

## Dual Energy Quantitative Computed Tomography による 下顎骨骨塩密度測定に関する基礎的研究

田 口 明\*

### The Basic Study on Measurement of Bone Mineral Density of Mandible with Dual Energy Quantitative Computed Tomography

Akira Taguchi

(平成4年1月13日受付)

#### 緒 言

近年、下顎骨における骨移植やインプラント等の技術の発達に伴い、骨の状態や術前術後の骨変化をより正確に捉えることが必要になってきている。また以前より、骨代謝疾患の骨変化が下顎骨で早期に現れると言われており<sup>1-4)</sup>、下顎骨の骨塩密度 (Bone Mineral Density; 以下 BMD と略す) をより定量的に把握する手法が望まれている。

従来顎口腔領域では、非侵襲的に骨変化を捉える方法として、単純X線写真での視覚的評価法や骨形態計測学的評価法<sup>5-7)</sup>、photodensitometry 法<sup>8)</sup>、骨梁構造の定量解析法<sup>9-11)</sup>、digital subtraction 法<sup>12,13)</sup>、骨シンチグラフィー動態解析法<sup>14)</sup>、single photon absorptiometry 法<sup>15,16)</sup>、dual photon absorptiometry 法<sup>17,18)</sup>等が用いられてきた。しかし、これらは2次元の平面投影法であるため、骨代謝回転の異なる皮質骨と海綿骨を区別できず<sup>19)</sup>、また手法によっては、反対側顎骨や頸椎が重なることにより、評価可能な部位が限定されるという点で問題が残る。

これに対し、Genant ら<sup>20)</sup>により考案され、腰椎・大腿骨等で広く用いられてきた定量的コンピュータ断層撮影法 (Quantitative Computed Tomography; 以下 QCT と略す) を用いれば、骨の3次元の構築を捉え、しかも皮質骨と海綿骨を分離して定量することができ、腰椎等の骨塩密度に大いに貢献した。QCT は、下顎骨の BMD 測定にも非常に有用な方法であると思われるが、その応用には幾つか問題がある。というのは、QCT では、校正用ファントム (骨塩類似物質) を対象骨と同時に撮影し、校正用ファントムの CT 値と密度の回帰式を求めた後、対象骨内に関心領域 (Region of Interest; 以下 ROI と略す) を設定し、ROI 内の CT 値を回帰式に当てはめることにより BMD を校正用ファントム当量密度として算出する (図1) が、その値は、様々な因子の影響を受けて変動することが知られている。下顎骨は腰椎と比較して皮質骨が厚く、海綿骨の骨梁構造もより不均一である等腰椎と

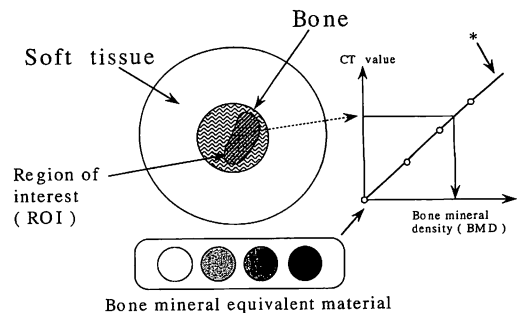


図1 QCT の基本原理。

\* は骨塩類似物質の回帰直線を表す。

\* 広島大学歯学部歯科放射線学講座 (主任: 和田卓郎教授) 本論文の要旨は、日本歯科放射線学会第14回九州、第25回関西合同地方会 (平成元年11月)、第23回広島大学歯学会総会 (平成2年6月)、第31回日本歯科放射線学会総会 (平成2年10月)、同学会第16回九州、第27回関西合同地方会 (平成2年11月)、第9回国際歯顎顔面放射線学会 (平成3年6月, Hungary) および日本歯科放射線学会第18回九州、第29回関西合同地方会 (平成3年11月) において発表した。

種々の点で異なり、腰椎の骨塩測定によって明らかになってきた精度、再現性をそのまま下顎骨に当てはめることはできない。また、腰椎の骨塩測定にあたり様々な ROI 設定法が考えられてきたが<sup>21-23)</sup>、腰椎は海綿骨の容積が大きく周囲の皮質骨部は非常に薄い。ところが下顎骨では逆に海綿骨の容積が小さく、周囲の皮質骨の厚さは非常に厚い。このため下顎骨に ROI を設定する場合、できるだけ大きく設定する必要がある。そこで ROI 設定時に皮質骨と海綿骨の境界を明らかにしなければならないが、従来の基準により ROI 設定を行っても、僅かな ROI 設定のずれにより測定値が大きく変化してしまう。すなわち、この皮質骨と海綿骨の境界を容易に設定できる ROI 設定法の確立がなされなければならないが、QCT を下顎骨に臨床応用することはできない。

本研究の目的は、下顎骨の骨塩定量を QCT で行う際に影響を与える因子を実験的に検討し、下顎骨における QCT の精度 (accuracy)・再現性 (precision) を推定し、下顎骨 QCT を定量法として確立することである。またその臨床応用のため、新しい ROI 設定法を提案し、その有用性を検討し、さらに健常者の下顎骨 BMD についての検討を試みた。

### 実験方法

#### I. 装置と材料

本研究で用いた CT 装置は、Siemens 社製 Somatom DR-H である。被曝線量測定には、デジタル照射線量計 192 型 (Capintec 社製) 及びその chamber として PC-49 CT chamber (Capintec 社製) を用いた。校正用ファントムには、0 mg/ml 及び 200 mg/ml の 2 種類のハイドロキシアパタイトファントム<sup>24)</sup> (Siemens 社製) を用いた。骨ファントムとしては、表 1 の 6 種類の直径 3 cm の CaCO<sub>3</sub> rod (京都科学標本社製)、乾燥下顎骨 (4 体)、校正用ファントムの 200 mg/ml (以下 HA ファントムと呼ぶ) 及び非イオン系造影剤 Iopamiron<sup>®</sup> (Schering AG West Germany) を用いた。また軟組織ファントムとして、水を満たしたアクリル円筒容器 (直径 20 cm) 及びアクリル容器 (15 cm × 20 cm × 20 cm) を用いた。人体脂肪等価物質としては 80% ethanol を用いた。頭部ファントム

表 1 ウレタン系樹脂を base とした CaCO<sub>3</sub> の重量比と含有量

weight %	10	20	30	40	50	60
CaCO <sub>3</sub> content (mg/cm <sup>3</sup> )	119.6	273.4	461.2	683.0	939.0	1229.0

には Sectional phantom (Alderson 社製) を、被曝線量測定用ファントムには直径 20 cm のアクリル円筒 (Capintec 社製) を用いた。

#### II. QCT の影響因子に関する基礎的検討項目及び検討方法

下顎骨 QCT に影響を及ぼす因子として、表 2 に示す項目について検討した。スキャン条件は特に記さない限り、125/85 kV, 410 mAs, 720 projection, スライス厚 2 mm とし、ROI 設定は直径 2.0 cm の円形 ROI

表 2 QCT の影響因子に関する基礎的検討項目

- 1 基本的因子
  - (1) 直線性
  - (2) CT 装置に由来する日内、日差再現性
  - (3) 患者テーブルの上下動による測定値の変動
- 2 線質硬化に関する誤差因子
  - (1) 硬組織厚の変化に伴う測定値の変動
  - (2) 軟組織厚の変化に伴う測定値の変動
  - (3) 頭部の大きさに伴う測定値の変動
- 3 Noise に関する再現性の変動因子
  - (1) スライス厚に伴う再現性の変動
- 4 骨髄内脂肪に関する誤差因子
- 5 下顎骨の位置決め再現性
- 6 ROI 設定による誤差因子
  - (1) 円形 ROI の大きさに伴う測定値の変動
  - (2) 不定形 ROI の大きさに伴う測定値の変動

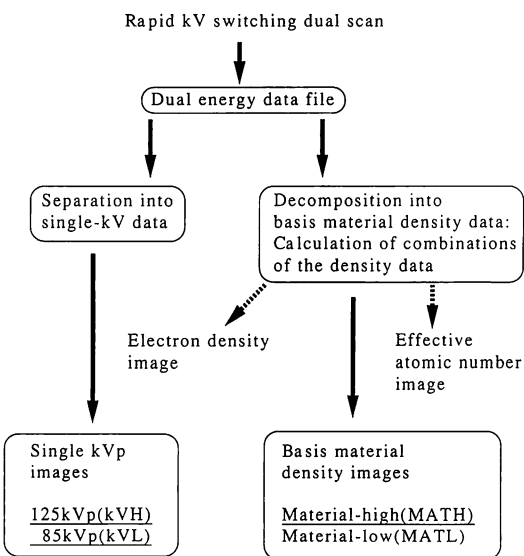


図 2 本実験に用いた DEQCT の流れ図。

Material-high はカルシウム等価画像, Material-low は水等価画像を表す。(Kalender らより改変)

を用いた。QCT は、125/85 kV の dual energy QCT (以下 DEQCT と略す)<sup>25,26)</sup> を用い、それから得られる 125 kV, 85 kV の single energy QCT (以下 SEQCT と略す) 画像及びカルシウム等価 (material high; 以下 MATH と略す) 画像について検討した (図 2)。なお今後使用する測定値とは CT 値を基にして計算した BMD を意味する。

### 1. 基本的因子

#### (1) 直線性 (CT 値 と $\text{CaCO}_3$ rod 密度の相関性)

$\text{CaCO}_3$  rod を、水で満たしたアクリル円筒容器の辺縁から 2 cm の位置に  $45^\circ$  毎に同心円状に固定して (図 3; 以下円筒ファントムと呼ぶ) スキャンを行い、 $\text{CaCO}_3$  密度と CT 値 (MATH 画像では Ca 等価値) との相関性を検討した。

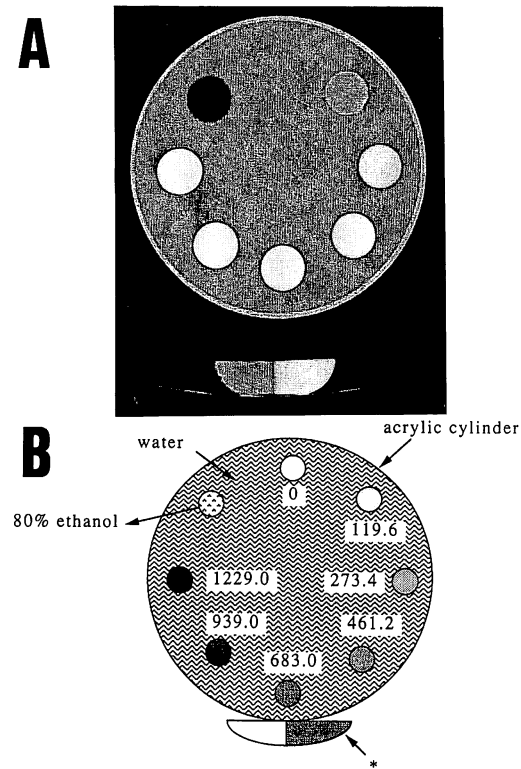


図 3 円筒ファントムの CT 像 (A) とその模式図 (B)。模式図中の数字は、各 rod の密度 ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ) を表す。また校正用ファントム (\*) は、0 及び 200  $\text{mg}/\text{ml}$  のハイドロキシアパタイトから成る。

#### (2) CT 装置に由来する日内、日差再現性

日内再現性は、円筒ファントムを 1 時間間隔で 8 回スキャンし、また日差再現性は、円筒ファントムを 1 週間間隔で 8 回スキャンして得られた各 8 つのデータ

の変動係数について検討した。

#### (3) 患者テーブルの上下動による測定値の変動

円筒ファントムがガントリーの中心及び上下の移動限界 (上下間距離は 7.0 cm) に位置する時の測定値の変動を検討した。

### 2. 線質硬化に関する誤差因子

#### (1) 硬組織厚の変化に伴う測定値の変動

30%  $\text{CaCO}_3$  rod (直径 3 cm) の周囲にセルロイドを円錐状に巻き、その中へ 20% Iopamiron<sup>®</sup> (CT 値 1800 HU: 皮質骨密度に相当) を入れ (図 4), rod 周囲の Iopamiron<sup>®</sup> 厚が 0~2.5 mm まで 0.5 mm 間隔で変化するように rod の軸に垂直にスキャンした。得られた 6 画像について、rod のほぼ中央に直径 2.5 cm の円形 ROI を設定し、周囲の Iopamiron<sup>®</sup> 厚の変化と ROI 内の測定値との関係について評価した。

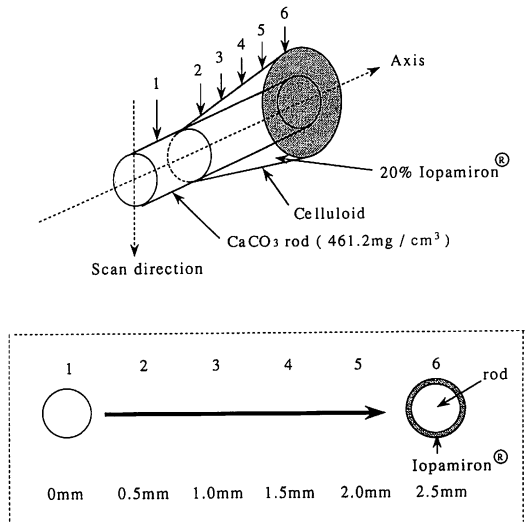


図 4 海綿骨周囲を取り巻く皮質骨を模したファントム。

破線内の模式図は、rod の軸に垂直に 1-6 までスキャンした時の画像を示す。1-6 まで、周囲の Iopamiron<sup>®</sup> 厚は 0.5 mm 毎に 0-2.5 mm まで変化する。

