

**BASES FOTOCINTILOGRÁFICAS PARA O ESTUDO DAS
ENCEFALOPATIAS EM *Canis familiaris* L.**

LUIZ SERGIO RAMADINHA

1 9 8 8

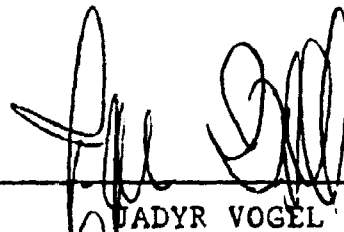
TÍTULO DA TESE

BASES FOTOCINTILOGRÁFICAS PARA O ESTUDO DAS
ENCEFALOPATIAS DE *Canis familiaris* L.

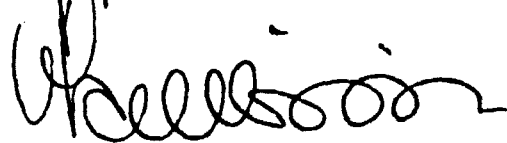
AUTOR

LUIZ SERGIO RAMADINHA

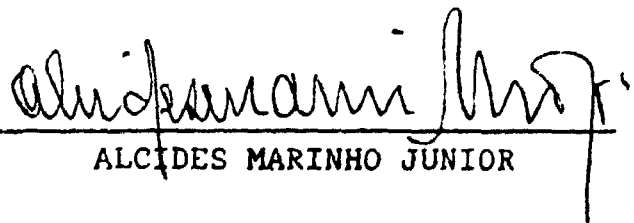
APROVADO EM: 04 / 11 / 1988



YADYR VOGEL



OLAMIR ROSSINI



ALCIDES MARINHO JUNIOR

UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE VETERINÁRIA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PATOLOGIA VETERINÁRIA

BASES FOTOCINTILOGRÁFICAS PARA O ESTUDO DAS
ENCEFALOPATIAS EM *Canis familiaris* L.

LUIZ SERGIO RAMADINHA

SOB A ORIENTAÇÃO DO PROFESSOR

JADYR VOGEL

Tese submetida como requisito
parcial para obtenção do grau
de Mestre em Ciências em Pa-
Patologia Veterinária área de
concentração em Patologia Clí-
nica

ITAGUAÍ, RIO DE JANEIRO

1 9 8 8

Aos meus pais

JOSÉ (*in memoriam*) e MARIA CÂNDIDA

Que, com empenho e sacrifício, investiram na minha formação superior, garantindo o acesso aos caminhos do RESPEITO e da DIGNIDADE

A minha esposa

REGINA HELENA

e aos meus filhos

LEONARDO FELIPE e

FREDERICO AUGUSTO

Cuja renúncia ao delicioso convívio do lar tornou mais expressiva a etapa alcançada

AGRADECIMENTOS

As pesquisas referidas na presente tese jamais encontrariam o rumo certo e as possibilidades de efetivo êxito, sem o apoio de pessoas e instituições das quais veio, nos momentos oportunos, o indispensável socorro; sem demérito a quantos cercaram de carinho e incentivo os labores desenvolvidos, vale destacar, por força de justo reconhecimento:

Prof. JADYR VOGEL, Titular da UFRRJ, orientador na estruturação do planejamento e incansável acompanhante em todas as fases do processamento;

Prof. OLAMIR ROSSINI, Titular da Universidade Federal de Juiz de Fora e docente do Curso de Pós-Graduação na UFRRJ, especialista de méritos inquestionáveis no campo da medicina nuclear, pródigo em valiosas sugestões e no apoio material necessário à conclusão do projeto;

Prof. JOSÉ GALDINO ULYSSES e Dra. LAURA MARTA MONTEZANO, físicos do Instituto Oncológico de Juiz de Fora, cujos conhecimentos profundos da matéria permitiram o maior aproveitamento técnico e cuja solidariedade humana, sem medir sacrifícios e desconforto, preencheram inestimável lacuna;

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), cujo auxílio financeiro, sob forma de bolsa de estudos, em muito ajudou a suavizar o elevado onus das atividades desenvolvidas.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Luiz Sergio Ramadina, filho de José Gonçalves Ramadina e Maria Cândida Ramadina, nasceu na cidade do Rio de Janeiro, RJ, em 26 de maio de 1949 e completou o segundo ciclo dos seus estudos preparatórios no Colégio Estadual Riva-dâvia Corrêa, da mesma cidade, em 1967.

Em 1969, ingressou na Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Federal Fluminense, concluindo o curso de formação profissional e colando grau como médico veterinário em julho de 1973.

Submeteu-se, então, a concurso para o cargo de Auxiliar de Ensino da disciplina de Radiologia Veterinária da referida instituição, sendo aprovado e admitido em abril de 1974. Nessa época, passou a funcionar como responsável pelo Setor de Radiologia do Hospital OCTAVIO DUPONT, do Jockey Club Brasileiro, função em que se manteve até 1977.

Ingressou, após obter o 1º lugar em concurso, na Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, desempenhando a par

tir de 1977, a função de Auxiliar de Ensino das disciplinas de Radiologia I e II, do Departamento Hospitalar, do Instituto de Veterinária. Em 1981, foi nomeado Professor Assistente I e ascendeu ao nível IV em 1987.

Por eleição, funcionou como Chefe do Departamento Hospitalar no biênio 1979/1981, ocupando no momento o posto de sub-chefe do referido Departamento e de Responsável pelo Setor de Radiologia do Hospital Veterinário perante a Comissão Nacional de Energia Nuclear e o Serviço Nacional de Fiscalização da Medicina e Farmácia.

Selecionado para inscrição no Curso de Pós-Graduação em Patologia Veterinária, a nível de Mestrado, área de concentração de Patologia Clínica, frequentou regularmente as aulas, obteve os créditos exigidos e aguarda, no momento, a prova final de defesa de tese.

SUMÁRIO

	Págs.
1. INTRODUÇÃO	01
1.1. EVOLUÇÃO DA METODOLOGIA DIAGNÓSTICA	01
1.2. GENERALIDADES SOBRE RADIOISÓTOPOS	03
1.3. CONTAGEM DE CINTILAÇÕES	06
1.4. TRAÇAGEM RADIOATIVA	07
1.5. CINTILOGRAFIA	08
1.6. FOTOCINTILOGRAFIA CEREBRAL	09
2. REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1. VANTAGENS DO ^{99m}Tc COMO TRAÇADOR	11
2.2. EFICIÊNCIA DA TÉCNICA	12
2.3. ACHADOS NORMAIS	14
2.4. FATORES LIMITANTES	15
3. MATERIAL E MÉTODOS	17
3.1. LOCAIS DE EXECUÇÃO	17
3.2. ANIMAIS EM EXPERIMENTAÇÃO	18
3.3. EQUIPAMENTO FUNDAMENTAL	18
3.4. TRAÇADOR E ACESSÓRIOS	19

	Págs.
3.5. PROCEDIMENTO OPERACIONAL	19
Fase 1 - Preparo do animal	19
Fase 2 - Preparo do traçador	20
Fase 3 - Contenção e posicionamento do animal .	20
Fase 4 - Preparo do computador	21
Fase 5 - Administração do traçador	21
Fase 6 - Circulação do traçador	21
Fase 7 - Coleta de imagens	22
Fase 8 - Arquivamento de imagens	22
Fase 9 - Processamento	22
Fase 10 - Padrões de normalidade	23
Fase 11 - Controle de carcaças	23
4. RESULTADOS	30
5. DISCUSSÃO	41
6. CONCLUSÕES	46
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49

ÍNDICE DAS FIGURAS

	Págs.
Figura 1 - Câmara de cintilação em posição de exame ..	24
Figura 2 - Câmara de cintilação exibindo o colimador .	25
Figura 3 - Comando da câmara de cintilação acoplado ao monitor de TV e computador.....	26
Figura 4 - Computador OHIO NUCLEAR	27
Figura 5 - Animal em exame no decúbito dorsal, para estudo dos fluxos carotídeo e cerebral	28
Figura 6 - Animal em exame na posição lateral	28
Figura 7 - Animal em exame na posição dorso-ventral ou vértice	29
Figura 8 - Animal em exame na posição póstero-anterior ou caudal	29

	Págs.
Figura 9 - Imagens cerebrais estáticas em 4 posições, colhidas simultaneamente, sem administração de perclorato	32
Figura 10 - Imagens cerebrais estáticas em 4 posições, colhidas simultaneamente, com administração de perclorato	33
Figura 11 - Imagem cerebral estática na posição lateral direita	34
Figura 12 - Imagem cerebral estática na posição lateral esquerda	34
Figura 13 - Imagem cerebral estática na posição dorso-ventral ou vértice	35
Figura 14 - Imagem cerebral estática na posição póste-ro-anterior ou caudal	36
Figura 15 - Imagem dos estudos dinâmicos carotídeo e ce rebral, em cão submetido à cintilografia ..	37

ÍNDICE DE TABELAS

Págs.

Tabela I - Determinação do tempo, em segundos, decorrido entre a aplicação do traçador e o início de sua detecção, em cães submetidos à cintilografia cerebral	38
Tabela II - Avaliação do pique máximo de contagem, em cães submetidos à cintilografia cerebral ..	39
Tabela III - Determinação do tempo, em segundos, decorrido entre a administração do traçador e a ocorrência do pique máximo de contagens, em cães submetidos à cintilografia cerebral ..	40

RESUMO

O objetivo da presente pesquisa foi o de contribuir para a divulgação da fotocintilografia encefálica em cães, usando um radiotraçador administrado pela via endovenosa.

O estudo compreendeu a administração em 14 cães normais, de 20 mCu de ^{99m}Tc pertecnetato na veia radial, sendo o traçador detectado externamente no encéfalo, através de uma gama câmera computadorizada.

