

柱状結晶型マンモグラフィー用輝尽性蛍光体カセット CP1M200の開発

The CP1M200: a Columnar Crystal Photostimulable Phosphor Cassette for Mammography

柳 多 貴 文* 飯 島 誠* 齋 藤 智 子*
Yanagita, Takafumi Iijima, Makoto Saito, Tomoko
前 田 景 子* 本 田 哲*
Maeda, Keiko Honda, Satoshi

要旨

新規乳房撮影用 Computed Radiography (以下, CR) カセット CP1M200 では, 優れた X 線吸収特性を有する臭化セシウム (CsBr:Eu) を輝尽性蛍光体として選択し, 真空蒸着法により柱状に形成された蛍光体結晶を採用した。柱状の蛍光体結晶は光ファイバーに類似したライトガイド効果を示すため, 励起光の散乱を防止し, 発光を効率的に導出することが可能となった。

CP1M200 の画像特性評価結果は, 高い DQE と MTF 特性を示し, マンモグラフィー診断に適していることが確認された。

Abstract

The CP1M200 is a computed radiography cassette for mammography that uses a cesium bromide (CsBr:Eu) photostimulable phosphor for superior X-ray absorption. A column-shaped phosphor crystal formed by vacuum evaporation was adopted. The columnar crystal structure exhibits a light-guide effect similar to that of optical fiber, so that excitation light scattering is prevented and effective derivation of the photostimulated light is achieved. Image characteristic evaluation of the CP1M200 revealed high DQE and MTF properties, and the cassette's effectiveness in mammography was confirmed.

1 はじめに

病院内におけるデジタル画像診断は成熟期を迎え, 単純X線撮影分野においては, デジタルの有用性だけでなく操作の簡便性を備えたCRシステムが, 一般撮影市場で幅広い支持を得ている。

一方, 近年の乳がん罹患率の増加に伴い, 乳房X線撮影 (以下, マンモグラフィー) が乳がんの早期発見に有効な検査方法として注目を浴びており, 各メーカーは様々な取り組みでCRシステムを展開し, マンモグラフィー市場においてもCRシステムの導入比率が増加している。

CRシステムではX線ディテクターとして輝尽性蛍光体 (以下, 蛍光体) を用いたプレートが使用され, 蛍光体としては一般に粒子状の結晶が用いられている。また, 画像の読み取りにはレーザー光が用いられるため, 蛍光体層内におけるレーザー光散乱の抑制が鮮鋭性向上のための重要な技術ポイントとなっている。特にマンモグラフィーにおいて着目される微小石灰化の病変観察においては, 更なるシステムの鮮鋭性向上が求められている。

当社では, 1996年に鮮鋭性に優れた柱状結晶タイプの臭化ルビジウム (以下, RbBr) 蛍光体プレートを搭載した立位/臥位専用装置REGIUS MODEL 330/530を上市した¹⁾。また, 2005年にはX線吸収率を向上させた柱状結晶型の臭化セシウム (以下, CsBr) 蛍光体を搭載した高画質タイプの立位/臥位専用装置REGIUS MODEL 370/570を上市し²⁾, 単純X線撮影分野の診断能向上に積極的に取り組んできた。



Fig.1 CP1M200 cassettes designed for REGIUS MODEL 190

* コニカミノルタエムジー(株)
開発センター ヘルスケアシステム材料開発室

本報告では、新規CsBrプレートを搭載したマンモグラフィ専用カセットCP1M200 (Fig. 1) 開発に導入した柱状結晶形成技術、高X線吸収蛍光体技術、および評価結果について報告する。

2 実験

2. 1 柱状結晶の形成

粒子状蛍光体を使用した従来のプレートは、バインダー樹脂中に蛍光体を分散して蛍光体層を形成しているため、蛍光体層中には蛍光体粒子だけでなく樹脂、空隙といった屈折率の異なる物質がランダムに存在し、レーザー光で蛍光体層内の情報を読み取る際に層内でレーザーがそれらの物質界面で散乱し、鮮鋭性が低下しやすい構造になっていた。

レーザーの散乱防止には蛍光体層内を柱状構造、すなわち、ファイバー状の構造とすることが有効であるため、真空中で蛍光体原料を蒸発させ、基板上に結晶成長させることにより、柱状なCsBr:Euの結晶を形成した。柱状結晶の成長では、柱状を維持した結晶成長を行うとともに、光ファイバー状の効果を付与するために個々の結晶の独立性を持たせる必要がある。また、蛍光体を効率良く発光するためには、結晶内に発光中心となる付活剤を均一に分布させる必要がある。

