The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	X線CTとMRIに応用できる放射線治療用ステレオタキシー装置 1. X線CT及びMRI撮影の際の材質の画像への影響の検討
Author(s)	牧野, 宣一; 石垣, 武男; 佐久間, 貞行
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(5), p. 754-761
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14859
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

日本医放会誌：47（5），754—761，1987（昭62）

X線CTとMRIに応用できる放射線治療用ステレオタキシー装置

1. X線CT及びMRI撮影の際の材質の画像への影響の検討

名古屋大学医学部放射線医学教室
牧野　宣一　　石垣　武男　　佐久間貞行

（昭和61年1月17日受付）
（昭和61年10月22日最終原稿受付）

Stereotaxic Radiotherapy Instrument Applicable to X-ray CT and MRI

1. Effects of the Matertials on X-ray CT and MRI Images

Nobuichi Makino, Takeo Ishigaki and Sadayuki Sakuma
Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine

Research Code No. : 209.2, 601.1

Key Words : Radiotherapy, X-ray CT, MRI, Radiotherapy planning

Evaluation of the materials applicapable to stereotaxic radiotherapy instrument for X-ray CT and MRI was carried out in the phantom and human head studies. From the view point of volume resistivity, MRI image quality, CT number and artifacts on the images, applicability of various kinds of plastics and ceramics to each part of the device, e.g., a basal ring, head pin, coordinate frame, were examined.

On MRI examination, both a stereotaxic instrument and a human head are exposed to the magnetic and radiofequency field. Therefore the device must be made from such materials that produce minimal radiofequency losses which may worsen the signal-to-noise ratio. So, it is necessary to use an insulator which shows no inductive loss. In this study non polar plastics and insulated ceramics showed lowest dielectric loss factor.

On X-ray CT examination, materials with relative low X-ray attenuation coefficient are required in order to avoid artifacts on the image.

Basal ring and coordinate frame need transparency, heat resistance, chemical resistance and size stability. Head pin rezuires high strengh and excellent processing.

From this study, the most suitable material for each component is as follows;

Basal ring and coordinate frame: polysulfone which has high strength, transparency and relative low dielectric loss factor.

Rod of head pin: epoxy-whisker-reinforced plastic.

Tip of head pin: silicon nitrid which is a insulated ceramic.

I. 緒　　言

ステレオタキシー装置（以下略してSTI）は，脳内病変を1mm前後の精度で位置の決定ができるものである[1]．

X線CT，MRI（核磁気共鳴映像法）は画像そのものから腫瘍の位置，大きさの計測が容易に行えることと，かつSTIに用いられる材質自体の改良に従って，X線CT用[2)3)]，MRI用[4)]のSTIの簡素化，軽量化が可能になって来た．

CTを用いた放射線治療計画では腫瘍の局在診

断と横断面での線量計算が高精度で行い得る[5]が腫瘍の種類によっては，局在診断が十分にできない場合がある．MRIでは高い組織コントラストと自由な断層面が得られるため，腫瘍の局在診断が3次元的に放射線治療に即した形で可能であるのでCTでは得られない利点がある[6]．

従来のγ線，X線[7][8]にしても，また陽子線[9]などの粒子線治療でも，限局した脳内病変の照射に際しては病巣の照準及びその再現性が不可欠な条件でありこの点からSTIは必須のものと言える．そこで我々は，X線CT，MRIの利点を生かし，同一体位で撮影を行い，撮影体位そのままで非観血的に放射線治療を施行できるSTIの開発を行っている．今回は放射線治療に必須である照準と再現性も考慮してSTIの構成別に至適材質を検討したので報告する．

II．装置の各部分と材質の条件

1）装置の構成

脳外科用のSTIは，(a) Basal ring，(b) Head pin，(c) Coordinate frame，(d) Supporter for the basal ring，(e) Guiding arcの5つの部分から構成される．(d)は寝台によりデザインが異なり，また，CT，MRIの撮影と放射線治療の目的には(e)は不要であるので，(d)(e)を除いた構成をFig. 1に示す．