As imagens estáticas foram facilmente obtidas em 4 posições padronizadas e ofereceram boas informações sobre a morfologia do encéfalo.

Os tempos médios decorridos entre a introdução do traçador e a sua chegada à carótida e ao encéfalo, foram: carótida direita - 12,28 segundos; carótida esquerda - 12,42 segundos; hemisfério cerebral direito - 18,92 segundos; e hemisfério cerebral esquerdo - 20,21 segundos.

O pique médio das contagens radioativas na carótida direita foi de 67,50 impulsos; na carótida esquerda foi de

57,57 impulsos; no hemisfério cerebral direito foi de 191,85 impulsos; e no hemisfério cerebral esquerdo foi de 181,85 im pulsos.

O tempo médio entre a administração do traçador e a ocorrência do pique na carótida direita foi de 32,71 segundos; na carótida esquerda, de 32,64 segundos; no hemisfério cerebral direito, de 36,50 segundos; e no hemisfério cerebral esquerdo, de 37,07 segundos.

Por se tratar de um método inócuo e não invasivo, a cintilografia pode ser usada para avaliar as condições de pacientes portadores de perturbações encefálicas.

SUMMARY

The objective of the present research was to contribute to ^{the} development of encephalic scintigraphy on dogs using intravenous administered radiotracer, ^{was presented}

The study was conducted by ^{intravenous} administering 20 mCi/99mTc pertechnetate into the radial vein of 14 normal dogs; the tracer was detected externally on the encephalus using a computerized gamma camera.]

The static pictures were easily obtained in 4 standard positions and presents good informations about encephalic morphology.]

The average times between intravenous introduction of the radiotracer and its reaching the carotid arteries and encephalus were: right carotid artery - 12.28 sec; left carotid artery - 12.42 sec; right cerebral hemisphere - 18.92 sec; left cerebral hemisphere - 20.21 sec.

The mean peak of radioactive counts in right carotid artery was 67.50 pouluses; in left carotid artery, was 57.57 pouluses; in right cerebral hemisphere was 191.85 pouluses;

left cerebral hemisphere was 181.85 poulses.

The average time between tracer administration and peak ocurrence was on the right carotid artery 32.71 sec; on the left carotid artery 32.64 sec; on the right cerebral hemisphere 36.50 sec; on the left cerebral hemisphere 37.07 sec.

Because of its innocous and noninvasive nature, the fotocintilography can be used to evaluate patients suffering encephalic disturbances.

1. INTRODUÇÃO

1.1. EVOLUÇÃO DA METODOLOGIA DIAGNÓSTICA

O desenvolvimento dos métodos de diagnóstico usados em medicina veterinária ocorreu de forma lenta e progressiva, acompanhando paralelamente a evolução dos métodos propedêuticos da medicina humana pois, desde os primórdios, no afan de resguardar a espécie, o homem realiza maciçamente a experimentação em animais para depois proceder à sua aplicação nos indivíduos seus semelhantes.

Conforme histórico de SECAF (1986), desde a idade da pedra alguns elementos das comunidades se destacavam por sua habilidade em tratar ferimentos e fraturas advindos das duras lutas pela sobrevivência. Problemas havia, contudo, que fugiam à compreensão limitada do homem primitivo, notadamente no seu causalismo, como as febres, os calafrios, as cefaléias, as alucinações, as convulsões, as disenterias, o que levou à concepção mística do sobrenatural, pontilhada de práticas exer-

cidas por indivíduos mais dotados ou mais dominantes.

Do egípcio IMHOTEP, apontado como o primeiro médico no ano 3000 AC, até GALENO, na idade média, grandes vultos marcaram as diversas fases da medicina curativa, destacando-se entre tantos os gregos ESCULÁPIO (900 AC) e HIPOCRATES (460 AC); no tangente aos irracionais falam bem alto, conforme descrição de SENET (1953), os achados arqueológicos denunciando os deveres desse tipo de especialistas, no Código de Hammourabi, rei da Babilônia e na papirologia egípcia.

O empirismo e o puro raciocínio cederam, porém, lugar à ciência respaldada nos estudos anatômicos e fisiológicos, desenvolvendo-se pouco a pouco a metodologia diagnóstica espessada pela semiologia.

A semiotécnica moderna usa, com sabedoria, os meios físicos de exame clínico, tais como a inspeção, a palpação, a percussão, a auscultação e a olfação; os meios laboratoriais, representados por uma gama crescente de análises e interpretações, decorrentes do uso da ótica avançada, do cultivo de células e de agentes químicos os mais variados; os meios funcionais, estudando por acompanhamento o modo pelo qual os órgãos desempenham os seus papéis na economia orgânica; e, por fim, os meios fornecidos pela radioatividade, reunindo numerosas substâncias naturais e artificiais, fartamente aplicadas em vegetais, animais e no homem.

A esta altura, não existem mais barreiras semióticas entre a medicina humana e a medicina veterinária, ambas apro-

veitando com muita sapiência o mesmo arsenal de recursos diagnósticos, ambas se beneficiando, ambas se completando; vale apenas lembrar, como sentenciou RODRIGUEZ (1948) que, em veterinária, as dificuldades do diagnóstico médico são muito maiores que as oferecidas pela medicina humana, de um lado pela falta de precisão nos meios de expressão dos animais e, por outro, pelas reações defensivas e até ofensivas que a exploração clínica pode provocar nos mesmos.

Daí o interesse em sofisticar, tanto quanto possível, as técnicas exploratórias aplicáveis aos animais, como no caso do emprego da radioatividade, citado linhas acima, principalmente se forem levados em conta os mais recentes progressos tecnológicos, tais como as câmaras de detecção ultrasensíveis, que detectam substâncias radioativas específicas, previamente introduzidas no organismo, fornecendo à sua passagem, informações sobre a sua concentração, distribuição e depuração, dando imagens a um só tempo morfológicas e fisiológicas, criando assim o ramo da imagenologia denominado Medicina Nuclear.

1.2. GENERALIDADES SOBRE RADIOISÓTOPOS

No estágio em que se encontram atualmente as ciências biológicas, não será temerário afirmar que, depois do microscópio, a maior conquista alcançada nesse campo de ativi-

dade foi a descoberta dos radioisótopos.

Como decorrência da própria teoria atômica, é claro que as reações químicas comuns se realizam por ganho, perda ou emparelhamento de elétrons periféricos, isto é, as propriedades químicas de um elemento dependem do seu número de elétrons ou, o que é a mesma coisa, do seu número de prótons; porém, o número de nêutrons pode variar sem prejuízo dessas propriedades.

Em uma amostra de determinado elemento, todos os átomos têm, evidentemente, o mesmo número atômico, diferindo contudo, entre si, pelo seu número de massa. Esses elementos são chamados isótopos, pois ocupam o mesmo lugar na classificação periódica; os isótopos, têm, portanto, propriedades químicas iguais enquanto as propriedades físicas dependem de massas (difusão, gasosa, térmica, densidades) diferentes.

Conquanto alguns elementos possuam apenas um isótopo estável (${}_{15}\text{P}^{31}$), a maioria deles é formada de mistura de 2 ou mais isótopos em proporções fixas independentes do estado físico ou químico do elemento, como acontece com o oxigênio, que possui 3 isótopos (${}_{8}^{16}\text{O}$ - ${}_{8}^{17}\text{O}$ - ${}_{8}^{18}\text{O}$).

Dentro do campo da radioatividade, os isótopos representam um importante papel; e se num sistema, há mais de um radioisótopo, a radioatividade medida será a soma das atividades de cada um dos isótopos presentes e a curva da desintegração será composta.

RUTHERFORD & SODDY (1911) identificaram, com o auxí-

lho de um campo magnético, 3 espécies de radiação:

a) Partículas alfa - constituídas de 2 prótons e 2 nêutrons, com velocidade pequena e poder de penetração muito limitado; essas partículas não existem no núcleo, formando-se no momento da emissão;

b) Partículas beta - são elétrons ou pósitrons muito energéticos, emitidos pelos núcleos, embora não existam normalmente em seu interior; a velocidade é regular e a penetração é razoável;

c) Partículas gama - radiações eletromagnéticas semelhantes aos Raios X. Diz COELHO (1966) que os Raios gama e os Raios X distinguem-se atualmente graças à tecnologia específica, apenas pela origem: os primeiros são provenientes de núcleos de alguns átomos radioativos, enquanto os últimos são provenientes de saltos eletrônicos da coroa dos átomos (em especial dos átomos pesados). A emissão da radiação gama é, em geral, subsequente à emissão de alfa ou beta e resulta da liberação do excesso de energia do núcleo emissor. A radiação gama tem a velocidade da luz e é altamente penetrante, podendo atravessar vários centímetros de chumbo.

Em virtude do seu poder ionizante, as radiações podem causar uma série de fenômenos mais ou menos notáveis em função do teor energético do sistema. Entre esses fenômenos destacam-se a fluorescência provocada em certos sais; a luminescência provocada até mesmo no ar; a liberação de calor; os efeitos químicos; e os efeitos biológicos, alvo da atenção de

milhares de pesquisadores no mundo inteiro, pela atuação sobre os tecidos orgânicos, suscitando repercussões benéficas ou maléficas, conforme a intensidade da radiação, do tempo de exposição e da natureza do tecido.

1.3. CONTAGEM DE CINTILAÇÕES

A contagem de cintilações produzidas pelo choque de partículas foi utilizado, a princípio, por RUTHERFORD (1911) em relação às partículas alfa, caindo em desuso por muitos anos e voltando para atender vantajosas aplicações pertinentes às radiações gama, já que o meio sólido, sendo mais denso, pode absorver maior parte da energia dessas radiações.

