

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE BOTUCATU
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

SEIO ESFENOIDAL E O DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

NOME DA ALUNA: NATÁLIA VALE D ELBOUX
NOME DO ORIENTADOR: SEIZO YAMASHITA

Botucatu – SP

2014

NATÁLIA VALE D ELBOUX

SEIO ESFENOIDAL E O DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como requisito parcial para obtenção do grau
de Bacharel em Ciências Biomédicas pela
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Professor Orientador: Seizo Yamashita

Botucatu – SP

2014

NATÁLIA VALE D ELBOUX

SEIO ESFENOIDAL E O DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como requisito parcial para obtenção do grau de
Bacharel em Ciências Biomédicas pela
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Professor Seizo Yamashita, Dr.

Orientador

Professor Vladimir Eliodoro Costa Dr.

Supervisor

Professor André Petean Trindade Dr.

Relator

BOTUCATU

2014

RESUMO

O corpo humano é muito frágil, existem milhares de doenças que podem acometê-lo, deixando-o debilitado e podendo levar a morte do indivíduo, desde infecções até doenças neoplásicas. A cabeça é a porção do corpo menos compreendida, assim diversos estudos veem sendo realizados afim de entender melhor suas estruturas. Entre as áreas mais estudadas atualmente está o Seio Esfenoidal, sendo que o interesse pelo estudo dessa região está ligado a sua localização na parte central do crânio, uma área rodeada de estruturas importantes, tais como o nervo óptico, quiasma óptico, artéria basilar e a hipófise. Por estar tão próxima a essas estruturas, tem-se feitos estudos relacionados a neurocirurgia, uma vez que o seio esfenoidal é um ótimo meio de entrada para atingir essas regiões de maneira menos invasiva que os métodos convencionais. Além da importância nos estudos das estruturas proximais, existem muitas patologias que acometem o próprio seio esfenoidal. São doenças raras mas que vão desde pequenas infecções até neoplasias malignas. Para a realização destes estudos e para o diagnóstico dessas patologias tem sido muito utilizado o método de diagnóstico por imagem, principalmente os de Tomografia Computadorizada e de Ressonância Magnética, conferindo uma noção exata da anatomia da região, sua extensão e gravidade.

Palavras-chave: seios paranasais, seio esfenoidal, tomografia computadorizada, ressonância magnética.

LISTAS DE ABREVIATURAS

TC – Tomografia Computadorizada

mA – Valor da corrente elétrica

FOV – Campo de Visão

HU – Unidade Hounsfield

RM - Ressonância magnética

B_0 - Campo Magnético

T - Tesla

ω - Frequência Angular

Vetor M - Vetor Magnetização

RF - Radiofrequência

SIL - Sinal de Indução Livre

SE - Spin Eco

TE - Tempo de Eco

TR - Tempo de Repetição

TF - Transformada de Fourier

GRE - Gradiente Eco

FSE - Fast Spin Eco

MSE - Mucocele do Seio Esfenoidal

B_1 - Pulso de Radiofrequência

Sumário

1.INTRODUÇÃO	6
2.EMBRIOLOGIA.....	7
2.1.EMBRIOLOGIA DOS SEIOS PARANASAIS.....	7
2.2.EMBRIOLOGIA SEIO ESFENOIDAL	8
3.CLASSIFICAÇÃO DO SEIO ESFENOIDAL	9
3.1.TIPOS DE SEIOS	9
3.2.DIFERENÇA ENTRE OS SEXOS.....	9
4.DIAGNÓSTICO POR IMAGEM	9
5.TOMOGRAFIA	10
5.1.PRINCÍPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC).....	10
5.2.PARTES DE UM TOMÓGRAFO	10
5.3.GERAÇÕES DE EQUIPAMENTOS TOMOGRÁFICOS.....	12
5.4.CARACTERÍSTICAS DA IMAGEM	13
5.5.TOMOGRAFIA DOS SEIOS DA FACE	14
6.RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	15
6.1. PRINCÍPIOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM).....	15
6.2.APARELHO DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	20
6.3.RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DOS SEIOS DA FACE	22
7.PATOLOGIAS DO SEIO ESFENOIDAL.....	23
7.1.SINUSITE FÚNGICA EXCLUSIVA DO SEIO ESFENOIDAL.....	23
7.2.MUCOCELE DO SEIO ESFENOIDAL (MSE).....	24
7.3.CARCINOMA ADENÓIDE CÍSTICO DE SEIO ESFENOIDAL.....	25
8. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA X RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	26
REFERÊNCIAS	26

1.INTRODUÇÃO

O seio esfenoidal é um dos quatro seios paranasais que existem no nosso crânio. Para entender melhor o seu surgimento e suas patologias devemos entender o que são esses seios paranasais, sua anatomia e seus tipos. Ao decorrer do trabalho iremos entender a importância de seu estudo.

Alguns ossos do crânio são classificados como pneumáticos, por possuírem uma cavidade em seu interior. Uma dessas cavidades são os seios paranasais, que se denominam assim por estarem localizados na cavidade nasal e por serem uma evaginação desta e com ela se comunicar. Os seios paranasais são formados a partir de alguns ossos do crânio, sendo eles o frontal, a maxila, o esfenóide e o etmóide. As paredes ósseas que separam estes seios de cavidades, tais como, cavidade nasal, oral, a órbita e a fossa anterior, são muito delgadas podendo ser destruída em processos patológicos.

Os seios paranasais são divididos em quatro tipos:

- Seio maxilar: situado na maxila, é o maior de todos. O seu teto é o assoalho da órbita, e o seu assoalho é o processo alveolar da maxila onde se encontram os dentes superiores. Ele abre-se do hiato semilunar do meato médio.
- Seio etmoidal: são numerosas pequenas cavidades do labirinto etmoidal, denominadas células etmoidais. As anteriores drenam no meato médio e as posteriores no meato superior.
- Seio frontal: localizado no osso frontal, pode ser septado aparecendo com duas ou mais

cavidades de cada lado. Abre-se no meato médio.

- Seio esfenoidal: está situado no corpo do osso esfenóide e drena para o processo esfenotmoidal da cavidade nasal.

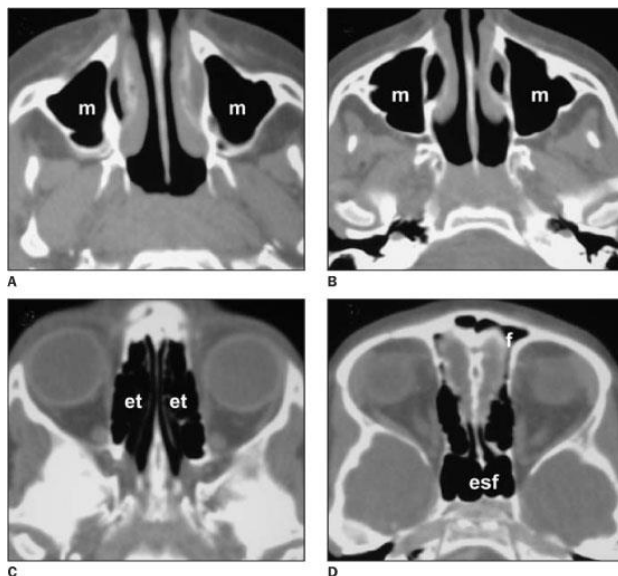


Figura 1 Corte de exame de Tomografia Computadorizada de seios da face. As duas primeiras imagens (A e B) demonstram os maxilares (m); os cortes C e D incluem os seios etmoidais (et), frontais (f) e esfenoidal (esf).