#### (2) 軟組織厚の変化に伴う測定値の変動

水を満たしたアクリル円筒容器に HA ファントムを入れ、辺縁からの距離を 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 mm に変化させた時の HA ファントム内に ROI を設定し (図 5A)、距離と測定値との関係について評価した。

#### (3) 頭部の大きさに伴う測定値の変動

水を満たしたアクリル容器の底面から 2 cm の位置に HA ファントムを固定し、水位を 10, 11, 12, 13,

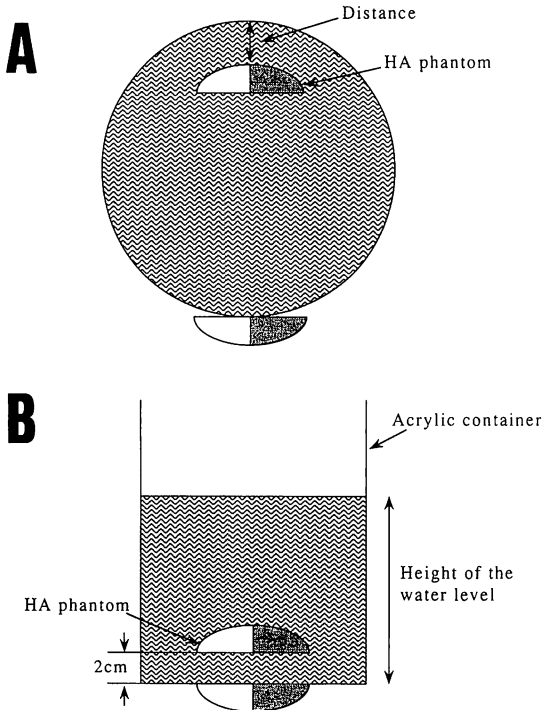


図5 軟組織モデル (A) と頭部の大きさモデル (B) の断層像の模式図。

14, 15, 16, 17 cm と変化させた時の HA ファントム内に ROI を設定し (図 5B), 水位と CT 値及び測定値との関係について評価した。

### 3. Noise に関する再現性の変動因子

#### (1) スライス厚に伴う再現性の変動

10%, 30% の  $\text{CaCO}_3$  rod についてスライス厚を 2, 4, 8 mm と変化させ, rod 内に設定した ROI の再現性を著者らの方法<sup>27)</sup>に従い評価した。

#### 4. 骨髓内脂肪に関する誤差因子

水を満たしたアクリル円筒容器内に, 周囲をパラフィンワックスで密封した乾燥下顎骨を固定し, 下顎骨の骨髓内に水を満たしてスキャンした後, 骨髓内の水を抜き, 80% ethanol に置換してスキャンした (図 6)。スキャンは下顎下縁に平行に下顎骨体部を 2 mm 毎に 5 回行い, 水及び ethanol を満たした時の各々同一部位に不定形 ROI を設定し, BMD の比較を行った。ROI は各スライスについて 2 箇所設定し, 計 4 体の乾燥下顎骨を用いて測定した。

評価法は図 7 に示した通りで, 横軸に水を満たした時の測定値を, 縦軸に ethanol を満たした時の測定値をとり, データの回帰直線と直線  $y=x$  との一致の程度を ethanol の影響として評価した。

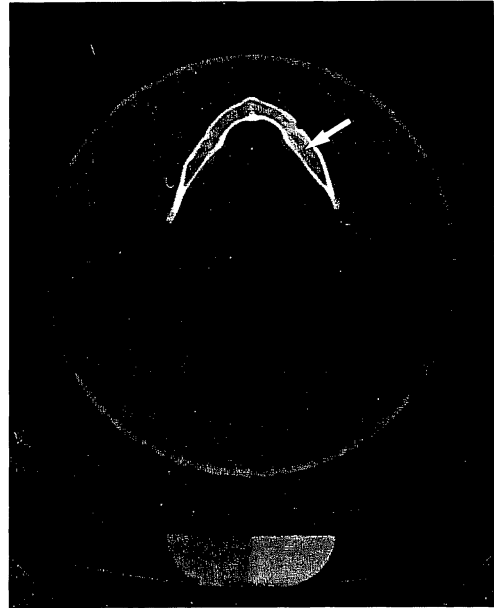


図6 乾燥下顎骨の CT 像。  
骨髓内 (←) の物質の変化による影響をみる。

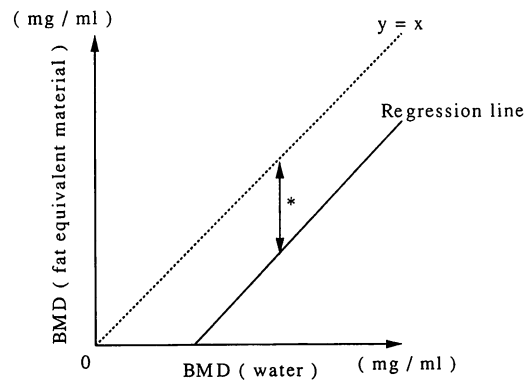


図7 脂肪等価物質による影響の評価法。  
\* は影響量を示す。

### 5. 下顎骨の位置決め再現性

頭部ファントムの左右外耳孔に CT 装置の光ビームを位置づけ, 図 8 のように topogram を撮影し, 下顎下縁に平行に第 1 大臼歯の近心根尖の位置にスライス面を合わせてスキャンを行い, これを基準面とした。以後基準面に対するスキャン面のずれを評価するため, 基準面の前歯部及び左右臼歯部皮膚表面に, 鉛点 (直径 1 mm の鉛円盤) を各々 2 個ずつ計 6 個つけてスキャンを行い, 基準面からの鉛点のずれを測定した。測定は 1 日間隔で 20 日間に亘って行い, ずれの平均値を求めた。

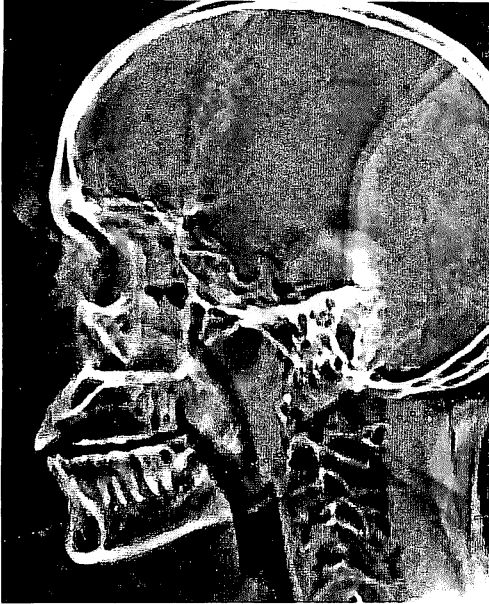


図8 頭部ファントムの側面像 (topogram).  
破線はスライス面を示す。

#### 6. ROI 設定による誤差因子

(1) 円形 ROI の大きさの変化に伴う測定値の変動  
円筒ファントム (図 3) の 10% (低 BMD), 30% (中 BMD), 50% (高 BMD) の  $\text{CaCO}_3$  rod (直径 3.0 cm) に対し直径 5, 10, 15, 20, 25, 26, 27, 28, 29,

30 mm の計 10 種類の円形 ROI を設定して、ROI の直径と測定値との関係について評価した。

#### (2) 不定形 ROI の大きさに伴う測定値の変動

水を満たしたアクリル円筒の辺縁から 2 cm の位置に HA ファントムを固定してスキャンし、125 kV 画像上で不定形 ROI をファントムとほぼ相似形に 12 種類設定し、面積と測定値との関係について評価した。

### III. QCT の影響因子に関する臨床的検討項目及び 検討方法

#### 1. 新しい ROI 設定法の確立

海綿骨と皮質骨の境界は、CT 値が急激に変化するところであるため、データを微分することにより境界が明らかになると考えられた。そこで ROI 設定に本 CT 装置付属の微分フィルタを使用することを試みた。図 9 は 125 kV の原画像とその微分画像を示すが、海綿骨、皮質骨への ROI 設定は各々 1, 2 の黒い領域に十分大きく行う (図 9B)。なお微分フィルタの画像条件は、window 900, center -200 とした。

#### (1) 本 ROI 設定法における基礎的変動因子の影響

基礎的検討の ROI 設定による誤差因子の項の結果に本法を適用し、本 ROI 設定法により測定値が異なる値をとるかについて検討した。

#### (2) 下顎の皮質骨が本 ROI 設定法に及ぼす影響

図 4 の 6 つの画像について、皮質骨と海綿骨を基準

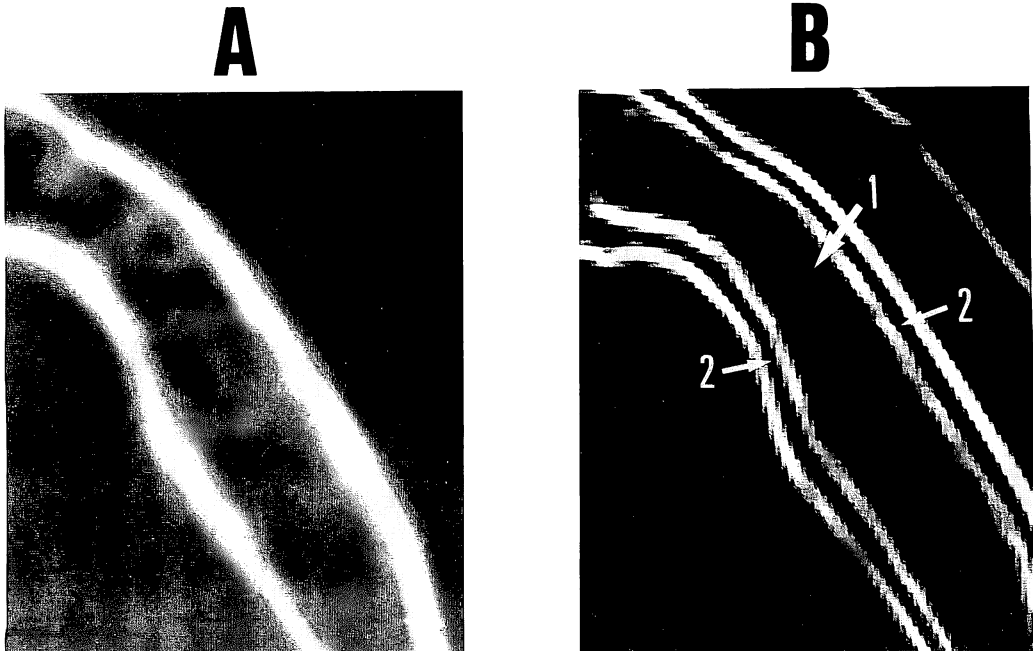


図9 125 kV 原画像 (A) とその微分画像 (B)。

微分画像の 1, 2 の黒い領域は各々海綿骨、皮質骨領域を表す。

とした ROI 設定法と本 ROI 設定法での Iopamiron<sup>®</sup>の厚みに対する測定値の変動の違いを評価した。

## 2. 本法を用いた精度・再現性の臨床的推定

被検者としては骨代謝疾患を有せず、第二大臼歯までの歯牙の喪失がない、男性17名(14~60歳, 平均35.6歳), 女性15名(23~63歳, 平均39.3歳)の計32名のボランティアで、臼歯部根尖下1~5mmの領域を1mm毎に5スキャンを行った。

### (1) 線質硬化現象が測定値の精度に及ぼす影響

まず本 ROI 設定法を用いて、図10の HA ファントムの BMD を測定した。上記の被検者の 125 kV 画像のうち、根尖下1mmスライスの画面上で、軟組織厚(前歯部正中部, 左右臼歯部の最大厚の3点)を計測し、平均軟組織厚を求めた。また、同画面上で頭部の断面積を計測し、平均断面積を算出した。

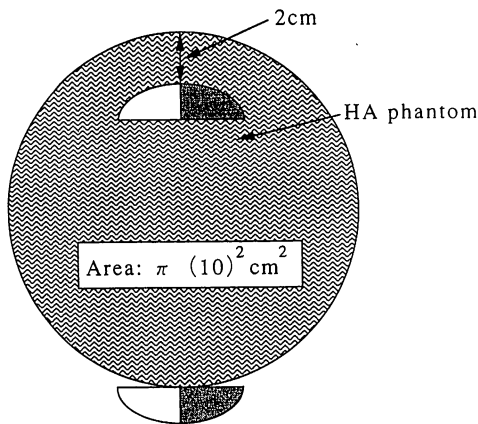


図10 線質硬化測定用ファントムの断層像の模式図。  
HA ファントムの辺線からの距離は 2 cm, 面積は  $\pi(10)^2 \text{ cm}^2$ . HA ファントムの真値は 200 mg/ml.

