

頭 部 CT 像

—第 1 部—

小林 直紀

Cranial Computed Tomography

—Part I—

NAOTOSHI KOBAYASHI

Department of Neuroradiology, Neurological Institute, Tokyo Women's Medical College

1972年に Hounsfield によって EMI-scanner¹⁾⁶⁾⁷⁾ が開発されて数年の間に, computed tomography (CT) は全世界に普及し, 脳疾患の X 線診断の中で大きな部分を占めるに至った. このように短期間に広く普及し, 1 つの診断体系の変革をもたらすような医療器機は他に例を見ない. これには radioastronomy²⁾ や electromicroscopy⁵⁾ など, また isotope scanning における⁶⁾ 電子工学的な, 特に画像再構成上の先人の努力が大きく寄与している. CT はこれまでの X 線写真とことなり, 多方向から得られたプロジェクションデータをもとに電算機によって原像の復元が行われるが, この点は CT 像を理解するうえで常に念頭においておく必要のあることである.

I 正常 CT 像

血管撮影や気脳撮影など, これまでの X 線診断では脳表面あるいは内面の像より脳実質内の病変が推定されるのに対し, CT では病変そのものが視覚的にとらえられる. したがって, 病変の存在診断に関しては CT は血管撮影や気脳撮影よりも数段秀れているといえるが, 脳内の geometry に関しては血管撮影による方が理解しやすい場合がしばしばある. 脳の載面における脳内各構造の分布は解剖書にゆずり, ここでは CT 上の部位判定の要点を述べる.

1. 解剖学的部位

CT における部位の判定には, 頭蓋骨, 脳室, 脳槽, 一部の灰白質などが目標となる.

頭蓋骨では, 下部では大後頭孔, 側頭骨錐体, 中頭蓋

前壁, 蝶形後, 前後床突起が, 上部では前頭および後頭後, 蝶形頭頂溝が目標となる.

脳室系は脳内の geometry を判定する上でのもっとも大きな目安である. 脳室系の各部分と各葉との関係, 核との関係, 神経線維束の走行との関係を明確に把握しておくことが重要である. CRT 上に表示される slice 面の高さのみを基準にして部位の判定を行うと, 時に大きな誤りを犯すことがある. また, スライスの高さや傾きの微妙な違いによって現れる像も異なってくるので, 正常構造の正しい認識の上で部位の判定が成されることが望ましい.

脳槽系では, 後頭蓋窩では橋前槽, 小脳橋角は全例に見られるのに対し, 大脳槽, 小脳谷は見られる頻度は少ない. テント上では視神経槽およびその外側切痕, 脚間槽, 中脳周囲脳槽, 四丘体槽は全例に見られ, 部位判定の大きな目安となる. これに対し, シルビウス裂, 脳溝および半球間溝の出現は個人によってまた年令によっても異なる (図 1).

脳実質内では白質と灰白質が X 線吸収値の違いとして認められるが, すべての部位でこの区別が可能なのはなく, 現在市販されている器機では基底核部においてのみ可能である (図 2). 尾状核頭部および尾部, 視床がそれより低い X 線吸収値を有する内包の前後脚, 膝部によって被殻内側と区別される. 被殻外側は一般に不明瞭でその輪廓を見ることはできない. 大脳半球での白質と灰白質の区別は一般には不可能である. 大脳周辺部では標示される X 線吸収値は本来のそれより高い (pe-

東京女子医科大学脳神経センター, 神経放射線科

〔連絡先: 〒162 東京都新宿区市谷河田町10, 東京女子医科大学脳神経センター, 神経放射線科, 小林直紀〕

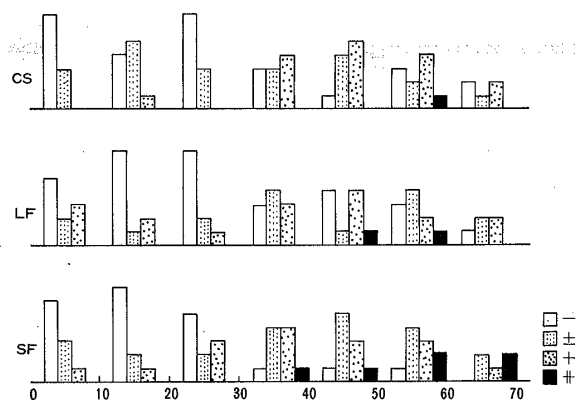


図1 脳溝(CS), 正中裂(LF) シルビウス裂(SF)の各年代における出現率と幅。
(一)はまったく見えないもの, (±)は部分的に見えるもの, (+)は線状にほぼ全長にわたって見えるもの, (++)は一定の幅をもって見えるもの

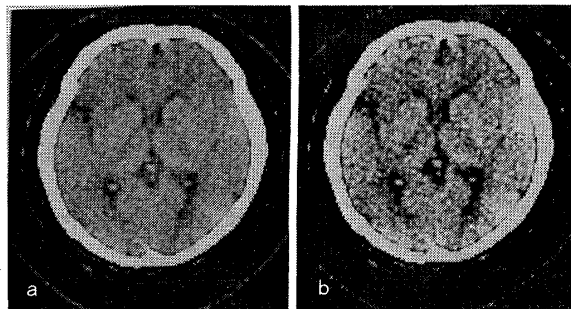


図2 基底核レベルの正常CT像, a)はコントラストの低い写真, b)はコントラストを上げてとられたもの。尾状核頭部および視床が带状の内包の低吸収層によって被殻内側線と区別されて見られる

ripheral high density zone)⁴⁾。場合によっては EMI-常数で+40以上を示すことがあり, 周囲頭蓋骨の影響と考えられる。その他, 部位によって時に高いX線吸収値を示すものとしては小脳虫部がある。