Em linhas gerais, o sistema funciona do seguinte modo: um cristal sensível à radiação que se pretende contar, é adaptado a um tubo fotomultiplicador em situação tal que, sendo ativado pela radiação, o cristal emite luz, a qual provoca a emissão de elétrons por uma fotocélula. Os elétrons emitidos são multiplicados no fotomultiplicador até que se forme uma cascata de elétrons capaz de ser percebida pelo registrador. As amplificações produzidas no tubo fotomultiplicador são extraordinariamente grandes.

Em geral, os cintiladores possuem "background" muito mais elevado que os contadores GEIGER MÜLLER (GM), devido à sua maior eficiência na detecção de raios cósmicos energéti-

cos, Raios X ou radiação gama de substâncias radioativas vizinhas, bem como de ruído elétrico do fotomultiplicador (electronic noise). O citado "background", quando inconveniente em relação à medida de amostras pouco ativas, pode ser reduzido pela incorporação de um circuito de discriminação ao sistema de contagens, ou seja, um analisador de pulsos, também chamado espectrômetro.

A tecnologia avançada vem aperfeiçoando continuamente todos os sistemas de contagem, permitindo obter espectrogramas com elevada precisão e sensibilidade.

Contagens, espectrometria e registros rápidos, podem ser feitos por intermédio de analisadores de pulsos transistorizados e com memória magnética, indispensáveis na obtenção de espectros de radioisótopos com meia vida muito curta.

1.4. TRAÇAGEM RADIOATIVA

O desenvolvimento de processos relacionados com a morfo-fisiologia orgânica exige determinado tipo de elementos (radioisótopos), denominados especificamente Traçadores. A base para o método de traçagem radioativa reside no fato de que um radioisótopo se comporta, quimicamente, como a amostra natural de mesmo número atômico e pode ser determinado diretamente, pela sua radioatividade, a qual não é afetada por nenhum processo físico ou químico conhecido.

A traçagem fundamenta-se nas seguintes propriedades dos isótopos:

- a) Baixo peso do traçador adicionado ao sistema;
- b) Sensibilidade da medida;
- c) Medições à distância; e
- d) Marcações químicas específicas.

Os traçadores isotópicos aplicados à bioquímica e à fisiologia constituem um novo ramo científico; a Radiobioquímica.

1.5. CINTILOGRAFIA

Já foi demonstrado que os raios alfa, quando incidem em certas substâncias, produzem luminosidades chamadas cintilações, as quais mostram que o raio alfa é emitido descontinuamente e pode ser composto de um fluxo de partículas.

Uma propriedade que distingue os raios alfa dos raios X é segundo afirmam OLDENBERG & HOLLADAY (1971), o seu alcance limitado num gás. Uma amostra de rádio que produz intensas cintilações quando se acha perto da tela, torna-se inefetiva além de uma distância bem definida.

No contador de cintilações moderno, estas ativam o fotomultiplicador, permitindo que os pulsos da corrente elétrica sejam automaticamente registrados.

O uso de elementos radioativos como traçadores, a par

tir da radioatividade natural, cresceu rapidamente após a descoberta da radioatividade artificial e tornou-se amplamente aplicável.

Uma das aplicações práticas em maior evidência no momento é a cintilografia, ou cintigrafia, ou ainda, fotocintilografia, método que registra imagens orgânicas, estáticas ou dinâmicas, obtidas através da circulação de um traçador, ensajando a detecção de possíveis anomalias de forma, posição, dimensões ou funcionamento das partes objetivadas, além de assessorar-se de cronologia programada e memorização através do computador.

1.6. FOTOCINTILOGRAFIA CEREBRAL

A fotocintilografia cerebral, objetivo das principais atividades do presente projeto, é um método de investigação clínica muito atual, extremamente importante, permitindo apreciação estática e dinâmica do encéfalo, no primeiro caso pelo estudo da rede vascular regional e, no segundo, pelo acompanhamento do fluxo sanguíneo carotídeo e cerebral.

A pesquisa desenvolve-se no cão doméstico (*Canis familiaris*, L.) pelo fato de pertencer este a uma espécie intimamente relacionada com o homem, perfeitamente adaptada aos seus costumes, e conhecida, em todos os detalhes, dos pontos de vista anatômico, fisiológico e comportamental.

Procura-se traçar os parâmetros essenciais resultantes da aplicação do método, em exemplares clinicamente sadios, com vista a futuras especulações nos campos da patologia, da parasitologia e da clínica; face à pobreza de dados bibliográficos sobre o assunto, é de esperar que se constitua tal ensaio em um trabalho pioneiro no país, destinado a sensível repercussão na medicina veterinária brasileira.

Em favor da preocupação com esta técnica diagnóstica, fala ainda o fato da sua grande especificidade, da escassa margem de erro, da ausência total de traumas e problemas correlatos, em contraste com a notável precisão interpretativa e as vantagens operacionais em relação a arteriografia cerebral, a ventriculografia e a pneumoventriculografia e outros métodos da neuro-radiologia convencional que normalmente são extremamente traumatizantes.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. VANTAGENS DO ^{99m}Tc COMO TRAÇADOR

ANGER (1964), HARPER et al (1965) e QUINN (1965) determinaram as vantagens do ^{99m}Tc sobre outros traçadores, quando usado em gama câmara.

GATES & WORK (1967) verificaram que o ^{99m}Tc demonstrou ser o radiofármaco ideal para a detecção de tumores, permitindo uma ótima resolução de imagem e com a sua curta meia vida permite várias repetições de exame quando necessário, diminuindo muito a irradiação do paciente.

STAPLETON et al (1967), trabalhando com gama câmara, verificaram que o ^{99m}Tc tem grandes vantagens sobre os compostos mercuriais, nos permitindo traçados mais rápidos. A quantidade de irradiação recebida pelo paciente é baixa e sua eliminação, associada à meia vida curta, protege o paciente. A alta velocidade de tomadas permite obter-se as imagens lateral direita, lateral esquerda, antero-posterior e vértice em

aproximadamente 20 minutos. A rapidez do exame, a facilidade de se obter numerosas projeções com excelente resolução de imagem e a sua ótima fixação em tumores cerebrais fazem com que o ^{99m}Tc seja o radiofarmaco de eleição.

BAKAY (1967) afirma que a localização de um tumor se dá devido ao aumento da vascularização associada a defeitos de estrutura dentro da parede do vaso, hipermetabolismo das células endoteliais vasculares, das células de tumoração e a ativação da pinocitose dentro da neoplasia, facilitando assim a fixação do ^{99m}Tc no local. SHELDON (1972), trabalhando com gliomas induzidos em camundongos, observou que o pertecnetato sódico de ^{99m}Tc acumulou-se nas células tumorais e em uma pequena quantidade nos espaços intercelulares, sendo o seu tempo máximo de fixação de 2 horas após a administração.

MALISKA & ROSENTHAL (1987), ao realizarem avaliação da circulação portal com radioisótopos em cães, ressaltaram o fato de se tratar o tecnésio de um elemento não invasivo, inócuo e, portanto, utilizável em animais e no homem.

2.2. EFICIÊNCIA DA TÉCNICA

BLAHD (1971) diz que a cavidade craniana não apresenta radioatividade normalmente, a pequena radioatividade observada na periferia da imagem é em decorrência de vasos e estruturas que envolvem o cérebro perifericamente.

HURLEY & WAGNER (1972) verificaram que 15% dos seus mapeamentos foram classificados como suspeitos e que em todos os casos de abscessos cerebrais, encefalites e traumas os exames eram dados como suspeitos, 76% dos tumores da fossa posterior e 70% das coleções subdurais foram detectados, recomenda o mapeamento cerebral em casos de doenças neurológicas focais.

MARTY & CAIN (1973) recomendam o mapeamento cerebral pelo método de triagem para tumores intracranianos, apesar de que o traçado dado como suspeito pode traduzir vários tipos de patologias diferentes.

FLETCHER et al (1975) preconizam 600000 contagens de pulsos radioativos por tomada e indicam as posições lateral direita, lateral esquerda, posterior e anterior, usaram 15 millicuries e fizeram os exames 10 a 20 minutos após a administração do traçador. Raramente encontraram falsos positivos e falsos negativos.

DIJKSHOORN & RIJNBEEK (1977) observaram que no cão normal o cérebro aparece como uma área de mínima atividade periférica. Em 25 cães suspeitos de lesão intracraniana classificou seus resultados como positivos, negativos e suspeitos, onde 100% dos positivos e 50% dos suspeitos apresentaram tumores cerebrais quando necropsiados.

KALLFELZ et al (1978) explicam que quando existe alguma massa ou abscesso, no cérebro, a radioatividade se concentra na região afetada; verificaram que o método foi efetivo no diagnóstico de tumores cerebrais. Observam ainda que a téc-

nica é válida apenas para lesões com mais de 1 cm de diâmetro. Preconizam o uso de 3 a 15mCu de pertecnetato; as posições indicadas são a lateral direita, lateral esquerda, dorso-ventral ou vértice e caudal, sendo que a posição dorso-ventral é a mais importante em medicina veterinária ao contrário do homem, onde esta posição tem valor limitado. Recomendam ainda o armazenamento dos excretas por 48 a 72 horas, pois neste tempo já estão com a contagem de back-ground.

BRAWNER (1981), trabalhando com 3 radiofármacos diferentes, administrando 10 mCu de cada um deles em grupos diferentes de cães, concluiu que a técnica pode ser empregada em cães, pois o ^{99m}Tc demonstrou ser eficiente e ter rápida eliminação; as doses empregadas foram baixas e não representam risco para o animal e operador quando se usam as precauções de rotina; recomenda ainda que os excretas sejam armazenados por um período de 36 a 48 horas após a injeção.

2.3. ACHADOS NORMAIS

MC AFEE et al (1964) citam que o ^{99m}Tc quando usado para o diagnóstico de tumores cerebrais promovem impregnação de tireóide, parótida e mucosa gástrica.