以上より得られた人体の平均軟組織厚及び断面積を各々  $W \text{ cm}$ ,  $S \text{ cm}^2$ , その標準偏差を  $w \text{ cm}$ ,  $s \text{ cm}^2$  とし、軟組織厚 1 cm, 断面積  $1 \text{ cm}^2$  増加当りの線質硬化の影響量を  $X \text{ mg/ml}$ ,  $Y \text{ mg/ml}$  とする。図10の HA ファントムの測定値を  $H$  とすると、人体の平均値をもつファントムでの BMD の推定値  $H'$  は、

$$H' = H \pm X \times (2 - W) \pm Y \times (\pi(10)^2 - S) \text{ (mg/ml)} \dots (1)$$

となり、精度は

$$| |200 - H'| / 200 | \times 100 (\%) \dots (2)$$

と表される。±については、厚みあるいは断面積の増加に伴い測定値が減少を示す場合は +, 増加を示す場合は - とする。

一方皮質骨の影響は、皮質骨厚を最大 3 mm と仮定

して<sup>28,29)</sup>, 新しい ROI 設定法の項で得られた結果から精度を算出した。即ち、皮質骨を有している場合と有していない場合の測定値の誤差を  $C\%$  とすると、海綿骨での全ての線質硬化の因子を考慮した精度は、

$$| |200 - H'| \times (100 - C/100) | / 200 | \times 100 (\%) \dots (3)$$

で表され、この式を用いて皮質骨の影響を加味した精度を算出した。また個人の頭の大きさによる変動範囲は標準偏差の2倍をとることにより、

$$2 \times (w \times X + s \times Y) \text{ (mg/ml)} \dots (4)$$

として計算した。

### (2) 下顎骨の位置決め誤差による測定値の誤差

測定対象部位は、3等分した下顎骨の前1/3(前歯部領域, A), 中1/3(臼歯部領域, P)の左右計4領域である(図11)。対象骨は、28名の左右下顎骨と疾患及び歯根の存在により測定に適さなかった4名の片側下顎骨を除いた60部位である。測定は臼歯部根尖下1~5mmの5スキャン全部について行い、隣接するスライス間の BMD の差の平均を算出し、基礎的検討での位置決め誤差の結果を基に、測定値の位置決めによる誤差を評価した。

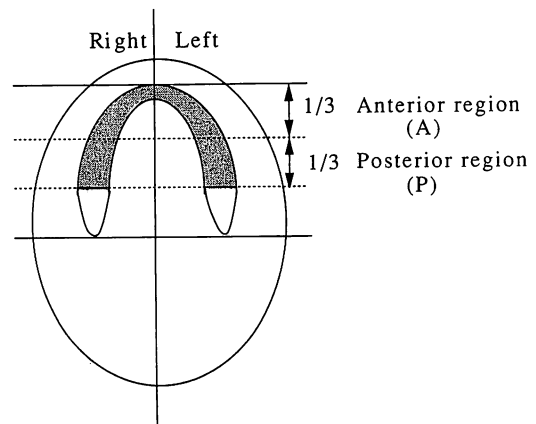


図11 下顎骨の測定対象部位。

### (3) 骨髄内脂肪が測定値の精度に及ぼす影響

基礎的検討の骨髄内脂肪の影響の結果及び人体の平均 BMD から、下顎骨骨髄内脂肪の影響を推定した。各被検者の BMD は5スライスの平均とした。

脂肪の影響は骨髄内脂肪の割合に比例すること<sup>30)</sup>から、骨髄内成分に全く影響を受けなかった時の値(これを真値とする)を  $T \text{ mg/ml}$ , 骨髄内脂肪の割合を  $F\%$ , 基礎的検討での回帰直線の  $y$  切片の絶対値を  $MATH$ , 125 kV 画像で各々  $A \text{ mg/ml}$ ,  $B \text{ mg/ml}$  とすると、脂肪  $F\%$  での  $MATH$  画像における影響量は

$$A \times F / 100 \text{ (mg/ml)}$$

より、測定値は

$$\{T - A \times F / 100\} \text{ (mg/ml)} \quad \dots(5)$$

となる (図7)。同様に 125 kV 画像では

$$\{T - B \times F / 100\} \text{ (mg/ml)} \quad \dots(6)$$

が測定値となる。ただし本研究では、回帰直線がほぼ  $y=x$  と平行であると仮定し、 $A, B$  (mg/ml) は脂肪が骨髄内を100%満たしている時の誤差量で近似した。この計算値と実測値 (これを  $H_{\text{MATH}}, H_{125\text{kV}}$  とする) との対比により、脂肪の影響を算出するが、125 kV 画像では線質硬化の影響も含まれることから、数式(3)により得られた影響量を  $E\%$  として対比した。即ち、

$$\begin{cases} T - A \times F / 100 = H_{\text{MATH}} \\ T \times (1 - E / 100) - B \times F / 100 = H_{125\text{kV}} \end{cases} \quad \dots(7)$$

の連立方程式が得られる。これから、真値及び脂肪量を計算し、精度を推定した。

### 3. 健常下顎骨 BMD の左右対称性並びに年齢因子の検討

被検者は、男性22名 (14~60歳, 平均37.3歳), 女性23名 (23~70歳, 平均42.5歳) の計45名である。測定は図11の前歯部, 臼歯部の海綿骨, 頰側皮質骨について行った。海綿骨は根尖下 1~5 mm の 5 画像の平均値を用い, 皮質骨は根尖下 5 mm の 1 画像について BMD を検討した。

#### (1) 左右の対称性

被検者のうち, 片側下顎骨が疾患及び歯根の存在により測定に適さなかった 4 名を除いた 41 名を対象とし, 125 kV 画像上で左右の対称性を検討した。

#### (2) 年齢と BMD との関係

海綿骨の BMD については, 局所の影響を除くため表 3 の条件を満たす男性 19 名, 女性 20 名を選び, 125 kV 画像及び 85 kV 画像について検討した。皮質骨は全例 45 名の 125 kV 画像について行った。海綿骨, 皮質骨共に前歯部及び臼歯部の平均値を用いた。

表 3 海綿骨領域測定時の条件

CT 上で局所的に骨硬化あるいは骨吸収像を呈するものは

- (1) 片側のみならば健側の BMD を代表
- (2) 両側ならばデータ除外
- (3) 両側共なければ左右を平均

## IV. 被曝線量の測定

線量測定用アクリル円筒ファントムの辺縁部 (表面から 3 mm) 及び中心部に chamber を挿入し, ファン

トムに垂直にスキャンを行い, デジタル照射線量計にて 1 スキャン当りの被曝線量を 3 回測定した。スキャンは dual scan (2 mm 厚, 410 mAs) の他に, ① 4 mm 厚, 410 mAs, ② 2 mm 厚, 410 mAs, ③ 2 mm 厚, 550 mAs の条件の 125 kV single scan も行った。

## V. 統計的解析

軟組織の大きさ, 硬組織厚及び軟組織厚と BMD との相関については Pearson の相関係数を求め, 有意性の検定を行った。スライス厚による再現性については等分散性の検定 (F 検定) により有意性を検定した。健常下顎骨の左右対称性については, paired t-test により左右の有意性を検定し, 相関係数を求めて対称性の程度を評価した。年齢層による BMD の差については Bartlett test を行い, one-way ANOVA または Kruskal-Wallis test を用いて有意性の検定を行った。

## 結 果

### I. QCT の影響因子に関する基礎的検討

#### 1. 基本的因子

##### (1) 直線性

$\text{CaCO}_3$  の密度と CT 値または Ca 等価値との間には, 相関係数 0.99 以上の高い相関性が認められた (図12)。

##### (2) CT 装置に由来する日内, 日差再現性

表 4 に示すように日内再現性の平均は 125 kV, 85 kV, MATH 画像で各々 0.3, 0.9, 3.0%, 日差再現性の平均は各々 0.6, 0.8, 3.4% であった。また低 BMD 領域では再現性が悪くなる傾向がみられた。

##### (3) 患者テーブルの上下動による測定値の変動

表 5 に示すように測定値の変動は 125 kV, 85 kV, MATH 画像について平均で各々 0.3, 0.4, 2.1% と非常に少なかった。

#### 2. 線質硬化に関する誤差因子

##### (1) 硬組織厚の変化に伴う測定値の変動

図13に結果を示した。SEQCT 画像では, Iopami-ron<sup>B</sup> の厚みと測定値との間に高い相関がみられ ( $p < 0.01$ ), 厚みが増すにつれ測定値の減少が認められた。減少率は 1 mm につき 1.6~1.7% であった。MATH 画像では, 厚みと測定値との間に相関はみられなかった。

##### (2) 軟組織厚の変化に伴う測定値の変動

SEQCT 画像では, 辺縁からの距離と測定値との間に高い相関が見られ ( $p < 0.01$ ), 距離が離れるにつれ測定値の減少が認められた。減少率は 1 cm につき約 1.3 mg/ml であった。MATH 画像では, 距離と測定値の間に相関を認めなかった (図14)。

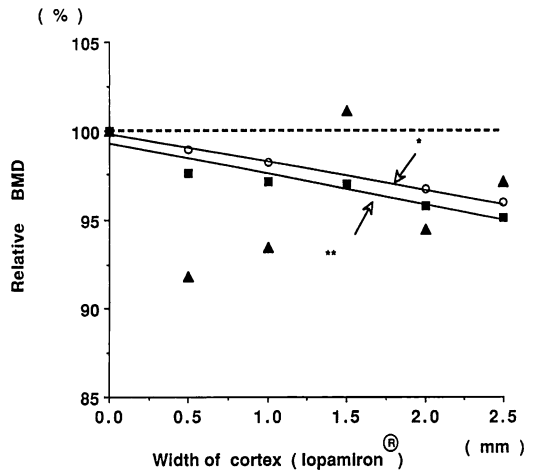
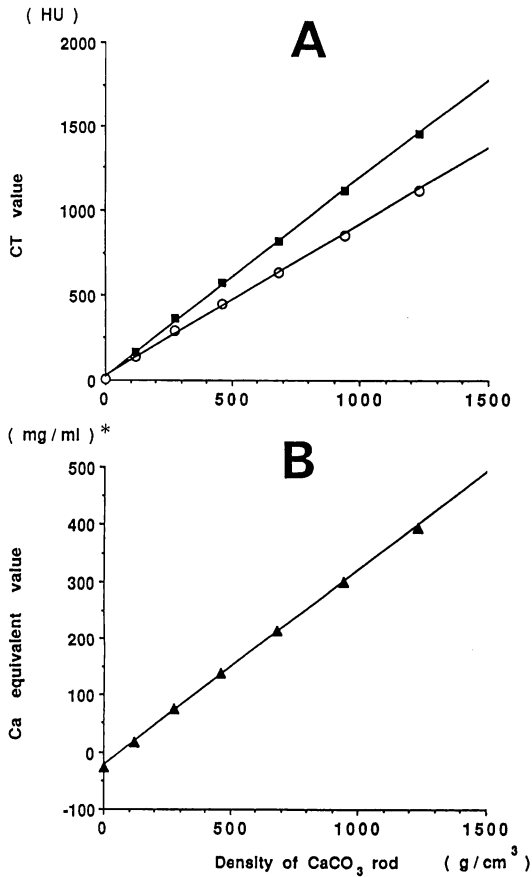


図13 Iopamiron<sup>®</sup>の厚みとBMDとの関係。  
 縦軸は厚み0mmの時のBMDに対する各BMDの相対値を表す。  
 ○：125 kV，■：85 kV，▲：MATH。  
 \*：125 kVの回帰直線， $y=99.8-1.6x$  ( $r=0.98$ )。  
 \*\*：85 kVの回帰直線， $y=99.2-1.7x$  ( $r=0.95$ )。

図12 CaCO<sub>3</sub>の密度とCT値(A)及びCa等価値(B)との関係。  
 ○：125 kV，■：85 kV，▲：MATH。  
 \* mg/mlは水酸化アルミニウム当量の骨塩密度を表す(以下の図でも同様)。

表4 日内(Scan-to-scan)，日差(Day-to-day)再現性

	Method	weight % of CaCO <sub>3</sub> rod						Average
		10	20	30	40	50	60	
Scan-to-scan precision	125 kV	0.5	0.3	0.3	0.1	0.3	0.3	0.3
	85 kV	1.1	1.0	1.5	0.7	0.7	0.6	0.9
	MATH	6.2	2.7	2.3	2.3	2.5	2.2	3.0
Day-to-day precision	125 kV	1.6	0.8	0.5	0.2	0.2	0.3	0.6
	85 kV	1.5	0.8	0.6	0.8	0.7	0.6	0.8
	MATH	5.7	3.0	2.4	3.3	3.1	2.9	3.4

各値は変動係数(%)を表す

表5 テーブルの上下動によるBMDの変動

Method	weight % of CaCO <sub>3</sub> rod						Average
	10	20	30	40	50	60	
125 kV	0.6	0.4	0.3	0.2	0.0	0.3	0.3
85 kV	0.2	0.2	0.6	0.4	0.3	0.4	0.4
MATH	7.1	2.5	0.5	0.8	0.7	1.1	2.1

各値は変動係数(%)を表す



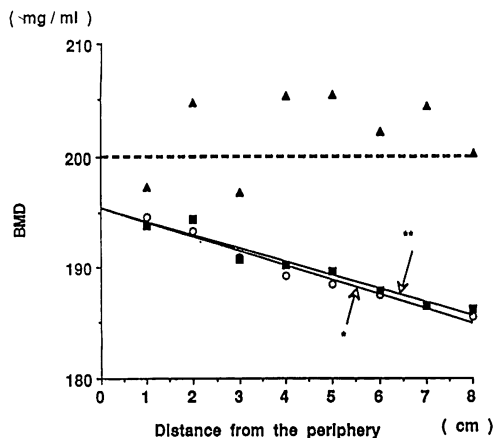


図14 辺縁からの距離と BMD との関係。  
破線は HA ファントムの真値を示す。  
○ : 125 kV, ■ : 85 kV, ▲ : MATH.  
\* : 125 kV の回帰直線,  $y=195.3-1.3x$  ( $r=0.98$ ).  
\*\* : 85 kV の回帰直線,  $y=195.5-1.2x$  ( $r=0.97$ ).