2）各構成部分の材質の条件

(a) Basal ring；CTではslice面上にこの部分が一致することは基本的にはありえないので材質としては十分な強度があればよい．MRIではSTI装置はGantry内に入り，更にSurface coilはBasal ringの内側に入り，かつこの部分の体積も大きいことから材質としては高周波損失[10][11]が少ないものが必要である．また放射線治療での頭部固定の点からは十分な強度があり，加熱，消毒等で変形せず，また照射部位と治療中の患者のモニターを行う点から光透過性であることが望ましい．

(b) Head pin；CTではこの部分をslice面が通ることから治療計画の妨げとなるようなartifactが生じないCT値を有する材質のものが必要である．MRIでは，Head pin自体は体積が

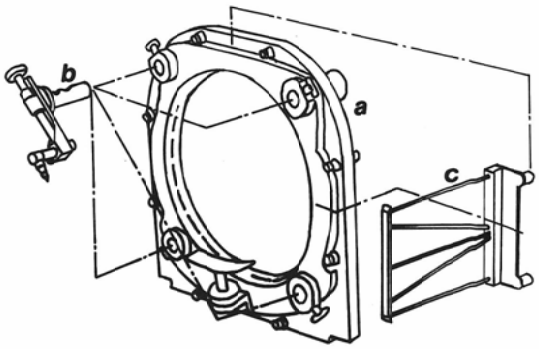


Fig. 1 Diagram of stereotaxic instrument. a: Basal ring, b: Head pin, c: Coordinate frame.

小さいためBasal ringほど高周波数損失のことを考慮に入れなくともよい．強度の面からは，頭部固定に関しては最も重要であり且つねじを使用する部分が多いので加工性の良さが要求される．

(c) Coordinate frame；CTではartifactが生じないもの，MRIでは各pulse系列で信号強度が強く，経時変化の少ないものが要求され，強度の点からは加熱消毒で変化を来たさないものが必要である．

(d) Supporter；CTではCT値が出来るだけ低い材質のもの，MRIでは高周波損失の少ないものが要求される．また頭部および，STI自体の重みによる歪み，ねじれが生じないものが必要であるもの．

III．材質及びその検討方法

1）MRIの障害影の要因

高周波損失はNMRスペクトルのsignal-to-noise ratioに逆比例して影響する[11]．Hoult DIら[10]によればMRの高周波損失の要因として，コイルの熱雑音(導体損失)，サンプルによる磁気抵抗損失，さらに両者に比し非常に小さいもののサンプルの誘電体損失が存在する．

サンプル（人体自体とSTIを含め）が導体の場合，高周波数磁界がサンプル中（この場合は球を想定）でエネルギーの損失を生じ，その等価的直列抵抗（Rm）は，

$$Rm=\frac{1.37\pi\omega^2\mu^2n^2b^5}{30\rho a^2} \quad (1)$$

となる．

ここで，ω：周波数，n：ターン数，b：サンプル半径，μ：透磁率，ρ：体積固有抵抗率(Ωm)，a：コイル半径である．Rm はb の5乗に比例し，ρ に反比例する．

またサンプルの誘導体損失（Rd）は，高周波コイルの分布容量に関連した電気力線がサンプル内を通過することによって生ずるもので

$$Rd=\tau\omega^3L^2Cd \quad (2)$$

で表わされる．ここで，τ：誘電体損失因子（dielectric loss factor），L：コイル誘導係数，Cd：分布容量であり，Rd はサンプルの τ に比例する．