大脳半球では部位によってX線吸収値がやや異なっており, 前頭部や側頭部では全体にやや小さく, 後頭部でやや大きい。これは, 同一スライス内に含まれる灰白質成分の多寡によるものと考えられる。後頭葉では頭頂後頭裂や鳥距溝が深く, しかもこれらが同一スライス内を斜めあるいはほぼ平行に横切るために灰白質成分が多くなる。

2. 血管支配領域とCT像

造影剤を投与しないCT像では, 60%に脳底動脈が上部橋前槽に認められ, トルコ鞍上部およびその外側切痕(シルビウス裂)内に脳底動脈輪の一部や中大脳動脈水平部が部分的に見られる場合がある。しかし, その他

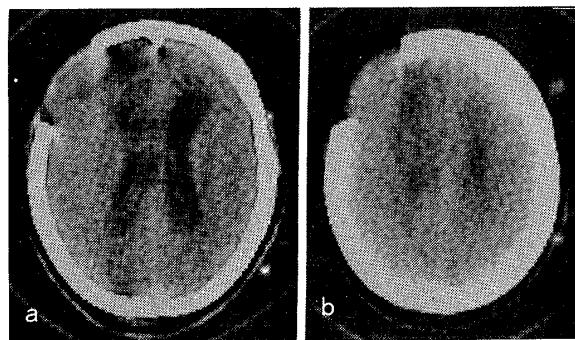


図3 左前大脳動脈領域の梗塞像. a) 側脳室体部レベル, b) 側脳室体上部レベル

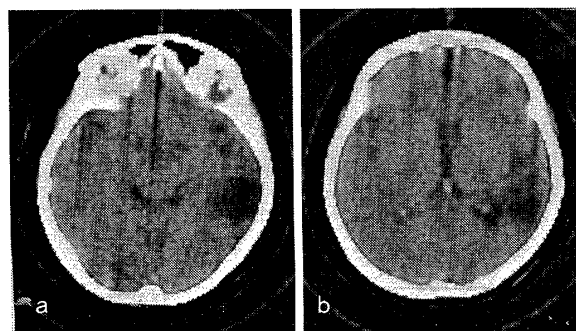


図4 右後側頭動脈領域の脳梗塞像. a) 第3脳室レベル, b) 基底核レベル, 前方の吸収値が不整な部分は前中側頭動脈の領域

の血管は一般的には認められることはない。

血管の支配領域は主に脳室との関係で理解しておくのが便利である。

前大脳動脈は側脳室前角の前方および体部の上方を栄養し, その領域は大脳半球内側面に接して, これより大脳半球最外側部までのほぼ1/3である(図3)。CT上で見られる前大脳動脈各分枝の支配領域は, その分岐状態が複雑なために前後の関係および上下スライスとの関係で推定されるに過ぎない。

前頭部外側(側脳室前角外側), pterion 前方は orbitofrontal artery, 中脳および第3脳室レベルの外側, および基底核レベルのシルビウス裂外側は中大脳動脈下行枝, anterior および posterior temporal arteryによって支配される(図4)。側脳室体部レベルおよびそれより上部のレベルの側脳室体部外側では, pterion前方, 側脳室前角の尾状核頭部による indentation の前方は prefrontal artery によって栄養される。側脳室体部前部および前角後部, すなわち Monro 孔を中心とする部は central artery, その前方は precentral artery の領域である(図5)。これより後方, 側脳室体後部より三角部にかけては anterior parietal artery が, 三角部最外側部に一致する部分は

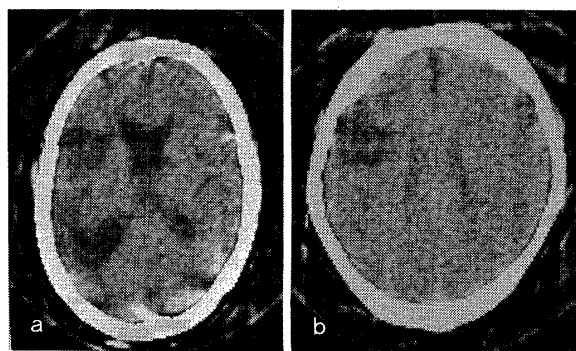


図5 左中大脳動脈分枝領域の梗塞像. a) precentral artery および central artery の特に目立つ低吸収域が見られる, b) central artery 領域の梗塞像

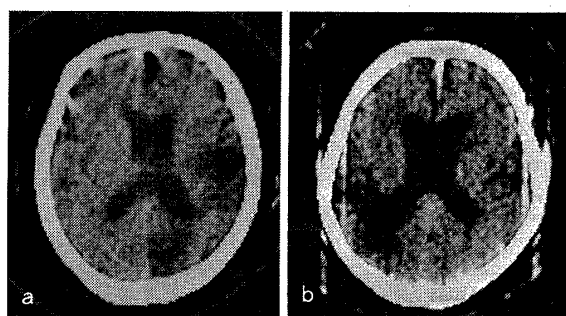


図6 中大脳動脈分枝領域の梗塞像. a) 右 anterior parietal artery および angular artery 領域の梗塞像 (occipital artery 領域の梗塞も見られる), b) 左 angular および posterior parietal arteries の領域の梗塞像

