ノート

QCT の定量性向上への工夫
—不整形な部分の骨塩定量を対象とするために—

石 森 佳 幸・杉 本 勝 也・小 室 裕 冉

福井医科大学放射線部

(論文受理 1991年11月9日)

(最終論文受理 1992年5月30日)

(Code No. 345, 484.9, 591)

Key words: Quantitative Computed Tomography (QCT), Complicated Region, Energy Subtraction, Threshold, Beam Hardening Effect

IMPROVEMENT OF QUANTITATIVE COMPUTED TOMOGRAPHY FOR
ACCURATE MEASUREMENT —TO MEASURE BONE MINERAL DENSITY
OF A COMPLICATED REGION—

YOSHIYUKI ISHIMORI, KATSUYA SUGIMOTO, HIROYUKI KOMURO

Department of Radiology, Fukui Medical School Hospital

(Article received: Nov. 9, 1991)

Summary

We developed a new method to measure bone mineral using Quantitative Computed Tomography (QCT) employing a conventional 2-scan dual energy method, using a subtraction image scanned by 120 kV and 80 kV. The ROI is automatically set by selecting the threshold. Then, calculate the calcium content based on the reference phantom's CT value scanned at the same time.

The advantage of using this method was proven when compared with Single Energy QCT in a basic evaluation by using phantoms. Tendency, the element that has low atomic number cause a result lower, and beam hardening effect decreases. Also, the accuracy of the ROI area and measured value improves.

This method may be good for the parts that have complicated shapes and constructions.

1. はじめに

現在、骨塩量測定法にはいくつかの手法が開発されており、広く臨床で行われている¹⁾。一方、全身に不均等に分布する骨ミネラルの測定は、それぞれの目的部位を直

接測定する必要があるが²⁾、現システムのほとんどが腰椎や末梢長管骨を対象としており、その他の部位の測定に関する報告も少ない。

従来より、測定部位の3次元把握がしやすいため、quantitative computed tomography (QCT) を利用した

報告はいくつかあるが³⁻⁵⁾, それら single energy quantitative computed tomography (SEQCT) では測定部位の内部構造, 形態が複雑な場合, 組織内の脂肪などの影響や, ビームハードニングの影響, ROI 設定の精度が大きな問題であった。

そこで今回われわれは, 現システムを生かし, 比較的簡便な方法で測定手技の改良を試み, dual energy quantitative computed tomography (DEQCT) による新しい骨塩量測定法を開発し, その測定精度を従来の SEQCT と比較して検討した。

2. DEQCT の概要と手順

2.1 概 要

Fig. 1(a) に示すような, カルシウムと軟部組織の線吸収係数のエネルギー依存性の違い³⁾ を利用し, (b) に示すように, 80 kV (実効エネルギー約 58 keV) と 120 kV (実効エネルギー約 67 keV) で撮影した二つの画像のサブトラクションイメージを作り, その画像上で ROI を設定してカルシウム含有量を測定することで, 骨以外の組織の影響を極力少なくしようとするものである。

なお, 目的部位の Ca 濃度を M とすると, Fig. 1(b) の 120 kV, 80 kV の直線式が次のように表わされる時,

$$H_{120} = S_{120} \cdot M + a \quad \cdots \cdots \textcircled{1}$$

$$H_{80} = S_{80} \cdot M + b \quad \cdots \cdots \textcircled{2}$$

$$M = \{ (H_{80} - H_{120}) - (b - a) \} / (S_{80} - S_{120}) \\ = (H_{\text{SUB}} - c) / S_{\text{SUB}} \quad \cdots \cdots \textcircled{3}$$

で表わされる。

H は 80, 120 kV, およびサブトラクションイメージにおける CT 値 (sub. CT 値), S はそれぞれの傾き, a , b , c はそれぞれの直線式の切片 (定数) を表す。(以下 H_{sub} を sub. CT 値と略す。)

2.2 手 順

- (1) 同一部位を 120 kV と 80 kV で校正ファントムとともにスキャンする。
- (2) 画像データを magnetic tape を介し, コンピュータに転送し, 二つのエネルギーのイメージをサブトラクションする。
- (3) サブトラクションイメージ上で, 骨と軟部組織の境界を sub. CT 値の閾値を指定することで ROI の輪郭を自動設定する^{6,7)}。
- (4) 120 kV イメージ, 80 kV イメージ, それぞれの校正ファントム像の CT 値から校正直線式 (①②式に相当) を導き, 2 式からサブトラクションイメージでの校正直線式 (③式に相当) を導き, (3) で