全体的な Effective quality factor（Qe）は

$$Qe=\omega L/(R+Rm+Rd) \quad (3)$$

となる．ここでR：コイル抵抗である．

以上よりSTI を装着してMRI を撮影する場合（Rm＋Rd）を最少限にする必要がある．

2）体積固有抵抗率（ρ）の測定

高周波の導体損失は，ノイズの重要な因子となる．そこで，プラスチック及びその強化プラスチック各種における ρ を測定した．試料は①メタクリル樹脂（以下略してPMMA），②ポリブチールテレフタレート（以下略してPBT），③PBT のガラス線維強化プラスチック（含有率30%）（以下略してPBT-GFR 30），④PBT の炭素線維強化プラスチック（含有率20%，ペレットタイプ）（以下略してPBT-CFR 20），⑤長い炭素線維にエポキシ樹脂（以下略してEP）を含浸させたもの（CFR の含有率70%）（以下略してEP-CFR 70），⑥ナイロン66（以下略してNY 66），⑦ナイロン66の炭化珪素（SiC）ウィスカー強化プラスチック[12]（含有率20%）（以下略してNY 66-WRP-SiC 20），⑧ナイロン66の窒化珪素（Si_3N_4）の強化プラスチック（含有率40%）（以下略してNY　66-WRP-Si_3N_4 40）の8種である．

ρ の測定方法は電気学会[13]の規定に従い，微少電流計を用いた電圧電流測定法で行った（Fig. 2）．大きさは10×10cm，厚さ3mm で主電極の半径は15mm，ガード電極の幅が12mm，対電極の半径を30mm にした．電源には（菊水電子工業社製，PAD600-1 型）を用い，全電流が0.1mA までは600

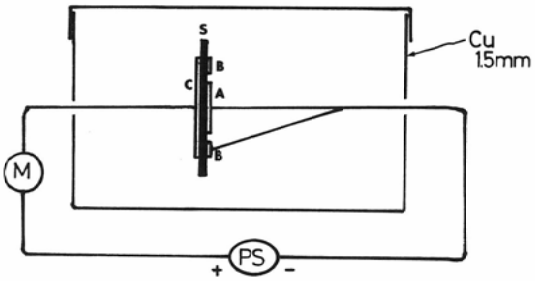


Fig. 2　Schematic diagram of measurement method of volume resistivity. PS : Voltmeter, M : Ammeter, A : Main electrode, B : Guard electrode, C : Opposite electrode, S : Subject material.

Vを加電圧し，電流は微少電流計（Keithley Instrument 社製610B 型）を用い測定した．全電流が0.1mA 以上の場合は，150Ω の保護抵抗を付けて，0.05V から5V までの範囲で加電圧し，電流計（岩崎通信機社製，VDAC-757 型）で測定した．

ρ の算出は電気学会の規定[13]に従い

$$\rho=(A/d)R_V \quad (4)$$

で計算した．ここで R_V : Fig. 2 で測定された電流値と電圧から求められる体積抵抗(Ω)，d：試験片の厚さ（m），A：主電極の面積（m^2）である（実際には主電極とガード電極の中間点までを近似値的に主電極の半径とした）．

3）MRI の障害影

純水中及び人体頭部を用いて検討した．

a）純水中；アルミニウム及びプラスチックの試料全部は大きさ10×10cm から12×12cm，厚さ約3mm である．セラミックスはジルコニア（ZrO_2），アルミナ（Al_2O_3），窒化珪素（Si_3N_4），炭化珪素（SiC）の4種類の直径約2cm の球を用いた．これらの各種資料を長さ24cm，幅14cm，高さ18cm のポリエチレン容器中に8分目純水を入れ，その中に約4cm 間隔で試料3，4個を入れた．長さ50cm，直径23cm の saddle 型コイルの内にこのポリエチレン容器を置き静磁場強度0.15T（東芝製 MRT-15A）で Saturation recovery（以下略してSR），Spin echo（以下略してSE）500/30，SE 1600/70の順で単一スライス，スライス厚1cm で撮影し，二次元フーリエ変換法で画像を再構成した．

b）人体頭部―アルミニウム，EP-CFR 70，PMMA それぞれの材質について Basal ring 状の形をした厚さ約2cm の板に直径24cm の穴を開け，その内側に Surface coil を置き，その内にボランティアの頭部を入れ，眼球の垂直線上に試験板が来るようにした．磁場強度0.15T で SR，SE 500/30，SE 1,600/70をスライス幅1.0cm，3スライス同時に撮影した．