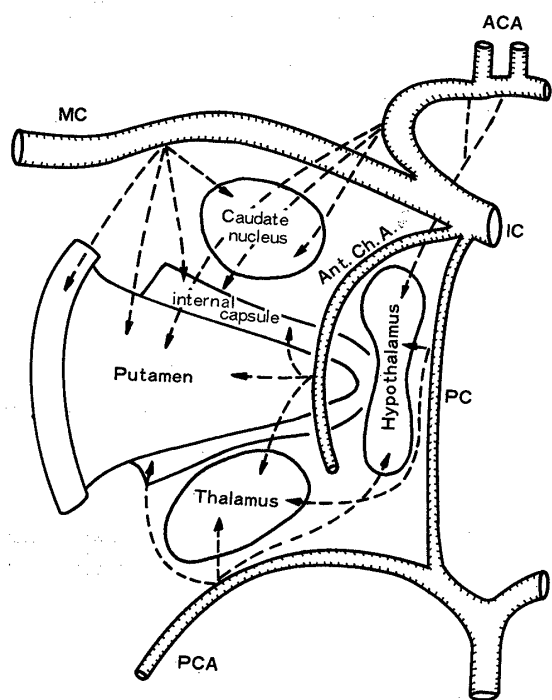


図7 間脳の血管支配 (Foix et Hillemand より引用)

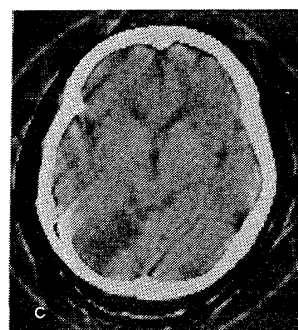


図8 左上小脳動脈半球枝の領域の梗塞像

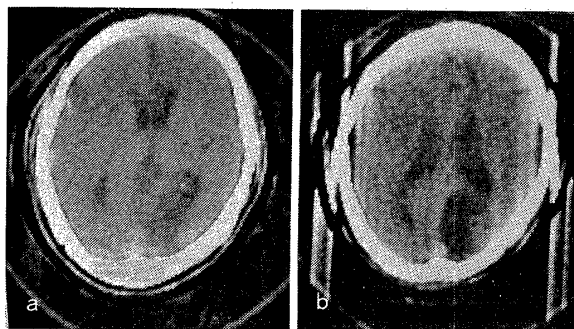


図9 右後大脳動脈領域の梗塞像. a) 基底核レベル, 主に calcarine branch の領域, b) 側脳室体部レベル, 主に parieto-occipital branch の領域

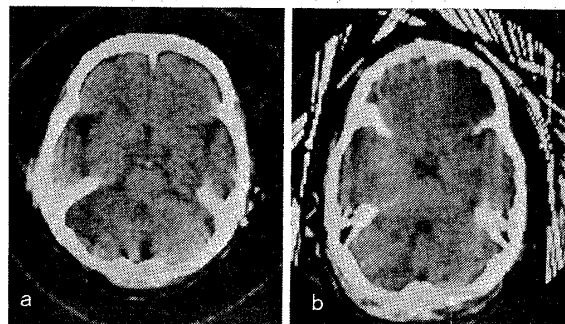


図10 左後下小脳動脈領域の梗塞像. a) inferior hemispheric branch の領域の梗塞像, b) inferior vermian branch (medial branch) の領域の梗塞像

angular artery が, また, これより後部側脳室後角外側は posterior parietal artery が支配する (図6).

第3脳室前部外側の視床下部および基底核部は前大脳動脈, 中大脳動脈, 前交通動脈, 前脈絡動脈, 後交通動脈および後大脳動脈より複雑に栄養を受けている. ここでは Foix et Hillemand の模式図³⁾を示しておく (図7).

四丘体槽後部は中央部でテント上縁が持ち上がっており, この部では内側に小脳上部, 外側に側頭葉が存在す

る。小脳上部は中央部が上小脳動脈内側枝、外側部が同上小脳半球枝によって養われている(図8)。それより上部の側脳室三角部および後角の内側は後大脳動脈内側枝によって栄養されており(図9)、CT上、後下方は calcarine branche, 上前方は parieto-occipital branch が分布する。後大脳動脈側頭枝は中脳周囲脳槽外側下面に分布する。

中脳および橋脳は上方より、後大脳動脈、上小脳動脈および脳底動脈によって栄養される。小脳下部では虫部および半球内側が後下小脳動脈内側枝、外側は下半球枝によって栄養される(図10)。これらと前下小脳動脈の支配領域とはCT上で判然と区別することはできない。また、これらの血管の起始部には種々 variation が見られるので、読影にあたってはこの点を考慮に入れておく必要がある。

3. 神経線維束とCT像

血腫や腫瘍の伸展方向を理解し、他の疾患との鑑別のためにも脳内の主な神経線維束の走行を知っておくことは必要であり、変性疾患の形態学的診断にも有用である。

II 年令的变化

脳室の大きさおよび脳槽の幅は年令的に異なっており、占拠性病変の診断や脳萎縮および変性疾患の診断などではこれを考慮に入れておく必要がある。

脳底部脳槽の幅は年令とともに幅大する。シルビウス裂、大脳半球間溝および脳溝は若年者ではその出現率は低く、その幅も狭いものが多いが、年令とともにその出現率は増加し、その幅も広がる(図1)。この程度を理解しておくことは脳萎縮の程度の診断に有用だけでなく、時にX線吸収値の変化のない占拠性病変の存在診断や広がりを知る上でも有用である。

上小脳裂は一般にはCT上で認められないのが普通であり、壮年者以上で時に primary fissure が虫部で認められることがある。

小脳半球外側および大脳半球外側のクモ膜下腔も一般には認められることはない。CTの機種によっては大脳あるいは小脳半球外側に線状の低吸収層の認められるものがあるが、これは画像再構成上の副産物である。