Fig. 1 (a) Change of linear attenuation coefficient for calcium and soft tissue as a function of photon energy³⁾
(b) Conception of this DEQCT

設定した ROI の CT 値 (sub. CT 値) より骨塩量を算出する。

3. 使用機器

CT 装置: GE CT9800

DEXA 装置: Hologic QDR-1000

Computer: VAX 11/750

画像処理装置: NEXUS 6400

CaCO₃ ファントム: 京都科学標本製骨塩定量ファントム (Table 1 参照)

校正ファントム: CaCO₃ ロッド

QCT の定量性向上への工夫—不整形な部分の骨塩定量を対象とするために— (石森・他)

(京都科学標本製 B-MAS に使用と同質)

CaCl 溶液：平野純薬製 (Table 2 参照)

Table 1 Calcium content of CaCO_3 phantom

Percentage weight/weight (%)	CaCO_3 content (mg/cm ³)
5	54.7
10	112.9
15	175.1
20	241.6
22.5	276.6
25	312.8
27.5	350.5
30	389.5
40	561.4
50	763.5

Base Material: Polyurethane

Table 2 Calcium content of CaCl solution

	Percentage weight/weight (%)	CaCl content in solution (mg/ml)
H_2O sol.	10	105.2
	20	210.4
	30	315.8
$\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ sol.	5	66.6
	10	133.2
	20	266.6
	30	400.0
	40	533.2

4. 実験方法

4.1 脂肪成分除去効果

SEQCT では、測定結果が体内脂肪などの影響により実際より低く表れることが多い。その影響の減少を確認するために、脂肪に代わる低原子番号物質としてエタノールを用い、あらかじめ濃度の方かっている塩化カルシウム純エタノール溶液のカルシウム含有量を測定して、DEQCT での脂肪成分除去効果を確認した。

5, 10, 20, 30, 40%, 各濃度の塩化カルシウム純エタノール溶液を直径 2 cm のポリプロピレン円筒に入れ、これを直径 20 cm のアクリル製水ファントムの中に入れて DEQCT, SEQCT でカルシウム含有量を測定した。結果は、同濃度水溶液での測定値を 100% とした時のエタノール溶液での測定値を百分率で表わし、エタノールによ

る影響を評価した。なお、エタノール溶液と同濃度の水溶液のカルシウム含有量は、10, 20, 30% 水溶液の測定値から外挿して求めた。

また、dual energy X-ray absorptiometry (DEXA) とも比較した。DEXA では同様の試料を内厚 3 cm のアクリルの直方体に入れ、これを高さ 15 cm の水の中に沈めて測定した。

4.2 ビームハードニング効果の減少

骨塩量測定の際、皮質骨部分の吸収が高いと、ビームハードニングで内部の海綿骨部分の CT 値がシフトし、測定結果を高くしてしまう恐れがある。本手法では、二つのエネルギーイメージをサブトラクションすることでビームハードニングの相殺が期待できる。そこで、各エネルギーイメージとサブトラクションイメージでビームハードニングによる影響の程度を比較した。

直径 20 cm の水ファントム中に、直径 15 cm、厚さ 5 mm のテフロンリングを入れてスキャンし、中央部のプロファイルカーブで各イメージを比較した。

4.3 ROI 設定の精度

今回新しく利用した閾値指定による ROI の自動設定を行えば、フリーハンドによる ROI 設定よりは明らかに精度は向上する。また、エネルギーサブトラクションイメージを用いることによりさらに精度の向上が期待でき、それを以下の方法で確認した。

20, 22.5, 25, 27.5, 30, 40, 50%, 各濃度の CaCO_3 ファントムを直径 20 cm の水ファントムに入れてスキャンし、120 kV イメージとサブトラクションイメージで、同一閾値 (250 mg/cm³ CaCO_3 eque.) で ROI をとり、その ROI の面積をファントムの実際の断面積 1.5 cm² と比較した。

