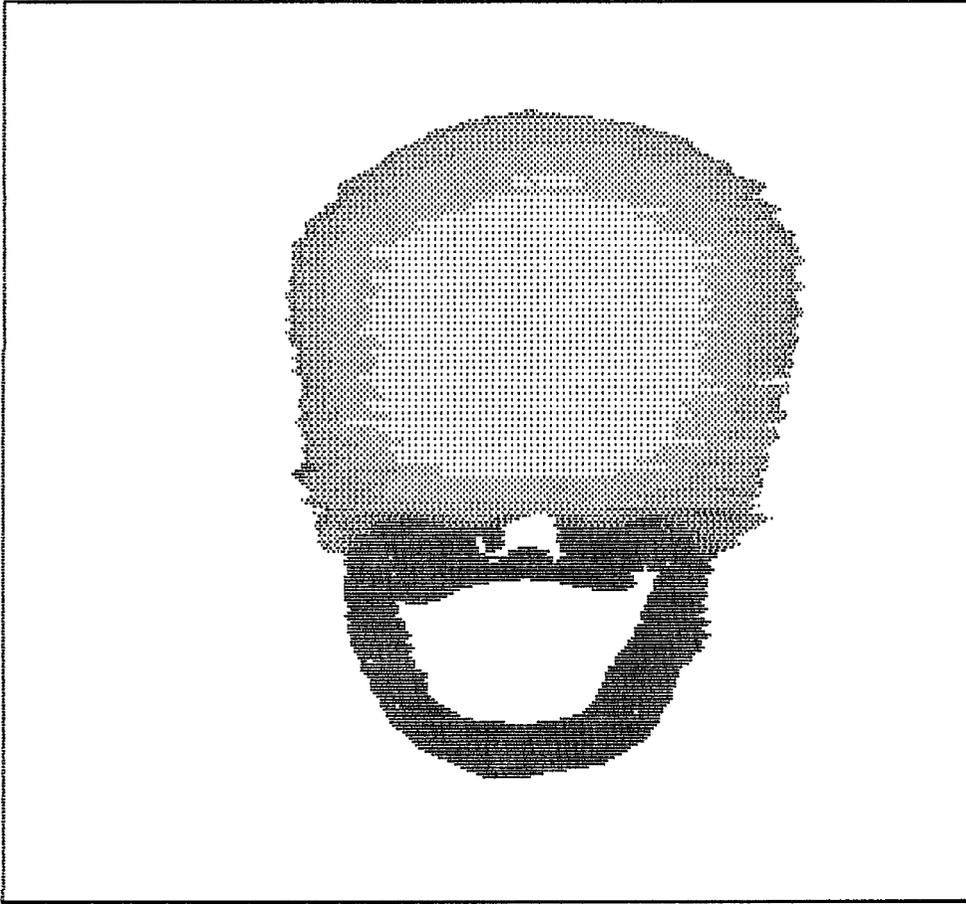


Fig U.16 Cor x Profundidade

CAPITULO VI

DISCUSSÃO

VI.1 Introdução

A maioria dos sistemas computacionais de representação 3D de estruturas anatômicas em geral são implementados em equipamentos de grande porte com estações gráficas. Este é o caso da reconstrução 3D do encéfalo (WEST, 1986), do fêmur (GRANHOLM, 1987) e (RHODES, 1987), do coração (McLEAN, 1987) e particularmente do crânio quando se deseja detalhes de sua estrutura óssea (VANNLER, 1985). A utilização deste tipo de configuração tem a vantagem de permitir acesso rápido a banco de dados volumosos, maior capacidade de memória real, processamento rápido e disponibilidade de recursos gráficos avançados.

Neste trabalho um dos objetivos principais constituiu-se na implementação da reconstrução 3D do crânio humano em microcomputador PC-AT IBM compatível, a partir de 110 cortes tomográficos. Assim, as vantagens apontadas no parágrafo anterior não estão disponíveis para a configuração do sistema computacional utilizado.

A solução adotada para contornar algumas das limitações impostas pela configuração, foi conceber um sistema de reconstrução 3D modular. A separação em dois

módulos, pré-processamento e visualização, mostrou-se eficiente no que concerne ao tempo de processamento e capacidade de memória. A qualidade dos resultados da reconstrução do crânio é de tal ordem que permite a identificação de estruturas anatômicas de dimensões reduzidas (diferença entre cortes 2 mm) tais como os *processos estilóides*.

Uma representação 3D mais realística poderia ser obtida caso fosse aumentada a discriminação entre cortes tomográficos de CT (por exemplo 1 mm), o que, entretanto, não melhoraria a resolução de cada corte. (Neste último aspecto, a resolução poderia ser maior se imagens NMR forem utilizados). Entretanto, o aumento da discriminação e da resolução implicaria na necessidade de maior espaço de memória e conseqüentemente acréscimo no tempo de processamento.

Outra característica importante considerada na concepção do sistema é a flexibilidade, que permite a reconstrução 3D do crânio a partir de cortes tomográficos com distância variável (diferente da distância fixa de 2mm utilizada neste trabalho). Este aspecto torna-se particularmente valioso, pois pode-se aumentar ou diminuir a distância entre cortes, respeitadas as características anatômicas de interesse, como por exemplo a manutenção do número de cortes porém com melhora na qualidade da reconstrução 3D.

A incorporação das operações de transformação geométrica - escalonamento, rotação e translação - teve como objetivo tornar o sistema de reconstrução mais compatível, em especial, com sua utilização para fins didáticos, por facilitar o entendimento de estruturas tridimensionais.

