The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	コンデンサ式X線発生装置とFCRを用いたDual-Energy Projection Radiographyにおける撮影条件の設定
Author(s)	西谷, 弘; 松浦, 啓一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(4), p. 644-650
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18141
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

日本医放会誌：47（4），644—650，1987（昭62）

コンデンサ式X線発生装置とFCRを用いたDual-Energy Projection Radiographyにおける撮影条件の設定

九州大学医学部附属病院放射線部
西谷　弘　松浦啓一

（昭和61年7月25日受付）
（昭和61年10月9日最終原稿受付）

Dual-Energy Projection Radiography Using Condenser Discharge X-ray Generator and FCR —Determination of Technical Factors—

Hiromu Nishitani* and Keiichi Matsuura*
*Department of Radiology, Kyushu University Hospital

Research Code No.: *204.1*

Key Words: *Computed radiography, Dual-beam subtraction, Dual-energy projection radiography, FCR, Radiography apparatus*

In dual-energy projection radiography with double exposures, rapid energy switching is mandatory to eliminate motion artifacts, but it is costly for use in a clinical environment. We developed a system with practical exposure intervals at reasonable cost by modifying a condenser-type X-ray generator. A commercially available system for digital radiography (Fuji Computed Radiography, FCR) was used to subtract images.

This report dealt with technical factors to obtain adequate kV and mAs settings in this technique.

はじめに

Dual-energy projection radiographyは，X線エネルギーの違いによる骨，造影剤，軟部組織，空気の吸収係数の差を利用して，骨，造影剤を強調したり，消して画像を作ろうとするものである．Dual-energy projection radiographyには，イメージセンサの間にフィルタをはさんでエネルギー差をつける方法[1]と，エネルギーを変えて二回曝射する方法がある．前者は動きの要素が入らないという利点があるが，現在までの方法では，エネルギー分離がやや不良である．二回曝射法では，動きによるアーチファクトを少なくするために，X線発生装置の高電圧を瞬時に変更する技術が必要であるが難しく，またできるとしても高価であり，いまだ研究段階である[2)3)]．コンデンサX線発生装置は，比較的短時間で電圧を変化させることができることに着目し，Fuji Computed Radiography（FCR）と併用することで，dual-energy projection radiographyを試み，すでにその初期的経験については報告した[4]．本稿では，撮影条件設定の技術的側面を中心に検討し，合わせて臨床例を供覧する．

装　置

コンデンサ式X線発生装置は，東芝製KCD-12 MC型で，一回のシーケンスで二度の曝射ができるよう改造した．電圧を変化させるため高圧で撮影後暗流シャッターを閉じ，低圧までX線管を通して放電させた．放電が完了すると暗流シャッタを開き，低圧撮影を行った．一回目の曝射開始から二回目の曝射終了までを一サイクルとし，この

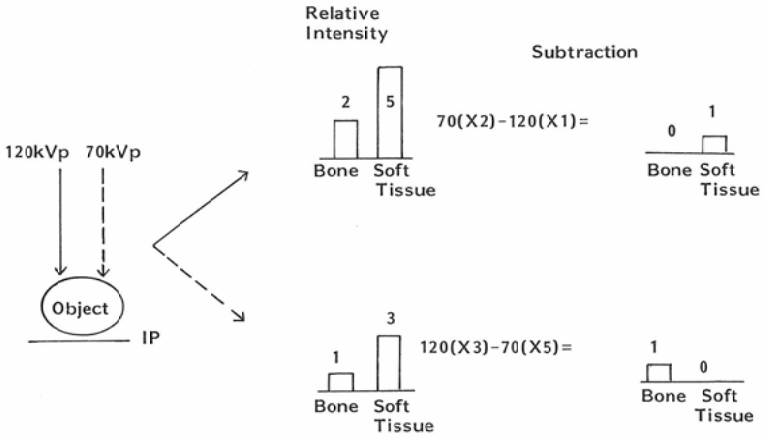


Fig. 1　Dual Beam Subtraction Method

時間が約0.6秒で完了するようにした．X線管は，DRX-822GDを使用した．このX線管の固有濾過は0.7mmアルミニウム等価であり，総濾過は2.5mmアルミニウム等価である．撮影は，FCR専用の血管造影用チェンジャ（1枚/0.5秒）を用いて行った．撮影された二枚のFCRイメージングプレートの読み込後，画像再出時に各々目的に応じて重み付けを変化させサブトラクションを行った(Fig. 1)．ファントムで実験したのち，臨床例にも応用した．