脳室の大きさは年令と相関する。その評価は、Evans ratioその他の気脳撮影上のそれとほぼ同等である。脳室の幅や脳槽の幅を測定する場合、CRTより撮られたフィルム上で行う場合と、プリントアウトデータよりそのマトリックスの数からなされる場合があり、問題のあるところである。著者はポラロイドフィルム上で計測している。CT像では一定の厚みを持ったものが平面上に描

写されること、X線吸収値の異なる物質の接点でもその表示される吸収値が clear cut に変化しないことなどから、標示された吸収値の違いのみでの計測は不可能であり、周囲の状況、上下スライスとの関係などより、解剖学的知識をもとに、CTの機種による画像再構成の方法の違いをも考慮に入れて計測がなされる必要がある。著者はこの観点よりポラロイドフィルム上で計測されるのがより正確であると考えている。

基底核部では尾状核頭部や視床の幅(頭蓋幅に対する比率)は特に年令的な変化を示さないが、内包の幅は年令の増加とともに増加する傾向が見られる(図11)。

X線吸収値は尾状核頭部、視床、内包ともに年令的な違いを有しない(図12)。

III Partial volume phenomenon および peripheral space phenomenon

1. Partial volume phenomenon⁹⁾

CTでは各マトリックスに相当する身体の一部である pixel 内のX線吸収値の総和が、そのマトリックスに表示される。したがって、pixel 内の構造と matrix 内の数値とは無関係である。したがって同一スライス内にある物質の表面が斜めに横切る場合には、その部では正確なX線吸収値の測定は不可能である。頭蓋底部あるいは穹隆部のスロープが脳実質とともに同一 pixel 内にある場合にはこの部の腫瘍の存在を見落す原因となり、側脳室体部外側では脳実質が側脳室内の脳脊髄液と同一 pixel 内にあり、両者の明瞭な区別が困難となる(図13)。また病変部辺縁では同様な理由で、病変部の正確な広がり の判定を誤る原因となる。

2. Peripheral space phenomenon

CTではある一定の幅をもったX線束で身体を走査し、これを便宜上一定の大きさを持った絵素 matrix にX線吸収値をあてはめていく方法がとられる。したがって、X線吸収値の異なる物質が相接している場合には、その接点では正確なX線吸収値は表わされないことになる。高吸収部では低く、低吸収部分では高くX線吸収値が表示される。造影剤投与によって enhance された腫瘍が造影剤投与前の腫瘍より大きく見えるのもこれが原因であり、一般に吸収値の大きい病変は実際よりも大きく見え、小さい病変は実際よりも小さく見える。EMI-scan (MK-1) では、直径 4 mm 以下の物質では、それが slice 内を完全にみたまものでも、その物質の本来の吸収値は得られない(図14)。中脳水道がCT上確認できない理由として、それが slice 内を斜めに横切るための partial volume phenomenon の一種によるとされる

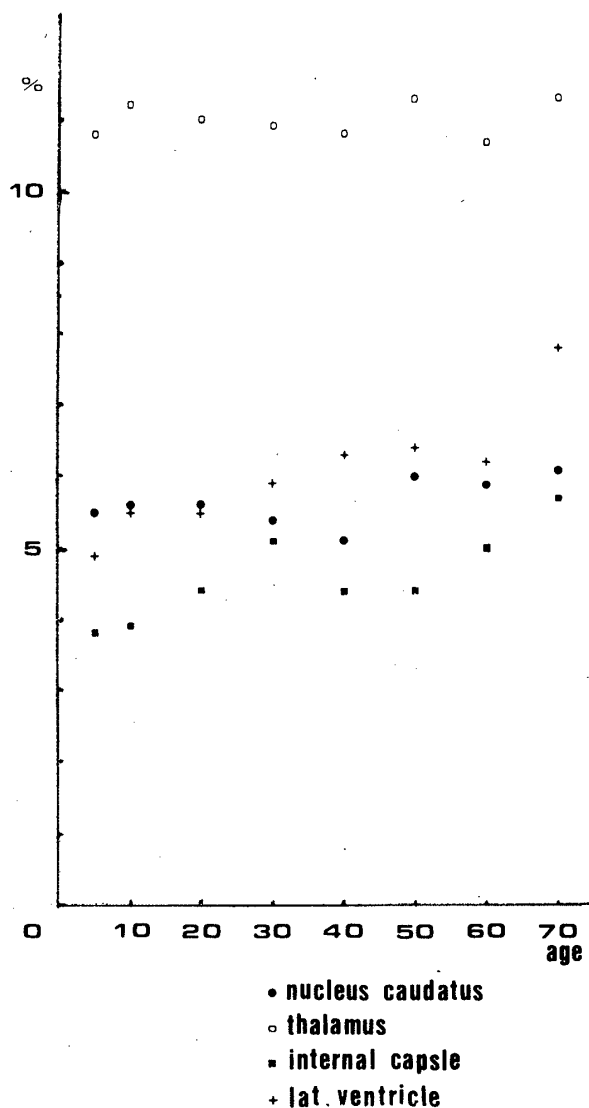


図11 尾状核頭部, 視床, 内包後脚, 側脳室体部の幅(頭蓋最大幅に対するパーセント)と年齢との関係(平均)

が, たとえ slice 内にそれが垂直にあっても同定することはできない. 小さいものであってもそれがX線吸収値の大きいものであればCT上とらえることは可能であるが, 石灰化巣や出血巣を除いて, 脳内の病変では脳実質とのX線吸収値の差はあまり大きくなく, 検出可能なためにはある一定の大きさを有することが必要である. この大きさでは partial volume phenomenon も考慮に入れて, 腫瘍では大体7~8 mm直径のものであろう. 腫瘍の場合は, 腫瘍そのもののX線吸収値の大きさとともに, 周囲脳浮腫の存在による相対的なX線吸収値差の大きさが問題となる.

