

〔原著〕 松本歯学 15 : 16~26, 1989

key words : CT スキャン - アーチファクト - 画像再構成関数

CT スキャナの画像再構成関数と金属片 アーチファクト軽減ソフトウェア

筒井 稔, 丸山 清, 長内 剛, 児玉健三, 柴田常克

松本歯科大学 歯科放射線学講座 (主任 丸山 清 教授)

Image Reconstruction Functions and Metal Pin Artifact Reducer in CT-Scanner

MINORU TSUTSUI, KIYOSHI MARUYAMA, KATASHI OSANAI,
KENZOU KODAMA and TSUNEKATSU SHIBATA

*Department of Oral Radiology, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. K. Maruyama)*

Summary

It is well known that metallic materials in patients cause severe artifacts on CT scans, which can considerably impair the information contained in the image.

As the CT scanner prepares the user's program, we used the soft Metal Pin Artifacts Reducer (MPAR) program, and attempted to apply the CT to the removal of artifacts which were brought about due to the use of dental materials or metals.

Preceding the use of this program, image reconstruction functions (FC) of the CT scanner vary from FC1 to FC7, so we investigated the relation between each function from FC1 to FC5 and resultant images.

CT images for FC1, FC2 and FC4 were considerably softer images, and artifacts originated in heavy metals were more intense at FC1 and FC2. However, among those tested, FC1 was harder and FC4 was softer than FC2. Images for FC3 and FC5, on the other hand, were vary hard.

Results obtained by measuring CT values of dental materials indicated that the rates of function for FC1 to FC5 were approximately constituted by 1.0 : 0.9 : 0.3 : 0.8 : 0.3.

Therefore, it seems that the softening of image from FC1 to FC2, and as far as FC4, is due to a lower rate of function ; allowing for the production of a lower image contrast by decreasing the differences of CT value between an object and neighbors. FC3 and FC5 image hardness, on the other hand, was due to condensing CT values to 1/3 of FC1. Consequently, the images of FC3 and FC5 could not be clearly discerned and appeared

rather flat and sharp.

Finally, we examined the removal of artifacts by using MPAR soft. In most cases, artifacts were not successfully removed during the first procedure; barely visible white remnants were left in place of the artifacts. Regardless of whether remnants could be seen or not, a broad banded image always appeared in their place.

Therefore, from these results, we currently feel that instead of immediately utilizing MPAR soft to reduce artifacts, it is better to select desirable window levels and widths which cannot be disturbed by artifacts, and can be made to fit to the diagnostic purpose.

In order to more clearly understand the results of the removal of artifacts in the dental region, we feel that more time will be needed. It is our hope that serious consideration continues to be given to the development of soft programs.

結 言

X線CT画像は被写体を通過したX線を検出器で検出し、一旦記憶装置に収録した後、コンピューター処理をして画像に再構成すると本来の単純X線写真では識別できない筋組織や脂肪組織等の画像も明らかに描出される。しかし、撮影部位に生体組織以外のもっと原子番号の高い、例えば金属のような異物が混入する場合、それらのX線吸収は生体組織の値よりはるかに高いため、この吸収差が原因となって周囲に放射状に著しい縞模様、いわゆるアーチファクト(Artifacts)を形成し、隣接する周囲の画像を隠してしまう。このため原因となった異物を画像再構成の過程で除去することにより、画像に描き出されなかった周辺組織像を再現しようとする試みがされてきた^{3)~9)}。

これらは血管クリップを直接取り扱う脳外科や人工義肢、骨縫合等で金属を取り扱う整形外科等の要請によるものであったが、金属や充填物と関わり合う機会の多い歯科口腔領域でもそれらによるアーチファクトの発生は画像診断上、極めて重大な障害となりうる。

この度導入された東芝製CT装置には金属片等によるアーチファクトを軽減するためのソフトMPAR(Metal Pin Artifact Reducer)が組み込まれた。このソフトは脳血管手術用クリップ等の小金属によるアーチファクトを除去するために開発されたものであるが、これを機に、歯科に関係深い金属材料と各種のセメント材を実験資料にして障害陰影の発生状況を調べるとともにそれらの画像にMPAR処理を施して障害陰影の除去効果

を試み、臨床例にも応用してみたのでその結果を報告する。

また画像再構成関数はコンピューターに収録されたX線吸収データを画像データに変換する際に必要な、いわば変換係数であるが、東芝CT装置は7段の切り替えが可能であり、これを任意選択することにより一つの画像を違った画質で観察することができる。今回は未だその詳細を報告していないので画像構成関数と画像との関係の概略について併せて報告する。

方 法

1. 撮影用ファントム

撮影資料となる金属、セメント類の資料片の撮影位置を一定にするため幅5cm、厚さ2cm、高さ約15cmのアクリル板を用い、その板面に直径2mmの穴を等間隔に一列に開け、そこに資料片を埋めて撮影用ファントムとした。ファントムは3個からなる(図1)。ファントム1はアルミ、石

