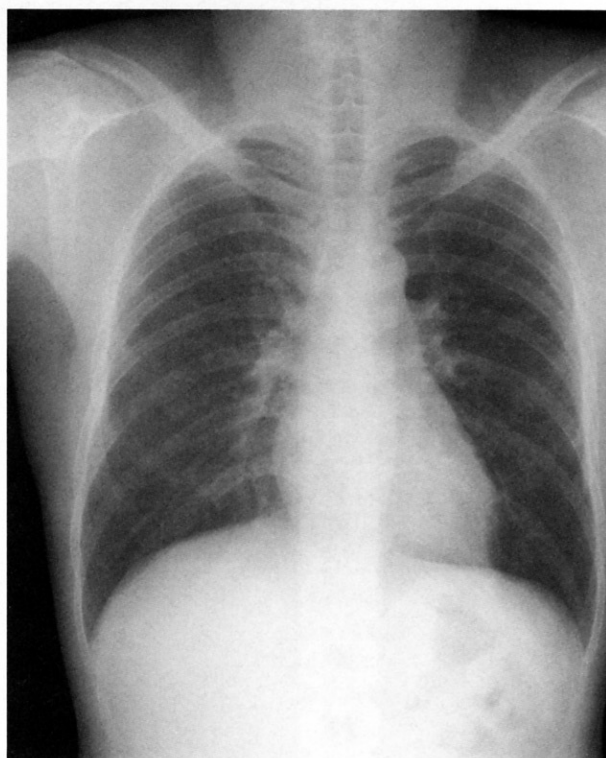


コニカ ダイレクト デジタイザ KD-1000 システム

Konica Direct Digitizer KD-1000 System

戸田治幸
半田英幸
斉藤正文
技術研究所



Abstract:

The Konica Direct Digitizer KD-1000 is a system that directly converts X-ray information into a digitized image without film or chemical processing. This is an input device for "Picture Archiving and Communication System(PACS)". PACS is a concept with simplifies the management and utilization of medical images and information.

The KD-1000 consists of the Reader and Controller. The Reader contains a photostimulable phosphor detector and a new scanning system that utilizes a laser diode, and acquires digitized X-ray information. The Controller manages the system, allows image display and interfacing to a host computer. The images produced from KD-1000 are of high resolution and have a wider dynamic range than conventional film.

Toda, Haruyuki
Handa, Hideyuki
Saitoh, Masafumi
Research & Development Center

1

まえがき

近年、医用画像診断分野においては、CT・MRI・DSA等の各種診断装置の発達にともない医用画像のデジタル化が急速に進められてきた。このデジタル画像を中心に、病院内で使用される多数の医用画像を総合的に管理するシステムとして提案されているのがPACS(Picture Archiving and Communication System)である。PACSの目的は

- ①画像の総合化による診断効率向上及び精度向上
- ②画像管理による経済性向上

であり、病院内の情報管理だけでなく病院間、地域間でのネットワーク化がめざされている。

PACSの要素技術としては画像の入力・出力・保管・伝送・検索・診断用ワークステーション等があり、米国を中心とした各国で研究開発が行われている。

なかでも画像入力装置は医用画像のデジタル化が必要不可欠であることからPACSに果たす役割は大きい。

前述のようにCT・MRI・DSA等による診断画像の多くはデジタル化による画像処理の技術により生まれたものである。しかしながらX線画像だけはアナログ画像のまま依然として病院内に存在し、デジタル化による種々の取扱の便利さや豊かさを享受できていない。この原因として、X線画像の持っている豊かな中間調と広いダイナミックレンジとを損なわずにデジタル化することが困難であったことがあげられる。これを画像処理を用いて見やすい画像を提供することで克服しようとする試みのひとつがDR (Digital Radiography) である。

当社ではX線画像をダイレクトにデジタル化するDR装置として、Konica Direct Digitizer KD-1000を開発した。ここではその概要について紹介する。

2

X線画像のデジタル化

従来からX線画像診断として使用されつづけているX線フィルムはそれ自身が「記憶媒体」であり「表示媒体」である。すなわち画像の保存はフィルムの保存であり、画像の診断はフィルムの観察により行われる。しかし医用画像の約75%がX線フィルムであるという現状では、フィルムの保存には膨大な保管スペースを必要とし、フィルムを再観察するためにはその取り出し、運搬に多大の時間がかかる。したがってX線画像を速やかにデジタル化しPACSに適合できるようにすることが、PACSを有効に機能させるためのキーポイントとすることができる。