4）X 線 CT の障害影

3）a)のポリエチレン容器に水を8分目入れその中に MRI と同時の試験片を入れ全身用 CT（東芝製 TCT-80A）の Head mode で管電圧120KV，スライス厚1.0cm で撮影し，ウインド幅100，ウインドレベル40で表示し，その画面上で ROI を設定し，CT 値を読みとり障害影を検討した．

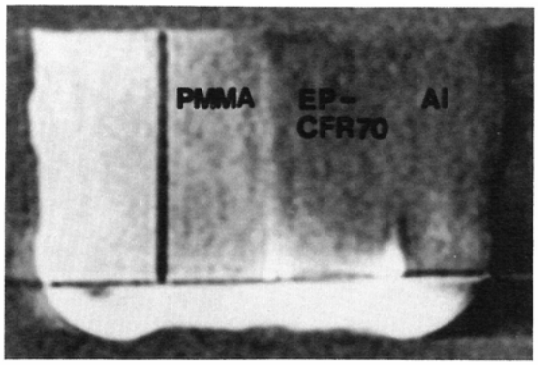
IV．結　果

1）体積固有抵抗率 ρ（Ωm）

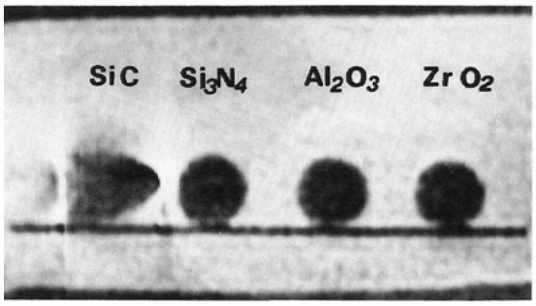
測定値から算出した結果を Table 1 に示す．PBT と PBT-GFR 30 はほとんど ρ の変化がなかったが PBT-CFR 20 では良導体に近かった．NY 66，NY 66-WRP-SiC 20，NY 66-WRP-Si_3N_4 40は大きな差はない．SiC は半導体であるが

Table 1　Volume resistivity of various plastics

Material	PMMA	PBT	PBT—GFR 30	PBT CFR 20	EP CFR 70	NY 66	NY 66—WRP—$Si_3N_4$40	NY 66—WRP—SiC 20
impressed voltage (V)	600	600	600	6.24	0.079	600	600	600
Current (Am)	1.65×10^{-9}	1.05×10^{-8}	2.50×10^{-7}	5.00×10^{-2}	5.00×10^{-2}	2.96×10^{-8}	7.74×10^{-8}	4.05×10^{-8}
Rv (Ω)	3.63×10^{11}	5.71×10^{10}	2.40×10^{11}	125	1.58	2.03×10^{10}	7.75×10^{9}	1.48×10^{10}
A (m^2)	8.55×10^{-4}	8.04×10^{-4}	8.55×10^{-4}	8.55×10^{-4}	8.55×10^{-4}	8.55×10^{-4}	8.04×10^{-4}	7.07×10^{-4}
d (m^2)	3.10×10^{-3}	3.06×10^{-3}	3.04×10^{-3}	3.09×10^{-3}	3.57×10^{-3}	2.25×10^{-3}	2.61×10^{-3}	2.53×10^{-3}
Volume resistivity Ωm	1×10^{10}	1.5×10^{9}	7×10^{10}	3.5×10	4×10^{-1}	6×10^{9}	2×10^{9}	4×10^{9}



3a



3b

Fig. 3　MR images in pure water

a　Transaxial section(SR) Almininum and EP-CFR 70 make a marked hazard images. PMMA makes no artifact.

b　Sagittal section(SR) passing through the midline of ceramics balls about 2cm in diameter. SiC makes a marked artifact. Dielectiric ceramics (ZrO_2, Al_2O_3, Si_3N_4) show no deterioration.