A melhoria do desempenho do sistema deveu-se em particular ao módulo de pré-processamento onde operações (redução do espaço, codificação e organização de arquivos, detecção e espaçamento de bordas e associação de estruturas), que além de serem executadas uma única vez, adequaram os dados ao módulo de visualização, diminuindo assim o tempo de processamento e quantidade de memória originalmente requerida.

Alternativamente, a reconstrução 3D poderia ser baseada em somente um dos hemisférios, que apesar de poder melhorar o desempenho do sistema e reduzir em 50% o volume de dados, não é uma representação realística do crânio humano, não tendo portanto sido implementada.

VI.2 Digitalização Automática de Imagens e Detecção de Bordas

A utilização de cortes tomográficos evitou a deformação física e criação de artefatos decorrente de cortes mecânicos, conforme descrito por ODGAARD (1990).

Diferentemente de outros trabalhos que digitalizam as imagens (ou bordas de interesse) manualmente através de "digitizing tablet" ou microscópio digitalizador (COOKSON, 1987), o método empregado neste trabalho utiliza-se de digitalização automática de corte tomográficos e algoritmo computacional de detecção e extração de borda.

A digitalização automática permite uma resolução de 512x512 pixels, melhorando assim a precisão quando comparados aos outros métodos. O procedimento normal de detecção de borda utilizado por alguns autores (COOKSON, 1987), consiste na identificação, por especialistas, do contorno das estruturas anatômicas de interesse, as quais são então discretizada e armazenadas no computador.

O algoritmo desenvolvido necessita somente da indicação, pelo usuário, de um ponto pertencente à estrutura de interesse, a partir do qual o contorno desta é detectado. Para tal, a imagem original é previamente processada de modo a identificar os diferentes tecidos biológicos que a caracterizam, tendo sido utilizados limiares de cor. Os resultados obtidos mostram-se compatíveis com as estruturas anatômicas identificadas por especialistas. Como a iluminação dos cortes tomográficos, durante o processo de digitalização, não tinha uma distribuição homogênea, o mesmo valor de limiar não pode ser utilizado para todos os 110 cortes.

A possibilidade de exibir cada corte individualmente na forma original, constitui um recurso importante. Além da exibição da imagem digitalizada, ainda é possível atribuir diferentes cores ou níveis de uma única cor as variadas densidades dos tecidos. Adicionalmente, técnicas de processamento de imagens também podem ser utilizadas.

VI.3 Redução do Tempo de Processamento

Além da melhoria do desempenho decorrente do tipo de pré-processamento realizado, operações e técnicas adicionais foram empregados para redução do tempo de processamento, sem entretanto comprometer a qualidade de reconstrução 3D do crânio. A primeira operação utiliza uma codificação sequencial numérica dos nomes dos arquivos (total de 110 arquivos) o que oferece as seguintes vantagens :

1. permite o acesso aos arquivos pelo simples incremento do número de arquivo, não precisando pré-definir todos os nomes;
2. facilita o acesso aos valores referentes a terceira coordenada (Z);
3. é flexível, quando se deseja aumentar a distância entre os cortes. Por exemplo, utilizar para reconstrução do objeto somente cada segundo corte , acessando assim apenas os arquivos que lhe são correspondentes.

A segunda operação consistiu na junção dos arquivos de coordenadas e de associações de todos os 103 cortes tomográficos que apresentam estruturas ósseas.

A escolha da técnica de projeção ortográfica deve-se a não necessidade do cálculo da profundidade (coordenada z) e das estruturas (faces) não-visíveis. Esta técnica reduz o tempo de processamento, sem prejuízo significativo da qualidade do objeto reconstruído, pois o observador encontra-se a pequena distância do objeto e por ter o crânio morfologia bem conhecida.

O algoritmo de eliminação de linhas ocultas baseado na ordenação dos elementos (faces) mostrou-se bastante eficiente (Tabela V.1). Entre os algoritmos MiniMax e Teste de Profundidade, este último resultou em melhor desempenho (tempo de processamento); tal fato deve-se provavelmente ao grande número de faces, que representam o crânio humano como poliedro.

V1.4 Considerações sobre a Qualidade da Reconstrução 3D do Crânio

O crânio foi reconstruído Tridimensionalmente como um poliedro, a partir de faces triangulares, formado pelos 103 cortes tomográficos que representam as estruturas ósseas. A escolha do algoritmo de reconstrução levou em consideração dois aspectos inerentes ao desenvolvimento deste trabalho. O primeiro, refere-se as características anatômicas do crânio : estruturas desde as mais simples

(por exemplo mandíbula e topo da cabeça) até as mais bizarras (complexas : a região da face). O segundo, é devido as limitações da configuração do sistema computacional.

Diferentemente da metodologia de reconstrução utilizada por outros autores como BOISSANNAT (1984) e SCHWARZ (1988), o algoritmo empregado baseia-se no número de pontos de cada par de cortes sucessivos. A utilização do método proposto por FUCHS (1977), que consiste na determinação dos ciclos de custo mínimo num grafo direcionado toroidalmente (distância mínima), não pode ser considerada pois sua aplicação é eficiente para objetos de forma aproximadamente cilíndrica e com uma única borda em cada corte. Segundo este autor, este algoritmo necessitaria ser estendido para construir uma única superfície (conexão entre duas bordas de cortes adjacentes) caso se deseje utilizá-lo na reconstrução do crânio.

