ノート

FCR による胸部の One Shot Dual Energy Subtraction について

京都大学結核胸部疾患研究所附属病院放射線部

浜川 純一・田中 龍蔵

京都大学医学部附属病院放射線部

米田 和夫

(論文受理 1985年 2月28日)

(最終論文受理 1985年 7月19日)

(Code No. 345, 423)

Key words : One shot dual energy subtraction, Computed radiography, Imaging plate and filter, Image processing.

ONE SHOT DUAL ENERGY SUBTRACTION OF THE CHEST USING FCR SYSTEM

JUNICHI HAMAKAWA and RYUZO TANAKA

Department of Radiology, Hospital of Chest Disease Research Institute, Kyoto University

KAZUO YONEDA

Department of Radiology, Kyoto University School of Medicine

(Article received ; Feb., 28, 1985)

Summary

One shot dual energy subtraction for chest using the FCR, IP (Imaging Plate) system that Fuji Photo Film CO., LTD. developed, was tested and the possibility of utilizing this method clinically was investigated.

Putting three IPs to the IP cassette, and then putting filter material of Cu 1 mm or Sn 0.3 mm between the first layer and second layer, we took a radiograph of the chest.

This method is, using the change of beam quality by absorption which is peculiar to each material, to get the energy subtraction image. Energy difference between them is about 20 keV using the Cu 1 mm or Sn 0.3 mm filter.

Incident dose is increased because the radiation dose of the second layer is decreased by the absorption of the filter. However we can get a clinically significant subtraction image by image processing which uses the weighting factor to the subtraction.

This method, compared with cassette changer method, has no motion artifact by time lag, phase of breath and phase of heartbeat, so it is suitable to be used for moving organs.

We cannot draw a conclusion from clinical evaluation of thoracic subtraction, because it is still in the experimental stage. However we expect that it will be one of the effective methods for diagnosing diffuse lung diseases.

1. はじめに

Computed tomography (CT) の開発にともない医用画像の digital 化が進められると相まって画像処理技術が長足の進歩を遂げ、その臨床的応用が盛んにおこなわれている。特に DR, DF^{1)~4)} の普及と併せて SPR (scanned projection radiography)⁵⁾⁶⁾ scannography 等の digital X 線画像による subtraction 技術の研究がなされるとともに臨床面における有用性について報告されている^{4)7)~11)}。

われわれは先に富士写真フィルム株式会社に開発した imaging plate (以下 Ip と略す) を用いた Fuji computed radiography (FCR)^{12)~17)} による one shot dual energy subtraction を試み、今回は特に胸部領域における臨床的応用の可能性について検討し、知見を得たので報告する。

2. 使用機器

X 線装置	ID-150G ₂ (島津製)
X 線管	サークレックス I/2P13C
画像処理	FCR system
Ip	Ms および ST
測定器	NERO X-ray analyzer
	Victoreen 社製
ファントム	アクリル板 アクリル階段 肋骨 (dry bone)
フィルタ	Cu 1 mm または Sn 0.3 mm
グリッド	12:1 (移動型)

3. 方 法

3.1 Dual Energy Subtraction について

Dual energy subtraction 法は組織の X 線吸収係数の差を利用するもので一般には同一部位に対して異なるエネルギー、すなわち高圧撮影と低圧撮影をそれぞれおこない各々の画像信号に適当な重み係数をかけて差分画像を求めている。たとえば X 線管電圧 120 kV と 60 kV の撮影をカセットチェンジャ等を用いておこなう方法がとられている。

しかしこの方法はカセットの交換時間、撮影条件 (kV mAs 値) の設定に時間がかかるため体動による差分画像の画質が劣化する。特に胸部の場合は呼吸の位相合せや、心拍の同期をとることが難しく motion artifact が発生しやすく実用的でないものとする。