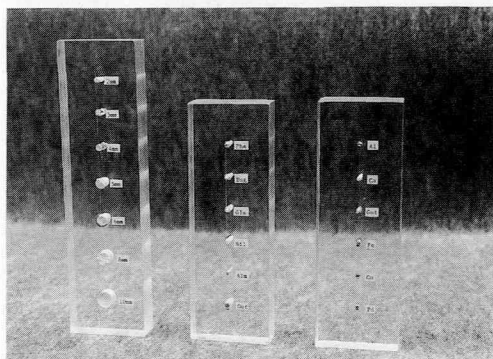


図1：右からファントム1, 2, 3

膏、ガッタパーチャ、鉄、銅、金銀パラジウムの6資料片で構成し、各資料とも直径2 mmに近いものを採用した。アクリルには上述の順序で配置し、アクリルとの接触部はアクリル樹脂で補填した。同様にファントム2の資料片、配置順は磷酸亜鉛、酸化亜鉛ユーヅノール、珪酸、グラスアイオノマー、アルミン酸の歯科用セメント材とガッタパーチャの順で配置し、製法はファントム1と同様にした。なおセメント類、石膏は通法どおりよく練和し硬化させたものを用いた。ガッタパーチャは両ファントムの比較のため双方で使用した。さらにファントム3として、試験片の容積による影響を調べるため、酸化亜鉛ユーヅノールを用い直径2, 3, 4, 5, 6, 8, 10 mmの柱状資料を作ってアクリル板に埋め込んだ。これらのファントムのCT スキャン時には同時に作成した撮影ガイドに固定して撮影した(図2)。

2. X線CT スキャン

使用したCT装置は東芝製TCT-60A-EXで、管電圧120 kV_p、管電流200 mA、撮影領域直径24 cm、スライス厚2 mmの条件で4秒スキャンに設定した。臨床例の撮影は咬合平面に平行にAxial Scanを行った。画像処理はウィンドウ値を0、ウィンドウ幅1600にできるだけ統一して観察した。できた画像を原画像とし、CT値の計測をヒストグラムとディスプレイ上のCT値から求めた。原画像のMPAR処理はソフトの使用手順(表1)に従い、再構成画像を作ってCT値の計測値を参考に原画像との対比を行った。

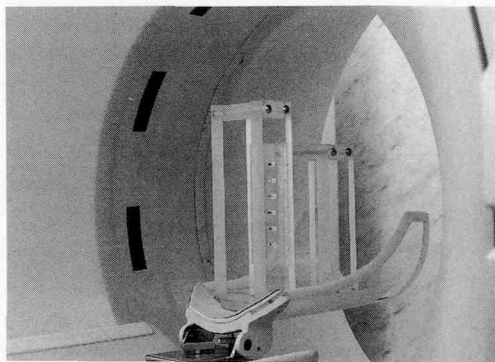


図2：撮影ガイドを用いファントムをガントリーにセット

表1：MPARの操作法

- | |
|---------------------------|
| 1. MPARソフト呼び出し |
| 2. 画像選択、画像画面表示 |
| 3. 金属片等にROI(関心領域)を設定 |
| 4. 画像再処理：1分50秒(4秒スキャン時) |
| 5. 処理画像の画面表示 |
| 6. MORE, RETRY, SAVE, END |

結果と考察

1. 画像再構成関数FCの設定条件の違いによるファントム1と2の画像評価

装置に設置されているFC1からFC7までの画像再構成関数(以下FCと略す)の中でFC6と7は機種の保守専用のため今回はFC1から5までのFCによるファントム1, 2の再構成画像を比較検討した(図3)。

10枚の画像は全てウィンドウ値0、ウィンドウ幅1,600の統一画像である。総合的に大きく異なる点はアーチファクトの出方、全体的な画質、資料の形状の3点である。アーチファクトの出方については、10枚の画像とも強弱の差はあるが資料の列に沿って黒い帯状のアーチファクトが発生する点が共通しており、FC3と5ではリングアーチファクトが観察される。ファントム1は特に高原子番号の金銀パラジウムのアーチファクトが激しく、FC1, 2ではその周囲のアクリルの像は完全に消失している。また銅と金銀パラジウムは著しいアーチファクトのため像が縮小したり、内部に白黒の反転像が見られる。これに対しファントム2ははるかに弱いアーチファクトが認められるに過ぎず、全体的に像は単調である。

画質はFC1, 2と4を一群とする軟らかい画質とFC3, 5の硬い画質の二群に大別される。このうちFC3と5はアーチファクトの出方ではわずかな差が認められるが、画質が硬いためその差はほとんど識別不可能である。一方、FC1, 2, 4の画質はFC1が最も硬くFC4は最も軟らかい印象を与える。この差は影像としての資料の大きさでも表れており、実物とほぼ等しく再現された資料はファントム1, 2でアルミと石膏、グラスアイオノマーと珪酸だけで、それ以外ではFC1から2, 4に変更するに従い各資料とアクリルとの境界が不明瞭になり、同時に資料の影像は変形し拡