A importância da compreensão anatômica do seio esfenoidal deve-se a sua peculiar localização no osso esfenóide, na região pôstero superior da cavidade nasal, que corresponde à base central do crânio (CHONG et al, 1998). Este seio possui delgadas lâminas ósseas que se relacionam posteriormente com a ponte e a artéria basilar; superiormente com o quiasma óptico, nervo óptico e hipófise; inferiormente com cavidade nasal e parte nasal da faringe; lateralmente com nervo óptico, seio cavernoso, artéria carótida interna, nervo oftálmico e maxilar (LATARJET & LIARD,1996).

A cavidade do seio esfenoidal é revestida por uma mucosa proveniente do prolongamento da mucosa nasal, que pode ser acometida por inflamações como sinusite ou outros processos patológicos (KRMPOTIC-NEMANIC et al,1993).

O seio esfenoidal tem sido alvo de muitos estudos para aprimoramento de técnicas cirúrgicas, uma vez que este pode ser uma via de acesso de procedimentos neurocirúrgicos, como na hipófise e certos tumores intracranianos.

Os estudos do seio esfenoidal, tem sido feitos a partir de exames de imagens, tais como tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética. Além disso esses exames ainda colaboram na análise da anatomia normal e patológica do seio esfenoidal.

2. EMBRIOLOGIA

2.1. EMBRIOLOGIA DOS SEIOS PARANASAIS

A embriologia dos seios nasais começa por volta da oitava semana de desenvolvimento, a partir do surgimento de pregas na parede nasal lateral. Inicialmente são seis ou sete pregas, mas como o decorrer do tempo, através de regressão e fusão, restam apenas três ou quatro. Aquelas que persistem ao final do desenvolvimento fetal são conhecidas como etmoturbinas, sendo de origem etmoidal.

Há cinco tipos de estruturas etmoturbinas. A primeira é muito rudimentar e incompleta, a porção ascendente forma a eminência nasal e a porção descendente da origem ao processo uncinado. A segunda é responsável pela formação da concha média, enquanto a terceira forma a concha superior. Já a quarta e a quinta fusionam-se para formar a concha suprema.

Os meatos e recessos nasais originam-se de sulcos que se formam entre as etmoturbinais. O primeiro sulco origina-se da primeira e da segunda etmoturbinal, a porção descendente forma o infundíbulo etmoidal (responsável pelo surgimento primordial do seio maxilar), o hiato semilunar e o hiato médio, enquanto que a porção ascendente contribui para a formação do recesso frontal. O meato superior é formado pelo segundo sulco, situado entre a segunda e a terceira etmoturbinais. Já o último sulco, entre a terceira e a quarta, formam o meato supremo.

O recesso frontal anterior pneumatiza-se em direção ao interior do osso frontal originando o seio frontal. Surge no interior da face ventral e caudal do meato médio, entorno de uma a quatro pregas e sulcos, sendo o primeiro sulco frontal responsável pela formação das células da eminência nasal, o segundo o seio nasal, e a terceira e a quarta formam as células etmoidais anteriores.

Em crianças recém-nascidas os seios paranasais são rudimentares ou ausentes. Os seios maxilares são pequenos ao nascimento (3 a 4 mm), e vai se desenvolvendo lentamente até a puberdade. Já os seios frontais e esfenoidais não estão formados ao nascimento do feto. Por volta dos dois anos de idade as células etmoidais mais anteriores crescem dentro do osso frontal formando o seio frontal, já as células etmoidais mais posteriores crescem no osso esfenóide formando dois seios esfenoidais.

2.2. EMBRIOLOGIA SEIO ESFENOIDAL

O seio esfenoidal começa a surgir a partir do terceiro mês de vida do feto, quando a mucosa nasal começa a invaginar para o interior da porção posterior da cápsula nasal cartilaginosa, formando o recesso cupular cartilaginoso da cavidade nasal.

Essa cavidade é circundada por uma parede que se ossidifica nos últimos meses do desenvolvimento fetal, formando o ossículo de Bertini. Este ossículo apresenta uma cartilagem interposta, que é reabsorvida por volta do segundo ou terceiro ano de vida, juntando-o ao corpo do esfenóide.

No decorrer do sexto ou sétimo ano de vida a pneumatização do seio esfenoidal progride, porém apenas no décimo segundo ano os clinóides anteriores e o processo pterigoide estão prontos para se pneumatizar. Dessa forma a pneumatização completa do seio esfenóide ocorre por volta dessa idade.

3.CLASSIFICAÇÃO DO SEIO ESFENOIDAL

3.1.TIPOS DE SEIOS

Hammer e Radberg (1961) propuseram uma classificação para o grau de pneumatização do seio esfenoideal. Sendo eles divididos em três tipo: conchal, pré-selar e selar.

No tipo conchal o seio não pneumatiza o corpo do esfenoíde, separando-o da sela túrcica por um bloco ósseo de cerca de 10mm. No caso do pré-selar a pneumatização não ultrapassa o plano coronal anterior da sela, isto é, a parede anterior da sela não arqueava para dentro da cavidade do seio esfenoideal. Já no tipo selar o seio é bem pneumatizado, a parede anterior da sela túrcica está saliente na cavidade e tem espessura delgada.

O processo de pneumatização ainda não está completamente esclarecido, e este depende da ação da mucosa nassosinusal, que está presente no seio etmoidal e seios secundários. O que mostra que o processo de pneumatização é global entre os seios (BRAUN & STAMMBERGER, 2003)

3.2.DIFERENÇA ENTRE OS SEXOS

Segundo estudo feito por Chen et al. (2006) observa-se uma diferença anatômica do nervo óptico na parede lateral do seio esfenoideal entre os homens e as mulheres. Há uma significativa diferença na protusão do nervo óptico entre os sexos, sendo o dos homens mais proeminente bilateralmente. Este mesmo estudo mostra que seios esfenoidais de mulheres possuem uma pneumatização menos extensa do que nos homens.

4.DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Muitas doenças não possuem sinais ou sintomas no seu início, uma forma de descobrir precocemente é a partir de exames de diagnóstico por imagem, ajudando a aumentar a chance de sucesso na cura. Este tipo de exame consiste em diagnósticos feitos através de imagens

computadorizadas, as técnicas mais comuns são: raio-X, ultrassonografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética e medicina nuclear.

No caso da avaliação do seio esfenoidal os métodos de diagnóstico por imagem mais utilizados são o raio-X, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. Porém o exame de raio-X não apresenta muito detalhamento como os de tomografia e ressonância, por não se adquirir uma imagem no plano axial e não ser possível fazer reconstrução em outros planos de corte.

5.TOMOGRAFIA

5.1.PRINCIPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

A tomografia computadorizada foi o mais importante desenvolvimento tecnológico na área de imagem nos últimos 40 anos. Avanços na tecnologia helicoidal e subsequentemente na tecnologia de múltiplos detectores, tem oferecido tantas opções que chega a ultrapassar nossa capacidade de atualização.