方　法

1．管電圧とエネルギー分離の検討

焦点―イメージングプレート間距離を100cmとし，5mmステップのアクリル階段を高圧側120kV 2mAS，低圧側90kV，80kV，70kV，60kV 2mAsで撮影し，同一処理条件で処理し，直線階調・ガンマ1.0でFCR画像として出力した．次に，出力画像の各ステップの濃度を測定し，縦軸を高圧側の濃度，横軸を低圧側の濃度としてグラフにプロットし，傾きすなわち$\tan\theta$を求め，管電圧によるエネルギー分離の度合について検討した．

さらにエネルギー分離を向上させる方法としては，高圧側に低エネルギーのX線をカットするフィルタを挿入するか，あるいは低圧側に高エネルギーのX線をカットするフィルタを挿入する方法が考えられるが，コンデンサ制御方式の持つX線出力の制限から，低圧側にフィルタを置くのは無理があり，高圧側に付加フィルタを挿入する方法について検討した．低圧側を70kV25mAsとし，高圧側を120kV 2mAsでフィルタの無い場合と，120kV 10mAsで銅1mmのフィルタを付加した場合とについて，前述の$\tan\theta$を用いて検討した．

2．管電圧の差ならびに線量と画質の関係

リトルトンファントム（骨部）とバーガーズタイプファントムを重ねて撮影を行った．高圧側の撮影条件は，120kV 2mAs一定とし，低圧側の撮影条件を変化させて比較検討した．低圧側の撮影条件は，電圧を80kV，70kV，60kVとし，それぞれの管電圧について，2mAs，4mAs，8mAs，16mAs，32mAs，64mAsとした．ただし，60kVについては，128mAsについても行った．mAs設定に関しては，2mAsを除き，4mAs×x回照射とした．

このようにして，撮影したイメージングプレートを収録処理した後，120kV～80kV，120kV～70kV，120kV～60kVの組合せで，骨部が消去できるような条件を重み付けサブトラクションを行った．このサブトラクション画像の出力の際には，バーガーズタイプファントムの穴の部分とそうでない部分の濃度差が同じになるように処理して，フィルム上の画像とした．これらの画像を用い，RMS（root mean square）による粒状度の評価を行った．アパーチュアサイズは，20μm×1,000μmで，FCRの書き込み方向にスキャンした．

この検討は，付加フィルタのない場合で行ったが，一部はある場合についても行った．

3. 撮影条件の設定

以上の検討を基にして，撮影条件の設定を行った．

4. 半価層・実効電圧・線量の測定

設定した条件について，Ionex 線量計を用いて，半価層・実効電圧・線量の測定を行った．半価層の測定は，アルミニウムを用いて行った．

5. ファントム実験ならびに臨床試用

基礎実験で設定した条件の基に，ファントムで撮影を行い，そののち臨床例について，dual-energy projection radiography を試みた．

結　果

1. 管電圧とエネルギー分離の検討

各管電圧組合せの tan θ を Table 1に示す．管電圧の差が大きいほど tan θ の値は小さくなり，エネルギー分離が良い．

Table 1 Tube voltages and tan θ

Tube voltages	tanθ
120kVp-90kVp	0.92
120kVp-80kVp	0.92
120kVp-70kVp	0.82
120kVp-60kVp	0.76

Table 2 Change in tan θ by addition of the filter

Exposure technique	tan θ
120kVp(10mAs)-70kVp(25mAs) with a copper filter	0.70
120kVp(2mAs)-70kVp(25mAs) without a copper filter	0.78