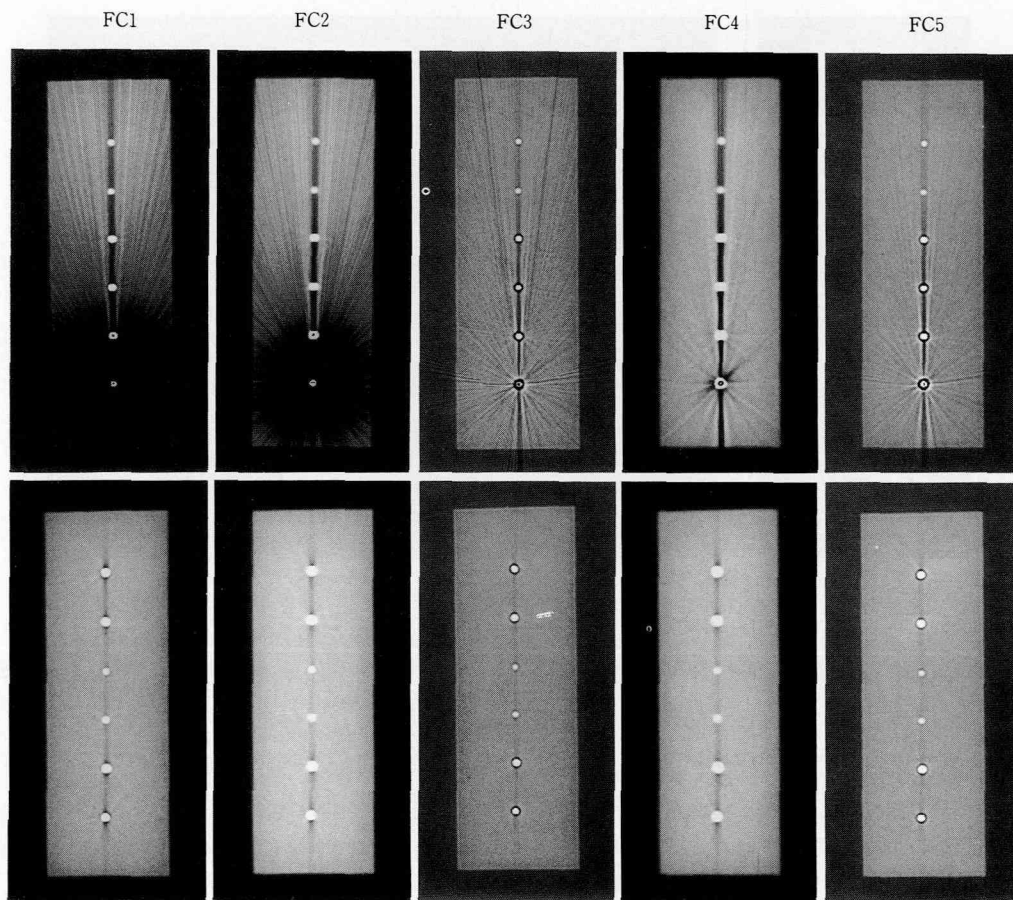


図3：画像再構成関数を変えたときのCT画像 上段：ファントム1，下段：ファントム2

大きされている。境界の不鮮明さ、ボケはアクリル周辺部でも観察される。この像のボケと拡大が画質に関係しているように思われる。

FC1, 2, 4の対比で最も興味ある点は金銀パラジウムのアーチファクトの発生状況であり、FC1で描出された黒い陰影のアーチファクトがFC2, 4に移行するにつれて縮小し、消失する点である。この変化はFCの変更によって生じたものであるから画像のCT値を考慮すればFCと画質の関係はもっと数量的に検討することが可能となる。

2. 1 CT値の計測—粒子径の検討

空気を含めた生体組織のCT値の範囲は-1000から1000程度であるが、今回のように金属を含む資料はこれよりはるかに高いCT値が予測できるから広範囲のCT値の検討が可能である。CT値

はディスプレイ上では最高9,999までしか表示されないが、ヒストグラムの手法を使うと不正確ながらグラフ上で最高20,000までのCT値を読み取ることが可能である。ヒストグラムは画面上で任意の2点を結ぶ直線上の画像のCT値をグラフで描いたものである。

画像のCT値を計測するに当たりまず最初に直径の異なるユーজনールからなるファントム3を用い資料として適切な直径をヒストグラムから検討した(図4)。

グラフでは直径が2 mmから4 mmまでCT値は約8,000から8,600まで上昇するが、5 mm以上では逆に8,000位から低下し、しかも資料の周辺部より中心部のCT値が低くなる現象が観察された¹⁾。これはコントラスト差の大きい物体間で見られるエッジ効果として知られている²⁾。この傾

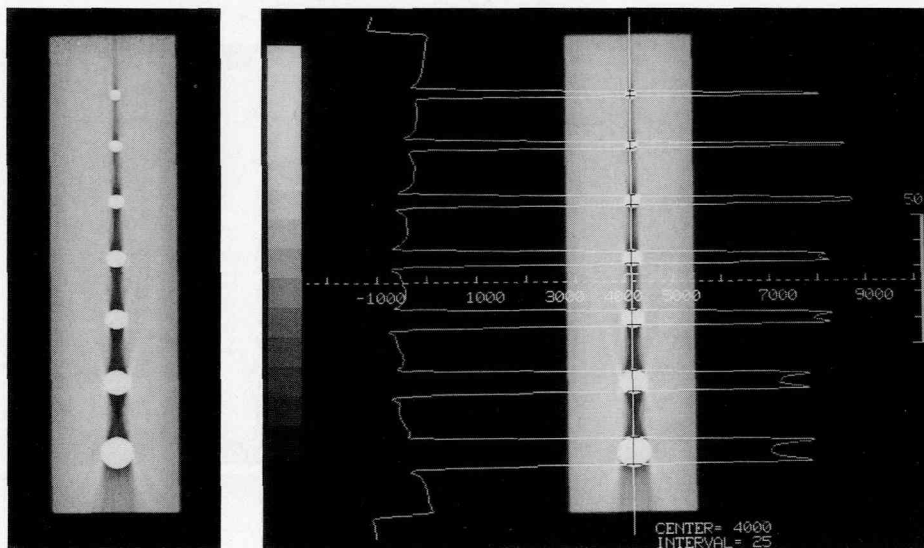


図4：ファントム3の原画像とそのヒストグラム

向は資料の直径の増加とともに顕著になり、直径10 mmでCT値の差は約800、約10%の誤差にも達する。

この結果からCT値の計測に適する資料の直径は4 mm以下と見てよいが、今回の資料には重金属が含まれており資料径の増加は倍加的なアーチファクトの増加と他の資料のCT値への影響を無視できなかったため資料直径を2 mmとした。