Esse método de diagnóstico por imagem utiliza os raios X, que são emitidos por uma pequena fenda e possui a forma de um leque. O tubo de raio X gira 360° ao redor do corpo a ser estudado e as imagens são obtidas em slices (fatias). Opostamente aos feixes de raio X existe os detectores de fótons que podem girar sincronicamente ao feixe ou ser fixo, como no caso dos tomógrafos mais modernos. Cada fóton que atravessa um volume do paciente interage com os detectores de fótons e produzem um sinal elétrico, que fornecerá uma parcela dos dados responsáveis pela formação da imagem final no computador.

Ao término de cada giro o sistema tubo/detectores volta a posição inicial e a mesa sobre a qual o paciente está se move alguns milímetros. Esse processo é conhecido como escaneamento passo a passo que difere do escaneamento helicoidal utilizado nos dias de hoje.

5.2.PARTES DE UM TOMÓGRAFO

O equipamento de tomografia computadorizada é composta por diversas partes, entre elas está o gantry, o gerador, tubo de raio X, filtros, colimadores, detectores, controle de exposição e comando.

O gantry é a estrutura principal do equipamento, em seu interior encontra-se o tubo de raio X, o sistema elétrico que possibilita a geração da radiação e o conjunto de detectores. Já na parte externa ficam os comando para movimentar a própria mesa, o laser para alinhar o paciente em relação ao isocentro do equipamento nos planos axial, sagital e coronal.



Figura 2 Imagem de um gantry de um Toshiba multislice

Os geradores atuais possuem alta frequência (3000 Hz) e transformam a baixa tensão de entrada da rede elétrica em alta tensão que alimenta o tubo de raio X. Ele fica dentro do gantry e giram ao redor do paciente. Os geradores possuem anéis deslizantes que permitem que o conjunto fonte-detector rotacione continuamente enquanto a mesa se desloca.

Os tubos de raio X utilizados na tomografia possuíam um cátodo e um ânodo inserido em um involucro de vidro a vácuo, porém com a inovação dos tomógrafos para os de multislice foi necessário mudar o isolamento térmico e elétrico para um com tubos com revestimento metálico e isolantes de cerâmica entre o ânodo e o cátodo para que dessa forma houvesse uma relação melhor de troca de calor. A capacidade térmica do tubo de raio X é de 8 MHU e sua taxa de dissipação é de 1MHU/min.

Na tomografia o feixe de raio X é policromático, ou seja, a radiação emitida é formada por fótons de várias energias denominada espectro. Estes feixes irão interceptar o paciente e depois os detectores para a formação da imagem, porém os feixes precisam estar igualados para que as imagens sejam reconstruídas de maneira adequada. Para isso utiliza-se um filtro entre o tubo e o paciente. O filtro possui um formato mais espesso nas extremidade do que na região central, como isso a parte central do corpo que é mais espessa recebe maior radiação do que a

parte periférica que é mais delgada, mantendo o fluxo de radiação que atingirá os detectores uniforme.

Os colimadores tem como função interceptar o feixe de raio X, ajustando-o de acordo com a região estudada, reduzindo assim a radiação a qual o paciente é exposto e evitando que ela atinja áreas desnecessárias.

Quando os fótons da radiação atravessam o paciente eles sensibilizam os detectores presentes no aparelho de tomografia, e um sistema eletrônico associado aos detectores quantificam e processam os fótons. Antigamente utilizava-se detectores a gás (câmaras preenchidas com gás xenônio), porém não são mais utilizados nos dias de hoje, atualmente os detectores são detectores cintiladores.

O controle automático de exposição tem como finalidade diminuir a dose de radiação nos exames através de um sistema capaz de ajustar o valor da corrente (mA), dependendo do tamanho do paciente, do tipo de tecido e seu ângulo de irradiação. O equipamento registra a posição anatômica em estudo em relação a posição da mesa através do scout. Durante a aquisição das imagens o equipamento diminui o mA quando passa em regiões de menor atenuação e também ocorre o oposto, aumenta a corrente quando se trata de um tecido mais denso. O scout é feito por meio de duas aquisições, uma anteroposterior e outra lateral, verificando dessa forma a espessura do paciente em cada ângulo de irradiação.

O comando do equipamento é feito a partir de um microcomputador que possui os softwares e hardwares para selecionar os parâmetros elétricos, posicionamento do paciente, registro de exame e envio para posterior avaliação do radiologista. Ele também é capaz de reconstruir as imagens no plano sagital e coronal, variar a espessura do corte, entre outros tipos de reconstruções.

5.3.GERAÇÕES DE EQUIPAMENTOS TOMOGRÁFICOS

Existem vários tipos de tecnologias de equipamentos tomográficos, elas são divididas em gerações de equipamentos. Estas gerações se distinguem por sua geometria de detecção e pela forma que os componentes do seu sistema, tais como tubo de raio X, detectores e a maca, se movimentam durante a produção da imagem. Estes equipamentos evoluem com a intenção de reduzir o tempo de exame e aumentar a qualidade da imagem, apesar dos movimentos

involuntários dos órgãos em estudo. Neste trabalho será explicado o funcionamento de aparelhos multislice, uma vez que no estágio utilizou-se um tomógrafo Multislice Activion de 16 canais da marca Toshiba.

A partir da terceira geração de aparelhos surgiram os equipamentos helicoidais, que possuía anéis deslizantes que permitiam a aquisição de imagens enquanto a mesa se movimentava, obtendo dessa forma imagens volumétricas. Com isso surgiu um importante conceito que é o pitch, que é definido pelo movimento da mesa a cada 360° de rotação do tubo de raio X e pela largura dos feixes do raio. Porém esses equipamentos por só possuírem uma fileira para aquisição não eram rápidos o suficiente para exames tais como a angiografia.

Com isso criou-se os equipamentos multislices, ou seja, o equipamento possui múltiplos detectores. A colimação passou a ser determinada pela combinação do tamanho do elemento detector associado a quantidade de fileiras de detectores associados, possibilitando assim escolher a espessura de corte entre as possibilidades de colimações.

Existem duas maneiras de se construir as fileiras detectoras, sendo todas fileiras com o mesmo tamanho de detectores (homogêneas) e fileiras de tamanhos diferentes (híbridas). Hoje em dia existem aparelhos com 4, 8, 16, 32, 40, 64, 128 e 320 fileiras detectoras.

5.4.CARACTERÍSTICAS DA IMAGEM

Uma imagem tomográfica é formada por pixels, este é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. O conjunto destes pixels forma a matriz, e está distribuído em colunas e linhas. A resolução de uma estrutura é melhor quando possui um número maior de pixels em uma matriz. O tamanho máximo do objeto em estudo na matriz é o FOV (campo de visão).

A imagem é formada por escalas de cinzas, sendo que quanto mais raio X o tecido absorve mais claro é na imagem. Esta escala apresenta tonalidade entre o branco, cinza e o preto, ela apresenta uma faixa de -1000 (ar) a +1000 (osso), onde o primeiro valor é mais escuro e o outro é mais claro. Foi criada uma unidade específica para classificar essa escala de cinzas, o nome dela é Hounsfield (HU).