CP1M200では、これらの要求を満たすため、蒸着時に種々の結晶成長コントロールを行った。主な制御パラメーターを下記に示す。

- ・基板温度、蛍光体原料温度
- ・結晶成長速度
- ・付活剤の均一性
- ・成長雰囲気ガスの制御

上記、パラメーターの最適化により、柱状結晶蛍光体層を形成した。

2. 2 柱状結晶の観察

蛍光体結晶の形状は下記の条件にて確認した。

走査型電子顕微鏡	S-800 (日立製作所製)
前処理	Pt-Pd 1 nmコーティング
撮影条件	加速電圧 10 kV

2. 3 カソードルミネッセンス像の観察

結晶内の発光状態として、下記条件にてカソードルミネッセンス (以下、CL) 装置を使用してCLスペクトルおよびCL像を測定した。

走査型電子顕微鏡	JSM-7000F (日本電子社製)
前処理	熱硬化型エポキシ樹脂にて包埋 イオン研磨にて断面を作成 Pt-Pd 1 nmコーティング
撮影条件	加速電圧 3 kV

2. 4 画像評価

プレートの画質レベルについて下記CRシステムを使用して評価した。

X線発生装置	KXO-80G (東芝社製)
CR	REGIUS MODEL 190 (当社製)
基準カセット	RP6M110 (当社製)
MTFスリット	10 μm幅 5 mm厚鉛スリット
撮影条件	管電圧28 kV, Mo-Mo
評価物性	変調伝達係数 (以下、 <i>MTF</i> : modulation transfer function) 検出量子効率 (以下、 <i>DQE</i> : detective quantum efficiency)

3 結果および考察

3. 1 結晶形状

Fig. 2 に蛍光体層断面の電子顕微鏡写真を示す。蛍光体結晶は蛍光体層の厚さ方向に柱状に形成されており、各結晶が独立し光ファイバー状の構造を有することが確認できる。また、この柱状結晶は透明性が高く、画像読み取り励起光の層内散乱を抑制しながら伝搬させることができるため、蛍光体層を効率的に励起することが可能となった。

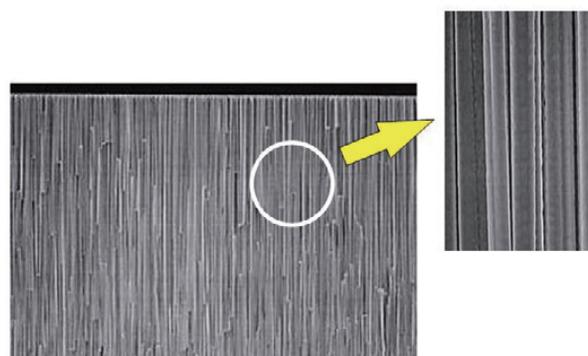


Fig.2 Sectional scanning electron micrograph of fluorescent layer

3. 2 蛍光体の発光効率向上

Fig. 3 に柱状結晶断面から得たCLスペクトルを示す。CLスペクトルのピーク波長は440nm付近にあり、輝尽発光ピーク波長と一致する。このことは、X線による輝尽発光に關与する準位に対応する発光準位がCLによって検出されていることを示し、Fig. 4 に示す蛍光体結晶断面のCL像から柱状結晶内部には付活剤により形成された発光中心が均一に分布していることが分かる。