4.4 測定値の正確度

0, 10, 20, 30, 40, 50%, 各濃度の CaCO_3 ファントムのカルシウム含有量を SEQCT と DEQCT で測定し、その測定値と真値とを比較して両手法の精度を比較した。その際の ROI 設定は、閾値指定による自動設定を行うと SEQCT と DEQCT の間で ROI の面積差が生じるので、各ファントムの中央部を同一面積でマニュアル設定した。試料は、直径 20 cm の水ファントム中に校正ファントムとともに入れてスキャンした。

5. 結果および考察

5.1 脂肪成分除去効果

Fig. 2 に SEQCT, DEQCT, DEXA, 各システムについて、エタノール溶液と水溶液での塩化カルシウム含有

Fig. 2 Effect of fat (Effect of C_2H_5OH on measured value)

量測定値の比を示す。

どの濃度においても DEQCT のほうが、他の測定法に比べエタノール溶液と水溶液の測定値の差は少なく、エネルギーサブトラクションイメージを用いることによる脂肪成分除去効果が大きいと言えよう。

従来の SEQCT では、エタノールによる測定値の過小評価が大きく、特に 100 mg/ml CaCl 以下のエタノール溶液では、SEQCT での測定値は負の値を示している。

測定の機構上の違いから同一尺度では評価できないが今回の実験では DEXA と比較しても、DEQCT のほうが

10%程度精度が良い。

なお今回の実験では試料作製の都合上、塩化カルシウムの水溶液とエタノール溶液を用いたが、エタノールは脂肪に比べ実効原子番号が若干大きく(脂肪=約6.0, エタノール=約6.8), また電子密度が小さいため、エタノールの CT 値のエネルギー依存性は脂肪より小さい。よって実際の骨塩量測定の際は、この実験結果より脂肪成分除去効果は若干異なると思われる。また、本手法では、生体組織を骨と軟部組織の二つのマテリアルとしてしかとらえられず、軟部組織の中で臓器や血液(実効原子番号=約7.5)と脂肪との CT 値のエネルギー依存性の違いは測定誤差として存在する。本実験において、DEQCT が 100%エタノールの影響を除去できないのはこのためと思われる。

5.2 ビームハードニング効果の減少

Fig. 3 (a) に同じウィンド幅で表示したテフロンリン

Fig. 3 (a) Images of teflon ring phantom
(b) Profile curve of teflon ring inner edge

QCT の定量性向上への工夫—不整形な部分の骨塩定量を対象とするために— (石森・他)

グファントムの120 kV イメージとサブトラクションイメージ, またそれぞれのプロファイルカーブを示す。

Fig. 3 (b) は, テフロンリング内近傍のCT 値プロファイルをx 方向についてプロットしたもので, 同一x 座標について中央部のy 座標9 ピクセルの平均値をとった。下段のグラフは各イメージでのテフロン部分のCT 値を1.0として正規化して表したもののだが, これを見ると, 120 kV, 80 kV のシングルエネルギーイメージでのリング内近傍のエッジの鈍化はほぼ等しく, これらをサブトラクションすることでビームハードニングが相殺されることが分かる。

5.3 ROI 設定の精度

Fig. 4 に CaCO_3 ファントムを同一閾値 (250 mg/cm^3 CaCO_3 eque.) でROI を囲ったときの面積の誤差を示す。閾値よりかなり高濃度のファントムでの誤差は, 120 kV イメージでもサブトラクションイメージでも差はないが, 閾値に近い濃度になると, SEQCT ではDEQCT より約10%誤差が多い。

つまり, ROI 設定の精度については, 閾値指定による自動設定であることに加え, エネルギーサブトラクションイメージを使用することにより, さらにその精度が向上したと言える。