X線画像をデジタル化する方法として次の2つの方法がある。

- ①X線フィルムをデジタル化する。

- ②X線フィルムを介さず、直接デジタル化する。

前者の方法による入力装置としては、レーザーフィルムスキャナが最有力である。Fig.1にKFDR-S (Konica Film Digital Radiography-Scanner) の構成図を示す。この方法は従来からの撮影方法によりX線画像を一旦X線フィルム上に形成した後、レーザーフィルムスキャナで電気信号に変換するという2段階の手順を必要とする。

後者の方法による入力装置がKonca Direct Digitizer KD-1000である。KD-1000は、X線画像をダイレクトにPACSに取り込むことを目的とした装置であり、PACSのキーデバイスであると言える。

KD-1000とレーザーフィルムスキャナを並用したローカルPACSである「Konica Digital Radiography System」の概念図をFig.2に示す。

3

KD-1000

3.1 特徴

KD-1000の特徴を以下に述べる。

- ①X線ディテクタを内蔵、固定し、励起光源に半導体レーザーを使用したことにより、非常にコンパクトなX線画像入力装置となっている。
- ②広いダイナミックレンジを持ち、フィルムと同等の高画質のX線画像が得られる。
- ③X線撮影後、約30秒でCRTに画像が表示され、その場で撮影画像の確認ができる。
- ④PACSの入力装置であり、ホストコンピュータに画像転送するためのインターフェイスを持つ。