直径2 mmの資料のCT値を画像上で計測する場合、partial volumeの影響のない計測可能な数は一画素の大きさ24 cm²/512から計算して4

ないし5点のみである。したがって今回はCT値の定量的な取扱いはせずFCと画質の関係の概略を把握するに留めた。

2. 2 各資料のCT計測値

FCを1から5まで変えた金属、セメント類の計10枚の画像のヒストグラムを基にディスプレイから各資料のCT値を計測した。この際、各資料の計測点が少ないのでFCの変換によってCT計測位置にズレがないように一定した場所で行った(表2)。

金属類のCT値はアルミを除いていずれも高く

表2：各画像再構成関数の切り替えによるファントム1、2の各資料のCT値

| | FC1 | FC2 | FC3 | FC4 | FC5 |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|
| アルミニウム | 2,180 | 1,890 | 900 | 1,690 | 850 |
| 石膏 | 1,400 | 1,220 | 600 | 1,200 | 620 |
| ガッタパーチャ | 14,280 | 12,270 | 5,320 | 10,240 | 5,000 |
| 鉄 | ∞ | ∞ | 13,030 | 19,320 | 10,740 |
| 銅 | ∞ | ∞ | 16,920 | ∞ | 15,240 |
| 金銀パラジウム | ∞ | ∞ | ∞ | ∞ | ∞ |
| りん酸亜鉛 | 14,780 | 13,720 | 4,180 | 12,030 | 4,420 |
| ユージノール | 9,140 | 8,610 | 2,330 | 7,750 | 2,530 |
| グラスアイオノマ | 1,630 | 1,460 | 530 | 1,230 | 540 |
| けい酸 | 1,770 | 1,640 | 490 | 1,450 | 520 |
| アルミン酸 | 10,300 | 9,940 | 2,480 | 9,010 | 2,850 |
| ガッタパーチャ | 14,960 | 13,360 | 5,320 | 11,170 | 4,970 |
| 空気 | -1,030 | -1,030 | -260 | -1,020 | -260 |

表3：ファントム1で鉄、銅、金銀パラジウムの有無による各資料のCT値と主なFC相対比

| | 有・無 | FC1 | FC2 | FC3 | FC4 | FC5 | |
|----------|-----|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| アルミニウム | 有 | 2,180 | 1.19 | 1,890 | 1.20 | 900 | |
| | 無 | 2,610 | | 2,270 | | 930 | |
| 石膏 | 有 | 1,400 | 1.52 | 1,220 | 1.55 | 600 | |
| | 無 | 2,120 | | 1,900 | | 670 | |
| ガッターパーチャ | 有 | 14,280 | 1.09 | 12,270 | 1.10 | 5,320 | |
| | 無 | 15,580 | | 13,490 | | 5,410 | |
| | | FC2/FC1 | FC3/FC1 | FC4/FC1 | FC5/FC1 | FC4/FC2 | FC5/FC3 |
| アルミニウム | 有 | 0.87 | 0.41 | 0.78 | 0.39 | 0.90 | 0.94 |
| | 無 | 0.87 | 0.36 | 0.73 | 0.33 | 0.84 | 0.93 |
| 石膏 | 有 | 0.88 | 0.43 | 0.86 | 0.44 | 0.99 | 1.02 |
| | 無 | 0.89 | 0.31 | 0.76 | 0.31 | 0.85 | 0.99 |
| ガッターパーチャ | 有 | 0.86 | 0.37 | 0.72 | 0.35 | 0.83 | 0.94 |
| | 無 | 0.87 | 0.35 | 0.71 | 0.33 | 0.82 | 0.94 |

20,000を越すものが多く、特に金属パラジウムは全て計測不可能であった。歯科材料ではガッターパーチャと燐酸亜鉛、ユージノールとアルミン酸セメントは互いに似通った、いずれも予想以上の高い数値を示したが、金属が添加されているためと思われる。それ以外ではアルミが高く、ガラスアイオノマーと珪酸セメントと続き、石膏は含気性のためか予想以下の最低の数値を示した。

FC変換による各資料のCT値の変化は画像の印象と全く同じくFC1, 2, 4の群とFC3, 5の群に大別される。CT値は各資料ともFC1で最も高く、FC2, 4と変換するに従って減少している。一方、FC3と5はFC1の群の1/3程度の低い数値が得られた。

2. 3 アーチファクトの影響と各FCの比率

ファントム1からアーチファクトに著しい影響を及ぼした重金属の鉄、銅、金銀パラジウムを取り除き、残った資料のCT値を計測し、表2の数値と比較検討した。さらに主なFC相互間でCT値の比の値を算出した。この比の値をFC相対比とする(表3)。

表3の小数字は重金属撤去後の各資料のCT値の増加率である。これを見ると資料によってかなり相違があるがいずれも明らかな増加を示しており、アーチファクトの発生の原因となる重金属の存在が周囲のCT値を減少させることが分かる。その効果はCT値の高いガッターパーチャでもFC1, 2で約10%に及び、CT値の低い資料ほど顕

著である。またFC変換に伴う各資料の増加率の変わり方はFC1, 2がほぼ同等で最も激しく、それにFC4が続き、FC3と5はわずかな上昇に留まっている。この傾向は先の画像評価に対応するものであるが、FC1と2の間に差が生じなかった点が異なっている。

次にFC相対比は重金属が存在する時は三資料の間でかなりバラツキが見られるが、撤去後にはかなり安定した値に納まっている。また撤去後でガッターパーチャの数値変動が少ないことは比率の安定性の面で特に興味ある。したがって、もしCT値の高いガッターパーチャも撤去したら残ったアル