STAPLETON et al (1967) dizem que tais impregnações são indesejáveis.

SAMUELS & HIPPLE (1969), KALLFELZ et al (1978) reco

mendam o uso do perclorado de sódio ou potássio 1/2 hora antes do exame como pré-medicação para impedir o acúmulo do traçador nas glândulas parótidas e tireóides.

PATTON & BRASFIELD (1976) mostram no homem a orelha como causa de artefato, aparecendo como área de acúmulo do traçador sobre o cérebro e que isto se dá em função de 19 a 20% de pertecnetato se distribuir na pele.

DIJKSHOORN & RIJNBEEK (1977) explicam que áreas de grande concentração do radiofármaco são observadas na parte anterior do crânio, região que corresponde à língua em função de sua grande vascularização e também nas glândulas salivares.

2.4. FATORES LIMITANTES

WILCKE (1970) observou que no homem tumores situados na linha média têm baixa captação. RIDDOCK & DROLIC (1972) afirmam que na visualização de um tumor é necessário levar em consideração a sua natureza e tamanho; falam ainda como fator limitante os altos custos do equipamento e de manutenção dos mesmos.

STEBNER (1975) e FLETCHER et al (1975) afirmam que o uso de corticosteróides diminui a captação do ^{99m}Tc pelo tumor, diminuindo conseqüentemente a sua imagem no mapeamento cerebral, o que não quer dizer que o tumor diminuiu de tamanho e justificam que isto se dá provavelmente em função da diminuição da área

de edema.

DIJKSHOORN & RIJNBEEK (1977), em 13 casos negativos, um tinha um astrocitoma e a sua não detecção, segundo os autores, se deu provavelmente porque os astrocitomas apresentam baixa captação.

KALLFELZ et al (1978) dizem que em pequenos animais a visualização de patologias localizadas na fossa posterior e base do crânio são muito difíceis, pois em 3 casos de neoplasias que não foram detectados 2 estavam na fossa posterior e um na glândula pituitária.

KLINGENSMITH (1981) afirma que o fluxo sanguíneo regional cerebral é comumente avaliado pelo registro da 1ª circulação de um radiotraçador, seguindo-se a uma injeção intravenosa do mesmo. Os dados podem ser facilmente quantificados, gerando uma curva de tempo-atividade na qual registra-se na ordenada os valores de tempo em segundos pós-injeção e na abcissa a atividade em contagens nos diferentes intervalos de tempo. Um operador seleciona nesta curva, áreas de interesse que mostrarão as atividades em cada segmento do processo.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. LOCAIS DE EXECUÇÃO

Todo o planejamento experimental partiu do Departamento Hospitalar (Setor de Radiologia), do Instituto de Veterinária, da Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, com sede no distrito de Seropédica, município de Itaguaí, RJ; a interpretação das imagens cintilográficas e a avaliação final dos resultados da pesquisa foram também aí desenvolvidas.

O equipamento fundamental, constituído pela gama-câmara e respectivos implementos, fazia parte do acervo especializado do Centro de Diagnóstico Computadorizado (CMDC) e do Instituto Oncológico S/A, entidades privadas, estabelecidas na área central do município de Juiz de Fora, MG.

3.2. ANIMAIS EM EXPERIMENTAÇÃO

Foram utilizados 14 (quatorze) cães clinicamente saudáveis, sem raça definida, sendo 08 (oito) do sexo feminino e 06 (seis) do sexo masculino, com peso corporal variando entre 9 a 16 kg, requisitados ao Serviço de Apreensão de Animais, do Departamento de Limpeza Urbana (DEMLURB), da Prefeitura Municipal de Juiz de Fora, MG. Todos os animais foram observados por um período mínimo de 15 dias, no próprio canil da PMJF, reunidos em pequenos grupos, recebendo ração balanceada de procedência idônea e água "ad libitum".

3.3. EQUIPAMENTO FUNDAMENTAL

O complexo instrumental básico constou de Câmara de Cintilação* (Figuras 1 e 2), com cristal de 18 polegadas, acoplado a 37 fotocélulas que, por sua vez, geravam uma corrente de circuito análogo x,y encaminhada ao monitor de TV para reprodução do campo das citadas fotocélulas; as mesmas correntes analógicas foram introduzidas em um circuito de interfase, que as transformava em correntes digitais, para alimentação do Computador** (Figuras 3 e 4), que comandava as operações subsequentes à injeção do traçador.

* Câmara de Cintilação GP 37, SEARLE, Illinois, Chicago, USA.

** Computador Vip 560 - Technicare Corporation, Solon, Ohio, USA.

3.4. TRAÇADOR E ACESSÓRIOS

O traçador empregado foi o Tecnésio (Tc^{99})*, fornecido sob a forma de geradores de molibdênio 99, os quais, por eletrocaptura, produziam o Cloreto de Tecnésio (pertechnetato), com energia de 140 Kev e meia vida de aproximadamente 6 horas.

Dentre o material auxiliar, vale mencionar, pela importância, as seringas descartáveis BD de 3, 5 e 10 ml, munidas de agulhas de níquel 25 x 7, de "scalps" de idêntica marca e calibres variáveis segundo o porte dos animais e os protetores de chumbo para as seringas. A computação exigiu "disks" apropriados.

3.5. PROCEDIMENTO OPERACIONAL

Fase 1 - Preparo do animal

Após exploração clínica rotineira e pesagem, o cão em exame recebia como pré-medicação, seis cápsulas contendo 200 mg de perclorato de potássio cada uma, com o objetivo de bloquear a captação de Tecnésio pelas glândulas salivares e tireóides e uma dose de 1,5 ml/10 kg de peso vivo de cloridrato de xilazina a 2%**, por via intravenosa.

* Tecnésio⁹⁹ - Mallinckrodt, Saint Louis, Missouri, USA.

** Rompum - Bayer, São Paulo, SP, Brasil.

Era então procedida a tricotomia de um dos membros anteriores na altura do terço médio da face anterior do rádio e de um dos membros posteriores, na altura da epífise distal da face externa da tíbia, com o intuito de facilitar o acesso às veias radial e safena.

Fase 2 - Preparo do traçador

Meia hora após a Fase 1, procedia-se à eluição do gerador, consistindo na passagem de uma solução de ácido clorídrico 0,1 normal pelos "pellets" de molibdeno⁹⁹, daí retirando o Tecnésio⁹⁹ produzido, sob a forma de cloreto de Tc⁹⁹; esta solução era colhida diretamente em frascos de vidro plumífero, protegido contra a radiação, a vácuo, na forma básica de 100 mCu para cada 5 ml desta solução; era então retirado 1 ml da mesma, correspondendo à dose para cada animal, sendo isto feito em seringas descartáveis equipadas com protetores de chumbo.

Fase 3 - Contenção e posicionamento do animal

A imobilização do animal era executada por meios químicos e mecânicos, assegurada a sua perfeição através de aplicação prévia de Cloridrato de Xilazina a 2%, na dose de 1,5 ml/10 kg de peso corpóreo, por via intra-venosa; a veia safena era o vaso de escolha, a fim de que se mantivesse íntegra a veia radial, reservada à administração posterior do traçador.

O decúbito dorsal foi o preferido (Figura 5), fixando-se o animal à mesa com tiras de esparadrapo, de modo a inibir qualquer movimentação durante as práticas. As regiões visadas (carótida e encéfalo) eram mantidas em plano paralelo ao do cristal da gama-câmera, observando-se a distância de 10 cm entre os dois planos.

Fase 4 - Preparo do computador

Verificadas as condições regulares do aparelho, executava-se a montagem do disco de "software", que comandaria a coleta de dados após a administração do elemento traçador.

Fase 5 - Administração do traçador

Ajustava-se o garrote de borracha ao membro anterior, na altura do terço médio do úmero, e pesquisada a posição da veia radial, aplicava-se a injeção do traçador (Tc^{99}) de forma rápida, com o garrote mantido, para propiciar a formação de bolos venosos de traçador.

Fase 6 - Circulação do traçador

Retirado o garrote, o traçador ganhava a circulação imediatamente, pelo que era simultaneamente acionado o computador (start).

Fase 7 - Coleta de imagens

Com o computador em estágio de aquisição e o Tc^{99} em circulação na corrente sanguínea, eram tomadas 32 imagens sucessivas de 1 segundo cada uma, de forma automática. Tais imagens eram transferidas para a memória do computador e para o "screen" (tela) do monitor, com o objetivo de serem posteriormente processados os fluxos carotídeo e cerebral. Após a fase automática, novo comando era dado ao computador para a coleta de imagens estáticas, mostrando a acumulação de Tc^{99} no encéfalo e totalizando 300.000 impulsos radioativos para cada imagem, nas posições lateral direita, lateral esquerda, dorso-ventral e pósterio-anterior (Figuras 6, 7 e 8); estas imagens passavam igualmente à memória do computador.

Fase 8 - Arquivamento de imagens

O arquivamento era providenciado por meio da montagem de um "disket" de 8 polegadas, destinado à recepção de imagens e sua manutenção na memória do computador. A par das imagens, os "diskets" guardam todos os dados de identificação dos procedimentos, bem como comentários que interessarem ao arquivo.

Fase 9 - Processamento

Acionando-se o software e o seu programa original de processamento, as imagens eram processadas por região de in-

teresse, nas carótidas direita e esquerda, segundo fornecimento pelo operador, por processo de marcação das referidas regiões com o auxílio do "joystick", até o processamento final.

Fase 10 - Padrões de normalidade

Inicialmente tomou-se como base para o estudo dinâmico os seguintes parâmetros: o tempo decorrido entre a administração do traçador e o seu aparecimento nas carótidas direita e esquerda, nos hemisférios cerebrais, o pique máximo de contagens obtido e o tempo de ocorrência do pique em cada uma desas estruturas, com o intuito de estabelecer os padrões de normalidade para que em futuro tal estudo possa ser comparado com iguais dados obtidos de cães acometidos das diversas patologias.