3.2 概要

KD-1000はReaderとControllerで構成される。Fig.3、Fig.4にその外観図を、Table 1に概略仕様を示す。

Readerは輝尽性蛍光体をX線ディテクタとして使用し、X線画像をデジタル化する。

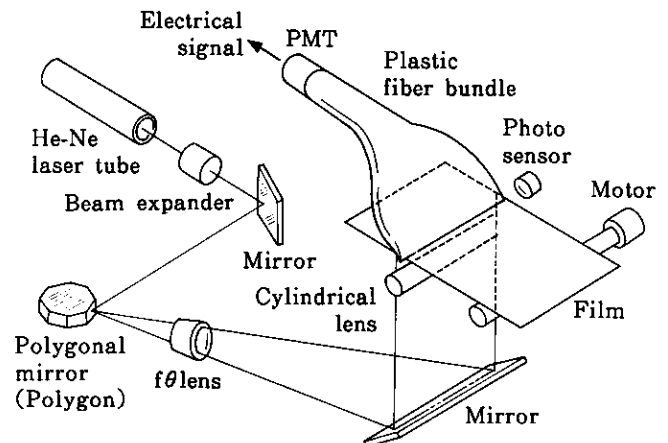


Fig.1 Configuration of KFDR-S

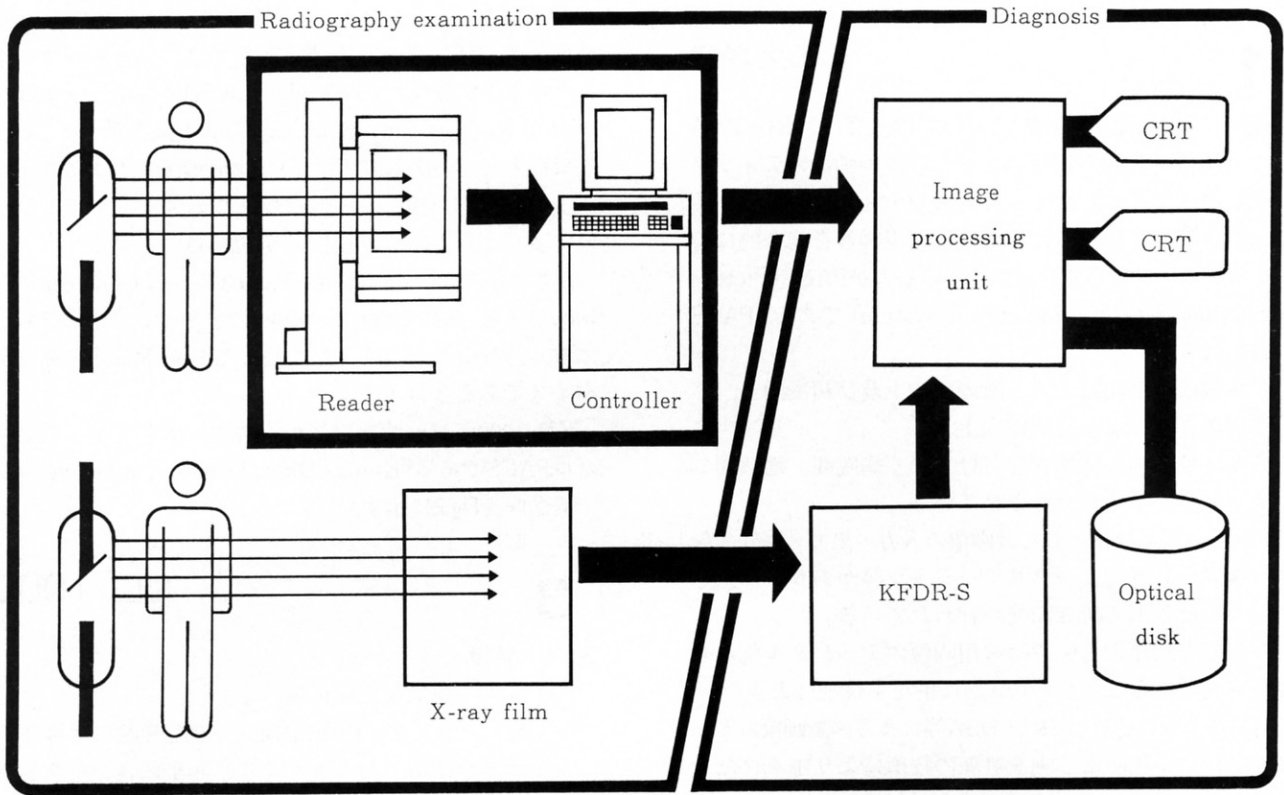


Fig.2 Konica Digital Radiography System

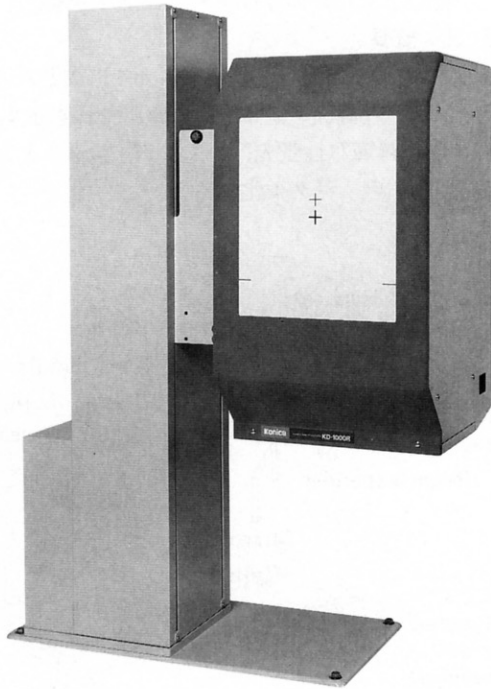


Fig.3 External view of the Reader



Fig.4 External view of the Controller

Table 1 KD-1000 Specifications

a) Reader

Scanning area	14"×17"
Scanning time	30 seconds
Cycle time	45 seconds
Pixels	2048×2464
Pixel size	175μm
Tone gradation	1024 (10 bit)

b) Controller

CRT	15" vertical, 256 tones
Frame memory	1 frame (2048×2464×10 bit)
Magnetic disk	20 frames (2048×2464×10 bit)
Interface	DR11-W, DRV11-WA
ID input	Keyboard (direct input) RS232-C

Controllerはシステムの全体制御を行うとともに、画像データをホストコンピュータに転送する。

次にFig.5の構成図でKD-1000の機能を説明する。被写体を透過したX線はReaderに内蔵、固定されたX線ディテクタ上に照射され、このディテクタ上にX線画像が蓄積記録される（撮影）。この時使用するX線発生装置は病院等で通常使用されている既存の装置である。

この後、励起光である半導体レーザー光を時系列的に走査させると、照射されたX線量に比例した強度の輝尽発光が放射される。この発光光を光ファイバー束を集光体として、検出器であるPMT (Photomultiplier Tube) まで導く。PMTに集光された発光光は、光電変換され、さらにデジタル信号に変換される（読取り）。

Readerでデジタル化された画像データはControllerに転送され、直ちに付属のCRT上に画像表示される。このため撮影されたX線画像は現像処理を待つことなく、その場で確認することができる。読取り終了後、X線ディテクタ上の残像は、ハロゲンランプ光をディテクタ上の全面に照射することにより消去される（消去）。この消去によりX線ディテクタは繰り返し使用することが可能となり、撮影ごとにX線ディテクタを交換する必要はない。以後、