Tecido	HU	m
Osso denso	1000	0,460
Músculo	50	0,231
Matéria branca	45	0,187
Matéria cinzenta	40	0,184
Sangue	20	0,182
Fluido Cerebroespinhal	15	0,181
Água	0	0,180
Gordura	-100	0,162
Pulmão	-200	0,094
Ar	-1000	0,0003

Figura 3 Coeficiente de atenuação nos tecidos segundo a escala Hounsfield

Apesar de toda a faixa de tonalidade de cinza o olho humano não é capaz de diferenciar todas elas, porém ela pode ser vista pelo equipamento e pode ser selecionada em intervalos que facilitem a visualização de estruturas específicas, esse processo é conhecido como janelamento (SEERAM, 2004). O uso de diferentes janelas permite a visualização de diferentes tecidos em uma mesma imagem.

As imagens tomográficas são obtidas em dois planos básicos, o axial e o coronal. A partir destas é possível fazer reconstruções no plano sagital e até mesmo reconstruções tridimensionais.

5.5.TOMOGRAFIA DOS SEIOS DA FACE

O seio esfenoidal tem sido alvo de muito estudos atualmente por estar localizado na região central do cérebro e possuir estruturas importantes ao seu redor, tais como o nervo óptico, artéria carótida interna, nervo vidiano. E estes estudos tem sido feitos principalmente através de meios de diagnóstico por imagem, tais como a tomografia.

A tomografia computadorizada atualmente é o padrão ouro no estudo dos seios paranasais, uma vez que fornece informações precisas sobre partes moles, estruturas ósseas e ar, sendo portanto um exame de alta sensibilidade (RIELLO & BOASQUEVISQUE, 2008).

Para a realização deste exame é necessário posicionar corretamente o paciente na mesa em decúbito dorsal, com orientação de “head first” (entrando com a cabeça) e utilizar o protocolo de seios da face. A partir disso será realizado um scout do crânio. Os cortes iniciam-se na região alveolar, paralelo ao palato duro, e termina na parte superior ao seio frontal nas aquisições axiais. Já nos cortes coronais deve-se iniciar anterior ao seio frontal e termina na parte posterior ao seio esfenoidal. O protocolo do exame geralmente possui FOV de 180mm, KV 120, mA de 100, scan time de um segundo e filtros de partes moles e standard.

Em geral os cortes axiais são suficientes para a análise do radiologista, porém o plano coronal favorece a visualização da anatomia. Além disso pode ser realizada reconstruções tridimensionais das imagens, o que facilita a visualização das alterações.

O exame de seios da face é bom para detectar patologias tais como sinusite, trauma facial, pólipos, tumores, desvio de septo, entre outros. O uso do contraste ionizado depende do tipo de patologia do paciente, geralmente ele é necessário apenas em neoplasias, não se utiliza em exames como sinusite, desvio de septo e trauma.

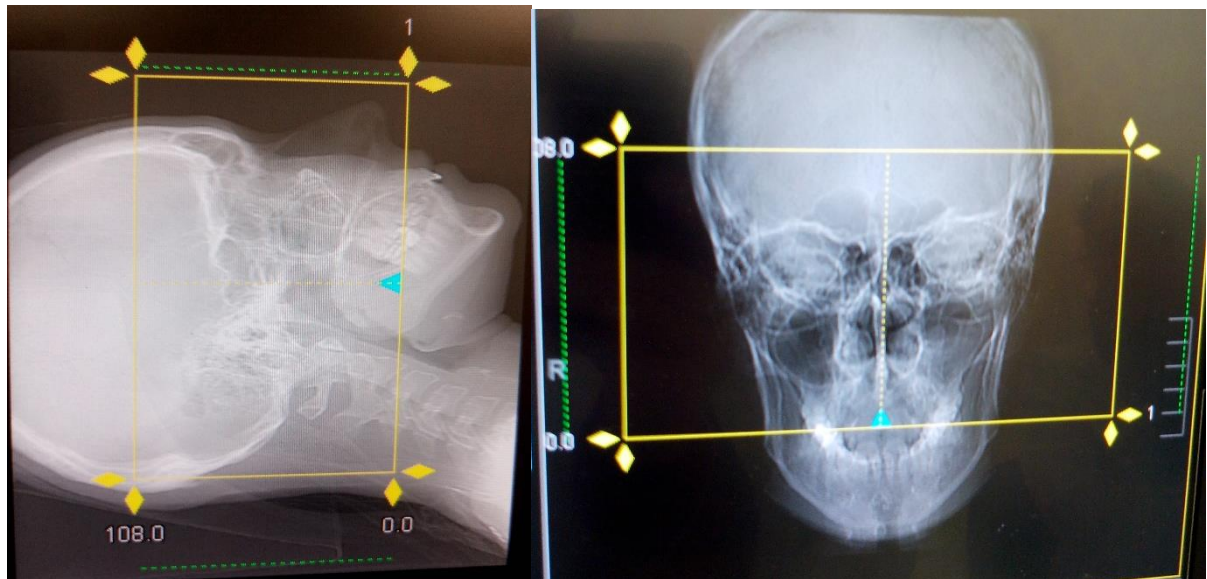


Figura 4 Scout de uma tomografia do seio paranasal mostrando a posição de início dos cortes

6. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

6.1. PRINCÍPIOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM)

A ressonância magnética está em crescente desenvolvimento, devido a sua alta capacidade de diferenciar tecidos, além de poder ser aplicada em todas as partes do corpo e explorar aspectos funcionais e anatômicos. Ela é basicamente o resultado de uma interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento, com prótons de hidrogênio do corpo humano, o que cria condição para um pulso de radiofrequência através de uma bobina. Este sinal coletado é convertido e processado em uma imagem.

A origem das propriedades da RM vem da interação entre um átomo em um campo magnético, o átomo utilizado para este fim no meio biológico é o de hidrogênio por ser o mais abundante no corpo humano, e ser diferenciado no tecido normal e no patológico pela RM, além de possuir o maior momento magnético, o que dá maior sensibilidade a ressonância.

O núcleo do átomo de hidrogênio é o próprio próton (partícula positivamente carregada) e possui uma propriedade denominada spin ou momento angular. Este spin representa o movimento de giro do próton em torno do seu próprio eixo. No caso do hidrogênio ele pode ser $+1/2$ ou $-1/2$, o que significa que o próton pode girar tanto para um lado como para o outro. Além do spin o hidrogênio também possui uma característica denominada momento magnético, que faz com que este se comporte como um pequeno ímã.

O próton carregado e girando em torno de si mesmo (spin), em movimento acelerado forma um campo magnético, dessa forma o próton de hidrogênio se comporta como um pequeno magneto.

Quando o paciente é posicionado no interior do magneto e fica sob a ação de um campo magnético, os prótons de hidrogênio se orientam de acordo com o campo, no caso do hidrogênio ele pode ser tanto paralelo como antiparalelo ao campo. Estas orientações indicam o nível de energia que o próton ocupa, se estiver alinhado paralelamente ele possui um nível baixo, porém se ele estiver alinhado antiparalelamente possui um nível maior de energia. Em um campo magnético de 1,5 T, por exemplo, a diferença entre os spins de menor energia para o de maior é de 5 para 1 milhão, ou seja, somente cinco spins seriam capazes de produzir sinal detectável na bobina.

