原 著

踵骨軸位撮影法

田淵真弘・寺嶋 広¹⁾論文受付
2001年9月28日論文受理
2002年9月24日

Code No. 241

医療法人同仁会金光病院放射線科
1)医療法人水清会水島第一病院放射線科

緒 言

従来の踵骨軸位撮影法^{1), 2)}(以下従来法と記す。Fig. 1-1)によるX線像は、踵骨長軸方向の被写体コントラストが非常に高く、また歪みが大きいために撮像および観察を困難にしている。これには近位部と遠位部とで検出面への到達線量に差を生じることが原因として考えられる。

このような場合、管電圧を上げて踵骨全体を観察しようとする、骨梁のような中・高周波成分まで信号強度を弱めてしまう。この問題点を改善するために、後距踵関節部と遠位端部における被写体コントラストおよび散乱線含有率を考慮し、入射X線に対して検出面を垂直に設置する撮影法(以下新法と記す。Fig. 1-

2)を検討した。

1. 実験機材

・診断用X線高電圧装置

発生器:

KXO-30F 東芝メディカル株式会社製

X線管:

DRX-2924HD 株式会社東芝製

焦点 1.2mm/0.6mm, フィルタ 1.1mmAl

・フィルムおよび増感紙:

UR-2, HG-M

富士フィルムメディカル株式会社製

・自動現像機:

Axial Calcaneus Roentgenograph

MOTOHIRO TABUCHI, HIROSHI TERASHIMA¹⁾

Department of Radiology, Dojinkai Konko Hospital

1)Department of Radiology, Suiseikai Mizushima-daiichi Hospital

Received Sept. 28, 2001; Revision accepted Sept. 24, 2002; Code No. 241

Summary

Low-frequency noise caused by intestinal gas, bone, or high-contrast subjects on roentgenographs often makes them difficult to read. The plantodorsal projection of the calcaneus taken by the conventional method has low-frequency noise because of its own high contrast for the long axis. Even if a higher X-ray tube voltage is used to reduce the low-frequency noise, middle- or high-frequency signals such as those of bone trabeculae are also reduced. We investigated a new method that takes into consideration the subject contrast between the part of the posterior calcaneal articulation and distal part on the calcaneus projection, the spectrum of bone trabeculae, and the scatter fraction. The technique we introduced has some merit compared with the conventional method in that it reduces image distortion, provides low contrast for the long axis, and sharpens trabeculae images and articulations.

Key words: Plantodorsal(axial)projection of calcaneus, Subject contrast, Air-gap method

別刷資料請求先: 〒719-0104 岡山県浅口郡金光町占見新田740
医療法人同仁会金光病院 放射線科 田淵真弘 宛

Fig. 1-1 Conventional method with angulation of the central X-ray to the plantar surface at 40 degrees and the image receptor parallel to the leg (perpendicular to the plantar surface). SID: 100 cm

Fig. 1-2 New method with angulation of the central X-ray to the plantar surface at 40 degrees and the image receptor vertical to the central X-ray direction. SID: 100 cm, OID: 20 cm

セプロスM

富士フィルムメディカル株式会社製

- ・平行光濃度計：PDM-7 コニカ株式会社製
- ・拡散光濃度計：PDA-15 コニカ株式会社製
- ・足ファントム
- ・鉛円板 4 種類

1.6mm thickness

5mmφ, 10.2mmφ, 15.2mmφ, 20mmφ

- ・鉄球六ヶ 直径 0.6mmφ

- ・半導体式電子ポケット線量計：

PDM-172 アロカ株式会社製

2. 方法

2-1 特性曲線の作成

ブートストラップ法³⁾で使用する増感紙ーフィルム系の特性曲線を作成した。

一倍露光を50kV, 100mA, 0.2secで、二倍露光を50kV, 100mA, 0.4secで段差 1mmの20段のアルミ階段を撮影した試料を拡散光濃度計で測定し、求めた特性曲線(Fig. 2)から 6 次の多項式近似を求めた。近似式は写真濃度から相対照射線量への変換に使用した。

$$y = 1.2255x^6 - 6.793x^5 + 13.003x^4 - 9.979x^3 + 3.6067x^2 - 0.4221x + 0.19 \quad (R^2=1)$$

2-2 足ファントムの踵骨軸位撮影

足ファントムを 2 種類の方法(Fig. 1-1, 1-2)で固定し、双方とも焦点ーフィルム間距離(以下SID: source image receptor distanceと記す)100cmで、足底とX線入射方向とのなす角を40度とした。また、焦点サイズには小焦点(0.6mm)を選択した。従来法では検出面を下腿と平行に置き、新法では検出面を中心X線軸に対して垂直に置いた。また、新法でのファントムーフィルム間距離(以下OID: object image receptor distanceと記す)は20cmとした。そして撮影管電圧は50kV～90kVまで10kVずつ変化させた。踵骨の短軸方向および長軸方向の濃度測定線を決定する指標として直径

Fig. 2 Characteristic curve of UR-2.