3.2 One shot による dual energy subtraction 法

One shot による dual energy subtraction 法は Ziedses des plantes (1931)¹⁸⁾ によりカセットに感度の異なる複数の増感紙と二枚のフィルムを用い、その間に銅フィルタを入れ試みられていることが報告されている。

われわれのおこなった方法は Fig. 1 のごとく Ip カセットに 3 枚の Ip を入れ、その間に Cu 1 mm または Sn 0.3 mm のフィルタを挿入する。被写体を透過した X 線は Ip 一層目で蓄積、記録されるとともにフィルタを透過して低エネルギー成分が濾過された X 線により Ip 二層目に情報を与える。したがって Ip 一層目と二層目の差分画像を求めることにより energy subtraction 像を得るという方法である。FCR 方式は screen film 方式に較べ、

Fig. 1 Diagram arrangement of the imaging plate and filter.

FCR による胸部の One Shot Dual Energy Subtraction について (浜川・田中・米田)

Ip のもつ特性として X 線強度に対する 4 桁にわたる広いダイナミックレンジを有している。これにより入射 X 線量に合せた適当な画像信号が取り出されるので容易にサブトラクション処理がおこなわれ、フィルタを用いた one shot による dual energy subtraction 法が可能になった。

しかし、フィルタ透過後 Ip 二層目において X 線量が極度に減少 (約 1/8 程度) するため入力信号も減少し画像処理において雑音成分が強調される。この点を改善するために二層目には Ip (Ms) を二枚重ね合わせて加算処理をおこないランダムな雑音成分を減少させている。

4. 結 果

4.1 ファントム実験による実効電圧の測定結果

X 線撮影条件は X 線管電圧 100 kV 45~75 mAs FPD 150 cm で格子比 12:1 の移動型グリッドを附属した R ブッキー撮影台を使用している。Fig. 2 はアクリルファントム 8 cm を用い実際の撮影条件により NERO X-ray analyzer を用いて実効電圧を半価層より求めた測定配置図である。

Ip 一層目とフィルタ Cu 1 mm または Sn 0.3 mm を透過した二層目における実効電圧を測定値より求めたところ夫々 47 keV と 65 keV で約 18 keV のエネルギー差があるものと推定される。一方、カセットチェンジャー法を用いた撮影条件 (X 線管電圧 60 kV と 120 kV) により比較検討したが夫々 36 keV と 57 keV となり差は 21 keV でエネルギー差において本法と余り変りないものとする (Fig. 3)。

また Kulen Kampff の実験式を用いて 100 kV の X 線スペクトルを計算により求めるとともに Al 2 mm および Cu 1 mm または Sn 0.3 mm のフィルタ透過後のスペクトルを比較したが、Cu 1 mm は 40 keV から 100 keV の間において Sn 0.3 mm と合致していることが推定される (Fig. 4)。したがって重ね合せによる artifact を考慮すればフィルタは薄い方が良く、最近では Sn 0.3 mm を主として使用している。

4.2 Bone Subtraction について

胸部 X 線写真の肋骨陰影を消去する bone subtraction 画像を得るには出力信号の対数変換に加えて信号の重みづけが必要で、Ip の一層目 (low energy image) と二層目 (high energy image) とに夫々異なった係数 (weighting factor) をかけ画像処理をする重みづけ差分法がとられている。Fig. 5 は Cu 1 mm または Sn 0.3 mm を用いた場合の重み係数値でアクリルファントム

Fig. 2 Exposure geometry used for measurements of HVL.

Fig. 3 Comparison of photon energy (KeV) using cassette changer method and Ip filter method.

と肋骨消去の度合との関係を表わしたもので Fig. 6 はその実験に用いたファントムの写真である。

Fig. 7 は前述の方法によって実際 bone subtraction をした同じ患者の胸部 X 線写真である。通常の X 線写真 a を対照として重み係数 2.0 および 1.7 と変化させた subtraction 像 b, c である。3 枚の写真を比較すると肋骨が消える度合は係数値 2.0 に較べ 1.7 が顕著で Fig. 5 のファントム実験の結果とほぼ一致している。重み係数

Fig. 4 Transmitted spectra through Cu 1 mm and Sn 0.3 mm at 100 kV using Kulen Kampff's experimental formula.