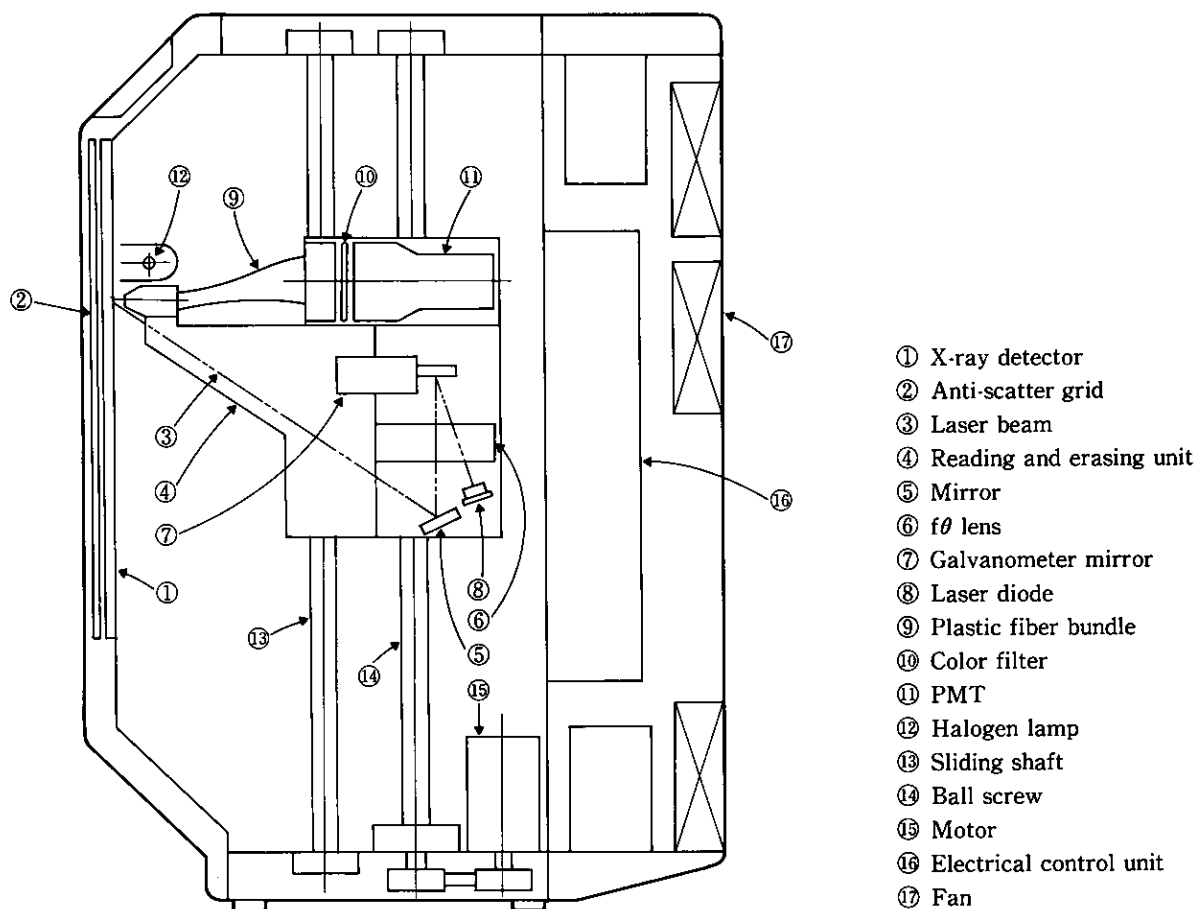


Fig.5 Configuration of the Reader

Fig.6の動作の繰り返しで撮影が続けられる。

撮影されたX線画像は自動的にホストコンピュータに転送され、PACSのデジタル画像として、光ディスクへの保存、CRTによる診断、フィルムプリンタによるフィルムへの出力など各種ニーズに合わせて利用される。

3.3 Reader

Readerは前述の機能を果たすため種々のユニットで構成されているが、その主要構成部について以下に述べる。

(1) X線ディテクタ

X線ディテクタは新規に開発された輝尽性蛍光体プレート (RbBr:Tl⁺) を使用している。この蛍光体の特徴としては、

- ①照射X線量に対する発光量が直線関係にあり、そのダイナミックレンジが広い。Fig.7に示すように、4桁以上の直線性を有する。
- ②輝尽励起スペクトルと輝尽発光スペクトルとが容易に分離可能であり、励起波長が半導体レーザー光の波長と一致し、発光波長がPMTの分光感度と一致している。(Fig.8)
- ③残像の消去が容易である。このため小型で小電力の消去ランプで消去が可能となる。(Fig.9)