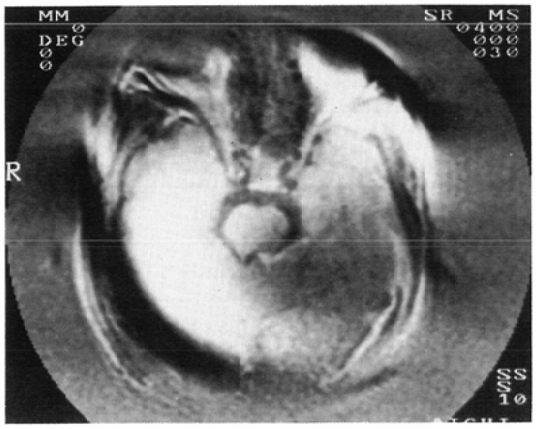
20%の含有率では抵抗率に変化をきたさなかった.

現在, JIS 規格ではプラスチックの体積固有抵抗率を定義しているものがないが多くの製造会社で公表された数値と我々の測定値の間には絶縁体に近いものに関しては有意な差がなかった.

2) MRI の障害影

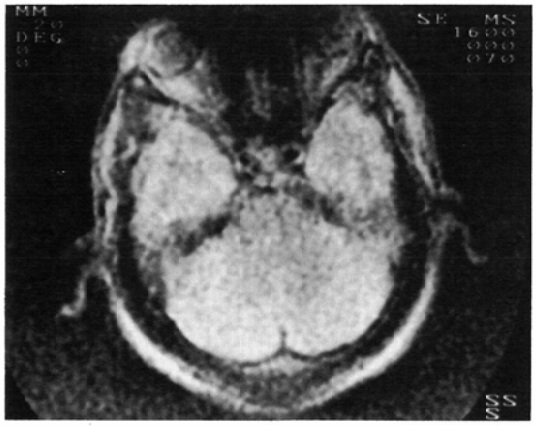
a) 純水中；障害影の全く発生しなかったものを(−), 小し画質が低下したり, 画質が歪んだものを(±), 明らかに画像は歪んだが, 他部位に障害影が広くおよばなかったものを(+), 画質が歪み, 障害影が他部位に広くおよんだものを (++) として判定し, Table 2 に示した.

アルミニウム板, EP-CFR 70 板 (Fig. 3a) と SiC の球 (Fig. 3b) では各パルス系列で障害影が出現した. 良導体に近い PBT-CFR 20, 絶縁体である PBT-GFR 30, WRP とプラスチック単独である PMMA, PBT, NY 66 及び絶縁性セラミックス ZrO_2, Al_2O_3, Si_3N_4 においては障害影は各パルス系列共に発生しなかった.

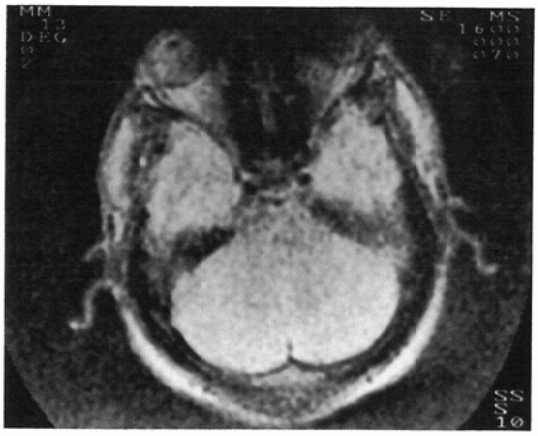


4a

4b



4c



4d

Fig. 4　Transverse section throuth orbits ; test objects are attached in the similar shape of basal ring

a　SR 400/30 image ; alumininum basal ring markedly distorts head image.

b　SE 1600/70 image ; EP-CFR 70 makes noisy image but no apparent distortion.

c　SE 1600/70 image ; PMMA slightly deteriorates image quality.

d　SE 1600/70 image ; Without ring the best image quality is demonstrated. SE 1600/70 sequences detect image hazard more clealy than SR and SE 500/30.