Fig. 5 Relation between weighting factor and AD(acryl-bone) using Cu 10 mm and Sn 0.3 mm.

Fig. 6 Experimental arrangement of the acryl step and dry bone.

を低くすれば肋骨消去の割合と併せて全体のコントラストが低下し、肺内の微細構造、特に末梢血管陰影の現出能が低下する傾向になるが、同じ重み係数であっても階調処理条件と周波数処理条件を变化することによって診断目的に対応した微細陰影の描出が可能であるものと考えられる。dは重み係数値を1.7として周波数処理条件のみを变化させ、低周波部分を強調した一例である。全体

に雑音成分のざらつきが目立ち、鮮鋭度が失なわれているかのように見られるが、血管陰影、特に上肺野の血管陰影が明らかに描出されている。

一般に胸部X線写真の立位像における血管陰影の描出は、上肺野は中、下肺野に較べて血流状態が少ないため血管が描出される割合も小であるが周波数処理条件において低周波部分を強調することにより、かなり描出され

FCR による胸部の One Shot Dual Energy Subtraction について (浜川・田中・米田)

Fig. 7 Comparison of chest dual-energy subtraction radiographs using various weighting factors.
a . Conventional radiography
b . W.F. 2.0
c . W.F. 1.7
d . Bone subtraction image enhanced low frequency component using W.F. 1.7.

Fig. 8 Tissue subtraction radiography.

ることがわかった。Fig. 8 は tissue subtraction をした一例である。

5. 考 察

胸部の energy subtraction における画像処理条件を標準化し臨床的に広く応用するとともに各症例に対応した適切な画像処理条件を選択することにより、肺実質および血管、気管支陰影ならびに病巣等が選択的に強調され、臨床上有意義な subtraction 像が得られるものと考ええる。

なお、本法における胸部の bone subtraction 像では骨のイメージが弱く残り、特に鎖骨、第一、二肋骨の消去は難しい。骨を完全に消去することは dual energy 法のみでは期待できないが、ほぼ当初の目的が達せられたものと考ええる。

6. 結 論

われわれがおこなった Ip とフィルタによる one shot dual energy subtraction 法はカセットチェンジャ法に較べると時間差による動きの歪みがなく肺、心臓等の動態臓器を対象とする場合には適していると考ええる。

しかし、本法はフィルタ物質固有の吸収によるエネルギー差を利用する方法であるために入射 X 線量が多くなる。これを改善するためには画像処理条件、方法の選択ならびに X 線量子の利用効率を上げるため一層目と二層目の Ip 感度の最適化および、それにとりまう技術的開発

等、今後の研究課題である。

一方、本法における胸部の subtraction 像についての臨床的評価については未だ実験途上で結論づけられない現状であるが、最近、胸部疾患の関心事である瀰漫性疾患、特に中、下肺野に病巣が散在する DPB, IIP 等の診断に有効な手段として活かされるものと考ええる。

謝 辞

稿を終るにあたり FCR の使用に御配慮賜った京都大学医学部附属病院 放射線部長 鳥塚莞爾教授、中野善久講師ならびに画像診断について終始御指導御助言頂いた放射線部副部長 伊藤春海助教授に深甚の謝意を表します。また実効電圧の測定に関し御指導御協力頂いた京都医療技術専門学校 山田勝彦、藤本信久先生に厚く御礼申し上げます。