Fase 11 - Controle das carcaças

Após este procedimento os animais foram sacrificados e suas carcaças foram armazenadas por 72 horas, num reservatorio específico para guardar materiais radioativos do Instituto Oncológico S/A.

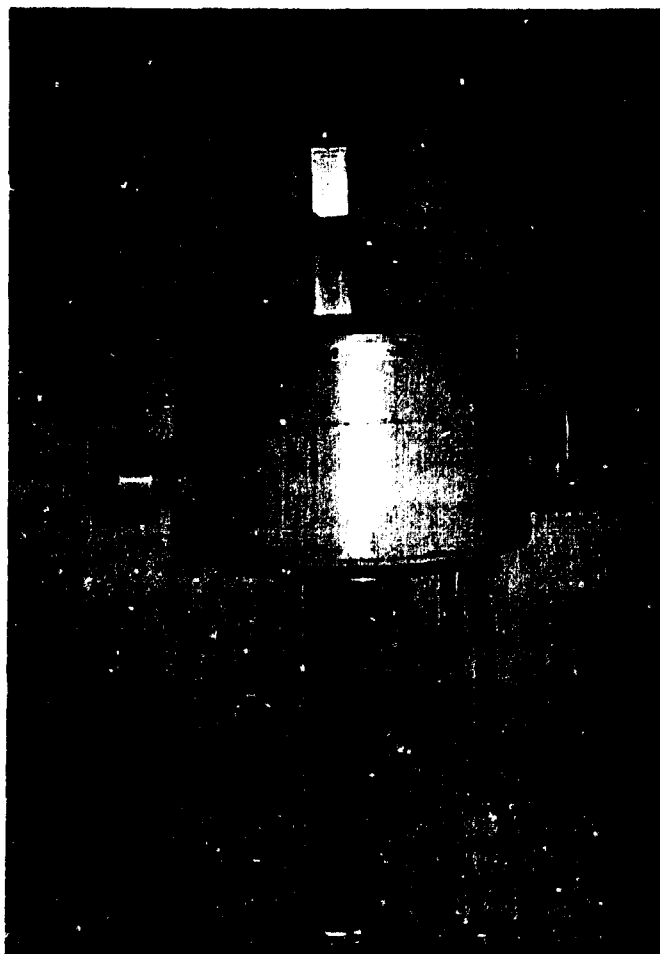


Figura 1 - Câmara de cintilação em posição de exame.



Figura 2 - Câmara de cintilação exibindo o colimador.



Figura 3 - Comando da câmara de cintilação acoplado ao monitor de TV e computador.

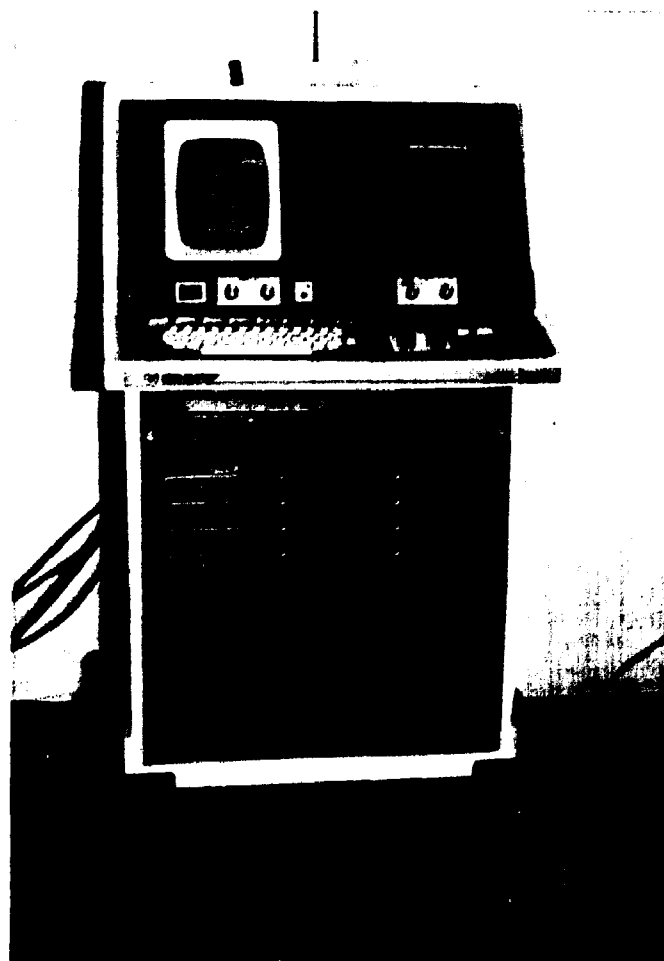


Figura 4 - Computador Ohio Nuclear.

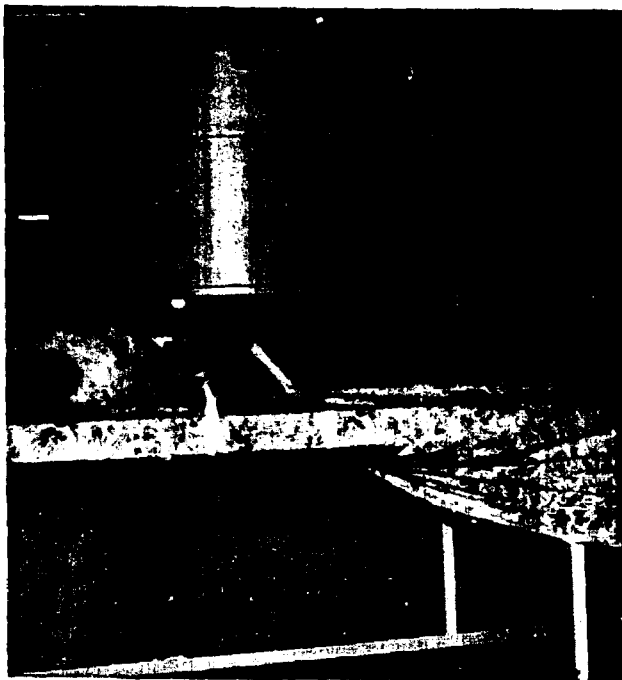


Figura 5 - Animal em exame no decúbito dorsal, para estudo dos fluxos carotídeo e cerebral.

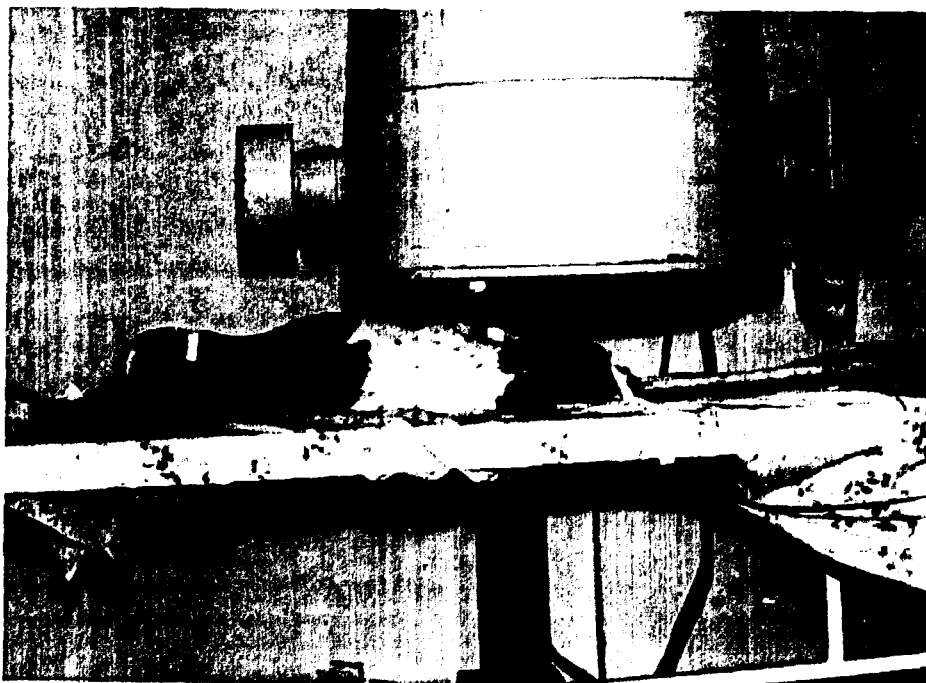


Figura 6 - Animal em exame na posição lateral.

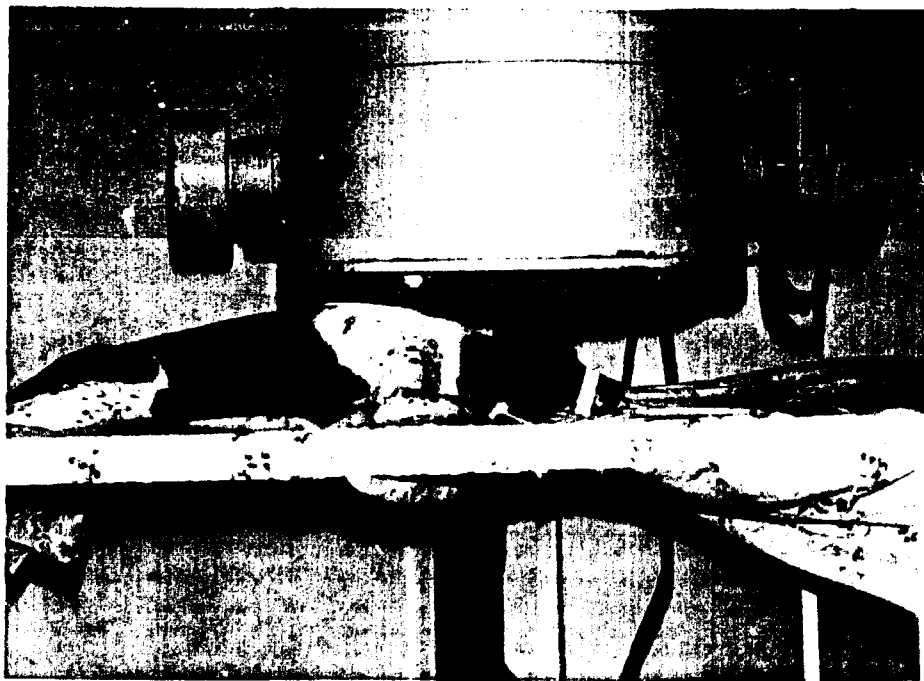


Figura 7 - Animal em exame na posição dorso-ventral ou vértice.