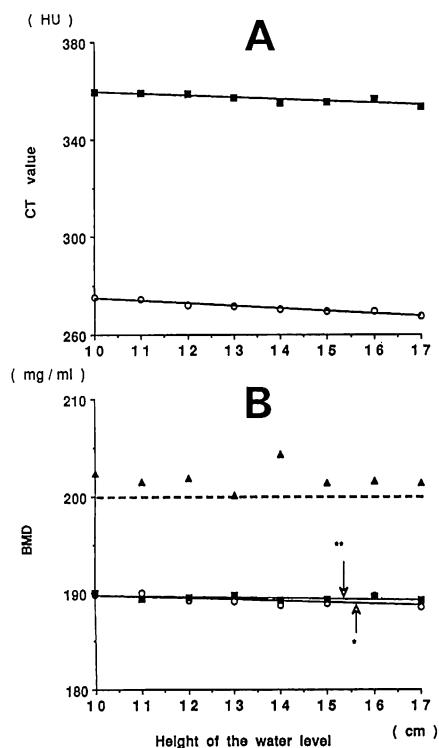


図15 水位と CT 値 (A) 及び BMD (B) との関係。  
破線は HA ファントムの真値を示す。  
○ : 125 kV, ■ : 85 kV, ▲ : MATH.  
\* : 125 kV の回帰直線,  $y=191.2-0.1x$  ( $r=0.64$ ).  
\*\* : 85 kV の回帰直線,  $y=190.4-0.1x$  ( $r=0.60$ ).

### (3) 頭部の大きさに伴う測定値の変動

水位と CT 値との関係では, SEQCT 画像で高い相関がみられ ( $p<0.01$ ), 水位が増すに従い CT 値の僅かな減少がみられた (図15A)。水位と測定値との関係では, SEQCT 画像で水位の増加に従い測定値が減少傾向を示したが, 高い相関は認めなかった ( $p<0.10$ )。MATH 画像では, 水位と測定値の間に相関は認めなかった (図15B)。

### 3. Noise に関する再現性の変動因子

#### (1) スライス厚に伴う再現性の変動

結果を図16に示した。10%  $\text{CaCO}_3$  rod (低 BMD) では, 125 kV 画像について 2 mm 厚, 4 mm 厚, 8 mm 厚間で有意差は認めなかった (図16A)。85 kV 画像では, 一番小さな ROI で 2 mm 厚, 4 mm 厚と 8 mm 厚との間に有意差を認めた ( $p<0.05$ ) (図16B)。MATH 画像では, 一番小さな ROI で 2 mm 厚と 8 mm 厚との間に有意差を認めたが ( $p<0.05$ ), 2 mm 厚, 4 mm 厚については認めなかった (図16C)。30%  $\text{CaCO}_3$  rod (中 BMD) では, 125 kV, 85 kV 画像について, 小さな ROI では, 2 mm 厚, 4 mm 厚で有意差を認めなかったが, 8 mm 厚では有意差を認め ( $p<0.05$ ), 再現性は良好となった (図16A, B)。MATH 画像については 2 mm 厚, 4 mm 厚では有意差を認めなかったが, 8 mm 厚では  $0.5 \text{ cm}^2$  までの領域で有意差を認めた ( $p<0.05$ ) (図16C)。

#### 4. 骨髄内脂肪に関する誤差因子

各画像での40個の測定値の中, ヒストグラム分析で CT 値が  $-200$  HU 以下の成分を多く示した2個については, 空気の混入が疑われたため除外した。結果は図17に示すように 125 kV 画像, 85 kV 画像, MATH 画像の順に過小評価誤差が小さくなった。この結果に基づき, 精度に対する ethanol の影響を推定すると, BMD が  $100\sim 500 \text{ mg/ml}$  の間の 125 kV, 85 kV, MATH 画像について各々約11~72%, 9~63%, 3~15%となり, MATH 画像では, SEQCT 画像における ethanol の影響が  $1/3\sim 1/5$  にまで減少することが示された (図18)。

#### 5. 下顎骨の位置決め再現性

位置決め誤差の平均は, 前歯部で 2.0 mm, 臼歯部で 1.4 mm であった (表6)。

#### 6. ROI 設定による誤差因子

##### (1) 円形 ROI の大きさの変化に伴う測定値の変動

10%  $\text{CaCO}_3$  rod (低 BMD) では,  $0.5\sim 3.0 \text{ cm}$  までの変動係数は, 125 kV, 85 kV, MATH 画像で各々 1.1, 1.8, 9.9%であった (図19A)。30%  $\text{CaCO}_3$  rod (中 BMD) では, 各々 1.7, 1.6, 2.6% (図19B), 50%  $\text{CaCO}_3$  rod (高 BMD) では, 1.9, 2.1, 3.2%

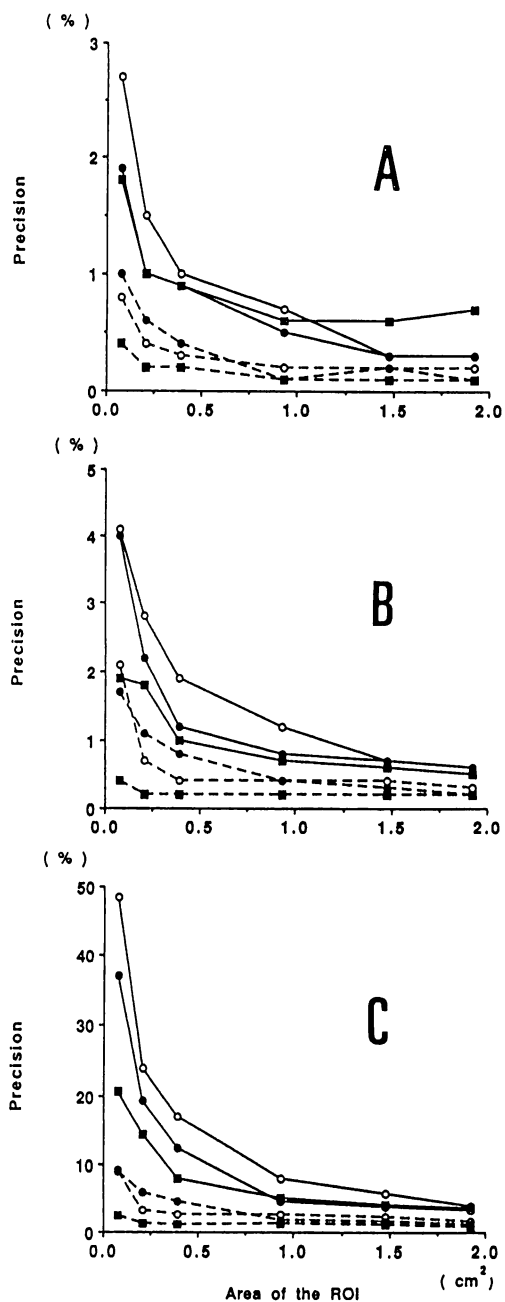


図16 スライス厚に伴う再現性。  
 (A) 125 kV, (B) 85 kV, (C) MATH.  
 ○ : 2 mm, ● : 4 mm, ■ : 8 mm.  
 実線は10% CaCO<sub>3</sub>, 破線は30% CaCO<sub>3</sub>を示す。

(図19C)を示した。SEQCT画像では、ROIの直径が0.5~2.7 cmで緩やかに増加し、直径2.7~3.0 cmでは、急激に測定値が減少した。MATH画像では、0.5~1.0 cmで急激な測定値の増加あるいは減少傾向を

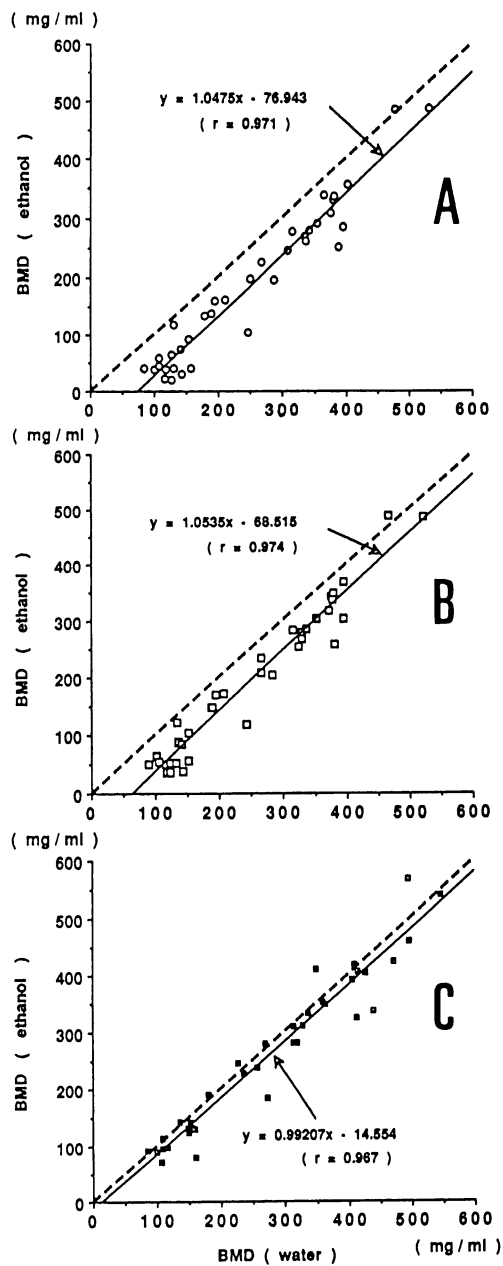


図17 骨髄内物質が水及び80% ethanolの時のBMDの関係。  
 破線は $y=x$ を表す。  
 (A) 125 kV, (B) 85 kV, (C) MATH.

示したが、1.0~3.0 cmの大きさでは、SEQCT画像と同様の傾向であった。

(2) 不定形ROIの大きさに伴う測定値の変動

ROIの面積が約8.5 cm<sup>2</sup>以上では測定値は急激な減少傾向を示し、それ以下では逆に緩やかな増加傾向を示した。面積8.5 cm<sup>2</sup>での測定値は真値(200 mg/

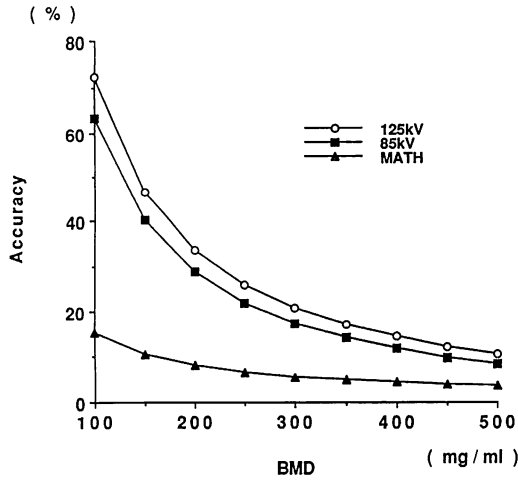


図18 80% ethanol の影響による過小評価量の推定値.

横軸は BMD, 縦軸は過小評価量の BMD に対する割合を示す.

表 6 前歯部, 臼歯部における位置決め時の誤差

		Average of each point (mm)	Average of each region (mm)
Right posterior region	1	1.3	1.4
	2	1.4	
Left posterior region	1	1.6	2.0
	2	1.4	
Anterior region	1	2.2	2.0
	2	1.8	

ml) に非常に近く, 誤差は 2% 程度であった (図20)。

## II. QCT の影響因子に関する臨床的検討

### 1. 新しい ROI 設定法の確立

(1) 本 ROI 設定法における基礎的変動因子の影響  
本 ROI 設定法により得られた BMD は, 図19, 20 の矢印に示された値をとり, 真値に非常に近い値となった。

(2) 下顎の皮質骨が本 ROI 設定法に及ぼす影響

従来の ROI 設定法を用いた場合, SEQCT 画像では, Iopamiron<sup>®</sup> の厚みが 1.5 mm までは急激に測定値が増加し (約 5%/0.5 mm), その後ほぼ一定となる傾向が見られた (図21A)。また MATH 画像においても同様の増加傾向を示したが, 増加率は SEQCT の約 3 倍 (14%/0.5 mm) 前後と非常に大きかった (図21B)。これに対し本 ROI 設定法の SEQCT 画像では,

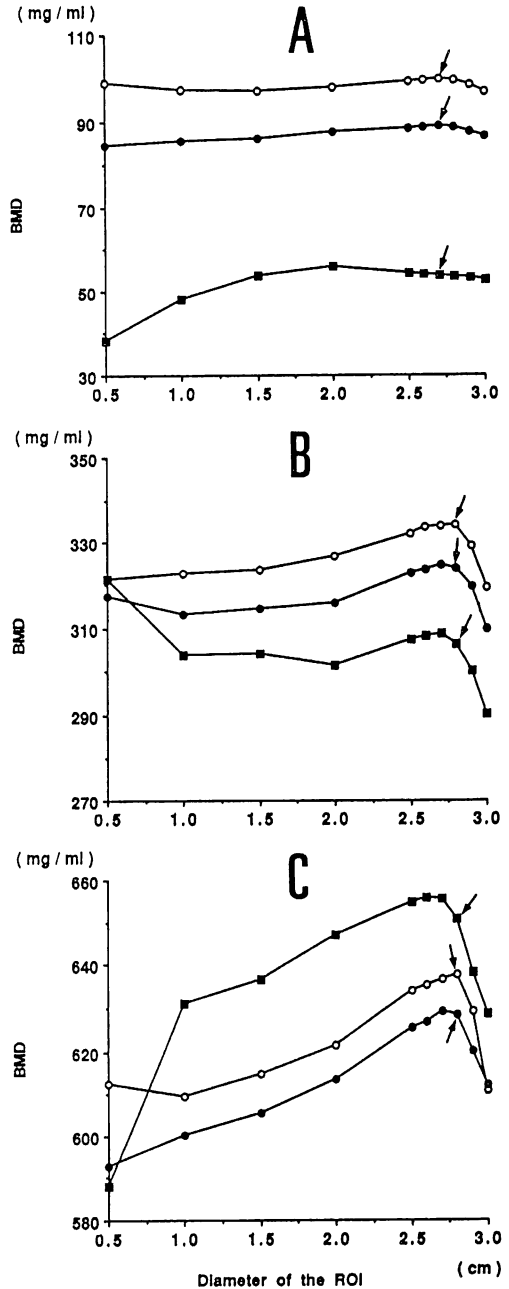


図19 ROI の直径に伴う BMD の変動.