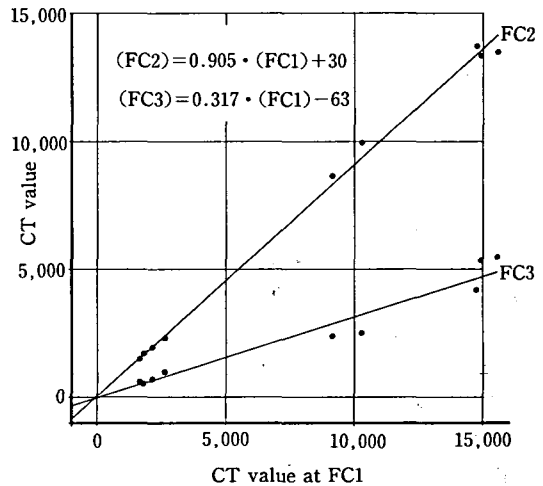


図5：FC1と2, 3とのCT値の対応関係

ミ、石膏はさらに安定し、ガッターチャの示した比率に近づくようにも思われる。

そこで重金属を除いた資料の CT 値を用いて FC 相互の比率を算出してみた。FC1 の各資料の CT 値を関数にして FC2 から 5 までの該当 CT 値をグラフに示した (図 5, 6)。

グラフの各直線の勾配は画像構成時に使用された各関数の比率を表し、FC1 から 5 までの比率は 1.00 : 0.905 : 0.317 : 0.775 : 0.312 となった。しかしアーチファクトの影響がまだ多分に残った状況で、しかもその影響を最も強く受ける FC1 の CT 値を関数とした検討であるから、今回はごく粗く 1.0 : 0.9 : 0.3 : 0.8 : 0.3 と見ておきたい。

この結果に基づき再び画像との対比に戻ると、FC1 から 2, 4 に変更した時の画質の軟らかくなった原因は FC の比率の低下に対応している。比率の低下はいろいろな組織の CT 値の差を減少させ、それが画像のコントラストの低下を招き、ボケにつながる事が分かる。また FC1 から 2, 4 への変換に伴う金銀パラジウムアーチファクトの退行の原因は金銀パラジウム自体の CT 値の低下によって周囲への数値の負荷が軽減されたためである。しかし画像で見られた像の拡大の原因は CT 値の低下と資料周辺部のリング状アーチファクト、エッジ効果等による相互作用の影響とも思われるが現状では定量的なデータに欠けるため今後再検討したい。

さらに画質の硬い FC3 と 5 の画質は FC1 の約 0.3 に CT 値を圧縮したため画像の中間色が抜け、flat で sharp な画質となったと見ることが出来る。同時に CT 値の高い資料で観察されたリングアーチファクトはそれ自体の黒の陰影とファントム周辺の空気陰影との対比から画像全体の濃度が圧縮されたためアーチファクトのみが強調された特異的な画像となったことが分かる。

FC と画像の関係の概略は以上の通りであり、相互に比較すれば画質はかなり変わることが明らかである。しかし臨床の場での FC 関数を選択するかは診断目的によって自ずと決まってくると思う。ここでは FC の選択に際し留意すべき点をまとめてみた。 1) 選択した FC により同一物質の CT 値が変わること、 2) X 線高吸収体は CT 値の下がる FC を選択した方がよいこと、 3) ただし、選択した FC により画像のボケ

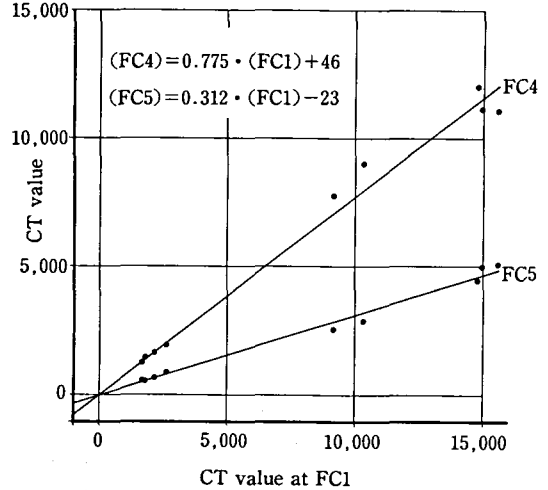


図 6 : FC1 と 4, 5 との CT 値の対応関係

や拡大がありうる事、等である。

3. 試験資料に対する MPAR 処理

ファントム 1, 2, 3 の FC2 の画像を原画像にしてアーチファクトの発生源となった影像に MPAR 処理を施し、アーチファクトの除去効果を試した。アーチファクトは CT スキャン中に収録された金属等による異常に高い X 線吸収データが数値計算の後に周囲の組織や物質の吸収に強い影響を及ぼすために発生する。したがって収録された生 (Raw) データの中から普通の生体組織より異常に高い吸収データを削除ないし予期し得る範囲にまで低減すれば再構成画像のアーチファクトはかなり軽減させることが可能である。MPAR はこのためのソフトであり、処理過程での ROI (関心領域) の設定は設定場所の CT 値を与えるとともに生データの中で該当個所に X 線高吸収データがあるかの確認に用いられる。

今回の実験では MPAR の処理対象となる資料が 3 つの画像とも一画像内に 6, 7 点離れて配置されているから再試行 (MORE) の機能を使い一点一点資料を除去していった。この段階で処理順序や ROI の設定点が変わると様々な処理画像が得られた (図 7, 図 8, 図 10)。