Por possuir um spin e na tentativa de alinhar com o campo, surge um movimento chamado de precessão, ou seja, os prótons de hidrogênio irão precessar a uma frequência ω determinada pela equação de Larmor. Porém qualquer alteração no valor do campo magnético (B_0) também levará a uma alteração na frequência de precessão do hidrogênio. No equilíbrio, a

magnetização resultante possui somente a componente horizontal, ao longo do B_0 . É fundamental que neste momento façamos a localização espacial do vetor magnetização.

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

Figura 5 Equação de Larmor

Apesar de todos os momentos magnéticos precessarem em torno do campo magnético, a uma frequência angular ω , não existe coerência de fase entre eles, ou seja, não existirá componentes de magnetização no plano transversal (MAZZOLA, 2009).

Uma bobina perpendicular ao plano transversal não possuirá nenhum sinal, uma vez que não ocorrerá alteração de fluxo magnético. Para que esta possua uma corrente elétrica é necessário que o vetor magnetização, inteiro ou uma parte dele, esteja no plano transversal e possua coerência de fase. Teremos um máximo de sinal em uma bobina quando todos os momentos magnéticos individuais forem desviados 90° para o plano transversal e todos estiverem precessando na mesma fase.

Para que isso ocorra deve-se aplicar um segundo campo magnético de curta duração (pulso). Este campo B_1 (pulso de radiofrequência) deve ser perpendicular a B_0 e tem que estar em fase com a frequência de precessão. Porém o vetor magnetização (vetor M) possui o efeito de afasta-lo por um ângulo de desvio α . O ângulo de desvio mais utilizado é o de 90° , por transferir todo o vetor M para o plano transversal. Outro ângulo utilizado é o de 180° e são conhecidos como pulsos de inversão. A emissão do pulso de RF é feito pela bobina de corpo e a detecção de seu sinal é feita através de uma bobina local.

Quando encerra o pulso RF, o sinal gradualmente decai pelo processo de relaxação ou de retorno do vetor M para o equilíbrio, ou seja, para o alinhamento com B_0 . O sinal formado é conhecido como sinal de indução livre (SIL), que possui um formato de onda seno amortecida. Este SIL é gerado a partir da relaxação dos spins, que é causada pela troca de energia entre spins (relaxação spin-spin) e entre spins e rede (relaxação spin-rede). Estas interações juntas fazem com que o vetor M retorne ao seu equilíbrio, que é paralelo a B_0 .

Duas constantes de tempo foram criadas para definir estes processos, que são T_1 e T_2 . O T_1 é o tempo de retorno da magnetização para o eixo longitudinal e possui influência da interação spin-rede. Já T_2 é a redução da magnetização no plano transversal e é influenciada pela interação spin-spin.

Defasagens dos momentos magnéticos ocorrem devido a variações locais do B_0 , o que aumenta ainda mais a relaxação do plano transversal e acelera o decaimento do SIL. Com isso surge outra constante de tempo: T2 estrela ($T2^*$). Isto descreve o decaimento de sinal devido a inhomogeneidade do campo, este ocorre devido a diferença de composição dos tecidos do corpo, como também por imperfeições na fabricação e ajustes do magneto. Estas diferenças de relaxação dos tecidos podem ser usadas para gerar contraste entre os tecidos nas imagens, que é a vantagem da RM sobre os demais métodos de diagnóstico por imagem.

Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância branca	790	90
Substância cinzenta	920	100
Líquido céfalo-raquidiano (líquor)	4000	2000
Sangue (arterial)	1200	50
Parênquima hepático	490	40
Miocárdio	870	60
Músculo	870	50
Lipídios (gordura)	260	80

Figura 6 Tempo de relaxação T1 e T2 em diversos tecidos do corpo humano em um campo de 1,5T

O sinal coletado para a formação da imagem da ressonância vem principalmente da formação de ecos. Este fenômeno diz que se excitarmos os prótons com um pulso de RF inicial, e após um determinado tempo t , enviarmos um segundo pulso, observamos que além de surgir um sinal na bobina após o primeiro pulso (SIL), também surge um segundo sinal. Este segundo sinal é o eco do primeiro e aparece na bobina em um tempo igual a $2t$ (HAHN, 1950).

O pulso spin eco (SE) é o pulso inicial de RF 90° , seguido de um pulso de RF de 180° . O intervalo de tempo entre a aplicação do pulso inicial de RF 90° e o pico do eco é denominado tempo de eco (TE). Já o tempo entre sucessivos pulsos de RF 90° é chamado de tempo de repetição (TR). O TE determina o quanto de relaxação no plano longitudinal terá no eco, enquanto o TR estabelece o quanto de magnetização longitudinal se recuperou entre sucessivos pulsos de 90° .

A RM só passou a ser eficiente em aquisição de imagens do corpo humano quando Paul Lauterbur (1973) propôs o uso de gradientes de campo magnético, que permitiam a codificação espacial do sinal. Ele mostrou que adicionando esses gradientes de campo magnético lineares

e obtendo uma série de projeções da distribuição de sinal, seria possível reconstruir uma imagem através do mesmo método utilizado por Hounsfield na tomografia computadorizada. Com a introdução deste foi possível variar linearmente em uma dada direção a intensidade do campo magnético, além de também ter mudado o tempo da fase dos spins. Esta alteração é proporcional ao tempo que o gradiente permanece ligado e sua amplitude.

Para se obter a imagem na RM são necessárias três etapas, que são seleção de corte, codificação de fase e codificação de frequência. Cada etapa representa o acionamento de gradientes em uma certa direção. O gradiente de seleção de corte ao ser acionado na direção z, cada posição ao longo do eixo da mesa irá precessar com um valor diferente de frequência. Porém se este gradiente permanecer ligado, pode-se enviar um pulso RF de frequência central de precessão igual a região interessada em se excitar, surgindo assim os cortes axiais. Já os gradientes de codificação de fase e frequência são acionados nos eixos x e y ou y e x. O gradiente de codificação de fase altera a fase dos spins proporcionalmente a sua localização, mapeando assim um dos eixos do corte com a fase, é necessário acionar n vezes esse gradiente e cada vez que se aciona ele, se altera a amplitude do gradiente. Enquanto isso o gradiente de codificação de frequência é acionado na direção restante, sendo assim o segundo eixo de corte ficará mapeado em frequência.

Jean Baptiste Joseph Fourier (1807) desenvolveu uma ferramenta que decompõe uma função contínua em suas componentes oscilatórias e amplitudes, esse processo é conhecido como transformada de Fourier (TF). Para se obter uma imagem na RM é necessário se coletar ecos e armazená-los nos espaços K e aplicar a TF para passar do domínio do tempo para o de frequência.