(A) 10% CaCO<sub>3</sub>, (B) 30% CaCO<sub>3</sub>,

(C) 50% CaCO<sub>3</sub>.

○: 125 kV, ■: 85 kV, ▲: MATH.

矢印は微分フィルタを用いた ROI 設定による測定値.

2.5 mm までほぼ一定で, 僅かな測定値の減少傾向を示した (約 0.8%/0.5 mm) (図21A)。また MATH 画像では, 測定値は厚みに依存せず, 0 mm の時の値の周辺でばらついた (図21B)。

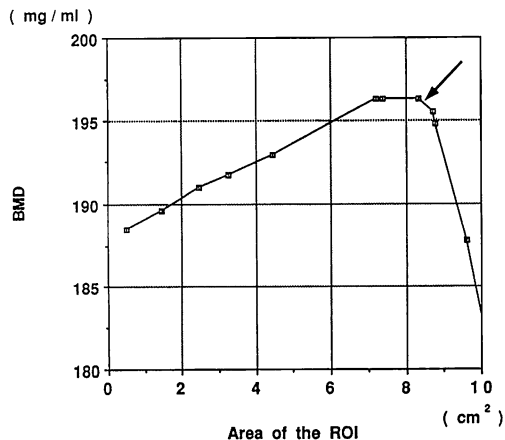


図20 ROIの面積とBMDとの関係。  
200 mg/mlが真値で、矢印は微分フィルタを用いたROI設定による測定値。

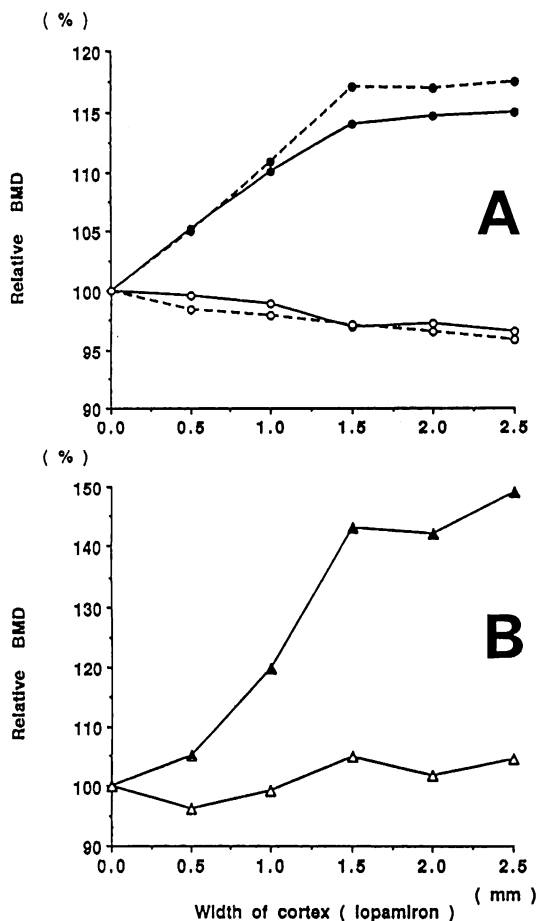


図21 Iopamiron<sup>B</sup>の厚みとBMDとの関係。  
縦軸は厚み0 mmの時のBMDに対する各BMDの相対値を示す。

表7 人体の平均軟組織厚及び断面積

Area of the mandibular section	220.6 ± 33.4 (cm <sup>2</sup> )
Thickness of the soft tissue	1.3 ± 0.3 (cm)

2. 本法を用いた精度、再現性の臨床的推定

(1) 線質硬化現象が測定値の精度に及ぼす影響  
被検者32名の平均軟組織厚、断面積(表7)及び新しいROI設定による測定値(H)(125 kVで195.5 mg/ml, 85 kVで195.8 mg/ml)の結果から、人体の平均軟組織厚及び断面積をもつファントムでのBMDの推定値(H')は125 kVで197.3 mg/ml, 85 kVで197.7 mg/mlとなり、精度は各々1.4%, 1.2%となった。また皮質骨の存在による誤差は4.8%であることから、全ての線質硬化による測定値の精度は125 kV画像で6.1%, 85 kV画像で5.9%と推定された。一方軟組織厚、断面積の標準偏差は各々0.3 cm, 33.4 cm<sup>2</sup>より、個体差による変動域は平均値を中心に約1.4 mg/mlと推定された。

(2) 下顎骨の位置決めによる測定値の誤差

隣接するスライス間の誤差は、測定部位或は画像によらず1 mmにつき17~19 mg/mlとなった(表8)ことから、基礎的検討の結果と考え併せ、位置決めに伴う測定値の誤差は、前歯部で約37 mg/ml、臼歯部で約26 mg/mlと推定された。

表8 スライス間の平均BMD差

	Method	Variance per mm (mg/ml)
Anterior region	125 kV	18.3 ± 11.1
	85 kV	17.7 ± 10.4
	MATH	19.0 ± 9.8
Posterior region	125 kV	18.5 ± 11.4
	85 kV	17.9 ± 11.0
	MATH	18.8 ± 11.5

(3) 骨髄内脂肪が測定値の精度に及ぼす影響

表9に測定値の平均BMDを示す。125 kV, MATH画像における回帰直線のy切片は各々-76.9 mg/ml,

- : 125 kV, 微分フィルタあり
- : 125 kV, 微分フィルタなし
- -○ : 85 kV, 微分フィルタあり
- -● : 85 kV, 微分フィルタなし
- △—△ : MATH, 微分フィルタあり
- ▲—▲ : MATH, 微分フィルタなし

表9 前歯部, 臼歯部における平均 BMD

	Method	BMD (mg/ml)
Anterior region	125 kV	205.2 ± 116.9
	85 kV	204.7 ± 112.7
	MATH	235.2 ± 115.2
Posterior region	125 kV	166.1 ± 113.0
	85 kV	166.6 ± 108.7
	MATH	191.7 ± 110.8

-14.6 mg/ml であり, 125 kV 画像の線質硬化の影響は6.1%と推定されたことから, 前歯部では真値が238.9 mg/ml, 脂肪量が25.5%, 臼歯部では真値が194.9 mg/ml, 脂肪量が22.3%となり, 骨髄内脂肪による誤差は, MATH 画像では, 前歯部, 臼歯部で

各々1.5%, 1.6%と推定され, 125 kV 画像においては, 線質硬化の影響を除く骨髄内脂肪の誤差が前歯部, 臼歯部で各々8.6%, 9.4%と推定された。また85 kV でも, 前歯部, 臼歯部で各々8.8%, 9.1%と推定され, 125 kV とほぼ同様であった。

3. 健常下顎骨 BMD の左右対称性並びに年齢因子の検討

(1) 左右の対称性

前歯部, 臼歯部の海綿骨, 皮質骨共に左右の有意差はみられなかった (表10)。このうち, 前歯部海綿骨, 前歯部皮質骨, 臼歯部皮質骨では, 高い左右の相関性がみられ (図22A, B), 左右の対称性がよいことが示唆されたが, 臼歯部海綿骨では, 左右の相関が弱く (図22A), 他の領域に比べ左右差が有意に大きい ( $p < 0.05$ , t 検定) ことから, 対称性が弱いことが示された。

表10 海綿骨, 皮質骨の左右前歯部, 臼歯部における平均 BMD と左右差

		Mean BMD		Range of  R-L	Mean  R-L	Paired t-test
		Right side (R)	Left side (L)			
Trabecular bone	Anterior region	211.4	203.0	0.8-163.4	42.6	NS
	Posterior region	168.2	178.1	3.1-302.4	71.7*	NS
Cortical bone	Anterior region	1223.3	1114.9	0.4-227.3	59.8	NS
	Posterior region	1178.9	1185.5	0 -166.4	41.2	NS

\*:他の領域に比べ有意差 ( $p < 0.05$ ) あり  
|R-L| は左右差の絶対値

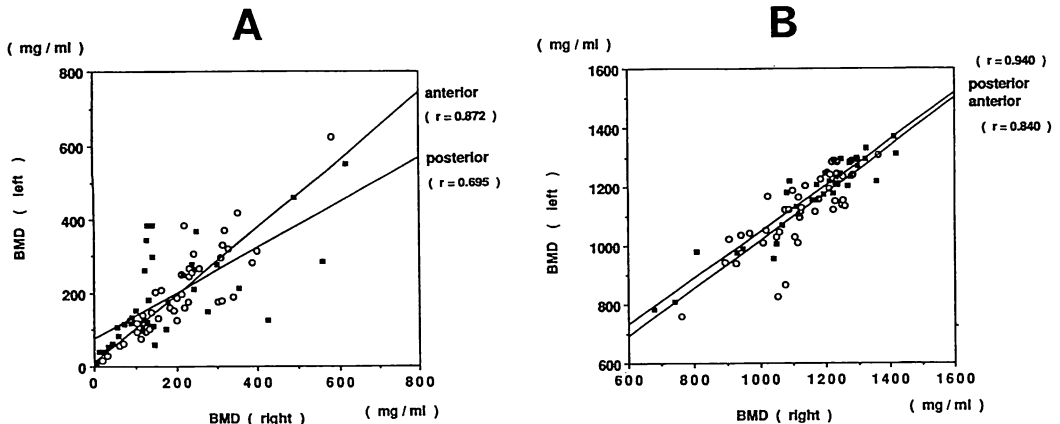


図22 左右の BMD の関係。

各直線は回帰直線を示す。

○:前歯部, ■:臼歯部, (A) 海綿骨, (B) 皮質骨

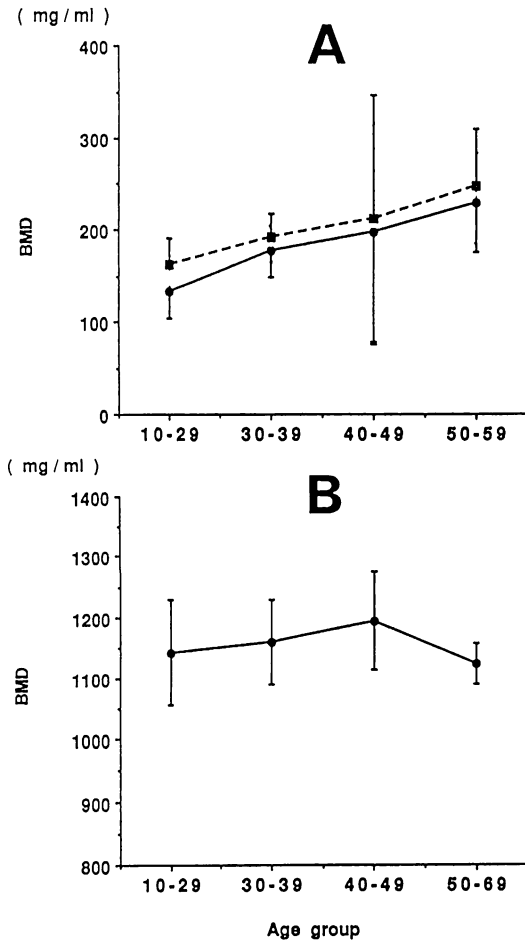


図23 男性の各年齢層における海綿骨 (A) 及び皮質骨 (B) の BMD。  
実線は 125 kV, 破線は MATH を表す。  
● は平均値±標準偏差を示す。

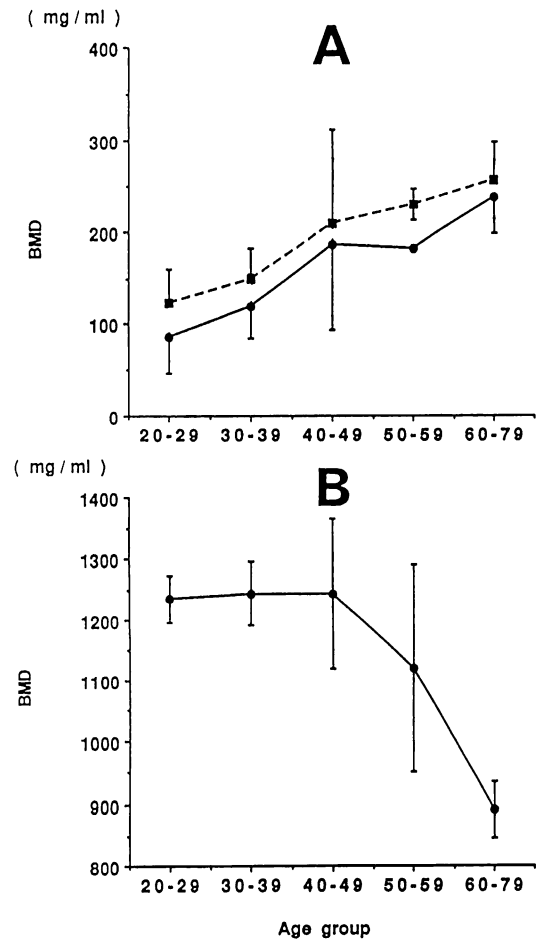


図24 女性の各年齢層における海綿骨 (A) 及び皮質骨 (B) の BMD。  
実線は 125 kV, 破線は MATH を表す。  
● は平均値±標準偏差を示す。