IV Contrast enhancement

病変部をより明瞭にするために薬剤を投与し, その部

のX線吸収値を上昇させる方法は contrast enhancement と呼ばれる. “Contrast enhancement” はまた, 病変部のX線吸収値が上昇する現象についても用いられる.

Contrast enhancement のための特別な薬剤は現在のところなく, 一般には血管撮影用の造影剤が経静脈的に用いられる.

Contrast enhancement の因子としては, 血管腔, 発達した vascularity および血管外への造影剤の漏出があげられる.

正常でX線吸収値の増強するものとしては, 血管腔(脳底動脈輪, 前中後大脳動脈本幹, ガレン大静脈, 直静脈洞, 大矢状静脈洞), 大脳鎌, 小脳テント切痕部辺縁, 脈絡叢などがある. 脳実質も造影剤投与によって軽度には上昇し, 灰白質の方が白質より強い. 部位別では後頭葉内側が前頭葉や側頭葉よりも強く増強される¹¹⁾. これは後頭葉部では同一スライス内に含まれる灰白質成分が他の部位に比して多いためと解釈される. また, 優位半球の方が対側に比してその増強のされ方が強いといわれる.

異常では動脈瘤や動静脈奇形が内腔, 血液内の造影剤によりX線吸収値が増強する. 動脈瘤の場合にはその壁の増強する場合もある. また動静脈奇形ではその vascularity の大きさによっても増強が見られる. 脳腫瘍, 膿瘍壁は vascularity の増強によりそのX線吸収値は上昇する. 脳腫瘍の場合にはこの他, 血液脳関門の破綻による造影剤の血管外漏出によっても増強が見られる. 血管外漏出によって吸収値の増強するものとしてはこの他, 脳梗塞, 脳内血腫周辺, 炎症 (slow virus infection を含む) などがあげられる.

動脈瘤の造影剤投与後のX線吸収値の時間的推移は造影剤の血中内濃度のそれとほぼ一致しており, 同様の pattern を示すものに髄膜腫と動静脈奇形がある(図15). これらは vascularity が造影剤による吸収値増強に大きく影響しているためと考えられる. これに対し, glioma では, 造影剤の一括注入後のX線吸収値は, 注入後10~20分にもっとも高く, 以後漸減する. この傾向は glioblastoma multiforme や high grade の astrocytoma に典型的に見られる. これは, X線吸収値増強に vascularity と血管外漏出の両者が関与していることを示している. 造影剤注入後遅い時期に行われる delayed scan で, 腫瘍内部の壊死巣や嚢胞が増強されてくる場合がある. Glioblastoma multiforme の高吸収部分と中央部の低吸収部分とを分けてX線吸収値の推移を見ると, 高吸収部分では10分前後に最高値に達し, 以後漸減するのに対し, 低吸収部分では, 造影剤注入後X線吸収値が漸増するのが見