O procedimento de exibição do crânio reconstruído consiste fundamentalmente na exibição das faces visíveis ordenadas segundo a profundidade (aumenta com a distância do observador). Alguns trabalhos exibem somente as arestas das faces após a remoção das linhas ocultas (MEIJS, 1987), o que prejudica a qualidade da reconstrução, enquanto que o sistema aqui desenvolvido exhibe toda a superfície externa com cores distintas do fundo de tela.

A percepção da qualidade da reconstrução depende da utilização de técnicas de sombreamento. Neste trabalho, a técnica de sombreamento empregada foi a mais simples possível (atribuição de cores de acordo com a profundidade), entretanto os resultados obtidos mostram claramente uma melhoria na identificação das estruturas anatômicas do crânio. Técnicas de sombreamento, como utilizadas por COOKSON (1987), não foram empregadas devido a complexidade dos algoritmos e sobretudo do aumento do tempo de processamento.

VI.5 Melhorias do Sistema

Como mencionado no item V.1.3 são captados somente as bordas externas do ossos do crânio. A inclusão também das bordas internas poderá ser realizada futuramente (sem grandes dificuldades na sua realização), o que permitirá ao observador ter uma vista das estruturas internas e relaciona-las a superfície externa. A interrupção temporária da reconstrução do crânio, mostrando a anatomia óssea, externa e interna, facilitaria sensivelmente sua compreensão 3D.

A visualização de detalhes anatômicos é também uma operação que tornaria o sistema mais compatível para fins didáticos. Esta operação poderia ser efetuada através da demarcação da região de interesse, seu escalonamento e translação.

A associação de estruturas também pode ser alterada, melhorando a interação sistema-usuário. Neste caso, um algoritmo de "best-fitting", que permite associação automática de segmentos, seria uma possível solução. Entretanto, algoritmos deste tipo devem ser exaustivamente testados para aplicações específicas como a reconstrução do crânio humano.

Um outro aspecto importante é o da possibilidade de exibição de estruturas superpostas numa mesma tela. Assim, além de exibir a estrutura óssea do crânio, também o encéfalo poderá ser mostrado. Isto não foi ainda testado, devido a necessidade de pré-processar-se o encéfalo.

Uma redução substancial do tempo de processamento poderá ser obtida através da subdivisão de regiões do crânio em "Vista Fácil e Difícil", o que por si só reflete uma divisão anatômica. (Os ossos planos, tais como parietal e occipital, seriam considerados como Vista Fácil.) Assim, o teste de visibilidade poderá ser efetuado por grupos de faces, diminuindo sensivelmente o número de operações atualmente necessárias do módulo de visualização.

CAPITULO VII

CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo principal o desenvolvimento e implementação da reconstrução 3D de estruturas anatômicas externas em microcomputador, com vistas ao ensino da medicina e odontologia. Para tal a estrutura selecionada para representação foi o crânio humano por apresentar características bem diversas e complexas quando comparado a outras estruturas anatômicas.

Devido as limitações da configuração do "hardware", o sistema de reconstrução 3D foi subdividido em dois módulos : pré-processamento e visualização. A concepção modular permite a visualização (reconstrução e exibição) de vistas complexas do crânio em aproximadamente 8 minutos. Este desempenho do sistema deve-se ao fato do módulo de pré-processamento (que exige muito mais tempo e é executado uma única vez) adequar o enorme volume de dados ao procedimento de reconstrução tridimensional.

Os dados fonte para reconstrução 3D devem ser tais que os cortes (imagem 2D) sejam paralelos entre si e ter uma referência comum, permitindo o alinhamento da sequência de imagens. A distância entre cortes pode ser variável, possibilitando a diminuição do volume de dados,

respeitadas as características anatômicas da estrutura a ser reconstruída bem como a qualidade da representação desejada. As imagens 2D podem ser originadas de micrtomo (cortes histológicos) ou de qualquer equipamento de imagiologia, tais como Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e Ultra-som. O fundamental é que a imagem tenha resolução compatível com a anatomia do órgão em estudo (permitir a distinção dos diferentes tecidos).

A reconstrução 3D das estruturas ósseas do crânio humano, se baseou em 110 imagens tomográficas (CT) com distância entre cortes de 2mm. A exibição das faces visíveis, segundo a profundidade, e o sombreamento através da atribuição de cores, resultou na representação 3D do crânio considerada como adequada aos objetivos deste trabalho. Estruturas ósseas de dimensão reduzida, tais como os processos *estilóides*, podem ser reconhecidas com facilidade.

A característica de flexibilidade do sistema, permite assegurar que ossos menos complexos que o crânio (tais como o *fêmur*) podem ser *realisticamente* modelados e exibidos com menor tempo de processamento, desde que para tal se utiliza discriminação adequada entre cortes.