## (2) 年齢と BMD との関係

男性では海綿骨 BMD が年齢と共に高くなる傾向がみられたが、年齢層による有意差は認めなかった (図 23A)。また皮質骨 BMD は40歳代まで増加し、その後減少傾向を示したが、有意差は認めなかった (図 23B)。一方女性については、海綿骨 BMD は年齢と共に男性同様増加傾向にあり、年齢層による有意差が認められた ( $p < 0.05$ ) (図24A)。皮質骨 BMD は50代以後で急激な減少がみられ、40~80歳において年齢層による有意差が認められた ( $p < 0.05$ ) (図24B)。

## Ⅲ. 被曝線量の測定

辺縁での dual scan の被曝線量は、single scan の①②③の条件での被曝線量に対し、各々46%、75%、

54%であり、中心部では各々42%、67%、50%となった。

## 考 察

### I. 基礎的検討について

基本的因子である直線性について片倉<sup>31)</sup>、Cody ら<sup>32)</sup>は、各々 EMI scanner, HPS 1440 CT scanner を用い、50 EMI number 及び CT 値 1000 以上の高吸収領域で直線性にずれが生じたことを報告している。しかし Kalender ら<sup>26)</sup>は、Somatom DR3 で相関係数 0.999 の良好な結果を得ている。本研究でも、0~1200 HU の領域でずれを認めず、良好な直線性が得られた。また 1200 HU 以上の領域では、その密度に相当する皮質骨自体が薄いため、Cody らが指摘する

ような線質硬化の影響による直線性のずれは殆ど起こらないものと考えられた。

日内、日差再現性については、SEQCT 画像で1%以内の良好な結果が得られ、MATH 画像では3.0%前後となったが、これは MATH 画像が2つの SEQCT 画像の差分であることから、noise が増加したためと考えられた。Cann は<sup>33)</sup>、MATH 画像の再現性が SEQCT 画像より不良となることを述べ、0.3  $\mu$ Gy の低線量下では quantum noise が大きくなり、MATH 画像の再現性が SEQCT 画像の約5倍悪くなることを報告している。伊東ら<sup>30)</sup>は、MATH 画像での再現性を1.5%前後と報告しているが、本研究では、MATH 画像の再現性は3~3.4%で、125 kV 画像の6~10倍悪くなった。Morin<sup>34)</sup>及び伊東ら<sup>30)</sup>はまた、低 BMD 領域では再現性が不良になることを報告しているが、本研究でも、他の BMD 領域の再現性の約1/2となっており、低 BMD 領域の測定値が不安定であることが示された。

ガントリー内の field uniformity は、QCT に影響を与える重要な因子である<sup>35)</sup>が、小山らのワーキンググループ<sup>36)</sup>は、GE 9800, Quantex の各 CT scanner において、2.9%/cm の測定値及び2.2~4.4%/cm の CT 値の変動を報告している。本研究では0.1%~0.3%/cm と非常に僅かな変動しか認めず、本装置のスキャン field 内での良好な均一性が示され、テーブルの位置が測定値に影響を与えないことが明らかになった。

下顎骨は腰椎と異なり厚い皮質骨で覆われているため、皮質骨による線質硬化の影響が関与してくるものと考えられる。本研究においては、SEQCT 画像で皮質骨厚の増加により測定値が減少を示したが、これは厚みが増加するに従い線質硬化が強くなり、CT 値が低下したことによる。その変動量は、1 mm の皮質骨厚の増加に対し1.6~1.7%であり、下顎骨の皮質骨厚を3 mm<sup>28,29)</sup>とすると約5.0%前後の線質効果の影響が海綿骨に及ぶことになり、皮質骨による線質硬化の影響は無視できないものと考えられた。一方 SEQCT 画像において、軟組織厚及び頭部の大きさの増加に対し、測定値は減少傾向を示し、これらの因子による線質硬化の影響も示唆されたが、その影響量は非常に僅かなものであった。特に頭部の大きさに伴う測定値の変動は、殆どみられなかったが、これは軟組織厚モデルと頭部の大きさモデルでは対象骨、校正用ファントムに対する線質硬化の影響が異なっていたためと考えられた。MATH 画像では硬組織厚、軟組織厚及び頭部の大きさのどの因子についても相関を認めなかったが、これは MATH 画像が energy independent

method<sup>25)</sup>に基づいた線質硬化補正法を備えているためであろう。

QCT は可能な限り厚いスライス厚で行うべきであると言われており、Isherwood<sup>21)</sup>、Bradley ら<sup>37)</sup>、Bhasin ら<sup>38)</sup>、Hoiseth ら<sup>39)</sup>、Zamenhof<sup>35)</sup>は腰椎等で7.5~13 mm 厚を用いている。その理由として Zamenhof<sup>35)</sup>は、骨の variation を平均化することにより positioning error を減少させ、再現性を向上させることができるからと述べている。しかし、厚いスライス厚を用いた場合、腰椎では end plate のみが障害となるのに対し、下顎骨では歯牙や下顎下縁の皮質骨も含む可能性が高くなる。しかも下顎骨は腰椎に比べ、スキャン面に対する骨の傾きが大きいいため、スライス厚が厚くなるにつれ axial partial volume effect の影響が強くなり、骨辺縁が不鮮明となって ROI 設定も難しくなり、下顎骨においては逆にスライス厚を薄くする必要があると考えられる。また本研究の結果からも、仮にスライス厚を厚くしても ROI がある程度大きくなれば、noise に起因した再現性の向上も殆ど得られなかった。このため、下顎骨ではむしろスライス厚を薄くする方が望ましいと考えられた。

骨髄内脂肪の影響については、従来骨塩類似物質 ( $K_2HPO_4$  等) 溶液に脂肪等価物質 (ethanol, isopropanol 等) を混ぜたり、測定値と実際の骨の灰分量及び脂肪量を対比して検討されてきた<sup>40-47)</sup>。しかし、骨髄内脂肪の影響は voxel 内の骨塩量と脂肪量の割合により決まるため、骨髄腔の形態、大きさも重要な因子となることから、本研究では乾燥下顎骨の骨髄内物質を交換する方法で評価を行った。ただし脂肪の影響のみを純粋に評価するため、骨髄内物質によって変動しない BMD を本研究の真値と仮定した。脂肪等価物質として80% ethanol を用いたのは、Anderson らの人体脂肪組成値<sup>48)</sup>及び Johns のデータ<sup>49)</sup>を基に、本 CT 装置のエネルギースペクトル領域 (約30~120 keV)<sup>50)</sup>で計算した80% ethanol の質量吸収係数が、過去に報告されている60% ethanol<sup>41)</sup>、9% isopropanol<sup>45)</sup>の吸収係数より脂肪の吸収係数に近かったためである (図25)。

骨髄内脂肪の実験的検討として、Vetter ら<sup>44)</sup>は、prototype DEQCT により SEQCT での影響を約1/7まで減少させることができたことと報告し、伊東ら<sup>30)</sup>は、MATH 画像により SEQCT 画像での影響が約1/2にまで減少したと報告している。本研究結果はこの中間となったが、Vetter や伊東らが骨類似物質の溶液を用いて実験を行っているのに対し、著者は乾燥下顎骨で実験しているため単純に比較することはできない。しかしいずれにしても、DEQCT が下顎において脂肪

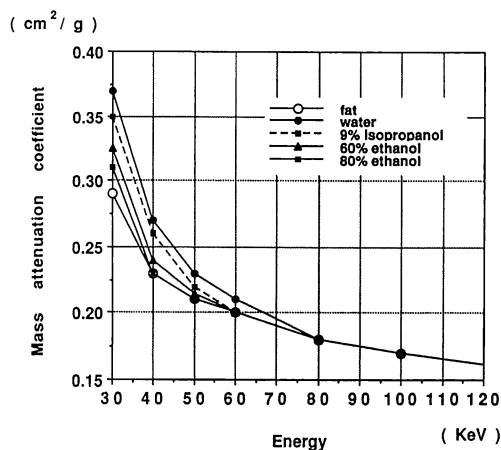


図25 脂肪、水及び脂肪等価物質のエネルギーに対する質量吸収係数。

の影響除去に非常に有効な方法であると考えられた。

患者の位置決め再再現性について、Breathnach<sup>51)</sup>、Kalender<sup>52)</sup>は、腰椎測定時のずれが各々1.5 mm、0.6~2.3 mmであったと報告しているが、本研究でのずれは1.4~2.0 mmであり、彼らの報告に近い値となった。ただし人体では、腰椎よりも位置決め後の頭部の動きが大きいと予想されるため、十分な固定が必要と考えられた。一方、前歯部で臼歯部よりもずれが大きくなったのは、左右外耳孔を通る軸がガントリーの傾斜軸となるため、外耳孔より遠い前歯部では傾斜角の僅かなずれが臼歯部より強く反映されたためと思われる。

CT画像はvoxel (pixel×スライス厚)の集まりより構成される。各CT値はvoxelに含まれる組織の平均X線吸収値であることから、物質の境界上にあるvoxelでは、隣接する物質の種類によりCT値が大きく変化する (partial volume effect)<sup>53)</sup>。本CT装置のpixelの大きさは約1 mm×1 mmであるが、高吸収物質と低吸収物質の境界領域のCT値は大きく変化し、実際にこの境界領域をROIが含んだ時、測定値に急激な変化が認められた。これが高BMDで著明なのは、周囲の水との吸収値の差が大きいためである。このpartial volume effectの影響量は、隣接する物質の質量吸収係数やそのpixel内に含まれる物質の量に依存しており、正確には予想し難い。このため Ruegsegger<sup>54)</sup>は、partial volume effectの影響下にある領域は避けてROIを設定するように提案している。このpartial volume effectの領域より、さらに内側にROIの設定を行うと、ROIが小さくなるにつれ測定値が低下傾向を示した。これは線質硬化現象による影響であり、またMATH画像において、1.0 cm<sup>2</sup>以下

の小さな領域で測定値の大きな変動がみられたのは quantum noise による影響と考えられた<sup>27)</sup>。即ち、ROIの取り方により partial volume effect, 線質硬化及び quantum noise の影響を種々の形で受けることが予想されるが、partial volume effect の影響を極力避け、しかもできるだけ大きなROI設定を行えばいずれの因子の影響も最小となり、測定値を安定させることができる。また精度の点でも、そのようなROI設定を行うと測定値が真値に最も近くなったことから、臨床でもその基準でROI設定を行うのが望ましいと考えられる。

## II. QCTの影響因子に関する臨床的検討について

ROI設定法について、Isherwood<sup>21)</sup>らは、腰椎において皮質骨の最大値と海綿骨の最小値の差の80%を皮質・海綿骨の境界とし、Sander<sup>22)</sup>は、60%を境界とした。Robertson<sup>55)</sup>は、Second order correction法による正確な皮質・海綿骨の境界を基準にROI設定を行い、Reiser<sup>56)</sup>は、大腿骨におけるBMDの境界値を200 mg/cc K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>に設定して測定を行った。Sartoris<sup>57)</sup>、森田<sup>23)</sup>は、腰椎、大腿骨において100~200 HUを境界としてROI設定を行った。下顎では、村山<sup>58)</sup>が500 HUを境界値とし、また石森<sup>59)</sup>が、SEQCT画像のsubtraction画像を用いて皮質・海綿骨の境界を求め、不定形ROIの設定を行った。このように、ROI設定の方法は諸家により大きく異なるうえ、そのROI設定による測定値の持つ意義付けが不明瞭であった。CT値で境界を定める場合、Gruer<sup>60)</sup>も指摘しているように、①その値が何を意味するか、②その基準が全ての人に共通か、③経時的なBMDを捉えるのに有効であるかということが問題となる。また仮に正確な皮質・海綿骨の境界が求められたとしても、本研究にみられるように、周囲の皮質骨厚が変化することによるアルゴリズムのぼけ関数の影響<sup>61)</sup>やpartial volume effectに起因した測定値の大きな変動が避けられない。これに対し、partial volume effectの領域、即ち隣接pixel間のCT値の差の大きな領域を視覚的に捉えるため、微分フィルタを用いた本ROI設定法では、①partial volume effectの影響が取り除かれ、②対象骨の最大限の領域を把握することが可能で、③測定値も真値に最も近くなるようにROIを設定することができるため、測定値の持つ意味が明確となった。またその測定値は皮質骨厚の変化の影響を余り受けないことから、本ROI設定法が従来の設定法に比べ、特に周辺の皮質骨の厚い下顎骨において、より優れているものと考えられる。