0.6mmφの鉄球をファントムの管球側6カ所(Fig. 3-3, 3-4のa, b, c, d, e, f, a', b', c', d', e', f'が示す点)に貼り付けて撮影した。線分a-b, c-dの交点(新法では線分a'-b', c'-d'の交点)が⁸⁾X線中心に重なるようにし、その点の写真濃度値が1.0になるようにmAs値を調節した。e, e', f, f'は、従来法と新法とで被写体表面での光照射野を一定にするために、光照射野端に貼付したもので濃度測定線とは直接関係はない。

2-3 注目する2点(後距踵関節部と踵骨遠位端部)の被写体コントラストの算出

実験方法2-2で作成した写真上の注目する2点(後距踵関節部と踵骨遠位端部: Fig. 3-3, 3-4の円で囲んだ部分)の濃度値を測定し、実験方法2-1で得られた近似式により相対照射線量に変換した後、被写体コントラストを求めた。(Fig. 4)

Fig. 3-1 Plantodorsal projection of the calcaneus by conventional method (70 kV, 4 mAs).

Fig. 3-2 Plantodorsal projection of the calcaneus by the new method (60 kV, 12.5 mAs).

Fig. 3-3 Drawing of Fig. 3-1. a, b, c, d, e, and f show the locations of steel beads (0.6 mm). Circles show the area observed to measure subject contrast between the part of the posterior calcaneal articulation and distal part on axial projection of the calcaneus.

Fig. 3-4 Drawing of Fig. 3-2. a', b', c', d', e', and f' show locations of steel beads (0.6 mm). Circles show the area observed to measure subject contrast between the part of the posterior calcaneal articulation and distal part on axial projection of the calcaneus.

・被写体コントラスト

$$C_{sub}=e^{-[\mu_1(x_1-x_2)+\mu_2(x_3-x_4)]}$$

μ_1 : 骨の線減弱係数

μ_2 : アクリルの線減弱係数

x_1 : 後距踵関節部における骨の厚み

x_2 : 踵骨遠位端部における骨の厚み

x_3 : 後距踵関節部におけるアクリルの厚み

x_4 : 踵骨遠位端部におけるアクリルの厚み

2-4 短軸方向の信号強度測定用写真の作成とパワースペクトルの算出

実験方法2-3の結果において新法60kV, 12.5mAsと従来法70kV, 4mAsでは後距踵関節部と踵骨遠位端部ではほぼ同等の被写体コントラストを示した。この2枚の写真上で、短軸方向(Fig. 3のa-b間, a'-b'間)および長軸方向(Fig. 3のc-d間, c'-d'間)をマイクロデンシトメータを用いてサンプリングピッチ50 μ m, アパーチャサイズ10 $\times$ 1,000 μ m²でサンプリングを行った(Fig. 5)。短軸方向に内側部, 中央部, 外側部に分け, 512点ずつデータを抽出し, それぞれのパワースペクトル⁴⁾を求め, 平均値を算出した(Fig. 6)。なお, 比較のため従来法に対する新法の相対的拡大率1.17を新法の周波数軸の値に掛けて補正した。

2-5 鉛ディスク法による散乱線含有率の計測

Fig. 7のように被写体表面への中心X線入射点に4種類の鉛円板(5mm ϕ , 10.2mm ϕ , 15.2mm ϕ , 20mm ϕ)をそれぞれ取り付け, 実験方法2-4と同じ条件で撮影した。被写体入射表面での照射野面積はほぼ一定に保った。鉛ディスク影の内側と外側の写真濃度を実験方法2-1で得られた近似式により相対照射線量に変換した後, それぞれのディスク径ごとにその比をプロットし, 最小自乗法で直線近似してディスク径0mmにおける値を外挿し^{5, 6)}散乱線含有率を求めた。

・散乱線含有率 $F=\{Ds/(Dp+Ds)\} \cdot 100(\%)$

Ds : 散乱線強度 Dp : 一次X線強度

3. 結果

3-1 従来法と新法の被写体コントラストおよびパワースペクトル(Fig. 5, Fig. 6)

後距踵関節部と踵骨遠位端部における被写体コントラストが同等である写真を比較した場合, 従来法に比較して新法のパワースペクトルは0.1cycle/mmから2.0cycles/mm付近までどの周波数成分もおおむね高値を示した。

北山らの研究⁷⁾によれば踵骨側面像の像面における骨梁の空間周波数は, 0.7cycle/mm $\sim$ 1.1cycles/mmで

Fig. 4 Subject contrast between the part of the posterior calcaneal articulation and distal part on axial projection of the calcaneus.