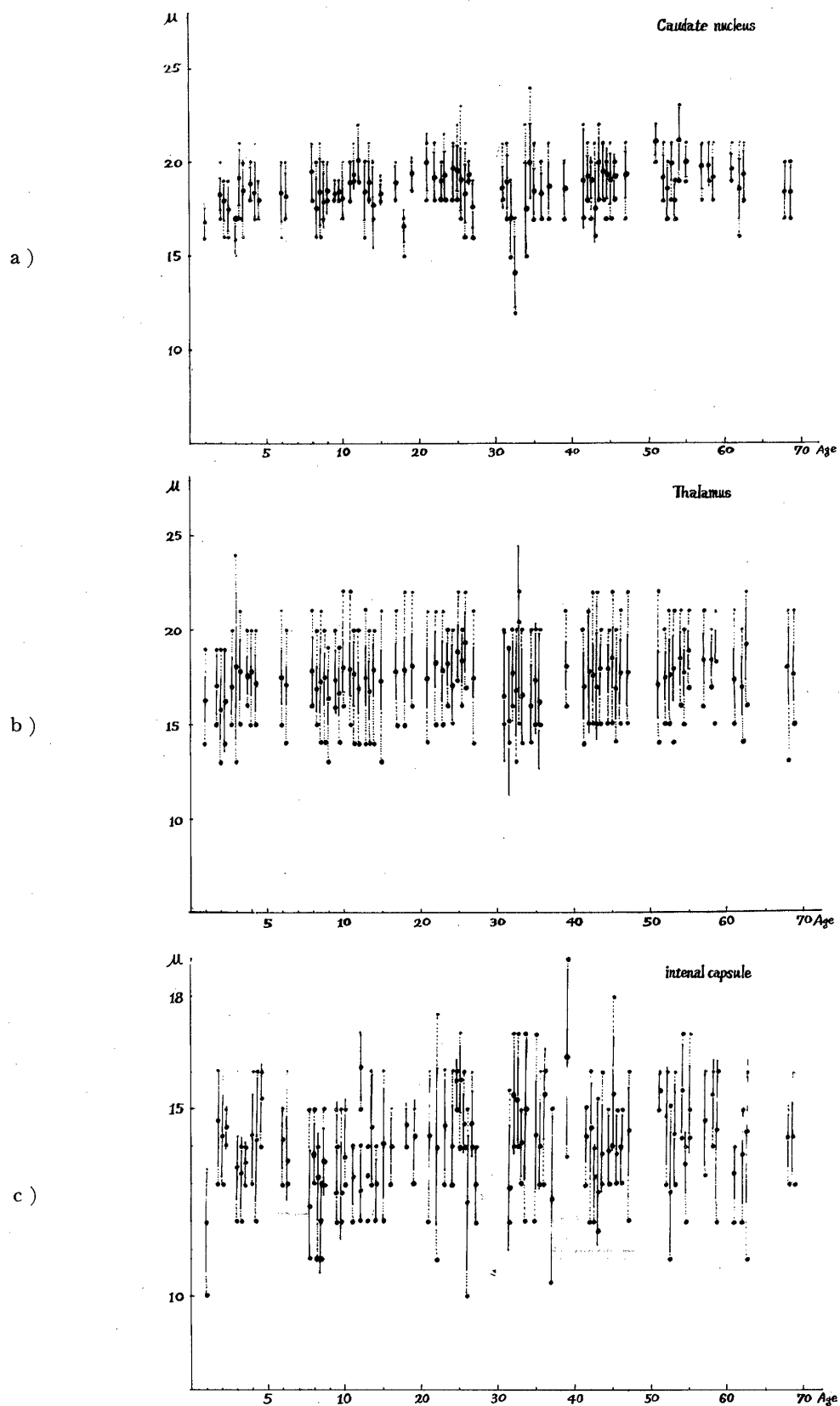


図12 基底核部各構造のX線吸収値 (EMI-ナンバー) と年令. 中央の点は平均, 実線上の上下の点は標準偏差, 点線上の上下の点は最大値および最小値. a) 尾状核頭部, b) 視床, c) 内包後脚

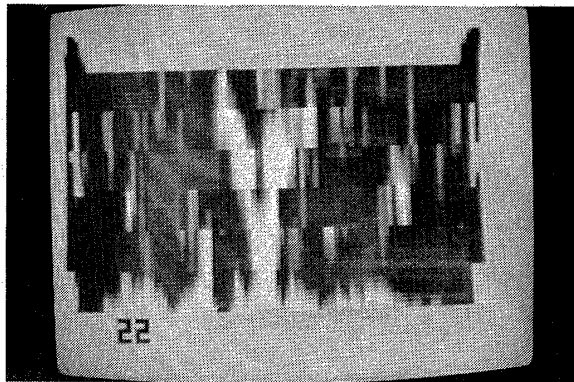


図13 13 mm スライスでとらえたスキャン像を Monro 孔を通る冠状面で再合成したもの. Partial volume phenomenon により上下の連続性が消失している

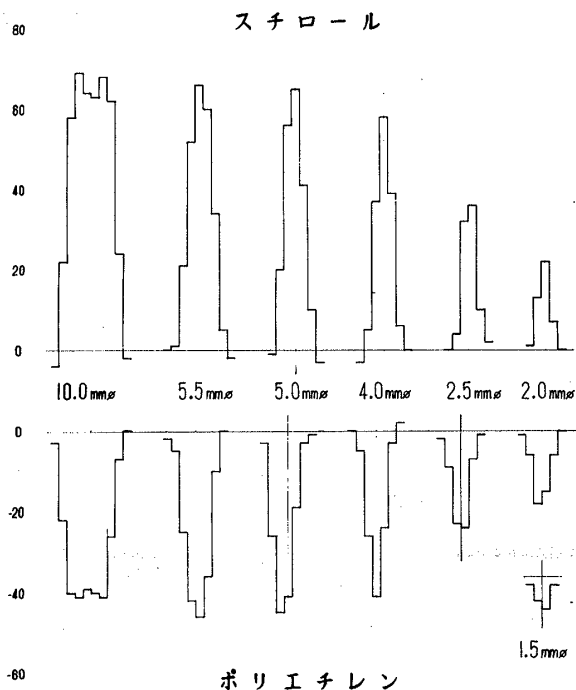


図14 スチロール (EMI-ナンバー約+60) および ポリエチレン (EMI-ナンバー約-40) による径の異なるピンファントムを水中でスキャンしたときの再生変化

られる(図16). 後者は前述の delayed scan の場合と同様、造影剤の漏出が吸収値増強の因子となっている。

脳梗塞の contrast enhancement は亜急性期すなわち発作より1週目から4週目の間に多く見られる。この時間的推移は悪性の神経膠腫と類似しているが、2つの型が見られ、1つは glioblastoma multiforme の高吸収域に見られるように15分から20分後に最高に達し、以後漸減するもので、他の1つは glioblastoma multiforme の低吸収域に見られるように、静注後漸増するものである。脳梗塞巣の CT 像上での正確な広がり判定は困難なことが

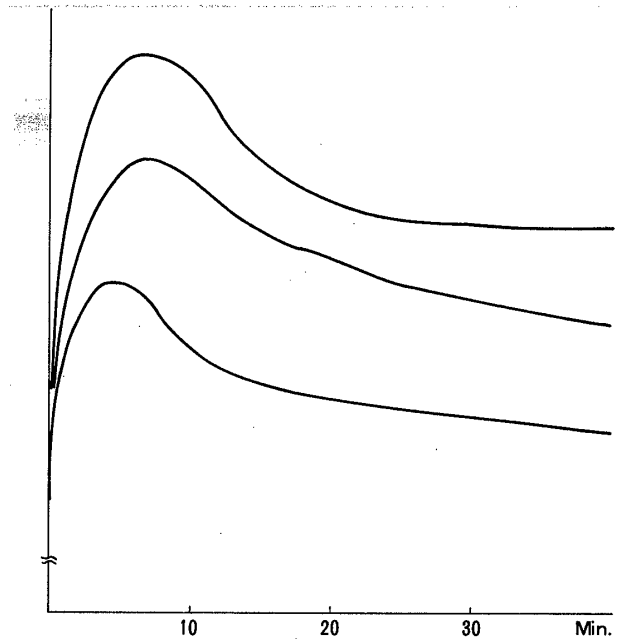


図15 Contrast enhancement における病変の X 線吸収値の時間的推移, 上は巨大動脈瘤, 中は髄膜腫, 下は動静脈奇形 (造影剤は一括注入)