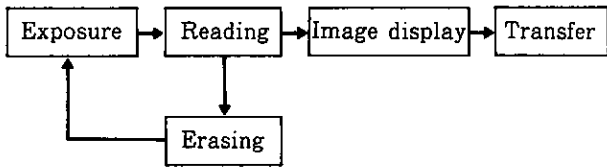


Fig.6 Schematic diagram of KD-1000

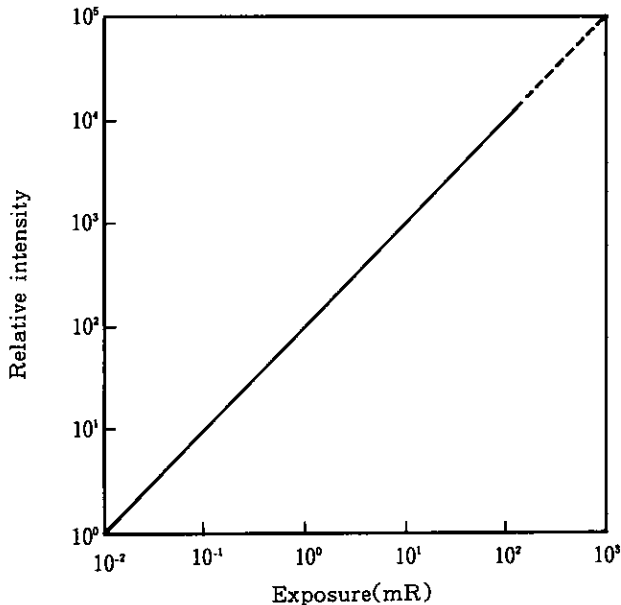


Fig.7 Dynamic range of RbBr:Tl⁺

等が挙げられる。

またこの蛍光体は従来の塗布型ではなく、蒸着法により形成されている。これは蛍光体層の充填密度を上げて感度、鮮鋭性等を向上させることを目的としている。

(2) 走査光学系

主走査光学系は半導体レーザーからの光を適正な光学系によりビームを整形し、ガルバノメーターミラー、fθレンズ系により走査し、X線ディテクタ上に結像する。

ここで半導体レーザーの発光光は、レーザーとしての光と自然発光と呼ばれる光の2つの成分から成っている。

自然発光光は広い波長成分を有しているが、この光はX線ディテクタの発光光と混在し、S/Nを悪化させる原因となる。このため本機構では、光学系に多層膜コート

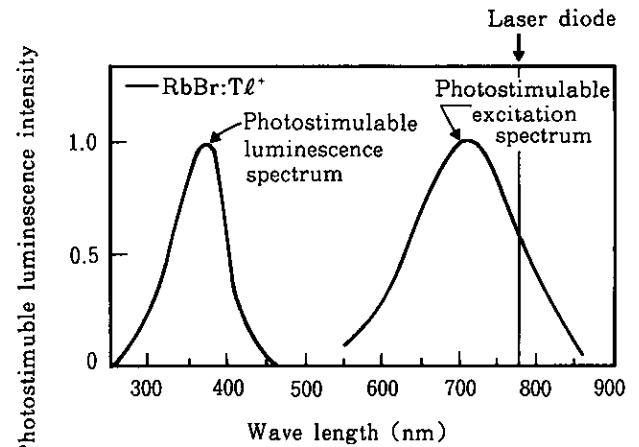


Fig.8 Photostimulable luminescence spectra and photostimulable excitation spectrum of RbBr:Tl⁺

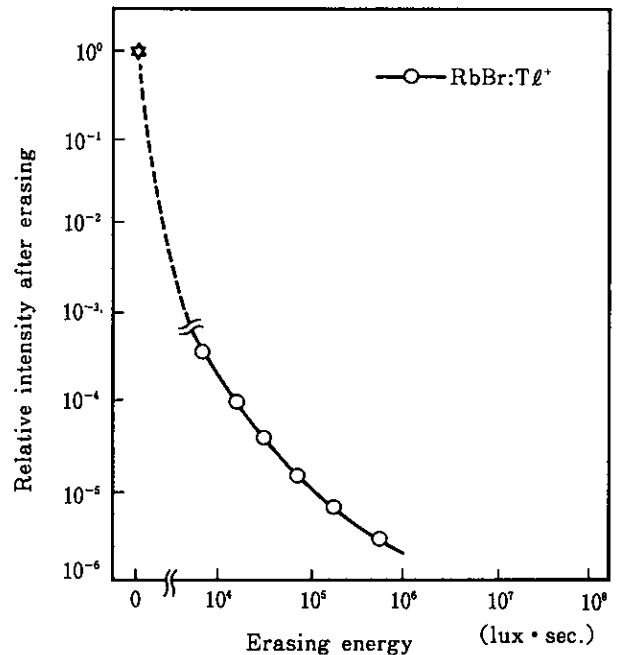


Fig.9 Erasing characteristics of RbBr:Tl⁺

施し、波長選択性を持たせることにより半導体レーザーの自然発光成分を除去し、広いダイナミックレンジを得ている。

前述のようにX線ディテクタは装置に内蔵、固定されているため、走査光学系、検出系及び消去系が一体となった読取/消去ユニットが移動することにより副走査が行われる。このように主走査と併せて2次元X線画像が時系列的に読み取られる。