Figura 8 - Animal em exame na posição póstero-anterior ou caudal.

4. RESULTADOS

Após o estudo dinâmico promoveu-se a coleta de imagens estáticas do cérebro em quatro posições, podendo ser registradas juntas (Figuras 9 e 10).

Observou-se grande concentração do traçador nas glândulas salivares parotídeas e tireóides.

O equipamento também nos permitiu o registro de cada uma dessas imagens de modo individual (Figuras 11, 12, 13 e 14).

A posição lateral direita nos permitiu uma melhor visualização do hemisfério cerebral direito, portanto qualquer patologia localizada neste hemisfério seria identificada de uma maneira mais eficiente nesta posição (Figura 11); já as localizadas no hemisfério esquerdo a posição de eleição seria a lateral esquerda (Figura 12).

Como estas imagens são formadas por emissão, uma patologia localizada na parte superior de ambos os hemisférios seria melhor visualizada na posição dorso-ventral ou vértice (Figura 13).

A posição caudal demonstrou ser a de eleição para avaliação das estruturas localizadas na fossa posterior (Figura 14).

Nos exames feitos, nos quais houve a administração prévia do perclorato de potássio, observou-se que não havia concentração do traçador nas glândulas salivares parotídeas e nas tireóides, o que nos permite dizer que as imagens estáticas então obtidas são mais reais em função de não termos interferência dessas estruturas sobre a possível imagem do encéfalo (Figura 10).

Afigurou-se importante, nesse tipo de pesquisa, determinar o tempo decorrido entre a aplicação do traçador e o início da sua detecção pelo equipamento, a fim de que tais parametros possam ser confrontados com os de outros pesquisadores ou se prestem a especulações no campo da patologia cerebral. Idêntica preocupação ocorreu no tocante à avaliação de pique máximo de contagens; e, ainda, quanto ao lapso de tempo decorrido entre a administração do traçador e a verificação do pique máximo de contagens (Figura 15).

Os valores, tomados em segundos para cada animal e reduzidos a médias, sempre referindo as carótidas e os hemisférios cerebrais respectivos, foram dispostos em tabelas, para melhor apreciação (Tabelas I, II e III).

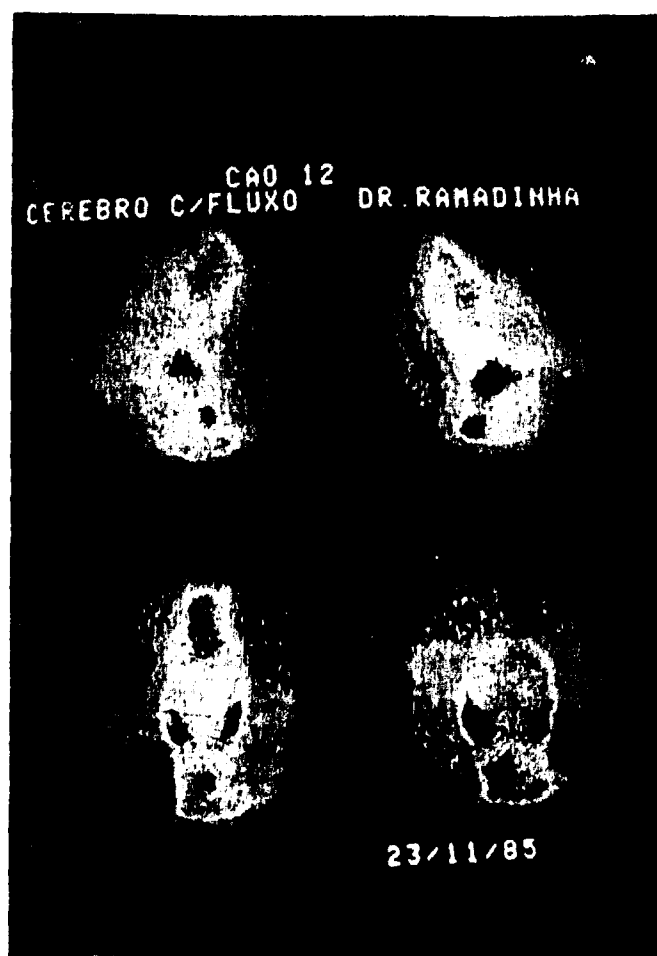
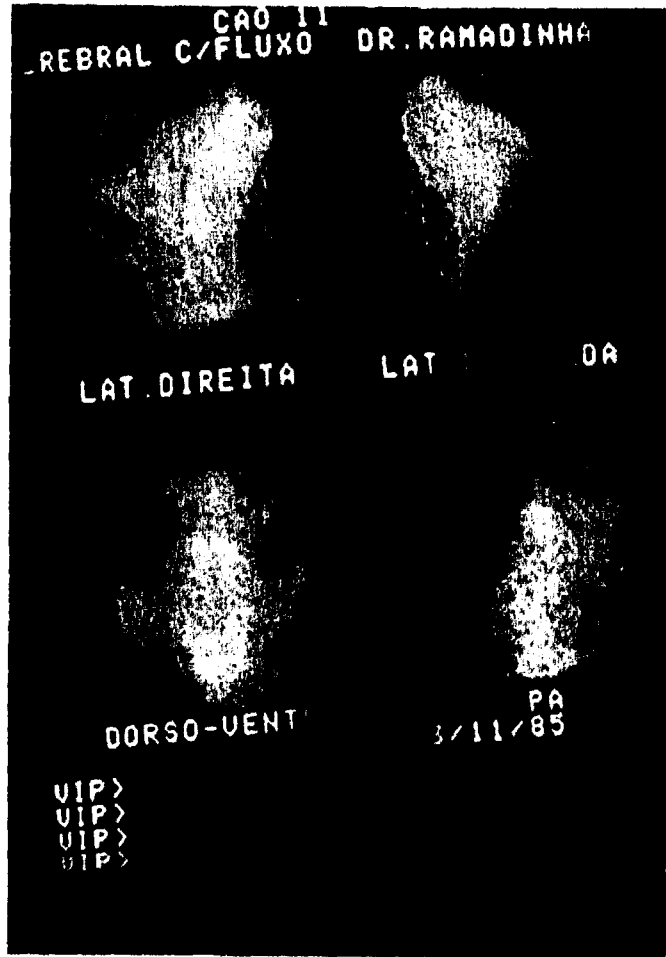


Figura 9 - Imagens cerebrais estáticas em 4 posições, colhidas simultaneamente, sem administração de perclorato.



gura 10 - Imagens cerebrais estáticas em 4 posições, colhidas simultaneamente, com administração de perclo-rato.



Figura 11 - Imagem cerebral estática na posição lateral direita.

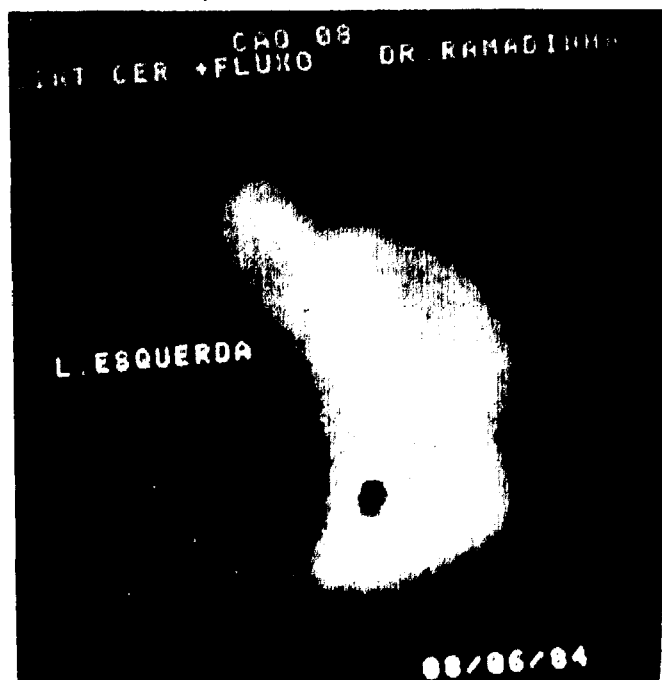


Figura 12 - Imagem cerebral estática na posição lateral esquerda.