Finalmente, deve-se salientar que o sistema de reconstrução 3D, resultante deste trabalho, incorpora características que permitem seu uso no ensino da anatomia humana. Transformações *geométricas* facilitam o entendimento

das estruturas tridimensionais, tornando o ensino desta área de conhecimento menos dependente de fatores tais como supervisão por especialistas e disponibilidade de peças anatômicas. Uma melhor adequação deste sistema ao ensino, tornando-o uma ferramenta potencialmente fundamental, deve ainda ser considerada. Este é o caso, por exemplo, da

- atribuição de nomes das diferentes regiões do crânio e dos ossos, constituindo uma legenda;
- inclusão de estruturas internas do crânio;
- processamento de imagens de outros órgãos, como por exemplo, o encéfalo, expandindo a utilização do sistema;
- apresentação simultânea e sobreposta do crânio e do encéfalo;

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- BAKER, H.H. (1988), "Building, Visualizing, and Computing on Surfaces of Evolution", IEEE CG&A, No.7, pp. 31-41.
- BARREN, C.N. (1984), "Preoperative Planning with Interactive Graphics", Computer Graphics World, No.3, pp. 11-18.
- BELTRAME, F., BONNADONA, F., GIORGI, C., MARCENARO, G. (1990), "3D Brain Anatomy and Surgery in X-11 Environment", Annual International Conference of the IEEE Enaineerina in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No.1, pp. 221-223.
- BERGER, M.(1985), Computer Graphics with Pascal, Menlo Park, California, The Benjamin/Cummings Publishing Company
- BOISSANNAT, J.D. (1984), "Geometric Structures or Three-Dimensional Shape Representation", ACM Transactions on Graphics, Vol.3, No.4, October, pp. 266-286.
- CAFFAY, J.(1972), "Artifacts and Natural Misleading Images", Pediatric X-Ray Diagnosis, Year Book Medical Publishers Inc, 6. Edição, pp. 1573-1590.
- CAPONETTI, L., FANELLI, A.M. (1990), "3D Bone Reconstruction from two X-Ray Views", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No.1, pp. 208-210.
- CAVUOTO, J.R. (1985), "Modeling Prostheses", Computer Graphics World, December 1985, pp. 53.
- COOKSON, J., DYKES, E. e HOLMAN, J.(1987), "The Illusion of Solidity", New Scientist, Vol. 8, pp. 50-53.
- DANGELO, J.G. e FATTINI, C.A.(1981), Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar para o Estudante de Medicina, Livraria Atheneu, Rio de Janeiro, 2. Edição, pp.357-390.
- DOHI, T., OHATA, Y., SUZUKI, M., CHINZEI, K., HORIUCHI, T., HASHIMOTO, D., TSUZUKI, M. (1990), "Computer Aided Surgery System (CAS) : Development of a Surgical Simulation and Planning System with Three Dimensional Graphic Reconstruction", IEEE TH 0311-1, pp. 458-462.

- DOMÉNECHI-MATEU, J.M., GONZALEZ-COMPTA, X. (1988), "Horseshoe Kidney : A New Theory on its Embryogenesis Based on the Study of a 16-mm Human Embryo", Anat. Rec., Vol.222, pp. 408-417.
- DOOLEY, M. (1982), "Anthropometric Modeling Programs - A Survey", IEEE CG &A, No. 11, pp. 17-25.
- FOLEY, J.D. e VAN DAM, A.(1984), Fundamentals of Interactive Computer Graphics, Addison Wesley Publishing Company, Philippines, 2. Edição.
- FRENKEL, K.A. (1989), "Volume Rendering", CACM, Vol. 32, No. 4, pp. 426-435.
- FUCHS, H., KEDEM, Z.M., USELTON, S.P. (1977), "Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours", CACM, Vol. 20, No. 10, pp. 693-702.
- GALLOP, B., GIBSON, T., PEDDER, J., RANGER, N., NEWMANN, J.(1990), "Anthropometry : A Look at Six Techniques for Monitoring 3-D human Shape", SOMA Engineering for the Human Body, Ottawa, Canada, pp. 35-42.
- GRANHOLM, J.W., ROBERTSON, D.D., WALKER, P.S., NELSON, P.S. (1987), "Computer Design of Custom Femoral Stem Prostheses", IEEE CG&A, No.2, pp. 26-35.
- HEYN, M. (1988), Das Grosse Buch zu Turbo Pascal, Data Becker GmbH, Dusseldorf, pp. 307-324.
- HOROWITZ, E., SAHNI, S. (1984), Fundamentos de Estruturas de Dados, Editora Campus, Rio de Janeiro
- KO, C.C., SUN,Y. (1990), "A PC-based Vision System for Bone Measurement", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No.1, pp. 191-193.
- LEVOY, M. (1988), "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE CG&A, No 5., pp. 29-37.
- LIU, I., SUN, Y. (1990), "Recursive Tracking of Vascular Trees in Angiograms using a Detection-Deletion Scheme", Annual International Conference of the IEEE Enaineerina in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No.1, pp. 169-170.
- LORENZEN, W.E., CLINE, H.E. (1987), "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169.