Table 2　Imaging hazards of plastics and ceramics or X-ray CT and MRI

Material	PMMA	PBT	PBT—GFR 30	PBT—CFR 20	EP—CFR 70	NY 60	NY 66—WRP $Si_3N_4$40	NY 66—WRP SiC 20	Aluminum	ZrO_2	Al_2O_3	SiC	Si_3N_4
MRI Hazards	−	−	−	−	⧺	−	−	−	⧺	−	−	+	−
CT Hazards	−	−	±	−	−	−	±	−	⧺	⧺	⧺	⧺	⧺
CT Number	111	226	711	289	488	94	648	391	>2,000	>2,000	>2,000	>2,000	>2,000

b）人体頭部—アルミニウムでは強い障害影（Fig. 4a）が出現した．EP-CFR 70では画質全体の明らかな低下はみられたが形態上の変化はみられなかった（Fig. 4b）．PMMA（Fig. 4c）では全く試験板を付けない場合（Fig. 4d）に比べやや画質の低下がみられた．特にSE 1600/70のパルス系列で低下が目立った．

3）X線CTの障害影

障害影の有無とCT値をTable 2に示す判定はMRIの判定に準じたがCT画像全体に障害像が出たものは（⧺）とした（Table 2）．強度の障害影が見られたのはアルミニウムとセラミックス（ZrO_2，Al_2O_3，SiC，Si_3N_4）であった．

V．考　　察

1）X線CTとMRIの撮影方法による相違

X線CTでは撮影されるスライス面上に障害影の原因となる物質がなければ良質のCT像が得られる．一方MRIでは被撮影体全体が静磁場内に含まれるので，高周波損失をもたらすものを最少限にしなければならない．MRIに適合する材質の選択の方がはるかに困難であることはこの研究でも示された．

2）MRIに適した材質の条件

今回の実験結果に基づいたMRIに適した材質の条件は構成素材に導体，半導体の物質の使用をさけ，絶縁体であっても誘導体損失因子[10]つまり誘電正接（tan θ）が小さいプラスチック（無極性プラスチックが最も低い）[14]及びセラミックスを選択するのが良い．

3）高周波損失と実験結果との関連

純水中における導板状のプラスチックのMRIではかなりの良導体（約1Ωm以下）でなければ障害影は出現しなかった．一方球状セラミックスではSiC半導体で障害影が出現した．試料を実際のBasal ring状にしてボランティアの頭部撮影を行った結果では絶縁体のPMMAでわずかに画質が低下した．これは試料の体積が純水中での実験試片の200倍以上になっていることとPMMAの誘電正接（tan δ=0.02～0.03(10^6Hz)）が比較的大きいことによるためと考えられる．

4）CTの障害影の原因

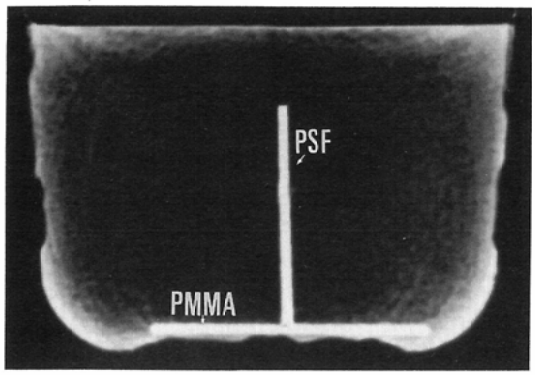
人体頭部では骨によるbeam hardening[15]と義歯などのartifactがある．STIによって障害影が出ないようにするにはスライス面，特にHead pinの場合CT値の高いものの使用を最少限にする必要がある．