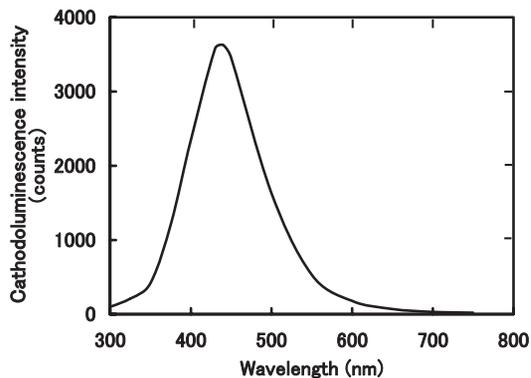


Fig.3 Cathodoluminescence spectrum of CsBr:Eu

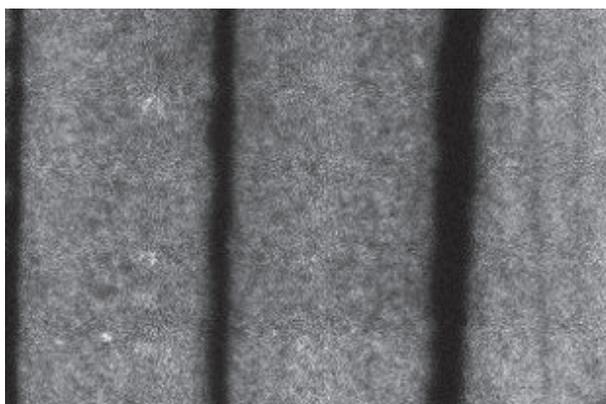


Fig.4 Sectional cathodoluminescence image of fluorescent layer

3. 3 画像評価結果

3. 3. 1 鮮鋭性

上記柱状結晶を導入したCP1M200の鮮鋭性について評価した。Fig. 5にプリサンプリングMTF曲線を示す。柱状結晶を導入したCP1M200は粒子状結晶を導入したプレートを搭載したRP6M110に対して鮮鋭性が大幅に向上していることが分かる。本結果は柱状結晶形成技術により励起光の散乱が防止されていることを示唆し、マンモグラフィにおいて重要である微小石灰化が辺縁まで、忠実に再現できる可能性を示す。

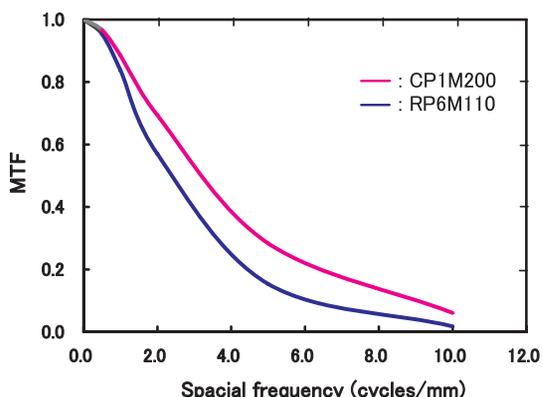


Fig.5 MTF curves of CP1M200 and PR6M110

3. 3. 2 変換検出量子効率 (DQE)

CRにおいて、画質の指標には一般にDQE (detective quantum efficiency) が使用される。DQEは鮮鋭性と画質のノイズである粒状性 (WS) を使用し、W. Hillenらの式³⁾に基づいて算出され、空間周波数 u におけるDQE(u)は式(1)により表される。ここで、 q は入射X線フォトン数、 γ は画像コントラストを表す。

$$DQE(u) = \frac{\gamma^2 \times MTF^2(u)}{q \times WS(u)} \dots \dots \dots (1)$$

DQEは所定のX線フォトン数に対するMTF、WSなどの画像性能への変換効率を示した特性値であり、数値が大きいほど入力信号/雑音 (以下、S/N比) に対する出力のS/N比の低下が少ないことになる。すなわち、DQEが高いほど出力画像のS/N比が高く、画質が良好であることを示している⁴⁾。

粒子状結晶プレートにおいて鮮鋭性を向上させる場合は蛍光体粒径や蛍光体層膜厚を調整するが、その場合はトレードオフとして粒状性の悪化が発生し、DQEは同等もしくは悪化する。つまり画質指標であるDQEを向上させるには、鮮鋭性だけでなく、粒状性も改善する必要がある。

画像の粒状性 (モトル) は、X線量子モトル、光量子モトル、さらに構造モトルの3つのモトルから構成され、構造モトルはプレートの構造的なムラに影響され、大線量のX線照射時に問題になる。光量子モトルは、輝尽発光の時間的ゆらぎに起因しており、プレート発光量に依存する。X線量子モトルはX線量子の時間的ゆらぎに起因しており、低い線量撮影で支配的になる。X線撮影では被曝線量低減の観点からX線曝射量が低下傾向にあるため、X線量子モトルを低減させることは、今後のX線画像における画質向上のポイントである。X線量子モトル低減のためには、主に蛍光体吸収特性や蛍光体充填率によって決まる“X線吸収特性”の向上が必要である。Fig. 6には主な輝尽性蛍光体材料のX線吸収特性を示す⁵⁾。光子減弱係数の値は高いものほどX線吸収効率の