- MACHADO, A. DOS SANTOS (1980), Algebra Linear e Geometria Analítica, São Paulo, Editora Atual
- McGINLEY, B.J., JAGADEESH, J.M. (1990), "Shortest Distance Determination along irregularly shaped Surfaces using Octrees", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 12, No.1, pp. 213-214.
- McLEAN, M., PROTHERO, J. (1987), "Coordinated Three-Dimensional Reconstruction from Serial Sections at Macroscopic and Microscopic Levels of Resolution : The Human Heart", Anat. Rec., pp. 434-439.
- McLEAN, M., ROSS, M.A., PROTHERO, J. (1989), "Three-Dimensional Reconstruction of the Myofiber Pattern in the Fetal and Neonatal Mouse Heart", Anat. Rec., pp. 392-406.
- MEIJS, J.W.H., BOSCH, F.G.C., PETERS, M.J., LOPES DA SILVA, F.H. (1987), "On the magnetic field distribution generated by a dipolar current source situated in a realistically shaped compartment model of the head", Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Elsevier Scientific Publishers Ireland Ltd, Vol. 66, pp 286-298.
- MONNIER, J.P. (1985), Diagnóstico Radiológico, Editora Massan do Brasil Ltda, Rio de Janeiro, pp. 1-38.
- MÜLLER, F., RAHILLY, R. (1986), "Wilhelm His und 100 Jahre Embryologie des Menschen", Acta Anat., pp. 73-77.
- ODGAARD, A., ANDERSEN, K., MELSON, F., GUNDERSEN, H.J.G. (1990), "A direct method for fast three-dimensional serial reconstruction", J. Microsc., Vol 159, Pt 3, Sept., pp. 335-342.
- PARKE, F.I. (1982), "Parameterized Models for Facial Animation", IEEE CG&A, November 1982, pp. 61-68.
- PERSIANO, R.C.M., OLIVEIRA, A.A.F. DE (1986), Introdução à Computação Gráfica, Editora Gráfica Formato Ltda, Belo Horizonte.
- PORTER, R.J. (1985), "Micros Invade Nuclear Medicine", Computer Graphics World, December, pp. 54-55.
- PREISCHNER, D.P. (1988), "Medizinische Informatik in Hildesheim", Bildschirm aktuell, Die EDV Zeitschrift der Kassenaerztlichen Vereinigung Niedersachsen, Vo. 1 i, pp.10-15.

- RHODES, M.L., YU-MING KUO, ROTHMAN, S.L.G. (1987), "An Application of Computer Graphics and Networks to Anatomic Model and Prosthesis Manufacturing", IEEE CG&A, No.2, pp. 12-25.
- ROGERS, D.F. e ADAMS, J.A. (1976), "Three Dimensional Transformations and Projections", Matemactical Elements for Computer Graphics, McGraw-Hill.
- ROGERS, D.F. (1988), Procedural Elements for Computer Graphics, International Edition, McGraw-Hill Book Company, 3. Edição, Singapore.
- SCHWARZ, E.L., MERKER, B., WOLFSON, E. e SHAW, A.(1988) "Applications of Computer Graphics and Image Processing to 2D and 3D Modeling of the Functional Architecture of Visual Cortex", IEEE CG&A, No.7, pp. 13-23.
- SILVA, J.A.D.G. (1970), "Eletroencefalografía", Fundamentos de Neurologia, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, pp. 104-117.
- SILVEIRA, I.C. DE (1989), O Pulmão na Prática Médica, Editora de Publicações Científicas Ltda, Rio de Janeiro, 2. Edição, pp. 33.
- SEDGEWICK, R. (1983), Algorithms, Addison-Wesley Publishing Company, USA.
- STANDISH, T.A. (1979), Data Structure Techniques, Addison-Wesley Publishing Company, Menlo Park, California.
- SUTHERLAND, I.E., SPROULL, R.F. e SCHUHMACKER, R.A.(1974), "A Characteriration of Ten Hidden Surface Algorithms", Computing Surveys, Vol. 6, No. 1, pp. 387-441;
- THURLOW, J. e SELDON, D.(1985), "X-Rays without Film", Computer Graphics World, December 1985, pp. 57-58.
- VALK, J.P.J. DE, EPPING, W.J.M.,HERINGA, A. (1985), "Colour Representation of Biomedical Data", Med.& Biol. Eng. & Comput, Vol. 23, No.6, pp. 343-351.
- VANNLER, M.W., MARSH, J.L. (1985), "3D Imaging Aids Skull Surgeons", Computer Graphics World, December 1985, pp. 49-52.
- WATERS, K.(1987), "A Muscle Model for Animating Three-dimensional Facial Expression", Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp. 17-24.

- WEST, M.J., SKYTTE, J, (1986), "Anatomical Modeling with Computer-Aided Design", Comput. 8 Biomed. Res., Vol. 19, pp. 535-542.
- WIND, G., ALLELY, E., JENKINS, D. (1989), "Microcomputer Reconstruction of Pancreaticobiliary Embryogenesis", Clinical Anatomy, pp. 225-233.
- WHO (1987), "Digital Imaging in Health Care", World Health Organization, United Nations, New York

APENDICE

Apêndice 1 :

```

INSERÇÃO NA LISTA ( x <=== AVAIL )
BEGIN
  IF AVAIL = '#'
    THEN "overflow na lista"
  ELSE
    BEGIN
      x := AVAIL
      AVAIL := LINK (AVAIL)
    END
  END

```

Apêndice 2 :

```

RETIRADA DA LISTA ( AVAIL ===> x )
BEGXN
  LINK (x) := AVAIL
  AVAIL   := x
END

```

Apêndice 3 :

```

INSERÇÃO EM PILHA ENCADEADA
BEGIN
  IF AVAIL = '#'
    THEN "overflow na pilha"
  ELSE
    BEGIN
      x := AVAIL
      AVAIL := LINK (AVAIL)
    END
  INFO (x) := informações
  LINK (x) := TOPO
  TOPO   := x
END

```

Apêndice 4 :

```

RETIRADA EM PILHA ENCADEADA
BEGIN
  IF TOPO = '#'
    THEN "underflow na pilha"
  ELSE
    BEGIN
      x := TOPO
      TOPO := LINK (TOPO)
      LINK (x) := AVAIL
      AVAIL := x
    END
  END