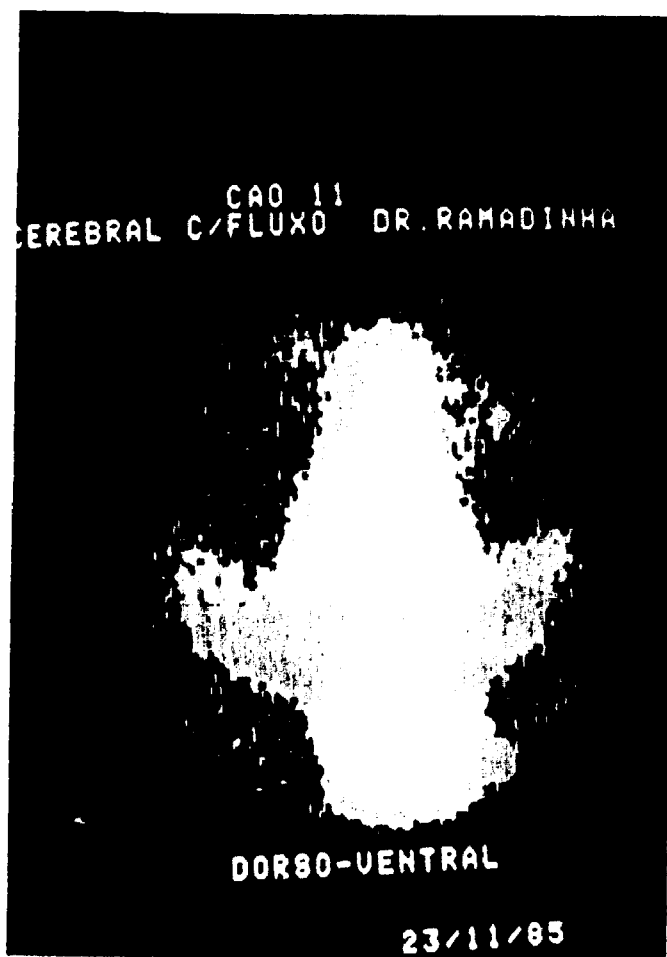


Figura 13 - Imagem cerebral estática na posição dorso - ventral
ou vértice.

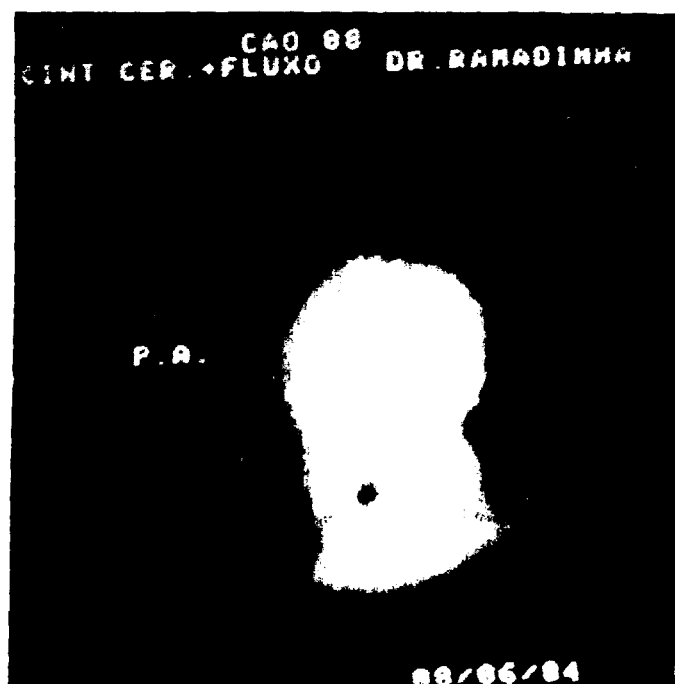


Figura 14 - Imagem cerebral estática na posição pôstero-anterior ou caudal.

Tabela I - Determinação do tempo, em segundos, decorrido entre a aplicação do traçador e o início da sua detecção, em cães submetidos à cintilografia cerebral.

	CÃO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	M
TEMPO EM SEGUNDOS	CARÓTIDA DIREITA	9	15	12	10	15	14	26	15	16	7	16	2	7	8	12,28
	CARÓTIDA ESQUERDA	8	10	9	6	17	16	31	16	18	8	17	3	6	9	12,42
APARECIMENTO DO TRAÇADOR	HEMISFÉRIO DIREITO	38	18	27	25	18	20	36	16	18	9	20	4	7	9	18,92
	HEMISFÉRIO ESQUERDO	40	23	30	26	16	23	34	18	19	10	21	5	8	10	20,21

Tabela II - Avaliação do pique máximo de contagens, em cães submetidos à cintilografia cerebral.

	CÃO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	M
PIQUE DE CONTAGENS	CARÓTIDA DIREITA	50	75	40	31	71	39	96	92	191	65	79	57	25	34	67,50
	CARÓTIDA ESQUERDA	45	81	25	25	68	52	46	66	180	55	68	45	22	28	57,57
	HEMISFÉRIO DIREITO	468	260	215	206	260	212	56	148	127	172	148	188	56	170	191,85
	HEMISFÉRIO ESQUERDO	395	268	240	228	268	253	48	104	118	168	100	169	44	143	181,85

Tabela III - Determinação do tempo, em segundos, decorrido entre a administração do traçador e a ocorrência de pique máximo de contagens, em cães submetidos à cintilografia cerebral.

	CÃO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	M
TEMPO DO PIQUE	CARÓTIDA DIREITA	26	31	36	46	26	55	59	32	27	27	32	25	18	18	32,71
	CARÓTIDA ESQUERDA	22	30	38	47	25	56	57	33	29	28	32	20	20	20	32,64
EM SEGUNDOS	HEMISFÉRIO DIREITO	28	41	40	47	32	60	60	34	32	30	35	26	21	25	36,50
	HEMISFÉRIO ESQUERDO	27	41	43	48	31	58	58	36	35	32	34	25	24	27	37,07

5. DISCUSSÃO

Os aspectos abordados e os resultados colhidos no desenvolvimento da presente pesquisa colocaram em evidência toda a soma de recursos tecnológicos com que hoje conta a semiologia, em confronto com o empirismo reinante nos primórdios da história médica, tão bem comentado por SECAF (1986); mais surpreendente se torna tal observação quando a área de estudos é a medicina veterinária e se tem que admitir o quanto avançou a exploração clínica desde os métodos primitivos descritos por SENET (1953) até à época atual, transpondo os óbices inerentes ao trato com espécies de difícil manejo, como atestava RODRIGUEZ (1948).

O tema em apreço, respaldando-se no que de mais moderno existe em aplicação diagnóstica, ou seja, no uso da radioatividade para detecção de anomalias estáticas e dinâmicas dos organismos vivos, enquadra-se com justeza dentro dos princípios evolutivos acima considerados, fundamentando-se em dispositivos consagrados pela física nuclear RUTHERFORD & SODDY,

(1911); COELHO, (1966) e aproveitando velhos ensinamentos de RUTHERFORD (1911), agora bastante aprimorados, consoante depoimento de OLDENBERG & HOLLADAY (1971).

Como primeiro ponto a analisar, a escolha do ^{99m}Tc , sob a forma de pertecnetato, nas práticas fotocintilográficas constantes do presente experimento, afigurou-se plenamente justificada, permitindo um trabalho seguro e destituído de riscos, tal como já haviam previsto ANGER (1964), HARPER et al (1965), QUINN (1965) e GATES & WORK (1967) (Figuras 1, 2, 3, 4 e 5).

Confirmou-se, por outro lado, a rapidez na obtenção do traçado, denunciada por STAPLETON et al (1967) e a possibilidade de repetição dos exames 24 horas após o primeiro mapeamento, em consonância com BRAUNER (1981).

As mencionadas características, comprovadas durante as operações feitas, levaram a prever, por isso mesmo, um desempenho eficiente e vantajoso na identificação de processos concomitantes a perturbações circulatórias regionais, como acontece com as neoplasias (BAKAI, 1967; MALISKA & ROSENIHAL, 1987).

Os bons resultados da utilização do ^{99m}Tc abriram caminho para a obtenção de imagens fotocintilográficas encefálicas bem definidas, nos cães submetidos à técnica; e sua interpretação à luz dos conhecimentos da especialidade, levou a considerar algumas particularidades de interesse aplicado, como será visto a seguir (Figuras 11, 12, 13 e 14).

No cão normal, o cérebro se apresenta como uma área

de atividade periférica mínima; se alguma radioatividade uniformemente distribuída se vislumbrar na periferia do órgão, a semelhança do que ocorre no homem, isto se deve aos vasos e estruturas outras que envolvem o cérebro, segundo opinião de BLAHD (1971) e DIJKSHOORN & RIJNBERK (1977).

É válido, ainda, observar que a visualização das várias patologias nem sempre é satisfatoriamente acessível, como assinalaram KALLFELZ et al (1978) no tocante às localizações na fossa posterior e na base do crânio.

Ao contrário, áreas de grande concentração de radioatividade foram observadas junto à região correspondente à parte caudal dos arcos zigomáticos e, medianamente, na região cervical, identificando as glândulas parótidas e tireoides, como citava DIJKSHOORN & RIJNBERK (1977); o uso prévio de perclorato de potássio bloqueou tais impregnações, consideradas indesejáveis por STAPLETON et al (1967) e restabeleceu a harmonia na distribuição da radioatividade, corroborando os pareceres de STAPLETON et al (1967), SAMUELS & HIPPLE (1969) e KALLFELZ et al (1978) (Figuras 9 e 10).

Vultosa concentração foi, outrossim, encontrada na parte anterior do crânio, em região correspondente à língua, ocasionada, no dizer de DIJKSHOORN & RIJNBERK (1977), pela grande vascularização desse apêndice e também pelas glândulas salivares.

As posições lateral direita, lateral esquerda, dorsoventral e caudal (Figuras 6, 7 e 8) permitiram boa avalia-

ção do encéfalo e se mostraram fáceis de executar; estas posições, são, aliás, preconizadas por KALLFELZ et al (1978) e, nos animais utilizados na presente pesquisa ainda foi tomada a precaução, de rebaterem-se dorsalmente os pavilhões auriculares dos cães de orelhas pendentes, evitando superposição de imagens com o cérebro, em atenção a advertência de PATTON & BRASFIELD (1976).

A contagem de 300000 impulsos radioativos foi suficiente para a tomada de cada uma das imagens, dispensando a contagem de 600000 impulsos aconselhada por FLETCHER et al (1975) e, por conseguinte, abreviando-se o tempo gasto no exame.