5.4 測定値の正確度

Fig. 5 に CaCO_3 ファントムの CaCO_3 濃度とSEQCT とDEQCT による測定値の関係を示す。

真値-測定値の相関直線式

$$\text{SEQCT } y = 1.133x - 4.8 \quad r = 0.9999$$

$$\text{DEQCT } y = 1.099x - 6.9 \quad r = 0.9997$$

どちらの手法によっても, 測定値の直線性は良いが, SEQCT では測定値に若干の過大評価が見られた。

5.5 臨床応用への可能性

Fig. 6 に水ファントム中に下顎乾燥骨を入れたファントムの120 kV イメージとエネルギーサブトラクションイメージを示す。サブトラクションイメージでは水の部分が引き算され, カルシウムイメージに近い画像が得られている。このファントムで, 水と骨の閾値を 250 mg/cm^3 CaCO_3 eque. で骨塩量測定を行った結果, SEQCT では 872 mg/cm^3 , DEQCT では 705 mg/cm^3 であった。水ファントムであり脂肪成分がないことから, ビームハードニングによる骨内部のCT 値のシフトが相殺され, 水の部分は水として測定される割合が高くなり, 骨塩量測定結果としては, DEQCT のほうが低くなるものと思われる。またROI 自動設定は, このような複雑な形態を対象とした時に特に有効であると思われる。

Fig. 4 ROI area error

Fig. 5 Accuracy of measured calcium density

Fig. 6 Images of dry bone phantom

なお, 現段階では閾値指定による自動ROI 設定において皮質骨と海綿骨の分離は, その移行部が連続的であり, またその吸収係数(CT 値)の個人差も大きいことなどから困難であると考え, 骨と軟部組織の分離を念頭に置いた輪郭抽出を行った。また, 骨と軟部組織の境界のCT 値変化は比較的急激ではあるが, 骨以外の組織の影響を極力抑え, 純粋に骨のみを対象とした測定に近づけるため

に、今回は $250 \text{ mg/cm}^3 \text{ CaCO}_3$ というわりと高い閾値を用いて検討した。今後その閾値設定についてはさらに検討し、目的に沿った最適な ROI の自動設定が必要であろう。

さらに、2 回スキャンによる被曝などの問題⁹⁾、校正ファントムの問題⁹⁾などが残るが、測定手技自体は今まで行われてきた SEQCT とほぼ同様で、その後の画像処理をソフトウェア化してしまえば、簡単な測定法だと思われる、現システムを生かした簡便なデュアルエネルギー QCT として臨床応用が期待できる。

6. ま と め

- (1) エネルギーサブトラクションイメージを用いることで、数十%の脂肪成分除去効果とビームハードニング効果の減少が期待できる。
- (2) エネルギーサブトラクションイメージの使用と閾値指定による自動 ROI 設定により、測定精度、再現性がさらに向上する。
- (3) 現システムを生かし、比較的簡便に精度良く骨塩量が測定でき、不整形な領域への QCT の応用が期待できる。

謝 辞

稿を終えるに当たり、本実験にご指導、ご協力下さいました当放射線部技師諸兄、ならびに当大学歯科口腔外科玉井学医師に深く感謝致します。

なお本報告の要旨は、日本放射線技術学会第47回総会で発表した。

文 献

- 1) 山田 英夫：骨量測定. *Radioisotopes*, **38**, 473-484, (1989).
- 2) 藤田拓男, 井上哲郎監修：第4回骨粗鬆シンポジウム 骨量の変化は本当に測定できるか, 協和企画通信, 東京, (1988).
- 3) Cann CE, Gamsu G, Birnberg FA, et al.: Quantification in solitary plumonary nodules using single and dual energy CT. *Radiology*, **145**, 493-496, (1982).
- 4) 諸澄邦彦, 増田和浩, 佐藤龍一郎, 他：骨量ファントムを用いた骨塩量の定量測定. *日放技学誌*, **42**(7), 998-1000, (1986).
- 5) Dianna DC, Michael JF: A technique for measuring regional bone mineral density in human lumbar vertebral bodies. *Medical physics*, **16**(5), 766-772, (1989).
- 6) 田村秀行：コンピューター画像処理 応用実践編, p. 165-187, 総研出版, 東京, (1990).
- 7) 長谷川純一, 興水大和, 中山 晶, 他：画像処理の基本技法 技法入門編, p. 41-48, 技術評論社, 東京, (1986).
- 8) 松田幸宏, 増田和浩, 橋本 宏, 他：Rapid KV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討 (1). *日放技学誌*, **44**(12), 1696-1702, (1988).
- 9) 森田陸司, 向井孝夫, 福永仁夫, 他：コンピューターを用いた Dual Energy Scanning による Bone Mineral Content の測定. *骨代謝*, **14**(2), 122-127, (1981).