```

Apêndice 5 :

```

INSERÇÃO EM FILA ENCADEADA
BEGIN
  x <=== AVAIL
  INFO (x) := informações
  LINK (x) := '#'
  LINK (R) := x
  R := x
END

```

Apêndice 6 :

```

RETIRADA DE FILA ENCADEADA
BEGIN
  IF F = '#'
    THEN "underflow na fila"
  ELSE
    BEGIN
      x := F
      informação := INFO (F)
      F := LINK (F)
      IF F = '#'
        THEN
          R := '#'
      AVAIL <=== x
    END
  END

```

Apêndice 7 :

```

RETIRAR NO A (LISTAS DUPLAMENTE ENCADEADAS)
BEGIN
  RLINK (LLINK (a)) := RLINK (a)
  LLINK (RLINK (a)) := LLINK (a)
  AVAIL <=== a;
END

```

Apêndice 8 :

```

INSERIR A DIREITA DO NO A
      (LISTAS DUPLAMENTE ENCADEADAS)
BEGIN
  z <=== AVAIL
  INFO (z) := informações
  RLINK (z) := RLINK (a)
  LLINK (z) := LLINK (RLINK (a))
  LLINK (RLINK (a)) := z
  RLINK (a) := z
END

```

Apêndice 9 :

```

INSERIR A ESQUERDA DO NO A
      (LISTAS DUPLAMENTE ENCADEADAS)
BEGIN
  z <=== AVAIL
  INFO (z) := informações
  LLINK (z) := LLINK (a)
  RLINK (z) := RLINK (LLINK (a))
  RLINK (LLINK (a)) := z
  LLINK (a) := z
END

```

Apêndice 10 :

```

UNIR LISTAS A E B
      (LISTAS DUPLAMENTE ENCADEADAS)
BEGIN
  LLINK (RLINK (b)) := LLINK (a)
  RLINK (LLINK (b)) := a
  RLINK (LLINK (a)) := RLINK (b)
  LLINK (a) := LLINK (b)
  AVAIL <=== b
  PtrB := '#'
END

```

Apêndice 11 :

```

apont_lista = *lista;
lista       = RECORD
              x1,y1   : INTEGER;
              link    : APONT-LISTA;
            END;

ptr_corte   = ^l_corte;
l-corte     = RECORD
              num-seg : INTEGER;
              ptr_coor : APONT-LISTA;
              prox    : PTR_CORTE;
            END;

ptr_marca   = ^l-marca;
l-marca     = RECORD
              tipo    : CHAR;
              n_segmento,
              n_elemento : INTEGER;
              pont_coor : APONT-LISTA;
              l        : PTR_MARCA;
            END;

```

```

ptr_instr    = ^l_instr;
l_instr      □ RECORD
               trf                : CHAR;
               ptr_ant_marca,      : PTR_MARCA;
               ptr_post_marca     : PTR_INSTR;
               l_i
            END;

```

Apêndice 12 :

```

r-coordenada = RECORD
               qtd_coor : INTEGER;
               c_x,
               c_y      : ARRAY [1..50] OF INTEGER;
            END;

```

Apêndice 13 :

```

r_instr      = RECORD
               tarefa : CHAR;
               a_seek,
               p_seek : INTEGER;
            END;

```

Apêndice 14 :

	Arquivo	Quantidade
1	I049_1	98
2	I049_2	99
3	I049_3	24
4	I050_1	108
5	I050_2	104
6	I050_3	61
7	I051_1	61
8	I051_2	100
9	I051_3	101
10	I051_4	104
11	I052_1	123
12	I052_2	99
13	I052_3	103
14	I052_4	126
15	I053_1	297
16	I053_2	99
17	I053_3	102
18	I054_1	332
19	I054_2	103
20	I054_3	148
21	I054_4	117
22	I054_5	16
23	I054_6	21
24	I055_1	105
25	I055_2	145
26	I055_3	100

27	I055_4	170
28	I055_5	111
29	I055_6	14
30	I055_7	17
31	I055_8	132
32	I056_1	21
33	I056_8	38
34	I056_2	227
35	I056_3	108
36	I056_4	155
37	I056_5	116
38	I056_6	16
39	I056_7	15
40	I056_9	50
41	I056_10	35
42	I057_1	28
43	I057_10	29
44	I057_11	34
45	I057_12	36
46	I057_13	49
47	I057_2	202
48	I057_3	113
49	I057_4	136
50	I057_5	28
51	I057_6	118
52	I057_7	14
53	I057_8	12
54	I057_9	18
55	I058_1	83
56	I058_10	65
57	I058_11	32
58	I058_12	39
59	I058_2	226
60	I058_3	121
61	I058_4	232
62	I058_5	44
63	I058_6	121
64	I058_7	19
65	I058_8	17
66	I058_9	70
67	I059_1	77
68	I059_10	95
69	I059_11	97
70	I059_12	29
71	I059_13	34
72	I059_2	192
73	I059_3	44
74	I059_4	180
75	I059_5	59
76	I059_6	123
77	I059_7	55
78	I059_8	14
79	I059_9	15
80	I060_1	108
81	I060_10	42