O estudo dinâmico, baseado nas informações de KLINGENSMITH (1981) e levando em consideração a atividade do traçador em relação ao tempo, deu margem a concluir que o traçador pode ser detectado na carótida direita entre o 9º e o 26º segundos após a administração endovenosa do radioisótopo, com o pique máximo variando entre o 26º e o 59º segundos e alcançando de 31 a 191 contagens; na carótida esquerda, a detecção do traçador iniciou-se entre o 6º e o 31º segundos, teve o pique máximo entre o 22º e o 57º segundos e as contagens atingiram de 25 a 180 pulsos radioativos (Figura 15 e Tabelas I, II e III).

Em relação aos hemisférios cerebrais, a metodologia para avaliação do seu fluxo foi a mesma usada para as carótidas. No hemisfério direito, detectou-se o aparecimento do tra

çador entre o 16º e o 38º segundos, com o pique variando entre 56 e 468 contagens e estando a sua ocorrência situada entre o 21º e o 60º segundos; no hemisfério esquerdo, o surgimento do traçador se deu entre o 10º e o 40º segundos, com o pique variando na faixa das 48 a 395 contagens radioativas e ocorrência entre o 24º e o 58º segundos após a injeção intravenosa da substância usada como traçador (Figura 15 e Tabelas I, II e III).

No estudo dos fluxos carotídeos e cerebrais não se levou em consideração a razão de volume preconizada por KLINGENSMITH (1981), em função de que o programa original foi desenvolvido para o ser humano e que existem diferenças anatômicas e fisiológicas ponderáveis entre as duas espécies.

Em suma, os parâmetros fotocintilográficos relativos às imagens normais e à fenomenologia dinâmica somaram dados de grande importância para a interpretação diagnóstica das alterações encefálicas dos cães, antecipando perspectivas de valiosos subsídios para o estudo de patologias de alto risco, tais como as encefalites, os abscessos cerebrais, a trombose cerebral e os traumatismos cranianos, bem avaliados por HURLEY (1972) e KALLFELZ et al (1978) ou, em particular, as neoplasias de várias naturezas, exaustivamente referidas, entre tantos outros, por MC AFEE et al (1964), BAKAY (1967), GATES & WORK (1967), WILCKE (1970), SHELDON (1972), RIDDOCK & DROLIC (1972), MARTY & CAIN (1973), STEBNER (1975), FLETCHER et al (1975) e DIJKSHOORN & RIJNBERK (1977).

6. CONCLUSÕES

Nas condições em que foi desenvolvida a presente pesquisa, torna-se possível enumerar as conclusões seguintes:

1. A fotocintilografia encefálica, tal como foi executada, constitui-se em um método diagnóstico de perfeita adaptação aos cães.

2. Trata-se de procedimento seguro e confortável para o animal, inócuo e não invasivo, permitindo eficiente avaliação das condições circulatórias do encéfalo.

3. As posições adotadas para captação dos fenômenos demonstraram sua extrema importância na avaliação circulatória do encéfalo, sendo contudo prevalente a dorsoventral, por detectar as condições de maior parte do órgão, evidenciando ambos os hemisférios cerebrais.

4. O emprego de 99mTc pertecnetato como traçador, na dose de 20 mCu , por via endovenosa, funcionou satisfatoriamente, assegurando a precisão dos estudos estático e dinâmico.

5. O uso do cloridrato de xilazina a 2%, na dose de

1,5 ml p/10 kg de peso vivo, por via endovenosa, conferiu maior tranquilidade às operações e não interferiu na impregnação cerebral.

6. A prévia administração de perclorato de potássio aos cães examinados bloqueou a captação do traçador pelas glândulas salivares parotídeas e tireoides, sem interferir, entretanto, na impregnação cerebral pelo mesmo.

7. As imagens estáticas foram obtidas com facilidade, oferecendo nitidez absoluta e levando a deduzir que, da sua interpretação correta poderão resultar seguros subsídios para o estudo das encefalopatias.

8. A impregnação cerebral comportou-se de maneira semelhante à do homem, com discreta, uniforme e periférica distribuição do radiotraçador por todo o encéfalo.

9. O levantamento processado durante as práticas demonstrou que 300000 contagens de impulsos radioativos são suficientes para a tomada de cada posição.

10. Do ponto de vista dinâmico, o tempo médio decorrido entre a administração do traçador e o seu aparecimento na carótida direita foi de 12,28 segundos; na carótida esquerda, de 12,42 segundos; no hemisfério cerebral direito, de 18,92 segundos; e no hemisfério cerebral esquerdo, de 20,21 segundos.

11. O pique médio de contagens radioativas na carótida direita foi de 67,50 impulsos; na carótida esquerda foi de 57,57; no hemisfério cerebral direito foi de 191,85; e no hemisfério cerebral esquerdo foi de 181,85.

12. O tempo médio decorrido entre a aplicação do traçador e a ocorrência do pique na carótida direita foi de 32,71 segundos; na carótida esquerda, de 32,64 segundos; no hemisfério cerebral direito, de 36,50 segundos; e no hemisfério cerebral esquerdo, de 37,07 segundos.

13. A repetição da técnica em maior número de cães normais e a sua extensão aos portadores de alterações encefálicas é requisito que se impõe para definitiva consagração da fotocintilografia como elemento rotineiro nas práticas semiológicas inerentes à espécie.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANGER, H.O. 1964. Scintillation camera with multi-channel collimators. *Journ. Nucl. Med.* 5:515-531.

BAKAY, L. 1967. Basic aspects of brain tumor localization by radioactive substances: a review of current concepts. *Journ. Neurosurg.* 27:239-245.

BLAHD, W.H. 1971. *Nuclear Medicine*. Ed. 2, McGraw hill book Co, New York: 273.

BRAWNER Jr., W.R. 1981. Static and dynamic radionuclide brain imaging in normal canine. *Dissertations abstracts international.* 42(01):93B.

COELHO, A.P. 1966 *Introdução à física nuclear*. Companhia editora americana. RJ: 198.

DIJKSHOORN, N.A. & RIJNBERK, A. 1977. Detection of brain

- tumors in dogs by scintigraphy. *Journ. Am. Vet. Radiology Soc.* 18(5):147-152.
- FLETCHER, J.W.; GEORGE, E.A.; HENRY, R.E. and DONATI, R.M.** 1975. Brain scans, dexamethasone, and tumors. *Journ. Am. Med. Assoc.* 232:1261-1263.
- GATES, G.A. & WORK, W.P.** 1967 Radioisotope scanning of the salivary glands. *Laryngoscope.* 77:861.
- HARPER, P.V.; LATHROP, K.A. and GOTT, S.** 1965. Radioactive pharmaceuticals. *A.E.C. Symposium series 6.*
- HURLEY, P.J. & WAGNER, H.N.** 1972. Diagnostic of brain scanning in children. *Journ. Am. Med. Assoc.* 221:877-881.
- KALLFELZ, L.A.; LAHUNTA, A. and ALHANDS, R.V.** 1978. Scintigraphy diagnosis of brain lesions in the dog and cat. *Journ. Am. Vet. Med. Assoc.* 172.(5)589-597.
- KLINGENSMITH, W.C.** 1981. Informação pessoal.
- MALISKA, C. & ROSENTHAL, D.** 1987. Evaluation of portal circulation with radioisotopes in dogs. *Brasilien Journ. Med. Biol. Res.* 20:615-617.
- MARTY, R. & CAIN, M.L.** 1973. Effects of corticosteroid (dexamethasone) on the salivary glands of dogs.

methasone) administration on the brain scan. *Radiology*. 107: 117-121.

Mc-AFEE, J.G.; FUEGER, C.F. and STERN, H.S. 1964. Tc 99 m per technetato for brain scanning. *Jour. Nucl. Med.* 5:811-827.

OLDENBERG, O. & HOLLADAY, W.B. 1971. *Introdução a física atômica e nuclear*. Ed. Edgar Blücher Ltda. S. Paulo:372.

PATTON, O. & BRASFIELD, D.L. 1976. Ear artifact in brain scans. *Journ. Nucl. Med.* 17:305-306.

QUINN, J.L. 1965. Tc 99 m per technetato for brain scanning. *Radiology*-84:354-355.

RIDDOCH, D. & DROLIC, Z. 1972. The value of brain scanning. *Postgraduate Medical Journal*: 231-235.

RODRIGUEZ, T. 1948. *Exploración clínica de los animales domésticos*. Ed. Labor. Barcelona:537.

RUTHERFORD. 1911. in COELHO, A.P. 1966.

RUTHERFORD & SODY. 1911. in COELHO, A.P. 1966.

SAMUELLS, L.D. & HIPPLE, T.F. 1969. Simplified pre-medication

for brain scans and other radioisotope test. *Journ. Nucl. Med.* 10:254.

SECAF, F. 1986. Evolução dos métodos de diagnóstico em Medicina. *Revista da Imagem.* 8(2):87-90.

SENET, I 1953. *Historie de la Medicine Veterinaire*, Presses Universitaires de France. França, Paris:120.

SHELDON, B.M.D. 1972. The site of radionuclide accumulation in a brain tumor. *Radiology.* 102:657-661.

STAPLETON, J.E.; ODELL, R.W. and McKAMEY, M.R. 1967. Technetium (iron) ascorbic acid complex, a good brain scanning agent. *Journ. Roentgnology.* 101:152-156.

STEBNER, F.C. 1975. Steroid effect on the brain scan in a patient with cerebral metastases. *Journ. Nucl. Med.* 6:320.

WILCKE, O. 1970. Die bedeutung der scintigraphie in rahmen der neurochirurgischen tumordiagnostik. *Acta neurochir.* 23: 285.