また、読取/消去ユニットの上から下への移動時(往路)に読取りが行われ、下から上への移動時(復路)に消去が行われる。

以上の構造により、ユーザーがX線ディテクタを取り扱う必要は全くなく、さらに読み取りも非接触で行われるためX線ディテクタの寿命が向上している。

(3) 検出系

X線ディテクタからの発光光をPMTに集光するため、集光効率が高く屈曲性のあるプラスチック製光ファイバー束を使用している。この光ファイバー束の入射端面は走査線全体をカバーするよう長方形に、出射端面はPMTの形状に合うように円形に束ねられている。

PMTの特性としては、発光光に対し十分に高い感度を有し、励起光に対しては感度が低いことが要求される。

これはPMTに集光される光は発光光のみではなく、X線ディテクタ上で散乱される励起光も含まれ、この励起光も検出するとS/Nを劣化させる原因となるためである。

ここでシステム全体として要求される励起光に対する発光光の分離比は $10^{10} \sim 10^{12}$ であるが、PMTの感度比は $10^4 \sim 10^6$ にすぎない。このため光ファイバー束とPMTの

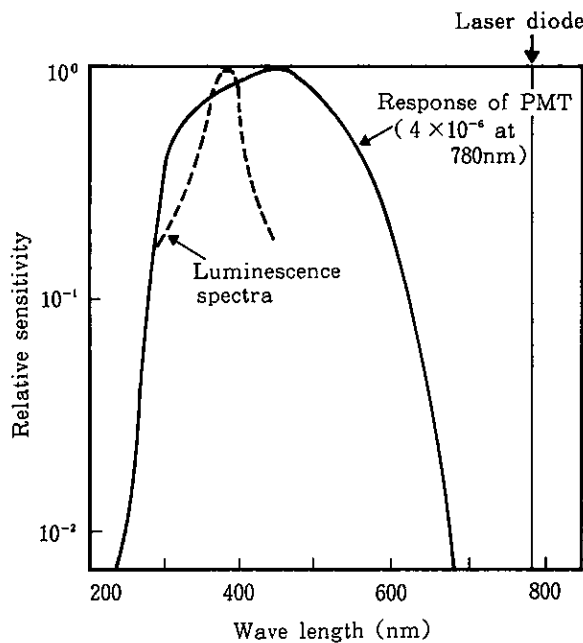


Fig.10 Spectral response characteristic of PMT and luminescence spectra

間にカラーフィルタを挿入して、この差を補っている。カラーフィルタの特性としては、PMTと同様に励起光をカットし、発光光をロスなく透過させることが必要である。Fig.10にPMTの分光感度特性、Fig.11にカラーフィルタの分光特性を示す。

3.4 Controller

ControllerはKD-1000システム全体を制御する。Fig.12に概略構成図を示す。Controllerはマルチタスクで制御され、以下に述べる各機能は独立に動作する。

(1) ID情報の入力・管理

ID情報はID番号・氏名・生年月日等、患者に関する情報であり、常にその患者の画像情報と組で扱われる。

通常はController付属のキーボードから入力するが、パソコンあるいは磁気カードリーダー等の外部装置から入力することも可能であり、病院のネットワーク化に対応している。

(2) 画像情報の処理・管理

画像情報は撮影情報(撮影感度、撮影日時等)・階調処理情報・画像データからなる。

Readerで読み取られた画像データはControllerに転送され、CRTに表示される。Controllerではこの画像を診断に有効な画像に再構成するため、LUT(Look Up Table)により階調処理を行う。LUTはフィルム/スクリーン系での特性曲線に相当し、LUTの形状を変更することによ