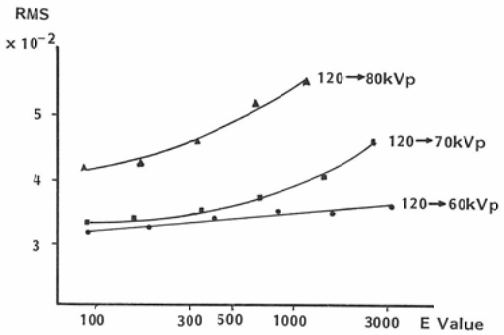


Fig. 2 Image Quality by kV Settings and Doses

Table 3 Change in image quality by addition of the filter

Exposure technique	RMS
120kVp(10mAs)-70kVp(25mAs) with a filter	2.98×10^{-2}
120kVp(2mAs)-70kVp(25mAS) wihtout a filter	5.13×10^{-2}

Table 4 Half value layers Aluminum, effective voltages, and doses

Exposures	Half value layer	Effective voltage	Dose(mR)
120kVp, 10mAs with a filter	9.80	64.0 kVp	25
120kVp, 2mAs	4.35	39.5	41
70kVp, 25mAs	2.35	30.0	94

更に，付加フィルタの効果を見ると，Table 2に示す通り，フィルタの付加によりさらにエネルギー分離が良くなった．

2. 管電圧の差ならびに照射線量と画質の関係

管電圧の差・照射線量と画質の関係を Fig. 2に示す．照射線量としては，同じファントムを使用したので，FCR をE値で代用し，横軸に表わした．管電圧の差が大きいほど，また照射線量が多いほど粒状性は良くなっているが，60kV と70kV では，実用的な照射線量の領域（E値200～500）で，あまり大きな差とはならなかった．

高圧側フィルタ付加の有無による違いについては，低圧側を70kV 25mAs にして RMS をみたのが Table 3で，フィルタ付加をしたほうが粒状性の著しい向上が見られた．

3. 撮影条件の設定

以上の検討から，高圧側に1mm 厚さの銅フィルタを付加し，管電圧は120kV と70kV の組合せがよく，照射線量はE値で200～500，すなわち120 kV 10mAs, 70kV 25mAs あたりが適当と判断した．

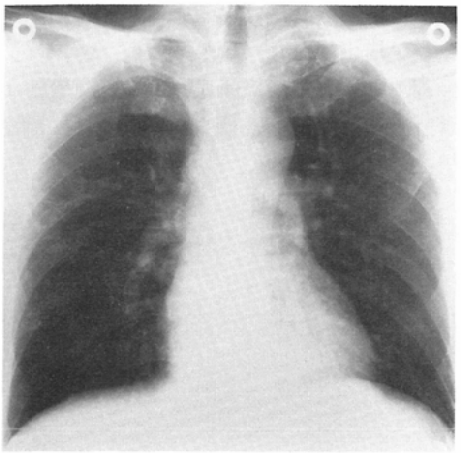
4. 半価層・実効電圧・線量の測定

Table 4に設定したそれぞれの条件のアルミニウム半価層，実効電圧，線量を示した．

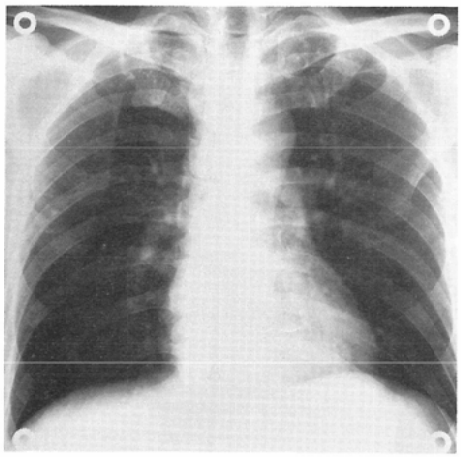
5. ファントム実験ならびに臨床試用

ファントム実験で満足すべき効果が得られたので，臨床例について応用した．

胸部の軟部組織像では，骨構造が消失し（Fig.