82	I060_11	243
83	I060_2	129
84	I060_3	41
85	I060_4	334
86	I060_5	89
87	I060_6	54
88	I060_7	51
89	I060_8	5
90	I060_9	14
91	I061_1	107
92	I061_10	72
93	I061_11	79
94	I061_12	248
95	I061_2	141
96	I061_3	73
97	I061_4	280
98	I061_5	124
99	I061_6	50
100	I061_7	49
101	I061_8	15
102	I061_9	16
103	I062_1	120
104	I062_10	111
105	I062_2	411
106	I062_3	97
107	I062_4	353
108	I062_5	121
109	I062_6	48
110	I062_7	49
111	I062_8	16
112	I062_9	17
113	I063_1	495
114	I063_2	283
115	I063_3	47
116	I063_4	267
117	I063_5	39
118	I063_6	43
119	I063_7	45
120	I063_8	18
121	I063_9	24
122	I064_1	454
123	I064_2	302
124	I064_3	52
125	I064_4	386
126	I064_5	106
127	I064_6	48
128	I064_7	52
129	I065_1	559
130	I065_2	317
131	I065_3	61
132	I065_4	409
133	I065_5	113
134	I065_6	50
135	I066_1	740
136	I066_2	63Z

137	I066_3	60
138	I067_1	710
139	I067_2	206
140	I067_3	48
141	I067_4	53
142	I067_5	101
143	I067_6	142
144	I068_1	776
145	I068_2	102
146	I068_3	143
147	I068_4	37
148	I068_5	103
149	I068_6	126
150	I069_1	1018
151	I069_2	40
152	I069_3	129
153	I069_4	29
154	I070_1	766
155	I070_2	39
156	I070_3	68
157	I070_4	155
158	I071_1	690
159	I071_2	36
160	I071_3	48
161	I071_4	125
162	I071_5	28
163	I072_1	622
164	I072_2	37
165	I072_3	39
166	I072_4	139
167	I073_1	567
168	I073_2	42
169	I073_3	39
170	I073_4	127
171	I074_1	648
172	I074_2	60
173	I074_3	47
174	I074_4	130
175	I075_1	623
176	I075_2	56
177	I075_3	45
178	I075_4	171
179	I076_1	583
180	I076_2	58
181	I076_3	50
182	I076_4	184
183	I077_1	639
184	I077_2	52
185	I077_3	49
186	I077_4	760
187	I078_1	644
188	I078_2	61
189	I078_3	58
190	I079_1	653
191	I079_2	43

192	I079_3	49
193	I080_1	653
194	I080_2	108
195	I080_3	43
196	I081_1	648
197	I081_2	117
198	I081_3	45
199	I082_1	746
200	I082_2	127
201	I083_1	886
202	I084_1	597
203	I085_1	602
204	I086_1	608
205	I087_1	606
206	I088_1	598
207	I089_1	606
208	I090_1	599
209	I091_1	600
210	I092_1	586
211	I093_1	593
212	I094_1	586
213	I095_1	583
214	I096_1	583
215	I097_1	582
216	I098_1	577
217	I099_1	588
218	I100_1	564
219	I101_1	577
220	I102_1	567
221	I103_1	561
222	I104_1	548
223	I105_1	550
224	I106_1	517
225	I107_1	505
226	I108_1	491
227	I109_1	584
228	I110_1	472
229	I111_1	465
230	I112_1	437
231	I113_1	436
232	I114_1	446
233	I115_1	407
234	I116_1	385
235	I117_1	363
236	I118_1	345
237	I119_1	320
238	I120_1	296
239	I121_1	261
240	I122_1	231
241	I123_1	198
242	I124_1	149
243	I125_1	48
244	I048_1	101
245	I048_2	99
246	I047_1	103

247	I047_2	97
248	I045_1	99
249	I045_2	94
250	I044_1	103
251	I044_2	93
252	I043_1	99
253	I043_2	87
254	I041_1	92
255	I041_2	77
256	I040_1	92
257	I040_2	68
258	I039_1	80
259	I039_2	61
260	I037_1	71
261	I037_2	59
262	I036_1	75
263	I036_2	58
264	I035_1	74
265	I035_2	59
266	I033_1	81
267	I033_2	64
268	I032_1	88
269	I032_2	73
270	I031_1	112
271	I031_2	82
272	I029_1	222
273	I028_1	208
274	I027_1	185
275	I025_1	141
276	I024_1	115
277	I023_1	67
278	I022_1	39
279	I026_1	171
280	I030_1	285
281	I034_1	81
282	I034_2	59
283	I038_1	77
284	I038_2	70
285	I042_1	101
286	I042_2	84
287	I046_1	106
288	I046_2	98

***** Quantidade total de coordenadas : 57362 *****

Apêndice 15 :

	Arquivo	Quantidade
1	I049_1	23
2	I049_2	23
3	I049_3	6
4	I050_1	25
5	I050_2	24
6	I050_3	14
7	I051_1	14
8	I051_2	24
9	I051_3	24
10	I051_4	25
11	I052_1	28
12	I052_2	23
13	I052_3	24
14	I052_4	30
15	I053_1	72
16	I053_2	23
17	I053_3	23
18	I054_1	78
19	I054_2	24
20	I054_3	35
21	I054_4	27
22	I054_5	4
23	I054_6	5
24	I055_1	22
25	I055_2	33
26	I055_3	23
27	I055_4	40
28	I055_5	25
29	I055_6	4
30	I055_7	4
31	I055_8	32
32	I056_1	5
33	I056_8	9
34	I056_2	53
35	I056_3	24
36	I056_4	36
37	I056_5	26
38	I056_6	4
39	I056_7	4
40	I056_9	13
41	I056_10	9
42	I057_1	6
43	I057_10	6
44	I057_11	9
45	I057_12	9
46	I057_13	12
47	I057_2	47
48	I057_3	25
49	I057_4	32
50	I057_5	6