O espaço K é como se fosse uma matriz em tons de cinza, cada ponto desta corresponde a uma intensidade de sinal e a uma posição no tempo, e representa a amplitude de sinal recebida pela bobina naquele momento. A medida que o gradiente de codificação de fase na sequência do pulso varia sua amplitude, ocorre o preenchimento linha a linha do espaço K. Cada linha será preenchida com um eco que foi codificado por uma amplitude diferente do gradiente de fase. As extremidades do espaço K são preenchidos por sinal de baixa amplitude, enquanto a parte central possuirá um sinal de maior amplitude o que resulta na diferença de cor da RM (preto e branco).

Para formar a imagem de RM são utilizadas duas grandes sequências de pulsos, os spin eco (SE) e gradiente eco (GRE). O spin eco, como já foi descrito anteriormente, é o pulso inicial

de RF 90° seguido de outro pulso RF 180° . O spin eco multieco é uma variação do SE normal, onde o mesmo TR possui dois tempos de eco diferentes, o primeiro TE é curto e o segundo é longo. Cada eco que surge após um pulso RF 180° é armazenado em um espaço K diferente, causando uma ponderação diferente nas imagens. O turbo spin eco (TSE) utiliza múltiplos pulsos RF de 180° , combinado a múltiplas codificações de fase dentro de um mesmo TR, produzindo assim vários ecos sendo que cada um destes vai preencher uma linha diferente no espaço K, reduzindo assim o tempo de aquisição. Spin eco rápida em única tomada (SSFSE, SSTSE ou HASTE) é uma sequência de pulso rápida que preenche parcialmente o espaço K com ecos produzidos por múltiplos pulsos de 180° aplicados dentro de um mesmo TR, o resto que não é preenchido é enchido de zeros o que reduz o sinal total, porém matem a resolução espacial. A imagem resultante desse tipo é altamente ponderada em T2. Essa sequência é muito útil em paciente não colaborativos (não conseguem manter apneia) e em exames como a colangio.

Os GRE são similares ao SE, porém ao invés de utilizar o RF de 180° para refasar o spin ele utiliza o gradiente de campo magnético. O gradiente de campo magnético faz com que ocorra defasagem dos spins, ou seja, suas posições alteram de acordo com a duração e aplicação do gradiente. A GRE apresenta mais artefatos nas imagens por sua inomogeneidades de campo e a diferença de susceptibilidade magnética. Este tipo de imagem tem sido utilizada em angiografia por produzir um hipersinal no vaso em relação ao tecido estático, além de capturar a circulação arterial ou venosa. Já a técnica de imagem em STIR anula o sinal da gordura e produz uma imagem onde a saturação por pulso RF não é possível. E a sequência FLAIR usa o pulso de inversão que anula o sinal do líquido, o que permite melhor visualização da substância branca, por tirar o sinal hipertenso de imagem em T2.

6.2. APARELHO DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Em geral um aparelho de ressonância magnética é formado por: magneto, bobinas de gradiente de campo magnético, bobinas receptoras e transmissoras de RF, cabine atenuadora de radiofrequência e computadores de controle e reconstrução. Igual ao sistema do aparelho utilizado durante o período de estágio, da marca Siemens de 3 teslas.



Figura 7 Aparelho de ressonância magnética da Siemens 3T

O magneto é o responsável por gerar o campo magnético alto e homogêneo na parte anatômica que o paciente for posicionado. As formas de gerar o campo define o tipo de magneto, podendo ser magneto permanente ou eletromagnetos, que se divide em magnetos resistivos e supercondutores. O magneto permanente não consegue atingir altos campos, geralmente fica restrito a aparelhos de 0,5T (tesla), porém tem a vantagem de não utilizar energia elétrica. Já os eletromagnetos possuem bobinas por onde passam a corrente elétrica, a passagem desta corrente pode ocorrer com a presença de resistência elétrica (magnetos resistivos) ou com o fenômeno de supercondutividade (magnetos supercondutores). O primeiro tipo está praticamente extinto dos mercados, por possuir um gasto muito alto de energia elétrica e por possuir limitação quanto a intensidade de seu campo magnético. Já o segundo tipo é formado por um fio de uma liga de nióbio-titânio que é mergulhado em hélio líquido a uma temperatura próxima ao zero absoluto, o que faz com que o campo magnético seja alto, não produza calor e não tenha gasto com energia elétrica.

As bobinas de gradiente de campo magnético são três, elas são independentes e não são refrigeradas pelo sistema de criogenia (hélio). A ativação combinada dos gradientes permite criar variações em qualquer direção dentro do magneto, criando planos de cortes que não precisam ser necessariamente nos planos convencionais como axial, sagital e coronal. Os gradientes serão utilizados em momentos específicos da aquisição das imagens, gerando um ruído por causa da passagem da corrente elétrica que se dilata e propaga a onda sonora. As bobinas de gradiente precisam ser refrigeradas por água ou ar devido à passagem da corrente elétrica em alta intensidade por este conjunto.

As bobinas receptoras e transmissoras de RF são responsáveis por transmitir e receber os sinais da RM. Quando não são utilizadas as bobinas locais para transmitir o RF, há uma bobina de corpo localizada na própria carcaça do aparelho que fica responsável por esta tarefa.

A cabine atenuadora de RF são placas metálicas de alumínio ou cobre posicionadas lado a lado e em contato com a parede, piso e teto da sala para atenuar a radiofrequência. As portas da sala também devem ser especiais para evitar qualquer problema.

O computador consiste na interface entre o operador e o sistema. Que permite o controle do protocolo dos exames até reconstruções de imagens para posterior envio para o médico radiologista.

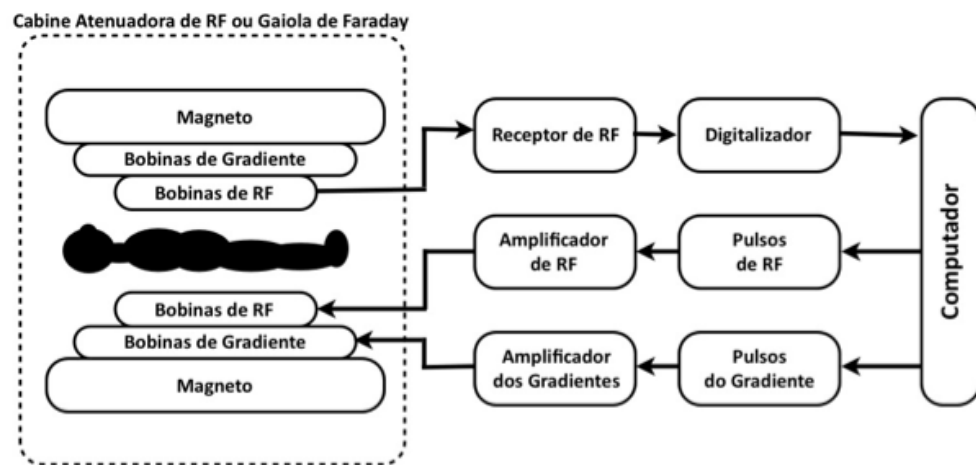


Figura 8 Principais partes da ressonância magnética

6.3. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DOS SEIOS DA FACE

Para a realização desse exame deve-se posicionar o paciente deitado na mesa, entrando com a cabeça, e colocar a bobina de encéfalo. A espessura dos cortes desse estudo devem ser de 5mm, com intervalo entre os cortes de 1mm. Os parâmetros usuais incluem sequências ponderadas em T1 e T2. Imagens coronais ponderadas em T1 e T2 fast spin-eco (FSE) devem ser obtidas se não injetado o contraste. Normalmente o exame sem contraste já é suficiente para a obtenção de um diagnóstico, exceto em casos que a patologia tenha ultrapassado a base do crânio. Quando realizado exames com contraste (gadolina) deve-se adquirir imagens axiais e coronais ponderadas em T1 e com supressão de gordura (STIR), neste caso imagens em T2 não adicionam informações relevantes no exame. Se o assoalho da fossa anterior do crânio estiver

envolvida, a aquisição de imagem no plano sagital ponderada em T1 com contraste pode auxiliar no diagnóstico.