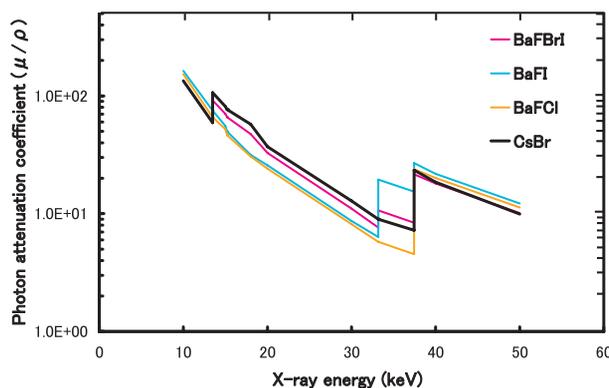


Fig.6 X-ray absorption coefficient of phosphoric materials

良い蛍光体であることを示し、CP1M200に採用されたCsBrは低エネルギー X線領域において、高いX線吸収を持つ優れた蛍光体であることが分かる。さらに、プレートにおけるX線吸収率を向上させるには、材料の種類だけでなく蛍光体の充填率を向上させる必要がある。

粒子状結晶を用いたプレートでは、粒子の分散、塗布に必要なバインダー樹脂を使用していることから充填率を向上させることが難しいが、柱状結晶を採用したCP1M200では蒸着法にて形成した蛍光体層が蛍光体結晶のみで構成されているため、粒子状結晶プレートに対して蛍光体の充填率を飛躍的に増加させることができた。

以上のように、高X線吸収材料と蒸着による高充填率化技術を用いて開発したCP1M200はX線を効率的に吸収でき、粒状性を低減できることが期待できる。

Fig. 7にCP1M200とRP6M110の画質指標であるDQE特性⁶⁾を示した。DQEはRP6M110の1 cycles/mmの値を1.0とした相対値で示すが、CP1M200はRP6M110に対して高いDQEを示し、MTFだけでなく、画質そのものが向上していることが分かる。本結果より、石灰化だけでなく繊維、腫瘍などの病変の視認性が向上するものと考えられる。

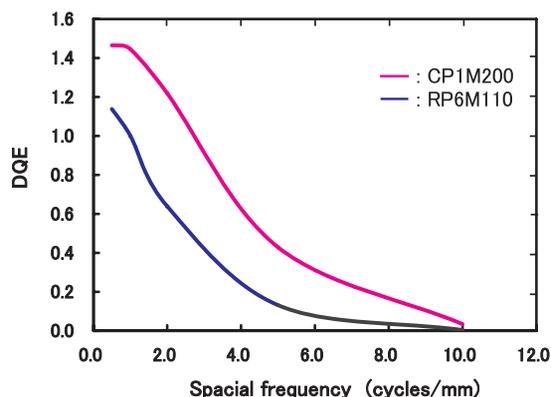


Fig.7 DQE curves of CP1M200 and PR6M110

4 まとめ

CP1M200は柱状結晶形成技術と高X線吸収材料技術を集約した製品であり、REGIUS MODEL 190の高精細読み取り技術と組み合わせることにより、そのポテンシャルを発揮し、マンモグラフィー用に適した高MTF、高DQE特性を達成している。この高いDQE特性は病変の視認性向上、あるいは患者のX線被曝量低減に寄与することが可能と考えられる。

今後、CP1M200の有用性が、マンモグラフィー診断能向上の一助となり、乳がんの早期発見に寄与することを祈念する。

●参考文献

- 1) K. Amitani, A. Kano, H. Tsuchino, and F. Shimada, SPSE Conference & Exhibition on Imaging, Advance Printing of Paper Summaries, 26th Fall Symposium, **13** (1986)
- 2) S. Honda, T. Yanagita, S. Kasai, and Y. Nakano, Konica Minolta Tech. Rep., **3**, 72 (2006)
- 3) W. Hillen, U. Schiebel, and T. Zaengel, Med. Phys., **14** (5), 744 (1987)
- 4) 岡部哲夫, 瓜谷富三 編: 医用画像工学 (医用放射線科学講座 14), 東京, 医歯薬出版 (1998)
- 5) S. H. Seltzer and J. H. Hubbell, “光子減弱係数データブック” 日本放射線技術学会 (1995)
- 6) J. T. Dobbins III, D. L. Ergun, L. Rutz, D. A. Hinshaw, H. Blume, and D. C. Clark, Med. Phys., **22** (10), 1581 (1995)