

位相コントラストマンモグラフィ用 輝尽性蛍光体プレートの開発

Development of a Photostimulable Phosphor Plate for a Phase Contrast Mammography System

山下 裕史* 萩原 清志*
Yamashita, Hirobumi Hagiwara, Kiyoshi

若松 秀明** 本田 哲*
Wakamatsu, Hideaki Honda, Satoshi

要旨

位相コントラスト技術を用いたデジタルマンモグラフィシステムに適用する新規輝尽性蛍光体CRプレートの開発を行った。位相コントラストシステムは鮮鋭性に優れており、輝尽性蛍光体プレートの粒状性改良設計を行い、併せてシステムの総合画質を向上させた。新たに導入した合成技術により得られた蛍光体は結晶性が高く、大幅な輝尽発光輝度の増加が確認された。この高輝度蛍光体を用いたプレートの画像特性を確認したところ粒状性の改良が確認された。本稿では、位相コントラストマンモグラフィに適した新規蛍光体プレート設計の考え方、新規採用技術について報告する。

Abstract

Phase contrast technology provides a computed radiography mammography system with exceptional image sharpness. But to reap this benefit, such a system must also offer fine image granularity. To achieve this in our current phase contrast mammography system, we designed a new photostimulable phosphor plate. The luminescence intensity of the new plate was increased via the high crystallinity of photostimulable phosphor grains obtained through new crystal generation technology. Reported here are background to and details of this development.

1 はじめに

医用X線撮影におけるデジタルシステムとして、輝尽性蛍光体をX線ディテクタとして用いるコンピューテッドラジオグラフィ（CR）システムがある。¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾ CRシステムはダイナミックレンジが広く、診断に適した画像処理が可能で、電子保存ができるなどスクリーン／フィルム系に対してメリットが多い上、近年は画質も向上してきたため急速に普及が進んでいる。当社も1996年のRegius Model 330（立位タイプ）⁶⁾を発売して以来、

2002年のRegius Mmodel 170（カセットタイプ）⁷⁾発売に至るまで様々な診断に適用できるようCRシステムを提供してきた。

* コニカミノルタエムジー(株) 開発センター MIシステム開発室
** コニカミノルタテクノロジーセンター(株) 材料技術研究所
素材技術開発室

一方、近年乳がん検診の必要性が注目されピンクリボン運動による早期発見の啓発活動も行われている。当社は、デジタルマンモグラフィ用レジウスプレートRP-5Mを2003年に発売しているが更なる画質向上を目指し2004年に位相コントラスト技術を応用したデジタルマンモグラフィシステムを発表した。本稿では、位相コントラストマンモグラフィシステムに適用される新規輝尽性蛍光体プレートについて報告する。

2 位相コントラストに求められるプレート特性

位相コントラスト技術は、被写体画像境界部分のX線の屈折を利用したエッジ効果画像を得る技術である。⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾ 被写体により屈折して生ずる被写体境界部のX線量の疎の部分と、被写体を通過しないX線と被写体による屈折したX線が重なる密の部分のコントラスト差を利用しエッジ強調画像を得るため鮮鋭性が向上する。X線検出器は屈折したX線と直進するX線が密になるように被写体からある程度離れた距離に配置される。（Fig. 1）

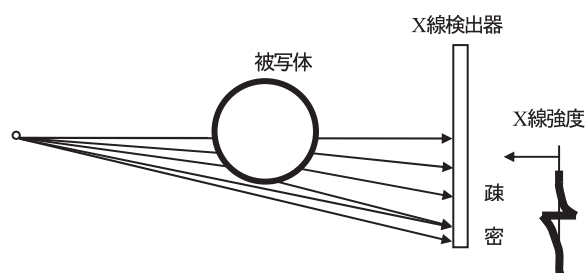


Fig.1 The principle of x-ray phase contrast imaging

ここで、位相コントラストに求められる輝尽性蛍光体プレートの特性について考えてみる。

総合画質評価の評価指標のひとつとしてNEQ（Noise-Equivalent number of Quanta；雑音等価量子数）が挙げられる。¹¹⁾¹²⁾¹³⁾ NEQは画像の形成に寄与したX線量子数であり、出来上がった画像の実力を示す。次式(1)で表され、数値が大きいと画質がよいことを示す。

$$NEQ(f) = \frac{MTF^2(f)}{WS} \quad (1)$$

ここで、 f は空間周波数、MTF (Modulation Transfer Function) は鮮鋭性の評価指標である変調伝達関数、WS (Wiener Spectrum) は画像粒状性の評価指標であるウィナースペクトルを表す。つまり画質向上には鮮鋭性・粒状性の両立が必要となる。