本研究の線質硬化に関する精度は、約5%であり



Imamura ら<sup>62)</sup>, Kalender ら<sup>63)</sup>, Vetter ら<sup>44)</sup> の腰椎での精度 (10%) に対し良好であった。皮質骨厚を 3 mm と最大厚<sup>28,29)</sup> としたにも関わらず精度が高くなった理由として、CT 装置や軟組織厚の違い及び対象骨の校正用ファントムに対する位置の違い等が考えられる。特に校正用ファントム自体が対象骨に影響を与える可能性は十分に考えられ<sup>64)</sup>、ファントムの対象骨に対する位置づけには注意を要する。一方軟組織厚、断面積の個体差に起因する測定値の変動は 1.4 mg/ml と非常に僅かとなり、測定値は個人の体格差による影響を殆ど受けないものと考えられる。

スライス間の variation については、Cann ら<sup>20)</sup>, Kalender ら<sup>52)</sup> が腰椎においてスライス厚 8 mm で 1~2 mm のスライスのずれにより BMD が 0.8~2.0% しか変動しなかったと報告している。また Breatnach ら<sup>51)</sup> は、位置づけによる CT 値の誤差を 2.2 HU としている。一方 Sartoris ら<sup>57)</sup> は、大腿骨において、10 mm 厚のスキャンによる隣接スライス間の BMD 差が 100% もある領域においても、連続スライスの積算及び Three-Dimensional Histogram analysis を用いて、再現性を 2~3% まで改善している。本研究ではスライス厚 2 mm で 1 mm のスライスのずれにより BMD は 9~11% 変動し、前歯部で 37 mg/ml (約 18%)、臼歯部で 26 mg/ml (約 16%) の誤差が推測されることから、再現性がやや劣ることが示された。特に縦断的研究には良好な再現性が必要となるため、今後再現性の向上を目指し、スライス厚・位置づけ・ROI 設定法等のより一層の改善が望まれる。

骨髄内脂肪の影響については、Kalender ら<sup>63)</sup> が腰椎において 10~30% (SEQCT), Mazess ら<sup>42)</sup> は dual photon absorptiometry と比較して 34% (SEQCT) と報告している。一方 Laval-Jeantet ら<sup>43)</sup> は、40~100歳の被検者を 2 群にわけて評価し、40~69歳では 20~31% (SEQCT), 70~100歳では 31~45% (SEQCT) の影響がみられたと述べ、高齢者での測定には十分注意すべきであると報告している。本研究では、脂肪の影響の指標として (MATH -125 kV) 値<sup>42)</sup> を用いたところ、年齢による差異はみられなかった。山崎は<sup>65)</sup>、下顎骨では非常に早期に脂肪髄化が起り、前歯部から下顎枝部にかけて徐々に脂肪髄化が進み、40歳前ですでに大臼歯部まで完全脂肪髄化すると報告している。それにも関わらず、年齢差がみられなかったのは、水より吸収値の高い collagen や血液成分も下顎骨には存在し、脂肪成分の影響を打ち消したためであろう。即ち 10% の過小評価誤差は、脂肪成分と collagen 成分及び血液成分の影響の総和であると考えられた。

一方 DEQCT (MATH 画像) は脂肪の影響を殆ど除

去することができ (2% 以下)、過去の報告と一致した<sup>41-44)</sup>。加えて DEQCT を用いれば Goodsitt ら<sup>45)</sup> が述べているように collagen 等の影響も殆ど除去できることから、骨髄内の成分が大きく変化している症例に対しては、DEQCT が非常に有効であると考えられる。

Helms ら<sup>66)</sup> は、上腕骨、大腿骨等の左右差を検討し、CT 値の差が 20 HU 以上であれば悪性腫瘍の潜在的な骨転移が疑われると報告した。Miller ら<sup>67)</sup> は、赤毛ザルの頭蓋、顔面骨皮質の CT 値を測定し、顎関節頭以外での左右対称性を認めている。本研究では臼歯部海綿骨において対称性が悪くなったが、一方前歯部海綿骨、皮質骨では良好な対称性がみられた。これは臼歯部海綿骨で咬合の影響を強く受けるためと考えられた。本研究結果から、骨変化量を推測するのに対側の BMD が有効な基準となることが示唆されたが、特に皮質骨では Miller ら<sup>67)</sup> が報告しているように、筋肉の機能異常が BMD に反映する可能性があり、本研究がそれらの研究の重要な指標になるものと考えられる。

全身骨の BMD は、皮質骨、海綿骨を問わず加齢により減少すると言われているが<sup>68-73)</sup>、下顎骨の BMD については不明の点が多い。下顎骨海綿骨について、石野<sup>74)</sup> は、0~80歳までの日本人下顎 100 体について検討し、成人における骨体部骨梁の緻密度は、歯牙の脱落がない限り余り変化しないと報告している。また李<sup>75)</sup> は、骨面積に対する骨髄面積の比率を測定し、咬合機能の存在下では加齢による有意な密度変化を認めないとしている。In vivo で加齢による骨変化を認めていない報告<sup>8,14)</sup> もあるが、それらは、海綿骨と皮質骨を分離して定量的に評価している訳ではない。これに対し岡田<sup>11)</sup> は、画像解析による骨梁構造の分析から、根尖下海綿骨骨塩量が加齢により 60 歳近くまで増加してくると報告しており、本研究の傾向と一致した。この緻密化の原因としては、部分的歯牙欠損時に骨塩が減少したり<sup>76,77)</sup>、無歯顎の顎骨 BMD が加齢により減少していくこと<sup>1,18)</sup> から、咬合の刺激が最も大きいと考えられる。しかし本研究では、いずれの年代でも前歯部で臼歯部より BMD が高くなっており、咬合の観点からは矛盾が生じた。ただしこの BMD の領域差には、咬合刺激は関与しない可能性があり<sup>78)</sup>、加齢による緻密化に関しては、咬合刺激の関与が否定できないことから、今後より多くの症例を検討し、咬合刺激との関連を明らかにしていく必要があると考えられる。

皮質骨については、Bras ら<sup>5)</sup> が回転パノラマ X 線写真で下顎角部皮質骨厚を計測し、男性では厚みは加

齡的に変化せず、女性では60歳代以降減少傾向を示すと述べている。楊<sup>7)</sup>は、同様に臼歯部下顎皮質骨厚を測定し、男性では加齢により僅かながら厚みを増し、女性では50歳代以降減少傾向を示すと報告している。本研究では、男性で有意差を認めないものの、50歳以降 BMD が下降傾向を示しており、例え厚みは減少しなくても、骨内部で高齢化に伴う骨粗鬆化が始まっている可能性が窺われた。女性では50歳代以降急激な BMD の減少を示したが、これは楊の皮質骨厚の減少と似た傾向となった。楊は、この原因として閉経による影響をあげ、50歳代以後の女性は加齢と共に皮質骨が疎となり、間接的に厚さも減少すると述べている。

QCT を用いた腰椎、大腿骨等の報告では<sup>23,30,38,54,79)</sup>、閉経後の骨変化を捉える対象として代謝回転の速い海綿骨が用いられており、皮質骨で本研究のような著明な減少傾向を示したものはない。この差が何に因るものかは不明であるが、下顎皮質骨が骨粗鬆症も含めた全身骨代謝疾患を早期に診断する際の重要な指標となる可能性も考えられるため、これらの疾患群における皮質骨 BMD の検討を続けて行う予定である。

### Ⅲ. 被曝線量について

Single scan mode は、臨床で患者検査に用いられている条件であるが、dual scan の被曝線量はこれらの被曝線量の約40~75%となり、増田<sup>80)</sup>の腹部での報告と近い値となった。スキャン条件が全く同じ single mode (125 kV) と dual mode を比べた場合、30%前後の線量の低下をみている。これは、dual scan の pulse の半分が 85 kV の X線であることによる。田中<sup>81)</sup>は、同じ mAs 値であれば電圧が 125 kV から 96 kV に変われば被曝線量は半分になると報告しているが、85 kV であれば半分以下に減少し、 $50+50 \times 1/2=75$ (%)以下の線量となることが予想され、本研究結果と一致した。また dual では single に比べ中心部での線量の低下が多いが、これも 85 kV 成分が表面で多く吸収されたためと考えられる。本研究結果及び著者らの CT 患者被曝線量の報告<sup>82)</sup>から、dual scan の 1 スキャンあたりの耳下腺の線量は 4000  $\mu$ Gy 前後と推定されたが、これは小川ら<sup>83)</sup>の報告したパノラマ X線撮影による被曝線量の約80%程度となり、より少ないスキャン数で QCT 検査を行えば、線量は十分低く抑えることができると考えられた。

## 総 括

DEQCT の下顎骨における臨床応用を可能にする目

的で、基礎的影響因子の検討、新しい ROI 設定法の確立及び臨床における精度・再現性の推定を行った。またその臨床応用として、健康者の下顎骨 BMD の分析を加え、以下の結果を得た。

1) 対象骨の辺縁から内側 1.0~1.5 mm の領域に partial volume effect の、その内側には線質硬化及び quantum noise の影響がみられたが、微分フィルタを用いた ROI 設定によりこれらの影響は最小となった。また皮質骨の厚さに関わらず、海綿骨部の測定値の変動は僅かとなった。

2) 線質硬化及び骨髄内脂肪による QCT の精度は、SEQCT 画像で約 6%及び約 9%と推測された。MATH 画像では線質硬化の影響を認めず、骨髄内脂肪の影響も約 2%以下と僅かであった。

3) 位置決めによる海綿骨 BMD の誤差量は、前歯部で約 37 mg/ml、臼歯部で約 26 mg/ml となり、DEQCT における再現性は前歯部で約 16~18%、臼歯部で約 14~16%と推測された。

4) 皮質骨、前歯部海綿骨で良好な左右の対称性が認められた。年齢による BMD の差は、男性では有意に認められなかった。女性では海綿骨 BMD が加齢により有意に増加し、また皮質骨 BMD が50歳代以降急激に減少する傾向が認められた。

5) 1 スライス当りの DEQCT の被曝線量は、通常の CT 検査での被曝線量の40~75%であった。

以上の結果より下顎骨 DEQCT の一連の手法が確立し、測定値の持つ意味が明確となったことから、今後の下顎骨 BMD 測定の臨床応用が可能となった。また下顎皮質骨が新しい全身骨代謝の指標となる可能性が示唆された。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究に終始御懇切なる御指導と御校閲を賜りました本学歯科放射線学講座和田卓郎教授に衷心より感謝致します。また、本論文作成にあたって御教示と御校閲を賜りました口腔解剖学第二講座松島龍太郎教授、ならびに歯科補綴学第一講座津留宏道教授に深甚なる謝意を表します。さらに、本研究遂行に際し温かい御指導、御助力をいただきました歯科放射線学講座谷本啓二助教授、歯学部附属病院歯科放射線科砂屋敷忠技師長に謹んで御礼を申しあげます。なお、本研究遂行上多大なる御助言をいただきました小川正晃博士、歯科放射線学講座小寺吉衛講師、末井良和助手、大塚昌彦助手に感謝の意を表します。また、本研究に惜しめない御支援、御協力をいただきました歯科放射線学講座のスタッフに深く感謝致します。