金属資料の入った図 7 は、a は原画像で上から下へと原子番号の低い資料から順に ROI の設定を移動していった時の再構成画像である。この場合、金銀パラジウムの黒い陰影が最後まで残り何回かの再試行の過程で新たに生じたアーチファク

トと既存のアーチファクトが複雑に交錯し、終了時の画像はb, cに比べ変貌が激しい。なおアルミ、石膏はCT値が低いのでいずれでも除去できない。これに対しbは原子番号の高い順に再試行を反復したものであるが、金銀パラジウムと銅の間に太く白い帯状のアーチファクトが、また銅と鉄の間に黒い帯状アーチファクトが残っている。これは最初の金銀パラジウムの除去が銅の吸収データに強い影響を与えたためであることはROI設定中に各資料のCT値を計測した結果から明かである。このようにファントム1では著しいアーチファクトの発生源となる高原子番号の金

銀パラジウムの除去いかんによって最終の画像に大きな差と変化が生じる。cは何回かの再試行の中で最もきれいに除去された画像であるが銅の部分にbの画像と同じ影響が残っている。なお再試行の機能は画像のCT値が5000台になると金属片を発見せずと表示して処理を終了する。

次にセメント類のMPAR処理画像図8 a, bは金属類の図7より資料除去後のアーチファクトの出方が簡潔で、すっきりした処理画像が得られた。ただ除去順序が変わっても磷酸亜鉛の場所には曇りガラス様の鈍い資料の痕跡とアーチファクトが発生する点と最後の除去資料(a:最下段、

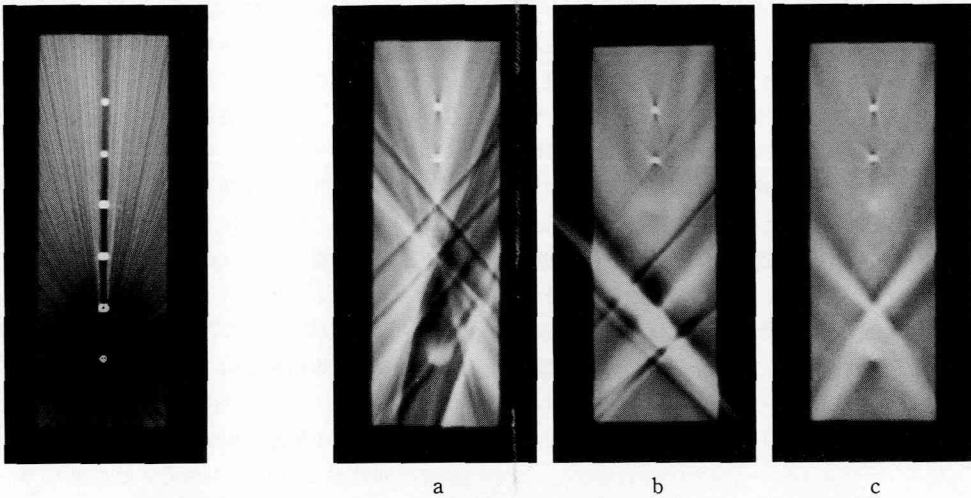


図7：ファントム1の原画像とMPAR処理画像(a, b, c)

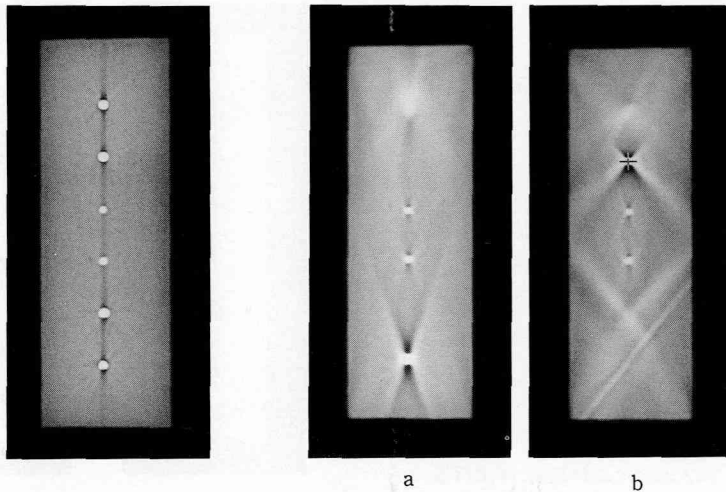


図8：ファントム2の原画像とMPAR処理画像(a, b)

b：2段目)に変形した拡大像が残ることが特徴である。また図7の金銀パラジウムと銅の間で観察された、最初に除去した資料の影響が隣の資料のアーチファクトの発生に大きく関与することがここでも観察されたため再試行毎に各資料のCT値を計測してみた(図9)。

最初にROI設定した磷酸亜鉛が画面から取り除かれるまでの再試行回数は4回で、この間に磷酸亜鉛のCT値は指数関数的に減少していくが、これに最も大きい影響を受けるのは隣のユージノールであり、同じように指数関数的なCT値の減衰を示している。その他の資料は最初の再試行の時のみ減少するがそれ以降は大きな変動を見せない。そして4回目の再試行後、磷酸亜鉛のCT値は6040から一挙に600まで減少し画面から除去されるが、この際ユージノール以外の資料のCT値の変動は100以下に治まるのに隣のユージノールのCT値は600近く低下し磷酸亜鉛除去の影響が隣の資料に最も多く伝達されることが明かである。CT値が5000台になったユージノールは最後まで除去できず、磷酸亜鉛除去の影響を受け継いだ新たなアーチファクトとともに画面に残されたままになる(図8b)。同じことが最下段のガッタパーチャの除去とその上のアルミン酸への影響で観察され、ここではガッタパーチャ除去によりアルミン酸のCT値はその前後で3000も変動する。