位相コントラストによるマンモグラフィ撮影では、先ほど述べたとおり被写体境界部のエッジ強調効果が得られているため鮮鋭性が向上しNEQも向上すると考えられる。次にNEQに関わるもうひとつのパラメータである粒状性について考えてみる。

CRシステムにおける画像粒状性の支配因子として、X線量子モトルと光量子モトル、さらに構造モトルの3つのモトルが挙げられる。¹⁴⁾ X線量子モトルはX線照射時に生じるノイズで蛍光体に照射されるX線量子のゆらぎであり、蛍光体層のX線吸収率、照射X線量子数に反比例する。光量子モトルは、輝尽発光を光電子倍増管で光電変換する過程で生じるノイズで、蛍光体層の発光輝度、集光系の集光効率、照射線量に反比例する。構造モトルは、蛍光体プレートの構造的なばらつきでX線吸収率や照射線量に依存せず、蛍光体の粒径分布・蛍光体層の膜厚などに依存する。

マンモ撮影条件においては被写体のコントラストが低いので、高いコントラスト画像を得るために低エネルギーのX線を用いて撮影する。そのため蛍光体の発光効率が悪く、光量子モトルが劣化すると考えられる。さらに位相コントラストでの撮影を考えた場合、通常の撮影よりX線管球と蛍光体プレートとの距離を離す必要があるため到達X線量は通常撮影に比べて少なくなる。よって、通常よりX線吸収率が低下しX線量子モトルが低下する。Fig. 2に管電圧を変化させたときの各モトルの寄与率を示す。

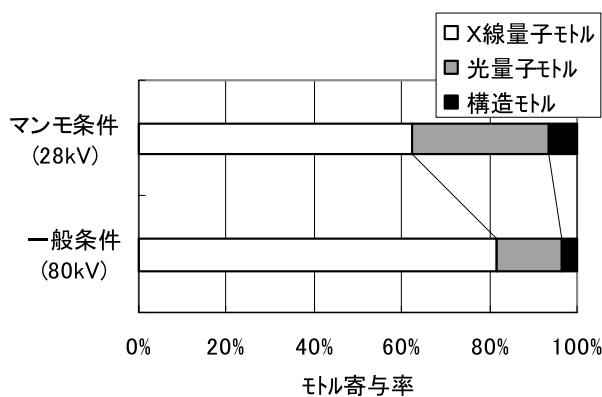


Fig. 2 Rates of contribution to noise

このようにマンモ撮影のような低管電圧での撮影では高電圧条件に比べ割合は少ないもののX線量子モトルの割合が全体の60%以上あり大きな割合を占める。また、

光量子モトルの寄与も30%以上あり一般撮影条件に比べ影響が多いことが分かる。そのため粒状性向上には、X線吸収率の向上によるX線量子モトルの低減、蛍光体の発光輝度向上による光量子モトルの低減が必要となる。

3 蛍光体技術

3.1 発光輝度の向上

光量子モトルは光電変換される過程でのノイズであることから、蛍光体プレートとしてX線吸収率を上げること、及び輝尽発光量(発光輝度)を増やすことが光量子モトル低減に効果がある。ここでは発光輝度の向上について検討した。一般に、蛍光体は高温条件下で原料間の固相反応により合成される。しかし、固相反応では反応条件の制御が難しく不純物の混入も受けやすいため純度が悪く、結晶性の高い蛍光体粒子が得られにくいという欠点を有する。結晶性の低い蛍光体粒子を用いた場合、たとえば輝尽発光に寄与するユーロピウムイオンが不均一にドーブされX線量子の捕捉効率の低下や発光の不均一化などを招き、十分な輝度が得られないことが予想される。

そのような背景から当社では、従来より水溶液中での結晶成長反応により反応条件をコントロールして合成して得られた蛍光体を採用してきた。¹⁵⁾ 今回は更なる輝尽発光輝度を得るために、結晶中の不純物の徹底した低減と輝尽発光に寄与するユーロピウムイオンの均一ドーブを行うことにより結晶性の向上を図った。原材料については、精製を実施することによって原材料から混入する不純物を極力低減させるようにした。また、結晶成長の安定化・ユーロピウムイオンの均一ドーブをはかるため、晶析反応における反応温度やイオン濃度のコントロールをより精密に行ない、新規な蛍光体合成プロセスを確立するに到った。この新合成プロセスにより局所的・時間的な反応条件のバラツキが低減でき、より安定な結晶成長が可能となった。