ある。造影剤による増強部分が、造影剤投与前の低吸収部より小さいもの、同じものおよびより大きいものなどがあり、また、投与前にはまったく X 線吸収値の変化がなく、造影剤投与後に始めて高吸収部として現れるものもある。Contrast enhancement 上の時間的推移の違いはこの梗塞巣をどの範囲で測定するかによっても起こると考えられる。

病変による contrast enhancement の時間的推移は上述のように多少異なっているが、一般にもっとも強い増強を見るのは静注後10分から20分である。また増強の程度は投与する造影剤の量によって異なる。血管外漏出による増強は造影剤の点滴長時間静注によって期待でき、造影剤の投与方法によっても増強の pattern は変わってくる。現在、投与する造影剤の種類、量、投与方法、scan 開始時間など、最適と考えられる方法が模索されているようであるが、著者は検査時間の短縮、経済性、安全性などの点より、60%gulcamine 塩を患者 1 kg 当り約 1 cc の割合で投与し、静注終了直後より scan を開始しており、一般臨床上十分その目的を達している。

V Artifact

CT では多方向から得られる透過 X 線をもとに、コンピューターによって人工的に原像が再構成されて像が得られるために種々の artifact が発生する。これには CT に宿命的なものが含まれており、CT の器機によるものと被写体によるものがある。

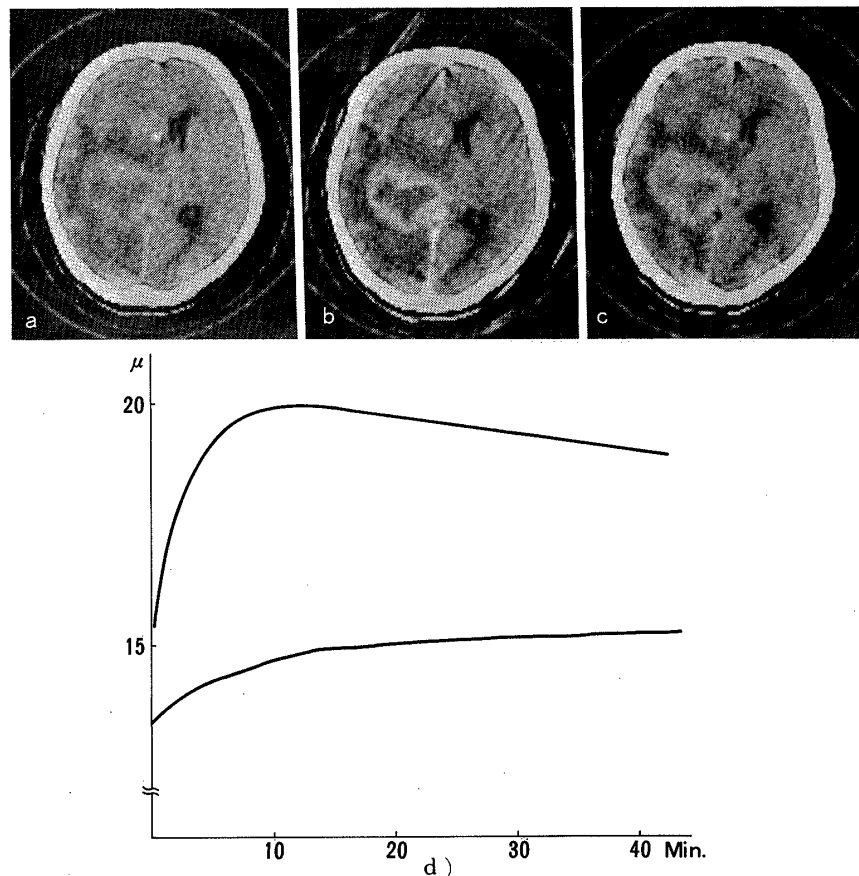


図16 Contrast enhancement による glioblastoma multiforme のX線吸収値の時間的推移(一括注入). a) 造影剤静注前, b) 造影剤静注直後, c) 造影剤静注後1時間, d) 時間的推移, 上は高吸収部分, 下は中央部の低吸収部分の平均X線吸収値

1. 被写体の動きによる artifact

現在市販されている CT は検査時間をもっとも短いものでも約5秒であり, 他の CT ではさらに長い検査時間を要する. この間患者を一定の位置に静止しておく必要がある. 意識のない患者や幼小児ではそれに必要な処置がとられる必要があり, 一般の成人でもよく緊張を解いて十分な静止を得る必要がある.

2. 頭蓋内外の異常高吸収あるいは異常低吸収物質の存在による artifact

頭蓋内では手術後の金属クリップや気脳撮影あるいは脳室撮影後の気体や造影剤の存在によって起こる streaking や over shooting が見られる. これらに対する対策としては特になく, 観察したい部位をこれらの異常吸収物質が含まれないように slice の位置を設定するなどの消極的な方法がとられるのみである. これらの異常吸収物質の存在による artifact の大小は患者の動きによっても影響を受ける. 少量の金属クリップや油性造影剤は, 完全な患者の静止が得られるならば診断上大きな障害とはならない.