あるという。後距踵関節部と踵骨遠位端部との被写体コントラストが同等である写真を比較した場合, 新法の方がこの周波数付近の信号強度が高かった。

3-2 散乱線含有率(Fig. 8)

後距踵関節部と踵骨遠位端部における被写体コントラストが同等である新法60kVと従来法70kVの写真をを選び, 踵骨中央部の散乱線含有率を鉛ディスク法にて求め, 比較した。従来法で66%, これに対して新法では32.9%と低い値を示した。

4. 考察

従来法と新法では被写体へのX線入射角度はほぼ等しく, 違いは, 被写体と検出面とのなす角(X線入射方向と検出面とのなす角)とOIDである。X線量の分布は被写体から射出されるまで双方ではほぼ等しい。従来法で踵骨遠位端部と後距踵関節部との被写体コントラストが高くなった原因として, 被写体厚に差があるということ, 散乱線含有率の不均一性が著しいことの2点が考えられた。しかし, 本実験では踵骨の位置による散乱線含有率の不均一性に関する確証は得られていない。また, 従来法では強散乱体である踵骨自身と検出面が平行でないため, 踵骨と検出面との間にギャップの不均一性があり, これも検出面での散乱線含有率を不均一にする因子であると考えられた。今後の重要な検討課題だと考える。ゆえに近位部と遠位部とでの検出面への到達線量に差を生じるという事実のみ着目して本論を進めた。

これに対して新法は, 中心X線に対して垂直に検出面を設置したため, 従来法に比較して, 被写体と検出面とのギャップがより均一化される。そのため踵骨遠位端部と後距踵関節部との被写体コントラストが低下したものと考えられた。

Fig. 5-1 Density value along short axis of axial calcaneus projection that was measured by microdensitometer. (sampling pitch: $50\mu\text{m}$)

Fig.5-2 Density value along long axis of axial calcaneus projection that was measured by microdensitometer. (sampling pitch: $50\mu\text{m}$)

Fig. 6 Power spectra of transverse element (between points a and b, a' and b') on axial projection of the calcaneus.

Fig. 7-1 Experimental arrangement of lead disc method/
conventional method.
Field size on the detector plane: 98 mm×62 mm.

Fig. 7-2 Experimental arrangement of lead disc method/
new method.
Field size on the detector plane: 90 mm×77 mm.

Fig. 8 Scatter fraction at the middle of the axial projection of the calcaneus.

それでも新法における踵骨長軸方向の低周波の被写体コントラストはまだまだ高く、観察に適するまでもう少しの低下が望まれるが、画質や歪みを考慮して検出面の角度は中心X線入射方向と垂直になるところまで留めておくべきであろう。

5. 臨床

実際の撮影手技と写真を紹介する (Fig. 9)。

新法の長所として、1)従来法に比べて歪みが小さい。2)踵骨長軸方向の被写体コントラストが低く、中・後距踵関節面を描出しやすい。このため骨折時の骨片の転位などを観察しやすい。また従来法に比べて低電圧で撮影可能である。3)骨梁の信号強度が高く、骨梁がシャープに描出される。4)被検者の体位が、側臥位で撮影できる。これは内踝を下にしても、外踝を下にしてもどちらでも構わないが、われわれの施設では、外踝を下にした体位を採用している。なぜなら、この体位だけで踵骨軸位撮影、側面撮影、アントンセン位撮影の三法を撮影することができ、迅速かつ患者に体位変換の苦痛を与えることなく検査を終えること

ができるからである。また、踵骨に損傷のある場合や、術中でキルシュナーが穿刺されてある場合にも、従来法のように検出面を直接患部に付けることなく撮影できるのが本法の最も優れている点である。などが挙げられる。

新法の短所は、従来法に比べて被写体への被曝線量の増加が余儀なくされることであるが、上記の長所を考慮すれば、多少の被曝線量の増加はやむを得ない。しかしながら、積算線量計を用いて測定した線量の平均値は、カセットの裏側で $1.0\mu\text{Sv}$ 、カセットより20cm頭側では $0.2\mu\text{Sv}$ となった。よって躯幹部への被曝線量は容認できる範囲内であると考えられた^{8, 9)}。

6. 結語

医用X線写真を肉眼で観察する際に、観察を困難にしているケースでは、腸管のガスや骨の重なり、あるいは被写体厚の著しい勾配によって被写体コントラストが高くなる場合が多い。

新法で得られた踵骨軸位X線写真は従来法で問題となっていた踵骨長軸方向の低周波成分の被写体コント

Fig. 9-1 New method: positioning view from the bottom.