7.PATOLOGIAS DO SEIO ESFENOIDAL

O seio esfenoidal além de ser um meio importante para práticas cirúrgicas ele muitas vezes é acometido por doenças, em sua maioria tratam-se de doenças inflamatórias, sendo raros os casos de neoplasias, malformações vasculares e encefalocefes. Os sintomas iniciais de doenças do seio esfenoidal são muito vagos e de difícil caracterização, os sintomas mais comuns são: cefaleia, tosse e dificuldade para dormir. Aqui vamos tratar de alguns relatos de casos envolvendo as patologias estudadas neste seio.

7.1.SINUSITE FÚNGICA EXCLUSIVA DO SEIO ESFENOIDAL

A classificação da rinosinusite fúngica é feita com base na relação imunológica entre o fungo e seu hospedeiro, e no grau de invasão da mucosa. É importante conhecer a flora fúngica, a sua prevalência, os sintomas para melhor entender a doença e tratar o paciente de maneira correta. Um tipo de classificação, proposta por Ferguson, divide em:

- Bola fúngica: emaranhados de hifas no interior do seio, sem invasão tecidual e com mínima reação inflamatória da mucosa;
- Infestação saprófita: assintomática, visível em crostas mucosas no nariz ou no seio da face, sem invasão da mucosa;
- Rinosinusite fúngica invasiva: infecção fúngica com invasão tecidual no exame histopatológico, com ou sem invasão vascular;
- Rinosinusite fúngica alérgica: muco com presença de vários eosinófilos, cristais de Charcot-Leyden, raras hifas e reação inflamatória da mucosa, sem invasão por fungos;
- Rinossinusite fúngica indolente ou crônica invasiva: presença de fungos, com invasão vascular presente ou ausente.

Ao se suspeitar do acometimento do seio esfenoidal deve-se realizar exames de imagens, tais como tomografia computadorizada dos seios paranasais com cortes axiais e coronais, ressonância magnética para avaliar se há complicações com a extensão intracraniana e o nervo óptico. O diagnóstico pode ser confirmado por meio de cirurgia no seio esfenoidal, sendo a vídeo-endoscopia o melhor meio.

7.2.MUCOCELE DO SEIO ESFENOIDAL (MSE)

As mucocèles são lesões císticas expansivas benignas resultante de um acúmulo e retenção de secreção nos seios paranasais, possui maior incidência entre a terceira ou quarta década de vida. É mais comum de ocorrer nos seios frontal e etmoidal, sendo raro encontrar casos no seio esfenoidal (1% a 8% dos casos).

Quando atinge o seio esfenoidal suas manifestações mais comuns são: cefaleia, oftalmoplegia, diminuição da acuidade visual, anosmia e sinais de obstrução nasal. Em casos mais graves também pode-se observar abscesso cerebral, meningite e amaurose.

O melhor método de diagnóstico desse caso é a tomografia computadorizada por permitir visualizar o grau da expansão sinusal, a destruição óssea e o envolvimento das estruturas adjacentes. Além de poder diferenciar essa lesão de neoplasias, uma vez que ela não realça ao contraste. A MSE geralmente apresenta um formato de massa cística bem encapsulada e bem delimitada, e pode invadir estruturas adjacentes.

A ressonância magnética é realizada pra ter uma melhor visualização das estruturas adjacentes, como o comprometimento do nervo óptico e da artéria carótida. Seu uso não é rotineiro, é apenas utilizado quando se vê na TC que há erosão óssea, quando a mucocèle se expande para fora do seio. O tratamento da mucocèle é cirúrgico, podendo ser realizada por métodos tradicionais (transcraniana ou transseptal) ou por endoscopia nasal.

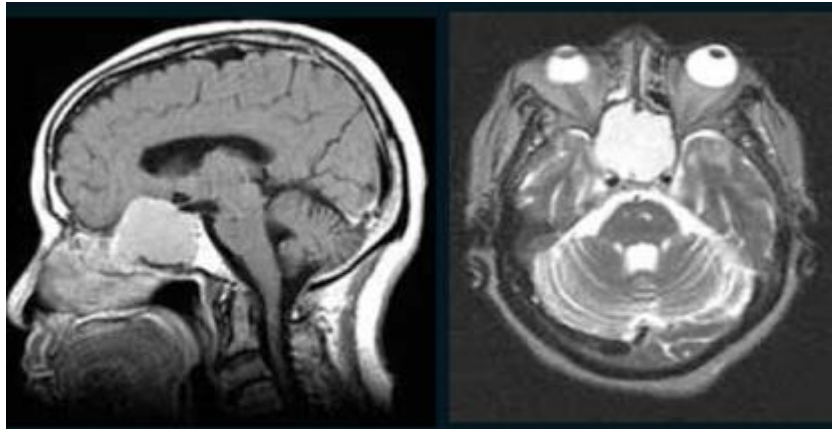


Figura 9 Imagem de ressonância magnética em cortes sagital e axial respectivamente, mostrando a massa expansiva no seio esfenoidal

7.3.CARCINOMA ADENOIDE CÍSTICO DE SEIO ESFENOIDAL

O carcinoma adenoide cístico de nariz e dos seios paranasais são de difícil diagnóstico e tratamento, eles representam apenas 1% dos casos de tumores malignos na região da cabeça e pescoço, sendo que os que atinge o seio esfenoidal são de 2%. O tumor apresenta crescimento lento, de invasão neural comum, metástase e recorrências múltiplas. O sexo feminino é o mais acometido e seu pico de incidência ocorre em torno dos cinquenta anos.

A dificuldade em se dar o diagnóstico correto dessa patologia é o fato de seus sintomas ser muito parecido com os da sinusite crônica, o que leva a uma demora no tratamento adequado. Para se fazer o diagnóstico com precisão são utilizadas exames de imagem tais como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, definindo a extensão anatômica acometida e a integridade das estruturas adjacentes.



Figura 10 Corte coronal de uma TC mostrando a massa que ocupa grande parte da fossa nasal esquerda, parede posterior do septo, seio etmóide e invadindo parede anterior do esfenóide esquerdo com sinais de erosão óssea

O tratamento se baseia em quatro modalidades distintas: cirurgia, radioterapia, quimioterapia e terapia combinada. A realização de radioterapia pós-operatória tem se mostrado mais eficiente do que apenas a cirurgia.

8. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA X RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Quando se trata de doenças inflamatória nos seios da face, o exame preferido dos médico é a TC por oferecer ótima identificação de doenças da mucosa e também avaliar os ossos da face e a base do crânio, além de ser mais rápido e barato. Já na RM é mais fácil de visualizar características ósseas focais, anatômicas ou patológicas. Quando se trata de uma avaliação pré-operatória a TC é melhor, por dar mais detalhamento das partes ósseas do complexo osteomeatal.

Na avaliação de um possível tumor nasossinusal o melhor método é a RM devida sua capacidade de distinguir entre lesões altamente celulares, com pouca água livre, e lesões que têm grande quantidade de secreções serosas e mucinosas, contendo muita água livre. A RM também é superior na avaliação da extensão de doenças dos seios paranasais para estruturas vizinhas, em especial para as cavidades orbitárias e para o encéfalo.

Por tanto pode-se concluir que o tipo de exame mais adequado depende do que se deseja avaliar. Em casos de doenças inflamatórias o melhor método é a TC, porém quando se trata de neoplasias a melhor maneira é a RM com sequências sem contraste e com contraste com supressão de gordura. Mas caso se queira apenas estudar a área do seio esfenoidal a TC é o melhor método devido ao seu incrível detalhamento anatômico.

REFERÊNCIAS

ANJOS, M.F.; THULER, E.R.; BASTOS, J.R.P.; DIBERN, R.S.; FORMIN, D.S. Sinusite fúngica exclusiva do seio esfenoidal. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**. 2008, v.74(1).

ARAUJO, N.; SOUZA, A.S.; PEREIRA, I.M.R; BARACAT, E.C.E. Alterações incidentais dos seios da face na tomografia computadorizada do crânio e órbitas em crianças. **Radiol Bras.**2005, vol.38, n.4, pp. 245-250.

BAPTISTA, A.C.; MARCHIORI, E.; BOASQUEVISQUE, E., LASSANCE, C.E. Comprometimento Óbito-Craniano por Tumores Malignos Sinonasais: Estudo por Tomografia Computadorizada. **Radiol Bras.** 2002, 35(5):277-285.

CHONG, V.F.; FAN, Y.F.; TNG, C.H. Pictorial review: radiology of the sphenoid bone. **Clin Radiol.** 1998;53(12):882-93.

COSTA, S.S.; CRUZ, O.L.M.; OLIVEIRA, J.A.A Otorrinolaringologia: princípios e práticas.2ªed Artmed, 2006

CUNHA, B. Estudo da anatomia do seio esfenoidal através da dissecação endoscópica em cadáveres. 2008. 189 f. **Tese Doutorado – Universidade Estadual Paulista**, São Paulo,2001.

DALMAZO, J.; JÚNIOR, J.R; BROCCHI, M.A.C.; COSTA, P.R; MARQUES, P.M.A. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiol. Bras.** 2010,43(4):241- 248.

DANGELO, J.G.; FATTINI, C.A. Anatomica Humana Sistêmica e Segmentar. 3ªed Atheneu, 2007.

DUTRA, L.D.; MARCHIORI, E. Tomografia computadorizada helicoidal dos seios paranasais na criança: avaliação das sinusopatias inflamatórias. **Radiol Bras** 2002;35(3):161–169.

HAHN, E.L. Spin echoes. **Phys Rev.** 1950; 80(4):580-94

JÚNIOR, E.A; YAMASHITA, H. Aspectos Básicos de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética. **Revista Brasileira de Psiquiatria.** 2001,23(Supl I):2-3.

KALENDER, W. A., “Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications”, 2nd ed, **Publics Corporate Publishing**, GWA, Erlangen, Alemanha, 2005

KINSUI, M.M.; GUILHERME, A.; YAMASHITA, H.K. Variações anatômicas e sinusopatias: estudo por tomografia computadorizada. **Rev Bras Otorrinolaringol.** 2002, V.68, n.5, 645-52.

KRMPOTIC-NEMANIC, J.; VINTER, I.; HAT, J.; JALSOVEC, D. Variations of the ethmoid labyrinth and sphenoid sinus and CT imaging. **Eur Arch Otorhinolaryngol.** 1993;250(4):209-12

LATARJET, M.; LIARD, A.R. Anatomia humana. 2a ed. São Paulo: Panamericana; 1996.

LEE, K.J. Princípios de Otorrinolaringologia. 9ª ed McGraw Hill,2008

MARAMBAIA, O.; GOMES, A.M.; MARAMBAIA, P.P.; PIMENTEL, K. Carcinoma Adenóide Cístico do Seio Esfenóide. **International Archives of Otorhinolaryngology**, São Paulo,v.12,n.4,p.571-573,2008.

MAZZOLA, A.A. Ressonância Magnética: princípios de formação de imagem e aplicações em imagem funcional. **Revista Brasileira de Física Médica.** 2009,3(1):117-29.

MIRANDA, C.M.N.R.; MARANHÃO, C.P.M.; ARRAES, F.M.N.R.; PADILHA, I.G.; FARIAS, L.P.G.; JATOBÁ, M.S.A.; ANDRADE, A.C.M.; PADILHA, B.G. Variações anatômicas das cavidades paranasais à tomografia computadorizada multislice: o que procurar? **Radiol Bras**. 2011 Jul/Ago;44(4):256–262.

MOORE, K.L.; PERSAUD, T.V.N. Embriologia clínica. 8ªed. Elsevier, 2008.

MURTA, A.A.; CARNEIRO, C.G.; FELIPPU, A. Anatomia endoscópica do seio esfenoidal. **Rev. Bras. Otorrinolaringol**.2002, vol.68, n.4, pp. 522-525.

NERISSIAN, D.Y. Tomografia Computadorizada Tecnologia e Funcionamento dos Equipamentos. **Universidade Tecnologia do Paraná**.

NOBREGA, A.I.; DAROS, K.A.C. Técnicas em Ressonância Magnética. 1ªed Atheneu, 2006.

RIELLO, A.P.F.L.; BOASQUEVISQUE, E.M. Variações anatômicas do complexo ostiometal: achados tomográficos em 200 pacientes. **Radiol Bras** 2008, 41:149-54.

SANTOS, M.E.S.M.; IBRAHIM, D.; SILVA, J.C.N.; SILVA, U.H; SOBRAL, A.P.V. Adenoid Cystic Carcinoma: A Case Report. **Rev. Cir. Traumatol. Buço-Maxilo-Fac**, Camaragipe. 2005, 5(2):49-54.

SEERAM, E., Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control, 2nd ed, W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, EUA, 2004

SOARES, M. Física Básica Da Tomografia Computadorizada

SOUZA, R. P. et al. Complexo nasossinusal: anatomia radiológica. **Radiol Bras** . 2006, vol.39, n.5, pp. 367-372.

TINOCO, P.; PEREIRA, J.C.O.; SILVA, F.B.C. Tratamento Nasoendoscópico da Mucocele de Seio Esfenoidal. **International Archives of Otorhinolaryngology**, São Paulo, v.13, n.3, p.336-339, 2009.

WAFAR, N.; PEREIRA, V.R.; NUNES, M.R.; SANTOS, C.O.; RUIZ, C.R.; MIRANDA, E.B. Estudo morfométrico do seio esfenoidal por meio da tomografia computadorizada. **Arq Bras Ciên Saúde**. 2009, v.34, n. 3, p. 184-7.