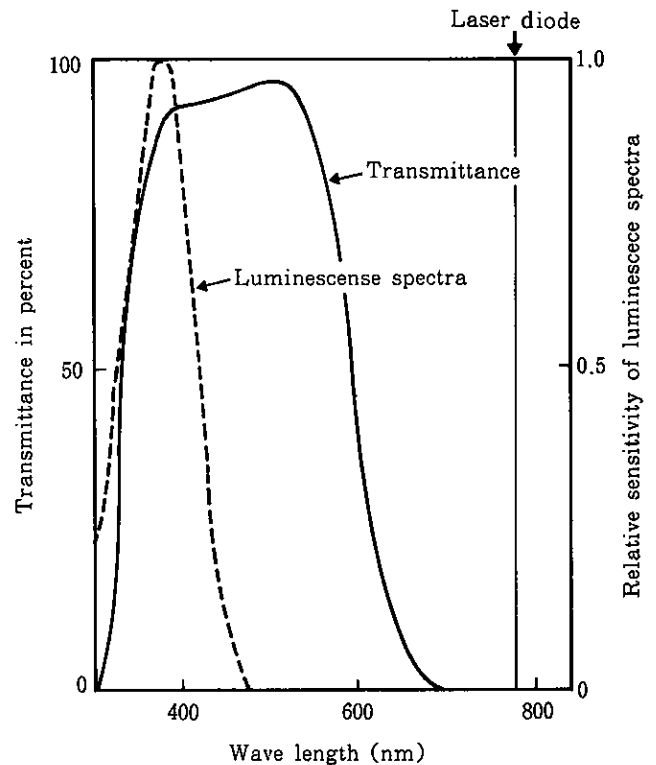


Fig.11 Transmittance of color filter and luminescence spectra

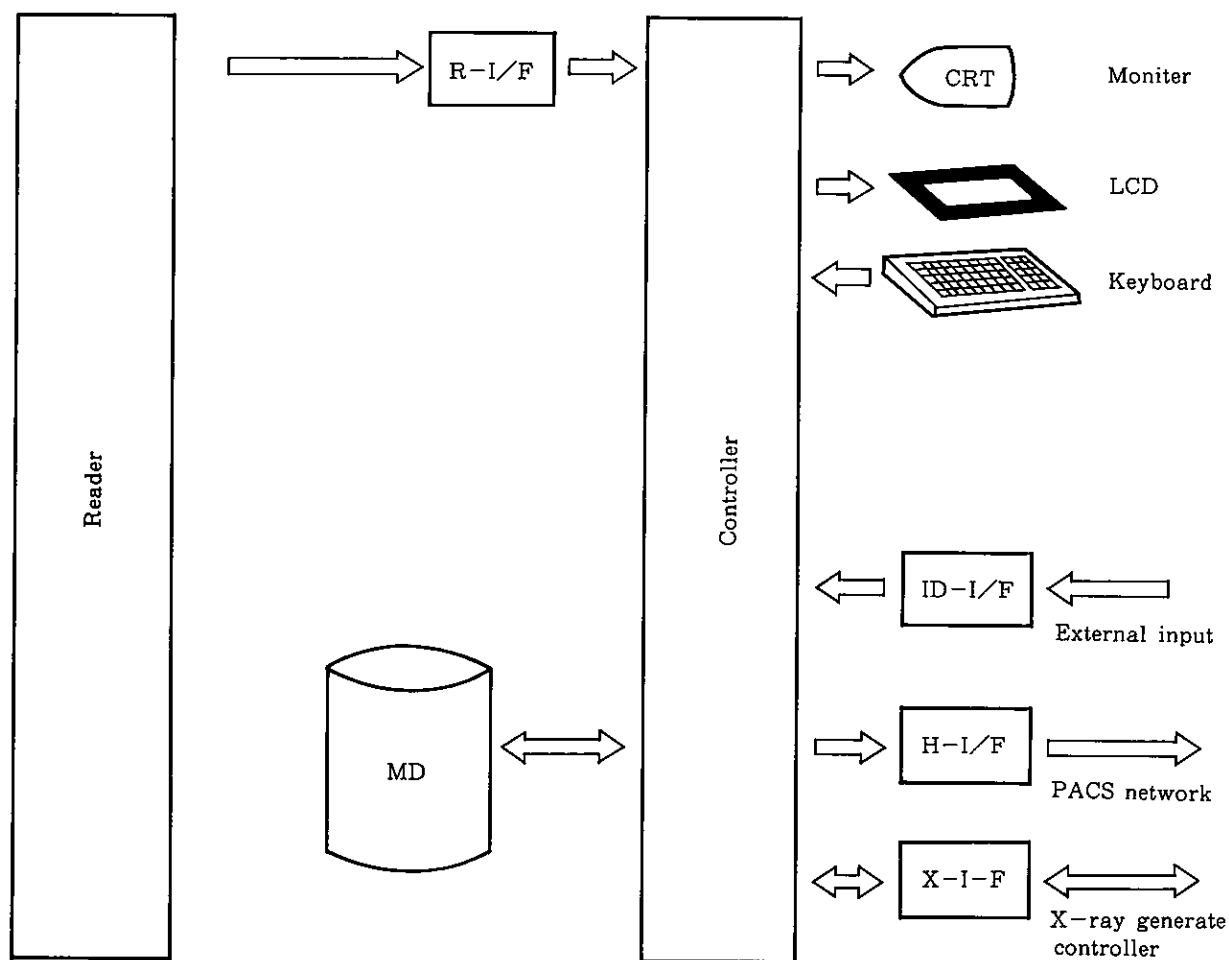


Fig.12 Configuration of the Controller

り画像のコントラスト・濃度を自由に設定できる。したがってフィルム/スクリーン系と同様の階調特性やユーザーの要求に応じた様々な階調特性を持つ画像を得ることができる。また撮影後の階調処理も可能であり、ひとつの画像を異なったコントラストや濃度で見ることが簡単にできる。画像処理として階調処理のほか、ズーム・白黒反転・左右反転表示等の機能を持つ。