ラストを低く抑えられ、後距踵関節面の描出も容易でかつ骨梁像がシャープであり、臨床上有効であった。

謝 辞

稿を終えるにあたり、実験機材の提供と撮影に御協力いただきました真備中央病院 丸元譲技師長ならびに田村沙知技師、倉敷成人病センター 蘆原友里技師、いしま病院 馬場隆志技師長、そして撮影体位について御助言をいただきました金光病院 中務厚志技師に深く御礼申し上げます。また、マイクロデンシトメータの測定に応じていただきましたコニカ株式会社南友二郎氏、山室紀人氏に感謝申し上げます。

最後に足ファントムの貸与ならびに御助言いただきました岡山大学医学部保健学科の中桐義忠助教授に深謝致します。

Fig. 9-2 New method: positioning view from the top.

Fig. 9-3 New method: positioning view from the side.

参考文献

- 1) Kenneth L. Bontrager: chapter 6 Lower Limb. Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy. p.222, Mosby, St. Louis Missouri the United States of America, (2001).
- 2) 堀尾重治: 12 足関節・足・骨・関節X線写真の撮り方と見かた, pp.139-140, 医学書院, 東京, (1990).
- 3) 小寺吉衛: 放射線受光系の特性曲線. 医療科学社, 東京, (1994).
- 4) 酒井幸市: 6 フーリエ変換. デジタル画像処理入門. pp.91-107, コロナ社, 東京, (2000).
- 5) 中村 勝, 加藤秀起, 鎌田貴夫: 診断領域における散乱X線のスペクトル的解析. 日放技学誌, 48(10), 1815-1822, (1992).
- 6) 稲津 博, 上田正美, 東 敏也: 鉛ディスク法におけるディスク位置と散乱線含有率の関係. 日放技学誌, 47(5), 709-713, (1991).
- 7) 北山 彰, 板谷道信, 友光達志, 他: 骨梁の画像解析. 日放技学誌, 56(3), 460-471, (2000).
- 8) 草間朋子: あなたと患者のための放射線防護Q&A. 医療科学社, 東京, (1996).
- 9) 近藤宗平: 人は放射線になぜ弱いのか第3版. 講談社, 東京, (1998).

図表の説明

Fig. 1-1 従来法.

足底への中心X線入射角度は40度. 検出面と中心X線とのなす角度は50度: 検出面は下腿に平行(足底に垂直). SID: 100cm

Fig. 1-2 新法.

足底への中心X線入射角度は40度. 検出面は中心X線に垂直. SID: 100cm, OID: 20cm

Fig. 2 UR-2の特性曲線.

Fig. 3-1 従来法 70kV 4mAs

Fig. 3-2 新法 60kV 12.5mAs

Fig. 3-3 Fig. 3-1のシェーマ.

『abcdef』は鉄球(0.6mm ϕ)の位置を示す. 円は後距踵関節部と踵骨遠位端部との被写体コントラスト測定のために注目した二つの領域を示す.

Fig. 3-4 Fig. 3-1のシェーマ.

『a'b'c'd'e'f'』は鉄球(0.6mm ϕ)の位置を示す. 円は後距踵関節部と踵骨遠位端部との被写体コントラスト測定のために注目した二つの領域を示す.

Fig. 4 後距踵関節部と踵骨遠位端部との被写体コントラスト.

Fig. 5-1 踵骨X線写真の踵骨短軸方向の濃度値.

マイクロデンシトメータで測定(サンプリングピッチ50 μ m).

Fig. 5-2 踵骨X線写真の踵骨長軸方向の濃度値.

マイクロデンシトメータで測定(サンプリングピッチ50 μ m).

Fig. 6 踵骨X線写真の短軸方向成分のパワースペクトル.

Fig. 7-1 鉛ディスク法の実験配置: 従来法: 検出面での照射野 98mm $\times$ 62mm

Fig. 7-2 鉛ディスク法の実験配置: 新法: 検出面での照射野 90mm $\times$ 77mm

Fig. 8 踵骨軸位X線写真での踵骨中央部における散乱線含有率.

Fig. 9-1 新法 下から見た様子.

Fig. 9-2 新法 上から見た様子.

Fig. 9-3 新法 横から見た様子.