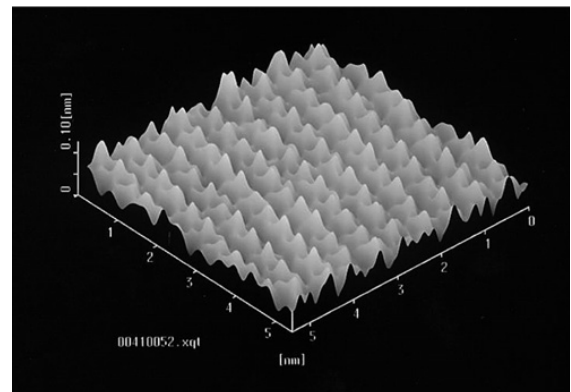


Fig.3 AFM image of photostimulable phosphor

このようにして得られた蛍光体粒子表面の原子間力顕微鏡 (Atomic Force Microscopy) 写真をFig. 3に示す。これを見ても分かるように蛍光体構成原子が均一に配列しており、結晶性が高いことが確認できる。

また、この蛍光体粒子のX線回折パターンをFig. 4に示す。これを見ても分かるように、今回得られた蛍光体粒子は従来の蛍光体粒子に比べ主平面である(110)面のピークがシャープで半値幅が狭くなっており結晶性が向上していることが分かる。

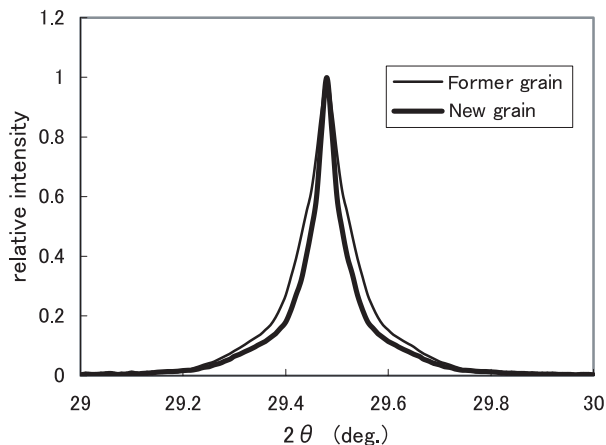


Fig.4 X-ray diffraction pattern of photostimulable phosphor

次に、ユーロピウムイオンのドーブ状態を確認するためにカソードルミネッセンス (CL) を測定した。CLは、励起源に電子線を照射したときに、発光する現象であり、この方法でユーロピウムイオンの瞬時発光が確認できる。Fig. 5にCLスペクトルを示す。新規蛍光体粒子がユーロピウムイオン由来と考えられる400nm付近のシャープな発光ピークのみが確認されるのに対し、従来の蛍光体粒子は400nm付近の発光ピークがブロードになっている。これより、新規蛍光体粒子はユーロピウムイオンが均一にドーブされ従来の粒子に対して効率的に発光して

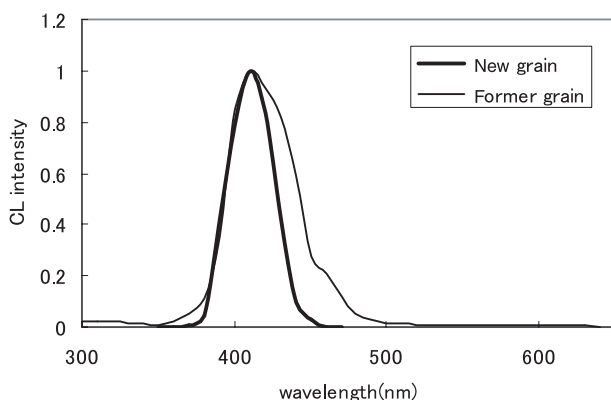


Fig.5 CL spectra of photostimulable phosphor

いることが推定される。また、この蛍光体を用いて作成した蛍光体プレートの輝度を確認したところ、従来の蛍光体を用いたものに対して約30%の輝度向上が図れていることが確認された。

3. 2 X線吸収率の向上

X線量子モトルは入射X線量が一定の場合、蛍光体層のX線吸収率により決定される。よってX線量子モトルの低減には、蛍光体プレートのX線吸収率を向上させることが重要である。蛍光体自体のX線吸収率を上げることや蛍光体層の膜厚を上げること、あるいは蛍光体の充填率を上げることによりX線吸収率を上げることが可能となる。これらのうち、X線吸収率にもっとも効果のあるものは膜厚である。新蛍光体プレートでは蛍光体層の膜厚を通常のマンモグラフィ用プレートの約1.5倍に上げてX線吸収率の向上を図った。また、形状が均一で粒径もそろった新規蛍光体を採用したことにより、充填率が向上しX線吸収率の向上にも寄与した。

4 評価結果

上述のプレート設計により新規プレート (以下PCMプレートと称す) ではX線吸収率を従来の密着撮影用プレートに対し1.1倍 (28kV)、発光強度を1.8倍まで向上させることができた。