本論文の要旨は第41回日本放射線技術学会総会で発表した。

参 考 文 献

- 1) 片山仁, 幾瀬純一: Digital Radiography, (世界の動向), 画像診断, 2(3), 52-54 (1982).
- 2) 赤塚孝雄: デジタル画像処理技術の進歩と画像診断, 日本臨床, 41(7), 4-14, (1983).
- 3) 飯沼武: デジタル X 線映像法, 日本臨床, 41(7), 15-19, (1983).
- 4) 大野英丸, 小野研一: Digital Fluorography, 日本臨床, 41(7), 20-26, (1983).
- 5) 阿部博幸, 他: Scanned projection Radiography, 映像情報, 9, (1982).
- 6) 阿部博幸, William R. Brody: Projection Radiography system, 日本臨床, 41(7), 36-46, (1983).
- 7) Theodore L. Idouk, et al.: Real-Time Digital K-Edge Subtraction Fluoroscopy, Investigative Radiology, 14(4), 270-278, (1979).
- 8) William R. Brody, et al.: Dual-Energy projection Radiography, AJR 137, 201-205, (1981).
- 9) 松原一仁, 佐久間貞行他: Computed Radiography の臨床応用と問題点, 日本臨床, 41(7), 124-133, (1983).
- 10) 松尾啓志, 堀場勇夫, 他: Computed Radiography を用いた Dual Energy 法の検討, 放射線映像研究, 13(1), 21-27, (1983).
- 11) 堀場勇夫: 時間差分法とエネルギー差分法の問題, 日本臨床, 41(7), 66-74, (1983).
- 12) 高野正雄: 新しい Computed Radiography, 画像診

1 ショットエネルギーサブトラクションの数学的説明 (荒井)

- 断, 2(3), 202-207, (1982).
- 13) 高野正雄: 輝尽性蛍光体を使った新しい Computed Radiography, 日本臨床, 41(7), 27-35, (1983).
- 14) M. Sonoda, M. Takano, et al.: computed Radiography utilizing Scanning Laser Simulated Laminescence, Radiology 148(3), 833-838, (1983).
- 15) 蜂屋順一, 他: 輝尽性蛍光体を用いたコンピュータッド, ラジオグラフィー, 医学のあゆみ, 127(14), 1199-1206, (1983).
- 16) 蜂屋順一, 他: 胸部疾患の診断とデジタルラジオグラフィ, 医学のあゆみ, 127(14), 1292-1298, (1983).
- 17) 秋貞雅祥 (監修): デジタルラジオグラフィ・ライフサイエンス センター, (1982).
- 18) B.G. Ziedses Des Plantes: Subtraktion, Georg Thieme Verlag • Stuttgart (1961).

追 記

1 ショットエネルギーサブトラクションの数学的説明

富士メディカルシステム(株) 荒 井 徹

1 ショットエネルギーサブトラクションは, 連続エネルギースペクトルによる信号エネルギーを考えなければ, 意味がない. ここでは, 下図のような吸収係数の異なる 2 種類の物質で構成される被写体を考える. ただし, 散乱線の影響はないものと仮定する.

A, B: 吸収係数の異なる物質
 I: 入射X線のエネルギー
 I_L: 被写体透過後のエネルギー
 I_H: フィルタ透過後
 μ_A, μ_B, μ_F: 各物質のX線に対する吸収係数
 t_A, t_B, t_F: 各物質の厚み

$$I = \int f(E) dE$$

(積分範囲は連続エネルギースペクトルのある範囲)

f(E): 連続エネルギースペクトル

E: photon エネルギー

$$I_L = \int f(E) \exp\{-\mu_A(E)t_A - \mu_B(E)t_B\} dE$$

$$I_H = \int f(E) \exp\{-\mu_F(E)t_F - \mu_A(E)t_A - \mu_B(E)t_B\} dE$$

ここで $g(E) = f(E) \exp\{-\mu_F(E)t_F\}$ とおく.

1 ショットエネルギーサブトラクションで, イメージングプレート上に記録, 読出された後の信号は, I_L と I_H を対数処理した値であるから, エネルギーサブトラクション処理をすることは下記の関数 F(t_A, t_B) を作ることに対応する.