最後に、本研究の被検者として御協力いただきました多くの関係各位に心より感謝致します。

## 文 献

- 1) Henrikson, P., Wallenius, K. and Astrand, K.: The mandible and osteoporosis (2). *J. Oral Rehabil.* **1**, 75-84, 1974.
- 2) Warren, R.: Osteoporosis. *J. Oral Med.* **32**, 113-119, 1977.
- 3) Lutwak, L., Singer, F.R. and Urist, M.R.: Current concepts of bone metabolism. *Ann. Intern. Med.* **80**, 630-644, 1974.
- 4) Kribbs, P.J., Smith, D.E. and Chesnut III, C.H.: Oral finding in osteoporosis. Part II; Relationship between residual ridge and alveolar bone resorption and generalized skeletal osteopenia. *J. Prothet. Dent.* **50**, 719-724, 1983.
- 5) Bras, J., van Ooij, C.P., Abraham-Inpijn, L., Kusen, G.J. and Wilimink, J.F.: Radiographic interpretation of the mandibular angular cortex. A diagnostic tool in metabolic bone loss. *Oral Surg.* **53**, 541-545, 1982.
- 6) Kribbs, P.J., Chesnut III, C.H., Ott, S.M. and Kilcoyne, R.F.: Relationships between mandibular and skeletal bone in a population of normal women. *J. Prothet. Dent.* **63**, 86-89, 1990.
- 7) 楊 榮展: X線像による顎骨ミネラル量の定量—加齢に伴う変動—. *歯科ジャーナル* **26**, 911-920, 1987.
- 8) 前多 勝, 和田真一, 前多一雄: Microphotometer-Microcomputer System による正常下顎歯槽骨ミネラルの測定に関する研究. *歯学* **74**, 707-728, 1986.
- 9) 佐藤強志: 画像解析による口内法X線撮影の客観的評価に関する研究—2次元FFTによる歯槽骨骨梁の解析—. *歯科放射線* **26**, 243-253, 1986.
- 10) Kasima, I., Kanno, M., Ogura, T., Higashi, T., Sakai, N., Hideshima, K., Higaki, M., Miyake, K., Minebe, M. and Takano, M.: Bone trabecular pattern analysis in Down's syndrome with the use of computed panoramic tomography with a laser scan system. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* **65**, 366-370, 1988.
- 11) 岡田典久: 回転パノラマX線写真の画像解析によるヒト顎骨骨梁構造の加齢変化. *口科誌* **39**, 947-965, 1990.
- 12) Ohki, M., Okano, T. and Yamada, N.: A contrast-correction method for digital subtraction radiology. *J. Periodont. Res.* **23**, 277-280, 1988.
- 13) Engelke, W., de Valk, S. and Ruttimann, U.: The diagnostic value of subtraction radiography in the assessment of granular hydroxylapatite implants. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* **69**, 636-641, 1990.
- 14) 和田真一: Dynamic bone scintigraphy の2-コンパートメントモデル解析による顔面骨、頭蓋骨の加齢変化の観察. *歯科放射線* **29**, 15-32, 1989.
- 15) Ortman, L.F., Dunford, R., McHenry, K. and Hausmann, E.: Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. *J. Periodont. Res.* **20**, 644-651, 1985.
- 16) Johnson, K.: The determination of the mineral content of the alveolus by noninvasive methods. A preliminary report. *Aust. Dent. J.* **31**, 424-433, 1986.
- 17) Wowerm, N.v.: In vivo measurement of bone mineral content of mandibles by dual-photon absorptiometry. *Scand. J. Dent. Res.* **93**, 162-168, 1985.
- 18) Wowerm, N.v.: Bone mineral content of mandibles; Rate of age-related bone loss. *Calcif. Tissue Int.* **43**, 193-198, 1988.
- 19) Bauer, G.C.H.: Kinetics of bone disease; Bone Biodynamics. (Frost H.M., editor). Brown & Co, Boston, 489-507, 1964: from ICRP NO 23.: Report from the task group on reference man. Pergamon press, Oxford, 75, 1974.
- 20) Cann, C.E. and Genant, H.K.: Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **4**, 493-500, 1980.
- 21) Isherwood, I., Rutherford, R.A. and Pullan, B.R.: Bone mineral estimation by computer-assisted transverse axial tomography. *The Lancet* **2**, 712-715, 1976.
- 22) Sander, T., Kalender, W.A., Hanlon, W.B., Weissman, B.N. and Rumbaugh, C.: Spinal bone mineral determination using automated contour detection; Application to single and dual energy. *SPIE* **555**, 188-194, 1985.
- 23) 森田陸司, 向井孝夫, 福永仁夫, 滋野長平, 山本逸雄, 日野 恵, 中野善久, 湊小太郎, 天野隆, 鳥塚莞爾: コンピュータ断層の dual energy 法による骨ミネラル量の定量; 加齢に伴う変動. 骨形態計測ハンドブック (高橋栄明編) 西村書店, 新潟, 235-241, 1983.
- 24) Kalender, W.A. and Suess, C.: A new calibration phantom for quantitative computed tomography. *Med. Phys.* **14**, 863-866, 1987.
- 25) Alvarez, R.E. and Macovski, A.: Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys. Med. Biol.* **21**, 733-744, 1976.
- 26) Kalender, W.A., Perman, W.H., Vetter, J.R. and Klotz, E.: Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I Phantom studies. *Med. Phys.* **13**, 334-339, 1986.
- 27) Taguchi, A., Tanimoto, K., Ogawa, M., Suna-

- yashiki, T. and Wada, T.: Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography. *Dentomaxillofac. Radiol.* **20**, 25-29, 1990.
- 28) 上條雍彦: 口腔解剖学 1 骨学. 8版, アナトーム社, 東京, 165-173, 1966.
- 29) 藤原道夫: 日本人有歯下顎骨の内部構造に関する研究. 歯科学報 **89**, 561-584, 1989.
- 30) 伊東昌子, 林 邦昭, 山田直之: Dual energy quantitative CT (DEQCT) を用いた Bone Mineral Density (BMD) 測定法の実験的・臨床的検討. 日本医放会誌 **49**, 999-1008, 1989.
- 31) 片倉俊彦: CT における技術的諸問題. 日放技会誌 **34**, 451-458, 1978.
- 32) Cody, D.D. and Flynn, M.J.: A technique for measuring regional bone mineral density in human lumbar vertebral bodies. *Med. Phys.* **16**, 766-773, 1989.
- 33) Cann, C.E.: Quantitative CT determination of bone mineral density. A review. *Radiology* **166**, 509-522, 1988.
- 34) Morin, R.L. and Geise, R.A.: Longitudinal precision in dual-energy QCT. *The 28th AAPM Annual Meeting Program Med. Phys.* **13**, 572, 1986.
- 35) Zamenhof, R.G.A.: Optimization of spinal bone density measurement using computerized tomography. Osteoporosis update. (Genant, H.K., editor). University of California Press, Barkley, 145-169, 1987.
- 36) 小山和行, 中村利孝, 小竹英義, 桜井清子, 清水弘之, 松井正行, 鈴木 聡, 楊 鴻生, 福永仁夫, 伊東昌子: QCT 法一意義と臨床応用上の実際. 日骨代謝誌 **9**, 108-136, 1991.
- 37) Bradley, J.G., Huang, H.K. and Ledley, R.S.: Evaluation of calcium concentration in bones from CT scans. *Radiology* **128**, 103-107, 1978.
- 38) Bhasin, S., Sartoris, D.J., Fellingum, L., Zlatkin, M.B., Andre, M. and Resnick, D.: Three-dimensional quantitative CT of the proximal femur; Relationship to vertebral trabecular bone density in postmenopausal women. *Radiology* **167**, 145-149, 1988.
- 39) Hoiseth, A., Alho, A. and Husby, T.: Assessment of bone mineral content in the internal bone volume. *Acta Radiologica* **32**, 69-73, 1991.
- 40) Mazess, R.B.: Errors in measuring trabecular bone by computed tomography due to marrow and bone composition. *Calcif. Tissue Int.* **35**, 148-152, 1983.
- 41) Laval-Jeantet, A.M., Cann, C.E., Roger, B. and Dallant, P.: A postprocessing dual energy technique for vertebral CT densitometry. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **8**, 1164-1167, 1984.
- 42) Mazess, R.B. and Vetter, J.: The influence of marrow on measurement of trabecular bone using computed tomography. *Bone* **6**, 349-351, 1985.
- 43) Laval-Jeantet, A.M., Roger, B., Bouysse, S., Bergot, C. and Mazess, R.: Influence of vertebral fat content on quantitative CT density. *Radiology* **159**, 463-466, 1986.
- 44) Vetter, J.R., Perman, W.H., Kalender, W.A., Mazess, R.B. and Holden, J.E.: Evaluation of a prototype dual energy computed tomographic apparatus. II Determination of vertebral bone mineral content. *Med. Phys.* **13**, 340-343, 1986.
- 45) Goodsitt, M.M., Kilcoyne, R.F., Gutcheck, R.A., Richardson, M.L. and Rosenthal, D.I.: Effect of collagen on bone mineral analysis with CT. *Radiology* **167**, 787-791, 1988.
- 46) Gluer, C.C., Reiser, U.J., Davis, C.A., Rutt, B.K. and Genant, H.K.: Vertebral mineral determination by quantitative computed tomography (QCT). Accuracy of single and dual energy measurements. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **12**, 242-258, 1988.
- 47) Cann, C.E.: Quantitative CT applications. Comparison of current scanner. *Radiology* **162**, 257-261, 1987.
- 48) Anderson, H.L.: Physics vade mecum. American Institute of Physics. New York, 1981. (小林徹郎, 広瀬立成訳: コンパクト物理学ハンドブック. 丸善, 東京, 196-198, 1989.)
- 49) 岡島俊三: 医学放射線物理学. 南山堂, 東京, 407-411, 1980.
- 50) Birch, R., Marshall, M. and Arden, G.M.: Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays. The Hospital Physicists' Association. London, 1979.
- 51) Breathnach, E. and Robinson, P.J.: Repositioning errors in measurement of vertebral attenuation values by computed tomography. *Br. J. Radiol.* **56**, 299-305, 1983.
- 52) Kalender, W.A., Brestowsky, H. and Felsenberg, D.: Bone mineral measurement; Automated determination of midvertebral CT section. *Radiology* **168**, 219-221, 1988.
- 53) Wegener, O.H.: Whole Body Computerized Tomography. Schering AG West Germany, Berlin, 1983. (高橋睦正, 福井康太郎訳: Whole Body Computerized Tomography. 日本シェーリング, 大阪, 1-5, 1985.)
- 54) Ruegsegger, P., Durand, E.P. and Dambacher, M.A.: Differential effect of aging and disease on trabecular and compact density of the radius. *Bone* **12**, 99-105, 1991.
- 55) Robertson, D.D. and Huang, H.K.: Quantitative bone measurements using X-ray computed tomography with secondorder correction. *Med. Phys.* **13**, 474-479, 1986.

- 56) Reiser, U.J. and Genant, H.K.: Determination of bone mineral content in the femoral neck by quantitative computed tomography. The 70th Annual Meeting of the RSNA. *Radiology* 153, 301, 1984.
- 57) Sartoris, D.J., Andre, M., Resnick, C. and Resnick, D.: Trabecular bone density in the proximal femur; Quantitative CT assessment. *Radiology* 160, 707-712, 1986.
- 58) 村山良雄, 和田真一, 前多一雄: Quantitative Computed Tomography による顎骨骨塩量の測定に関する研究. 歯学 77, 618-631, 1989.
- 59) 石森佳幸, 杉本勝也, 上坂秀樹, 小室裕冉: QCT における不整形 ROI の取扱い. 第50回日本医放会総会予稿集 47, 456, 1991.
- 60) Gluer, C. and Genant, H.K.: Quantitative computed tomography of the hip. Osteoporosis Update. (Genant, H.K., editor). University of California press, Barkley, 187-195, 1987.
- 61) 岩井喜典: CT スキャナー X 線コンピュータ断層撮影装置一. コロナ社, 東京, 84-186, 1979.
- 62) Imamura, K. and Fujii, M.: Empirical beam hardening correction in the measurement of vertebral bone mineral content by computed tomography. *Radiology* 138, 223-226, 1981.
- 63) Kalender, W.A., Klotz, E. and Suess, C.: Vertebral bone mineral; An integrated approach with CT. *Radiology* 164, 419-423, 1987.
- 64) 田口 明, 谷本啓二, 小川正見, 砂屋敷忠, 和田卓郎: QCT による顎骨骨塩量測定一同時撮影法における校正用ファントムの最適位置の検討一. 歯科放射線 30, 84, 1990.
- 65) 山崎 裕: 剖検例下顎骨々髓における造血髓分布. 九血会誌 28, 93-122, 1981.
- 66) Helms, C.A., Cann, C.E., Brunelle, F.O., Gilula, F.A., Chafetz, N. and Genant, H.K.: Detection of bone marrow metastases using quantitative CT. *Radiology* 140, 745-750, 1981.
- 67) Miller, A.J., Cann, C.E., Nielsen, I. and Roda, G.: Craniomandibular bone density in the primate as assessed by computed tomography. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 93, 117-125, 1988.
- 68) 白木正孝, 折茂 肇: 加齢と骨塩含量. 1. 加齢に伴う骨塩含量の変動とその観察における photon absorption method の有用性. 日老医誌 16, 253-260, 1979.
- 69) 井上哲郎, 串田一博, 山下源太郎: 骨量測定の諸問題—手部 X 線像による方法—. 骨代謝 14, 91-104, 1981.
- 70) 福永仁夫, 大塚信昭, 曾根照喜, 永井清久, 森田陸司, 梶原康正, 西下創一: 脊椎骨 Phantom を併用した CT scan による第3腰椎海綿骨の骨塩量測定法. 日本医放会誌 46, 659-664, 1986.
- 71) 山田英夫: 骨塩測定. *Radioisotopes* 38, 473-484, 1989.
- 72) 佐藤光三: 骨と加齢. 骨老化の病理—マクロ的解説—. *The Bone* 3, 39-46, 1989.
- 73) 井上哲郎: オステオポロシス—整形外科的立場から—. 日骨代謝誌 8, 1-8, 1990.
- 74) 石野恵庸: 人類下顎骨骨梁群について; その2, 生後4カ月から高令80才にいたる日本人の下顎骨骨梁群の増量的発育動向に関する X 線学的研究. 三重医学 4, 1931-1948, 1960.
- 75) 李 載仁: 下顎の老化に関する病理組織学的研究. 九州歯会誌 32, 564-589, 1979.
- 76) Wower, N.v.: Changes in bone mass in rat mandibles after tooth extraction. *Int. J. Oral Surg.* 8, 229-233, 1979.
- 77) 野村 篤: 咀嚼圧喪失による歯槽骨変化. 歯基礎誌 24, 951-977, 1982.
- 78) Wower, N.v.: Variations in structure within the trabecular bone of the mandible. *Scand. J. Dent. Res.* 85, 613-622, 1977.
- 79) Kalender, W.A., Felsenberg, D., Louis, O., Lopez, P., Klotz, E., Osteaux, M. and Fraga, J.: Reference values for trabecular and cortical vertebral bone density in single and dual-quantitative computed tomography. *Europ. J. Radiol.* 9, 75-128, 1989.
- 80) 増田和浩: DEQCT による測定—小児領域での適応—. 日放技会東京部会誌 40, 15-19, 1991.
- 81) 田中武昌, 豊福不可依, 中山英二, 神田重信, 村瀬隆弘, 加藤 誠: 顎顔面領域の CT 検査における表面線量の実験的測定. 歯科放射線 28, 506-512, 1988.
- 82) 田口 明, 末井良和, 小川正見, 砂屋敷忠, 丸石博文, 藤田 實, 和田卓郎: CT 撮影時の患者被曝線量の測定. 広大歯誌 20, 350-357, 1988.
- 83) 小川正見, 谷本啓二, 砂屋敷忠, 青山正幸, 富田真一, 古木良彦, 小寺吉衛, 藤田 實, 和田卓郎: 口腔領域単純 X 線撮影に伴う被曝線量の測定. 歯科放射線 27, 329-336, 1987.