Fig. 6にプレート粒状特性を代表するウィナスペクトル測定結果を示す。グラフ横軸は空間周波数を表す。撮影は位相コントラストマンモグラフィ撮影装置にて管電圧28kV、Moフィルタ、45mAsの条件で、被写体として40mm厚のPMMAを用いた。X線吸収率と輝尽発光強度の向上によりX線量子モトル、及び光量子モトルが低減するため、従来の密着撮影用プレートを位相コントラスト撮影に使用した時に比べウィナスペクトル値が全周波数領域に渡って大きく低減し、粒状性が向上していることが分かる。

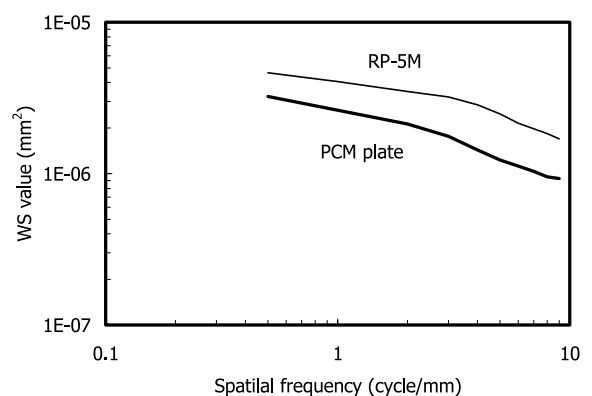


Fig.6 WS of PCM plate and reference plate

次いで総合画質評価の指標であるNEQについて前記式(1)を用いて算出しFig. 7に示した。横軸は空間周波数を表す。NEQは、大きい値ほど画質が良好であることを示す。Fig. 7よりPCMプレートが密着撮影用プレートに対してNEQを1 (cycle/mm) で30%向上させることができた。

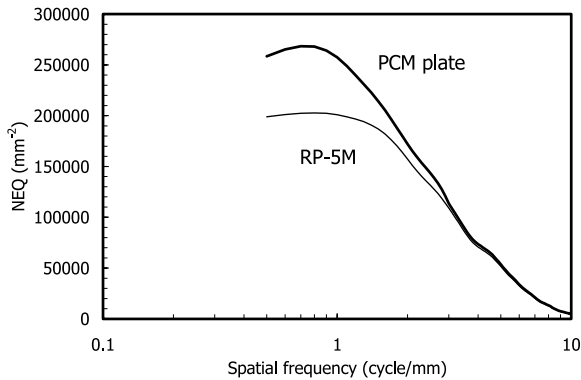


Fig.7 NEQ of PCM plate and reference plate

5 まとめ

位相コントラストシステムに適用する新規輝尽性蛍光体プレートの開発を行った。新規蛍光体生産プロセスの採用及び原料に含まれる不純物の低減により結晶性が高く、輝尽発光効率の高い蛍光体粒子が得られた。この高輝度蛍光体粒子を用いることにより、新規蛍光体プレートに課された粒状性の向上（光量子モトルの低減及びX線量子モトルの低減）を達成した。その結果、従来のマンモグラフィ用プレートに対してNEQが30%向上し、高画質化が達成されていることを確認した。

●参考文献

- 1) 中野寧、若松秀明、本田哲、日本写真学会誌、**64**(2)、100(2001).
- 2) 中野寧、画像通信、**23**(2)、32(2000).
- 3) 中野寧、若松秀明、本田哲、CR研究会誌、**21-30**、84(2000).
- 4) 中野寧、Konica Medical Network、**52**(259)、34(2001).
- 5) Y.Nakano, T.Gido, S.Honda, A.Maezawa, H.Wakamatsu, T.Yanagita, Med.Phys.,**29**(4),592(2002).
- 6) 長束澄也、原裕孝、斉藤正文、Konica Tech. Rep.,**10**,71(1997).
- 7) 柳多貴文、若松秀明、本田哲、中野寧、Konica Tech. Rep.,**16**,129(2003).
- 8) 本田凡、大原弘、石坂哲、島田文生、医学物理、**22**(1)、21(2002).
- 9) 百生敦、医学物理、**22**(1)、5(2002).
- 10) 大原弘、本田凡、石坂哲、島田文生、KONICA MINOLTA Tech. Rep.,**1**,131(2004).
- 11) 加野亜紀子、Innervision.,**18**・5,66(2003).
- 12) W.Hillen, U.Schiebel, and T. Zaengel, Med. Phys.14(5),744(1987).
- 13) J.T.Dobbins III, D.L.Ergun, L.Rutz, D.A.Hinshaw, H.Blume,D.C.Clark, Med.Phys. **22**(10),1581(1995).
- 14) 岡部哲夫、瓜谷富三 編、"医用放射線科学講座 14 医用画像工学"、医歯薬出版、東京、1998、p.36,77.
- 15) 若松秀明、中野寧、本田哲、Konica Tech. Rep., **10**,71(1997).