51	I057_6	27
52	I057_7	4
53	I057_8	3
54	I057_9	4
55	I058_1	19
56	I058_10	14
57	I058_11	8
58	I058_12	10
59	I058_2	53
60	I058_3	27
61	I058_4	54
62	I058_5	11
63	I058_6	27
64	I058_7	5
65	I058_8	4
66	I058_9	16
67	I059_1	19
68	I059_10	21
69	I059_11	22
70	I059_12	7
71	I059_13	8
72	I059_2	46
73	I059_3	10
74	I059_4	44
75	I059_5	14
76	I059_6	28
77	I059_7	13
78	I059_8	3
79	I059_9	4
80	I060_1	25
81	I060_10	10
82	I060_11	55
83	I060_2	31
84	I060_3	9
85	I060_4	77
86	I060_5	22
87	I060_6	13
88	I060_7	12
89	I060_8	1
90	I060_9	4
91	I061_1	28
92	I061_10	18
93	I061_11	18
94	I061_12	57
95	I061_2	33
96	I061_3	17
97	I061_4	66
98	I061_5	30
99	I061_6	12
100	I061_7	12
101	I061_8	4
102	I061_9	4
103	I062_1	30
104	I062_10	27
105	I062_2	96

106	I062_3	23
107	I062_4	82
108	I062_5	28
109	I062_6	11
110	I062_7	12
111	I062_8	4
112	I062_9	4
113	I063_1	118
114	I063_2	65
115	I063_3	11
116	I063_4	62
117	I063_5	10
118	I063_6	10
119	I063_7	12
120	I063_8	5
121	I063_9	6
122	I064_1	109
123	I064_2	70
124	I064_3	12
125	I064_4	89
126	I064_5	24
127	I064_6	12
128	I064_7	13
129	I065_1	134
130	I065_2	75
131	I065_3	14
132	I065_4	95
133	I065_5	26
134	I065_6	12
135	I066_1	173
136	I066_2	148
137	I066_3	13
138	I067_1	167
139	I067_2	49
140	I067_3	11
141	I067_4	12
142	I067_5	24
143	I067_6	32
144	I068_1	183
145	I068_2	24
146	I068_3	34
147	I068_4	9
148	I068_5	24
149	I068_6	29
150	I069_1	236
151	I069_2	10
152	I069_3	32
153	I069_4	7
154	I070_1	184
155	I070_2	9
156	I070_3	16
157	I070_4	37
158	I071_1	166
159	I071_2	9
160	I071_3	11

161	I071_4	30
162	I071_5	7
163	I072_1	149
164	I072_2	9
165	I072_3	10
166	I072_4	34
167	I073_1	138
168	I073_2	11
169	I073_3	9
170	I073_4	31
171	I074_1	154
172	I074_2	15
173	I074_3	11
174	I074_4	30
175	I075_1	148
176	I075_2	13
177	I075_3	11
178	I075_4	39
179	I076_1	137
180	I076_2	13
181	I076_3	13
182	I076_4	43
183	I077_1	149
184	I077_2	12
185	I077_3	12
186	I077_4	179
187	I078_1	151
187	I078_2	14
189	I078_3	15
190	I079_1	154
191	I079_2	12
192	I079_3	10
193	I080_1	155
194	I080_2	26
195	I080_3	11
196	I081_1	154
197	I081_2	28
198	I081_3	11
199	I082_1	177
200	I082_2	29
201	I083_1	212
202	I084_1	144
203	I085_1	145
204	I086_1	144
205	I087_1	146
206	I088_1	143
207	I089_1	146
208	I090_1	140
209	I091_1	144
210	I092_1	142
211	I093_1	142
212	I094_1	138
213	I095_1	139
214	I096_1	137
215	I097_1	138

216	I098_1	135
217	I099_1	139
218	I100_1	134
219	I101_1	137
220	I102_1	133
221	I103_1	134
222	I104_1	130
223	I105_1	132
224	I106_1	121
225	I107_1	121
226	I108_1	117
227	I109_1	147
228	I110_1	112
229	I111_1	111
230	I112_1	105
231	I113_1	104
232	I114_1	106
233	I115_1	99
234	I116_1	92
235	I117_1	87
236	I118_1	83
237	I119_1	77
238	I120_1	73
239	I121_1	62
240	I122_1	57
241	I123_1	49
242	I124_1	38
243	I125_1	11
244	I048_1	23
245	I048_2	22
246	I047_1	24
247	I047_2	22
248	I045_1	24
249	I045_2	23
250	I044_1	25
251	I044_2	22
252	I043_1	24
253	I043_2	21
254	I041_1	23
255	I041_2	18
256	I040_1	22
257	I040_2	16
258	I039_1	19
259	I039_2	15
260	I037_1	17
261	I037_2	14
262	I036_1	18
263	I036_2	14
264	I035_1	18
265	I035_2	14
266	I033_1	20
267	I033_2	15
268	I032_1	21
269	I032_2	17
270	I031_1	28

271	I031_2	20
272	I029_1	55
273	I028_1	51
274	I027_1	45
275	I025_1	34
276	I024_1	28
277	I023_1	17
278	I022_1	10
279	I026_1	41
280	I030_1	68
281	I034_1	19
282	I034_2	14
283	I038_1	18
284	I038_2	17
285	I042_1	24
286	I042_2	20
287	I046_1	24
288	I046_2	22

***** Quantidade total de coordenadas : 13615 *****