A

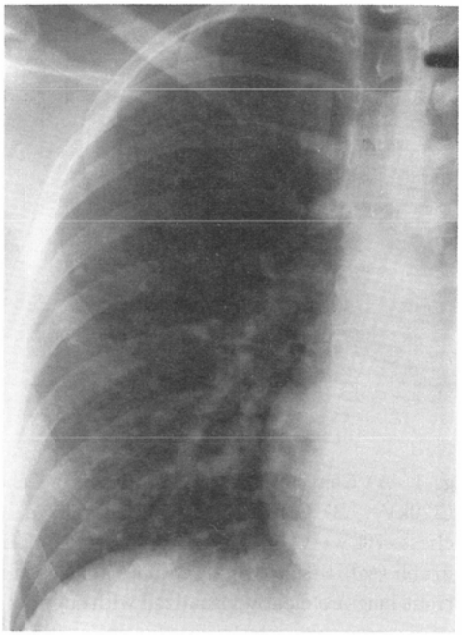


B

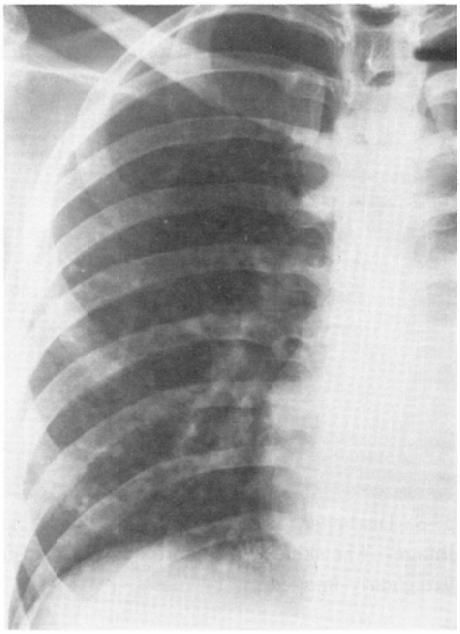
C

Fig. 3　A) Conventional radiograph of the chest (120kV). B) Conventional radiograph of the chest (70kV). C) Dual-energy subtraction radiograph (soft tissue images).

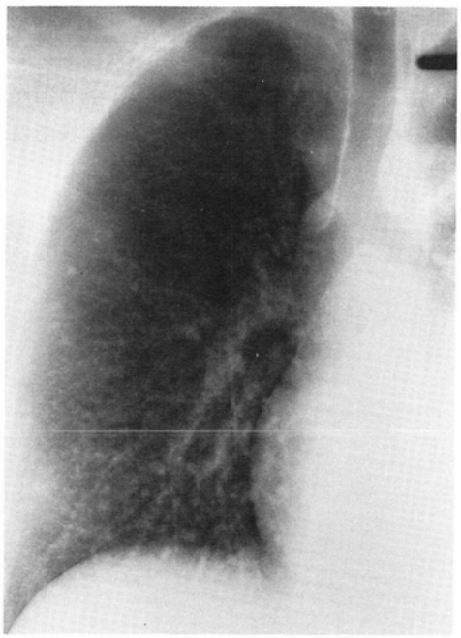
3), 肺野では, 骨に重なって見難かった結節がはっきりと見えた (Fig. 4). その他, 気管, 縦隔と肺の境界線, 肋膜などの空気と組織の境界部が明瞭に描出されるようになった. 骨強調画像では, 肺



A



B



C

Fig. 4 A) Conventional radiograph of the chest (120kV). B) Conventional radiograph of the chest (70kV). C) Dual-energy subtraction radiograph (soft tissue images) Minute nodules in the right lung are clearly visualized with subtraction of the otherwise interfering skeletal structure.

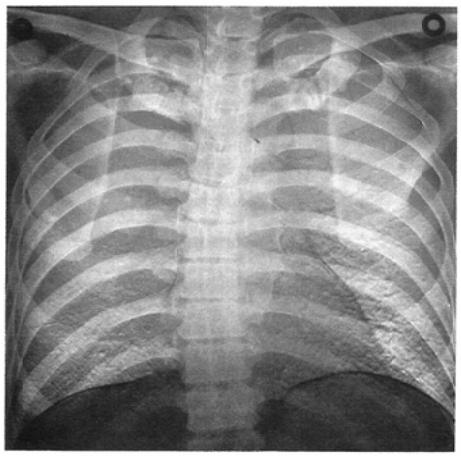
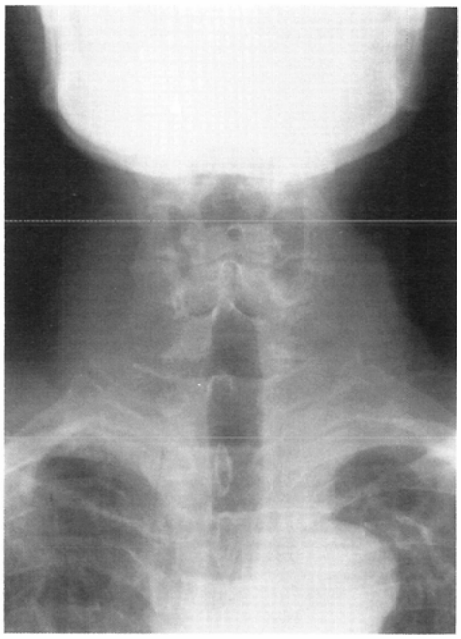