5）材質の選択

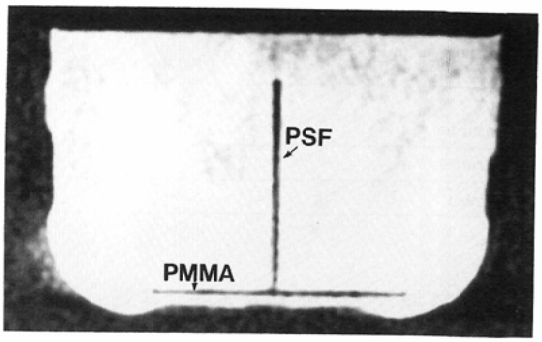
構成別に強度，耐熱性，耐薬品性，透明性，加工性等につき検討を加える．

（a）Basal ring—理想的には無極性のプラスチックで上記の条件を満たすものがよい．無極性プラスチックで透明なものはポリスチレン（以下略してPS）とポリメチルペンテン（以下略してTPX）があるがPSは耐熱性に欠け，TPXは強度が足りない欠点がある．有極性プラスチックで上記の条件を満たし，誘電正接が比較的低いポリサンホン（以下略してPSF）（tan δ=0.005(10^6 Hz)）．選択した（Fig. 5a, 5b）．

（b）Head pin-Rodには強度と微細な加工性が要求されるので熱硬化性プラスチックであるEPの強化樹脂であるEP-WRP-Si_3N_4-40が最も適していると考えられる．またEP-WRP-SiCでも20～30%のSiCの含有率なら使用可能である（Fig. 6a, 6b）．またpinの先端はその強度が重要視され，それを満すものとしては金属以外ではセラミックスしかなく，その内でも窒化珪素（Si_3N_4）が絶縁

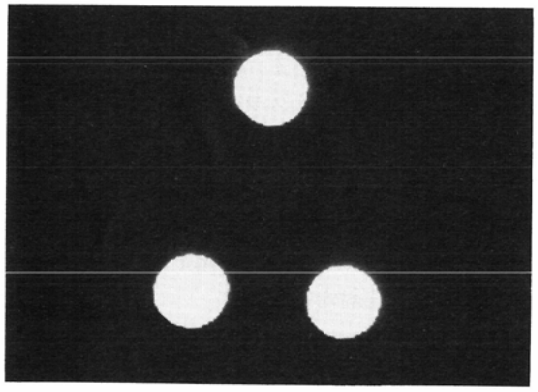


5a

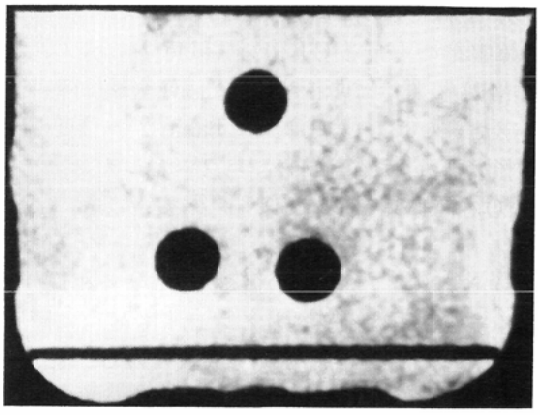


5b

Fig. 5　CT and MR images of PSF
a　CT ; PSF and PMMA in water make no hazard.
b　MR ; SE 1600/70 image, Two plates (each sizes 10×10cm) in pure water show absent MR signal without distortion.



6a



6b

Fig. 6　Images of three EP-WRP-Sic rods which contain 20% (top), 25% (right bottom), 30% (left bottom) Sic
a　CT ; three rods in air make no artifact.
b　MR ; SE 1600/70 image, each rod shows absent MR signal.

体でありMRIにも適している．CTでartifactが出るが，pinは細いためにartifactの出現は僅かである．

(c) Coordinate frame-PSFの管の内にNMR信号の強い油(ベビーオイル，シリコンオイル等)を入れる．因みにPSFは密度1.24g/cm³，CT値約230である．

(d) Supporter-CTに用いる場合にはCFRが薄くかつ充分の強度があり，X線の線質の変化，散乱が少ない[16]．MRIでは無極性プラスチックのポリプロピレン(以下略してPP)を改良した耐熱性の水橋かけPP[17]が最良と思われ，強度を増すにはGFRにすればよい．

VI. 結　論

STIを装置してX線CT，MRIを撮影し，放射線治療を行うためのSTIの材質の検索，実験を行ない以下の結果を得た．

1. X線CTではスライス面上にCT値の特に

高い物質が存在しないかぎり artifact を生じない.