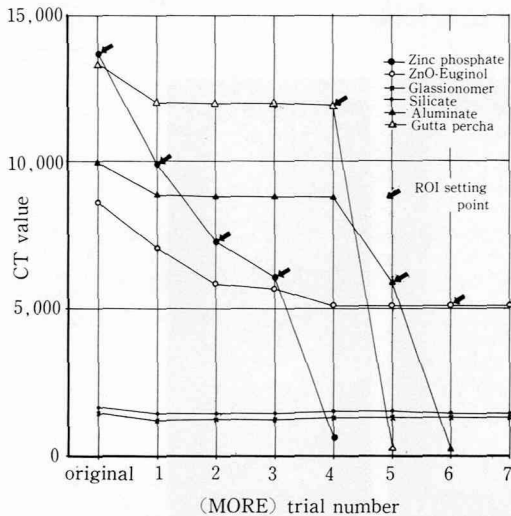


図9：ファントム2におけるMPAR再試行毎の各資料のCT値の変化

図8bでアルミン酸から発している白い帯状のアーチファクトはガッタパーチャ除去の時点で新たに生じたものである。

このようにMPARソフトはROI設定した点と、おそらくその周辺部のX線高吸収の生データを探し、それを一挙に下げず指数関数的に減少させる方式を採用している。これは一挙の減衰によって持たられるかもしれない極端な画像の破壊を最小限に抑止するための措置と思われる。この場合、除去すべきデータの境界部分の判定には絶えず不確定要素が入り込む余地がある。このため何回かのマトリックス処理の繰り返しによって除去の影響が隣の資料に及んだり新たなアーチファクトの生成につながるものと思われる。

近年、ドイツのシーメンス社ではディスプレイ上で除去すべき像をライトペンでトレースし、これから生データ内の高吸収データの位置を求め、吸収データをマークした両隣接点の数値間で一次補間するという方式を開発した³⁴⁾。したがって除去した金属等の像は隣接した組織の濃度と同じくなり、また処理が一回(約2分)で済む点で、より実用性があると思われる。

次にMPARソフトはどれだけの大きさの資料片を処理できるかを検討した。資料としてCT値の高い鉄を用いた時、直径2mmから4mmまでの3点の資料で画像再構成が不可能となった。そこで今回は鉄よりはるかにCT値の低いユージノールを用いて資料片の除去効果を調べた(図

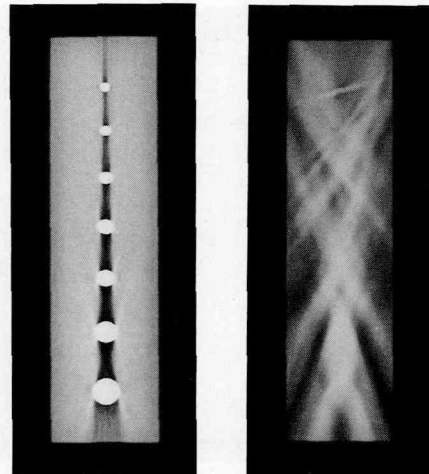


図10：ファントム3の原画像とMPAR処理画像

10).

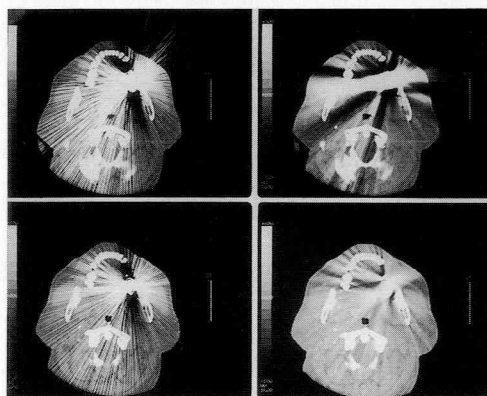
原画像は一列に並んだ各資料の方向に資料片の大きさに応じた太い黒のアーチファクトと個々の資料から僅かな白いアーチファクトが見られる。この画像にMPAR処理をした結果は資料片の直径2 mmから10 mmの範囲で除去順序に関係なく資料は画像から除去された。しかし除去が進むに従って前の資料から継承した不完全な除去の影響は新たなアーチファクトの累積につながり、また資料自身の除去も不完全になって白い痕跡が残るため処理の終わった画像は非常に乱れるという結果になった。

4. 臨床例への応用

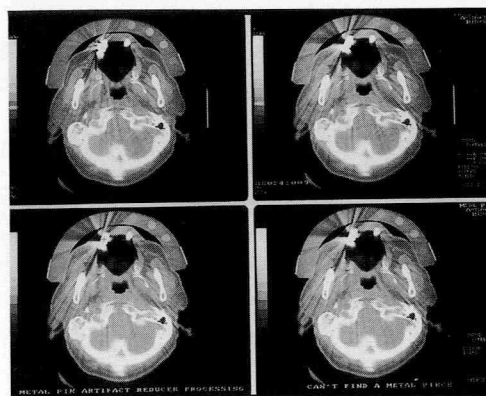
歯科治療した患者の多くは治療歯が数歯に及ぶことが多く、また口腔内には筋肉や脂肪などが存在するため、CT像のアーチファクトの形状はかなり複雑である。図11 aは右下顎大白歯部に装着された金属冠から発生した著しいアーチファクト