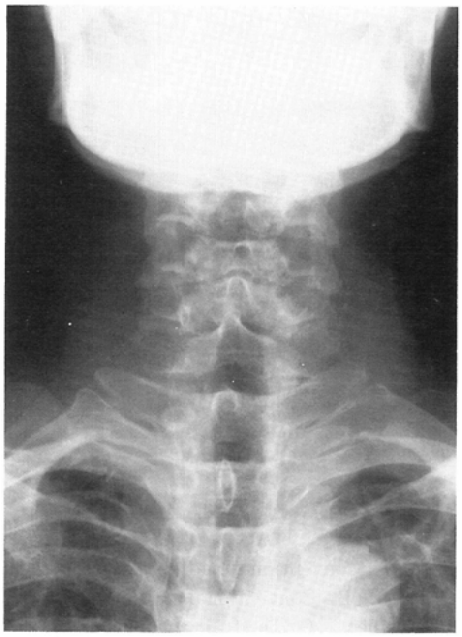
Fig. 5 Dual-energy subtraction radiograph (bone image). The skeletal structure and calcified foci are clearly imaged.

野の構造は消失し，骨構造のほか，肺結節内の石灰化巣が描出された（Fig. 5）.

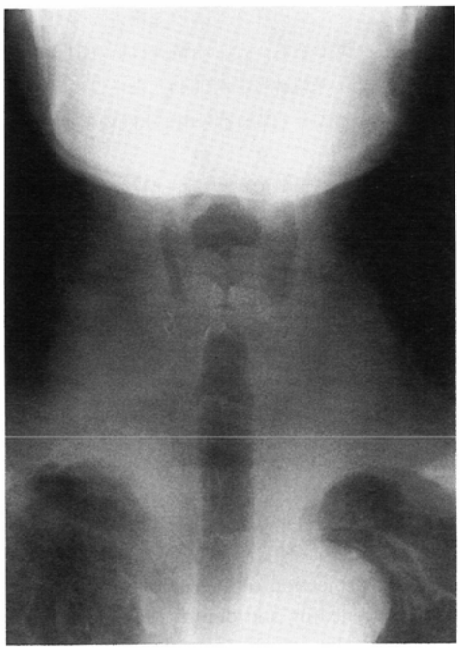
頚部では，軟部組織画像で喉頭，気管がよく描出され（Fig. 6），頭部側方向撮影では，副鼻腔が



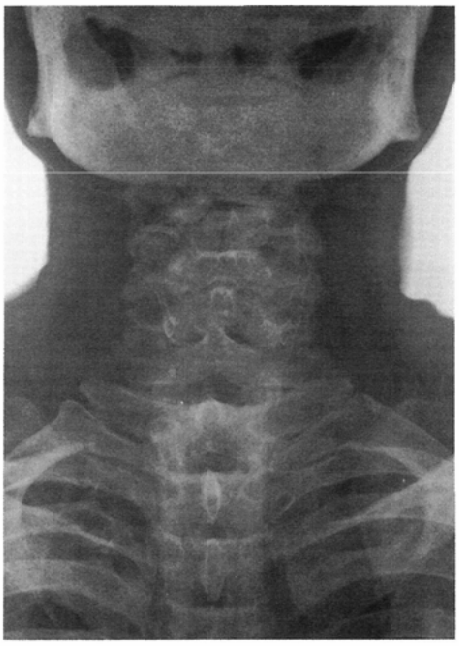
A



B



C



D

Fig. 6 A) Conventional radiograph of the neck (120kV). B) Conventional radiograph of the neck (70kV). C) Dual-energy subtraction radiograph (soft tissue image). The larynx and trachea are beautifully visualized. D) Dual-energy subtraction radiopraph (bone image). The cervical spine is well visualized.