頭蓋外の異常吸収物質では water-bag を用いる機種で

頭蓋と water-bag の間の空気による artifact がある. 骨欠損部の陥凹部や包帯内の空気が問題となり, 同部附近の頭蓋内の X 線吸収値が広範囲に低下することがある. Water-bag を用いないものでは頭部が gantry 内の一方に片して存在すると, その中央部に近い部分が低吸収域として現れることがある.

3. 頭蓋内の部位に特徴的な artifact

前述した頭蓋骨内側の低吸収層や peripheral high density zone は画像再構成の過程で起こる artifact である. この頭蓋内側の低吸収層は画像再成時の weighting effect によって起こり機種の違いによって異なっている.

この他, 部位によって特徴的なものとしては前, 後頭稜による streaking, 前頭蓋低部中央部, 中頭蓋窩前外側の低吸収域, 橋上部を横走する低吸収帯, 側頭骨錐体後部の高吸収域および頭蓋内側の塊状高吸収域などがある. これらは被写体の動きにも影響されているので, 病的なものとの鑑別には再スキャンが有効である.

VI 従来の X 線診断との対比

CT が従来の X 線撮影と異なる大きな違いの 1 つは、フィルムのかわりに X 線の検出をシンチレーション検出器で行っている点である。したがって微細な X 線吸収値の違いの判定が CT では可能である。頭蓋内石灰化の場合では X 線撮影では得られない病巣をも検出することが可能である。しかし単純撮影では現れない CT-ナンバーの石灰化巣でも一定の厚みを持ったものでは単純撮影上陰影として現れる点は、単純撮影との対比の上で知っておく必要のあることである。

CT では病巣を視覚的にとらえることができ、脑梗塞巣や脳浮腫像を適確に知ることができる。これは気脳撮影や血管撮影では脳表面あるいは脳の内面の様子よりその実質内の状態を推定するのと異なる CT の大きな利点の 1 つである。しかし、CT では脳腫瘍の場合など、脳内の目標となる構造が消失し、その正確な位置の診断や周囲脳構造との関係あるいは腫瘍の発生位置および伸展方向を知るのが困難な場合がある。この傾向は後頭蓋窩の占拠性病変のときに特に強い⁸⁾。血管撮影はこの点で特に重要であり、正確な診断は血管撮影にたよらねばならない場合がしばしばある。また、CT では描出しえない脳底部の小さな腫瘍などでは単純写真、気脳撮影あるいは血管撮影によってのみ診断されうるものも多い。また CT で認められる病変は周囲の脳組織と X 線吸収値の異なる場合のみであるので、慢性の脳内あるいは硬膜下血腫では血管撮影によって確定診断がなされる。動脈瘤や動静脈奇形では血管撮影が唯一の最終診断法であることはいうまでもない。

脳萎縮や変性疾患の形態学的観察は従来主に気脳撮影によってなされてきたが、CT によってもある程度は観察可能である。気脳撮影は患者に与える苦痛が大きく、どこでも正確な診断がなされるわけではないので、特に変性疾患の場合に、症状発現時に CT によって簡単に形態学的な観察がなされることは臨床的にも、またこの種の疾患の研究の上でも有用である。しかし、脳溝の場合、その拡大が気脳撮影によって判定されるのは脱落し

た神経線維の数にして 50~100 万本、CT では 500~1,000 万本といわれており、その正確さについはこれらの違いを知っておく必要がある。

文 献

- 1) ANBROSE, J. & HOUNSFIELD, G. N.: Computerized transverse axial tomography, 32d annual congress of British institute of radiology. London Apr. 1972, pp 20-21
- 2) BRACEWELL, R. N. & RIDDLE, A. C.: Inversion of the fan beam scans in radioastronomy. *Astrophysical J.* 150: 427-434, 1967
- 3) FOIX, C. & HILLEMAND, P.: Les artères de l'arc encéphalique jusqu'au diencéphale inclusivement. *Rev. Neurol.* 2: 705-739, 1925
- 4) GADO, M. & PHELPS, M.: The peripheral zone of increased density in cranial computed tomography. *Radiology* 117: 71-74, 1975
- 5) GORDON, R., BENDER, R. & HERMAN, G. T.: Algebraic reconstruction technique (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photograph. *J. Theor. Biol.* 29: 471-481, 1970
- 6) HOUNSFIELD, G. N.: X-ray diagnosis peer in side the brain. *New Scientist*. 27 (207) 1973
- 7) HOUNSFIELD, G. N.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I, description of system. *Br. J. Radiol.* 46: 1016-1022, 1973
- 8) 小林直紀, 小野由子, 今永浩寿, 山本昌昭, 神保実, 喜多村孝一: 後頭蓋窩腫瘍に対する EMI scanner (computerized transverse tomography) の診断的価値, 臨放, 22: 57-58, 1977
- 9) NEW, P. F. & SCOTT, W. R.: Computed tomography of the brain and orbit (EMI-scanning). Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1976
- 10) OLDENDORF, W. H.: Isolated flying spot detection of radiodensity discontinuities displaying the internal structural pattern of a complex object. *Ire Transactions Bio-Med. Electr.* 8: 68-72, 1961
- 11) ZILKHA, E., LADURNER, G., ILIF, L. D., DU BOULAY, G. H. & MARSHAL, G.: Computer subtraction in regional cerebral bloodvolume measurements using the EMI-scanner. *Br. J. Radiol.* 49: 330-334, 1976