が画面全体に及び組織像の大半は読み取ることができない例である。上は咬合面の近く、下はそれより3 mm下方の画像で、アーチファクトの発生量はかなり異なる。おのこのMPAR処理画像を右に並べた。上の画像ではMPAR処理後に新たに発生した白と黒の帯状アーチファクトが組織像の大半を隠している。これに比べ下の処理画像は二次的なアーチファクトの発生が減退し、診断の補助的な役割を果たすと思われる。下の画像でアーチファクトの発生源より5 mmほど前方に見られる金属と思われる白い点はMPAR処理画像の中でかなり拡大されており、この影響で歯列方向に抜け出たアーチファクトは線状から帯状に変化している。

図11 bは骨塩量測定中右上顎4番から発生したアーチファクトがMPAR処理後もあまり画像の改善が見られない例である。原画像のアーチファクトの発生も少ないがMPAR処理像では4番の



a



b

c

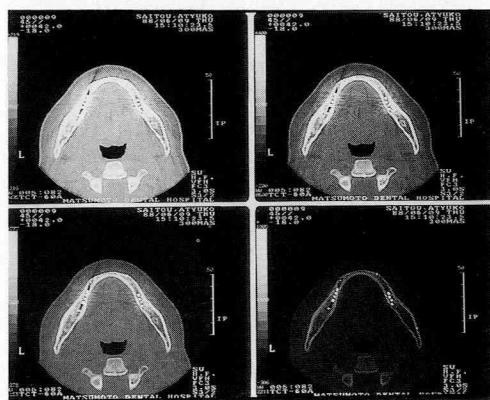


図11：臨床例

- a：金属クラウン歯頸部のMPAR処理効果
- b：骨塩量測定中の4のアーチファクトとMPAR処理効果
- c：インプラント処置、ウィンドウ値及び幅の移動

唇面の一部が除去されたのみでアーチファクトの発生は処理前後で大きな変化がみられない。むしろ処理画像の方が骨塩量測定用ファントム側に濃淡のはっきりしたアーチファクトが広範に延び、測定に支障を来している。

図11cはインプラントの症例のアーチファクトの例であるが、MPAR 処理をせずにウィンドウ値、ウィンドウ幅を変えてアーチファクトの出力を調べたものである。ウィンドウ値を骨レベルに向かって上昇させると画像全体は黒ずんで軟組織は読み難くなるが、アーチファクトは薄れて骨とインプラントの植立状況が観察しやすくなる。

このようにMPAR 処理は観察部位と診断目的のいかんによっては診断上、かなり有益な情報が得られる時もあるが、処理時間が比較的長いため何度かの再試行には難点があるように思われる。臨床の場での処理時間の限界は3分と見てよいのではないか。またMPAR 処理後に残る除去金属等の白い痕跡、再試行によって生じる帯状のアーチファクトの発生を取り除くことは今後の改良点であると思う。これを行うにはMPAR の金属確認レベルを5000台よりはるかに下に取ること、再試行回数を極力減らすことである。

したがって現状ではどうしてもMPAR 処理をしなければならない画像は別として、CT 像にすぐにMPAR 処理を施すよりも障害陰影の画像に支障を来さないウィンドウ値、ウィンドウ幅を任意選択し診断目的に合わせる方がよいと思う。

口腔領域のCT 像は歯牙一つをとってもCT 値は周辺組織よりはるかに高く、これのみでもアーチファクトを発生するが、周辺も全体的にかなり複雑な構造をしていてしかもCT 値の高いものが多いから、アーチファクトの除去は新たなアーチファクトを誘発して非常に難しい部位である。前述のシーメンス社が行った顔面頭部の金属除去の例でもかなりよく除去されたと思われるが、彼らはまだ決して十分とは述べていない⁴⁾。このように歯科領域にとってアーチファクト除去のテーマ

はまだ始まったばかりと考えてよく、CT 装置が歯科領域に普遍的なものになるにつれてアーチファクト除去に対する要望もますます多くなるものと思われ、今後のソフト開発の進展に大いに期待したいと思う。

文 献

- 1) 日本放射線技術会編纂(1979)最新版CT システム入門 コンピュータ断層撮影の理論と実際, 83-96, マグブロス出版, 東京.
- 2) Wegener, O. H.: 高橋睦正, 福井康太郎訳(1985) Whole Body Computerized Tomography 日本語版, 第一刷, 342-343. 日本シェーリング, 大阪.
- 3) D. Felsenberg, W. Kalender, R. Sokiranski, J. Ebersberger and R. Krämer (1988) Reduction of metal artifacts in computed tomography—Clinical experience and results. *Electromedica* **56**, 97-104.
- 4) W. A. Kalender, R. Hebel and J. Ebersberger (1987) Reduction of CT artifacts caused by metallic implant. *Radiology* **164**, 576-7.
- 5) G. H. Glover and N. J. Pelc (1981) An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstruction. *Med. Phys.* **8**, 799-807.
- 6) D. J. Goodnough, K. E. Weaver, H. Costalidou, H. Eerdmans and P. Huysmans (1986) A new software correction approach to volume averaging artifacts in CT. *Comput. Radiol.* **10**, 87-98.
- 7) C. E. Cann (1987) Quantitative CT applications: Comparison of current scanners. *Radiology* **162**, 257-261.
- 8) D. D. Robertson, P. J. Weiss, E. K. Fishman, D. Magid and P. S. Walker (1988) Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **12**, 236-241.
- 9) D. D. Robertson, E. K. Fishman, P. S. Walker, D. Magid, J. W. Granholm and P. J. Weiss (1988) Advanced CT imaging methods: Applications to orthopaedic surgery of the hip. *Electromedica* **56**, 24-29.