2. MRI では STI を含めて全体が静磁場内に含まれるため，まず絶縁体であることが必要であり，さらに体積が大きい Basal ring では誘電体損失因子の小さい無極性のプラスチックの使用が望ましい.

3. 機械的物性を考慮し選択すると，Basal ring, Cordinate frame には PSF が現在のところ最適である. Head pin には高度の強度と加工性が要求されEP-WRPでSi_3N_4 40%含有かSiC 20～30%含有のものが至適である. Pin先端はSi_3N_4. Supporter についてはX線CTはCFR，MRIでは改良タイプの PP あるいはその GFR が良い.

この論文の要旨は，日本医学放射線学会第88回中部地方会（於金沢）で発表した.（KK）東海理化電気製作所，三菱レイヨン KK, タテホ化学工業 KK, 三菱油化 KK より実験材料の提供を受けた，各社のご協力に感謝致します. また実験に当り適切な御助言，御協力をいただいた名古屋大学医療技術短大　前越　久助教授，愛知診断技術振興財団加田正比古主任技師に深謝します.

文　献

1) Sugita, K., Takaoka, Y., Mutsuga, N. et al.: Correlation between anatomically calculated target point and physiologicaly determined point in stereotaxic surgery. Confin Neurol., 34 : 84—93, 1972
2) Leksell, L. and Jernberg, B.: Stereotaxis and tomography—A technical note. Acta Neurochirurgica, 52 : 1—7, 1980
3) Houdek, P.V., Fayos, J.V., VanBuren, J.M. et al.: Stereotaxic radiotherapy technique for small intracranial lesions. Med. Phys., 12 : 469—472, 1985
4) Leksell, L., Leksell, D. and Schwebel, J.: Stereotaxis and nuclear managentic resonance. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 48 : 14—18, 1985
5) Badcock, P.C.: The role of computed tomography in the planning of radiotherapy field. Radiology, 147 : 241—244, 1985
6) Shuman, W.P., Griffin, B.R., Haynor, P.R. et al.: MR imaging in radiation therapy planning. Radiology, 156 : 134—147, 1985
7) Backlund, E.O.: Stereotaic radiosurgery in intracranial tumors and vascular malformations, (In) Krayenbuhl H(ed): Advances and technical standards in neurosurgery vol. 6, 1—37, 1979. Springer-Verlag. Wein/New York
8) Heifetz, M.D., Marilym, W. and Thompson, R.: Single beam radiotherapy knife-A practical theoretical model. J. Neurosurg., 60 : 814—818, 1984
9) Churilo, I.V., Goldin, L.L., Khoroshkov, V.S. et al.: ITEP synchrotron proton beam in radiotherapy. Int. J. Radiation Oncology. Biol. Phy., 10 : 185—195, 1984
10) Hoult, D.I. and Lauterbur, P.C.: The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving Human samples. J. Magn. Reson., 34 : 425—433, 1979
11) Gradin, D.G. and Robinson, F.N.H.: Radiofroquency losses in NMR experiments in electrically conducting samples. J. Magn. Reson., 34 : 449—455, 1979
12) 田中　稔，庭野一久，岡　康民，他：SiC, Si_3N_4 ウィスカーとその応用. セラミックス，19：188—193，1984
13) 材料試験法—8.1絶縁材料電気試験法　電気学会編：電気工学ハンドブック，528—533，1978，電気学会，東京
14) 廣恵章利，木吉正信：誘電特性：成形加工技術者のためのプラスチック物性入門. 161—165，1972，日刊工業新聞社，東京
15) Zatz, L.M. and Alvorez, R.E.: An inaccuracy in computed tomography: The energy dependence of CT values. Radiology, 124 : 91—97, 1977
16) Schmidt, R.A., Chan, H.-P., Kodera, Y. et al.: Evaluation of cassette performance: Physical factors affeetiong patient exposure and image contrast. Radiology, 146 : 801—806, 1983
17) 井上敬之，出口自治夫：シリコーンを利用したポリオレフィンの橋かけ. 化学と工業，36：307—309，1983