明瞭となった．

考　案

二回曝射法を用いるdual-energy projection radiographyは，X線フィルムの時代から試みられてきたが，動きによるアーチファクトを避けるための高速管電圧変換に問題があり，またフィルム法では，照射量と黒化度の間がリニアな関係にないことも加わって，困難な問題が多かった．最近の感材技術の発展により，後者の問題はある程度片付いたが，前者の問題解決のためには，高価な装置が必要で，どこの施設でも出来るというものではなかった．一方，一回曝射法は，特殊な装置がなくても，カセッテのなかに二枚のフィルムをおき，間にフィルタを挟むということで行えるという利点があるが，現在までの方法では，エネルギー分離があまり良くない．最近，スリットデジタルラジオグラフィを利用した方法が発表されたが，その際には高価な装置が必要で，いまだ実験段階であり，どこの施設でも行なわれるものではない．

FCRは，日本で開発されたコンピューテッドラジオグラフィであり，サブトラクションなどの画像処理が簡単に行なわれるほか，イメージングプレートさえあれば，装置を導入していない施設でも撮影でき，あとは処理を委託するだけでよいという特性がある．

コンデンサ式X線発生装置は，安価であり，かつその特性として，X線管を通して放電を続けることにより連続的に管電圧が下降するので，エネルギーの高速変換が比較的容易である．その特性に注目して，FCRと組合せた二回曝射法によるdual-energy projectionを試みたわけである．

コンデンサ制御方式のX線発生装置は，前述したように，高い管電圧と低い管電圧での撮影が短時間に行えるという利点があるが，その反面一度に出力できるX線量に制限がある．例えば，低圧側の照射線量を多くすることで良い画像が得られるが，そのためには，低圧側の管電圧を上げる必要がある．そうすると，高圧画像と低圧画像の管電圧差が小さくなり，エネルギー分離の悪さが画質の劣化に結び付く．今回のわれわれの検討では，

1mm 銅のフィルタを入れた場合，120kV と70kV が最適であり，おのおの10mAs, 25mAs が適当という結論に達した．実際の臨床例でも，比較的満足すべき結果が得られた．この場合，患者への入射面での空中線量は120kV で25mR，70kV で94 mR となり，それ程多いものではなかった．これらの点から，現段階で我々の方法は，実用的な dual-energy projection radiography と考える．

おわりに

コンデンサX線発生装置と FCR を使用した dual-energy projection radiography における最適撮影条件について検討し，実際の臨床例で試用したところ，満足すべき結果が得られたので報告した．

今後は，症例を加えて，dual-energy projection の臨床上の有用性に関する検討を重ねる必要があると考えている．

本研究遂行に当り，九州大学医学部附属病院放射線部梅津芳幸技師ならびに小川和久技師のご協力を得た．ここで深く感謝する次第である．なお本研究は昭和61年度文部省科学研究補助金（課題番号61870045）ならびに昭和61年度厚生省がん研究助成金（課題番号61—13）の援助を受けた．

文　献

1) 高尾義人：同時曝射撮影によるエネルギーサブトラクションの基礎的研究．映像情報(M)，16：1105—1108, 1984
2) Brody, W.R., Cassel, D.M., Sommer, F.G., et al.: Dual-energy projection radiography: Initial clinical experience. A.J.R., 137: 201—205, 1981
3) Sommer, F.G., Brody, W.R., Gross, D., et al.: Excretory urography using dual-energy scanned projection radiography. Radiology, 141: 529—532, 1981
4) Nishitani, H., Umezu, Y., Ogawa, K., Yuzuriha, H., Tanaka, H. and Matsuura, K.: Dual-energy projection radiography using condenser X-ray geneator and digital radiography apparatus. Radiology, in press