撮影された画像はハードディスクに一時的に保存される。この時画像データと共に撮影情報・階調処理情報・ID情報等が対応して保存される。

(3) ホストコンピュータへの画像転送

ホストインターフェイスとしてDR11-W、DRV11-WAを使用している。撮影された画像は一旦ハードディスクに保存され、撮影時刻順にホストコンピュータに転送される。

撮影とホストコンピュータへの転送とは全く独立に行われ、ホストコンピュータの処理能力に撮影が影響を受けることはない。現在、ホストコンピュータとしてVAX及びSUN Workstationが接続可能である。

3.5 PACS

現在KD-1000はUCLA、ジョージタウン大学、シカゴ大学の各付属病院に設置され、PACSの入力装置としてその機能を評価中である。

UCLAにおけるKD-1000を入力装置としたPACSの構成をFig.13に示す。KD-1000で撮影された画像は光ファイバーで500ft離れたホストコンピュータ (VAX-11/750) に送信され、光ディスクに保存される。その後、必要に応じてレーザーフィルムプリンタあるいは画像表示装置等に出力される。

さらに、現在ではホストコンピュータとしてSUN Work stationとも接続され、ETHERNETによるネットワークの拡張も行われている。

4

むすび

以上、X線画像のダイレクトなデジタル化装置であるKonica Direct Digitizer KD-1000システムについて概説した。

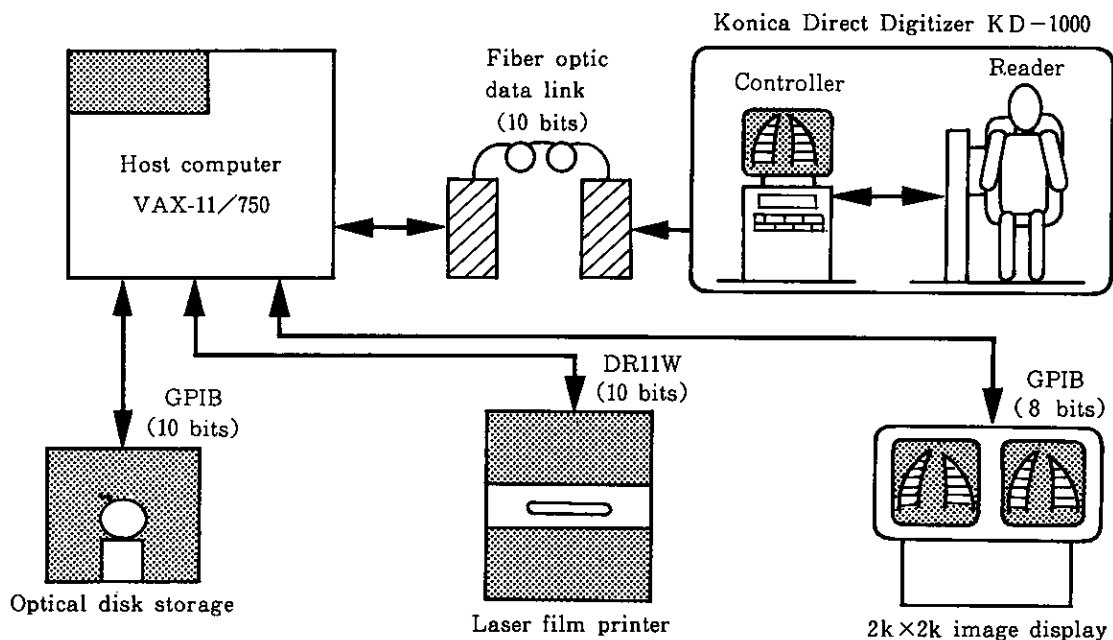


Fig.13 The hardware configuration at UCLA

我々はこのKD-1000がX線画像とPACSを結び付けるキーデバイスとなることを確信している。

また今後このKD-1000を第一歩として各種アプリケーション開発も行う予定である。

最後に、KD-1000の開発において多くの方々にご協力、ご指導をいただき、深く感謝致します。

●参考文献

- 1) 島田文生：映像情報(M) Vol.19No.84(1987)
- 2) 松井美穂：O plus E No.927(1987)
- 3) M.Kumagai：IECON'88 Vol.IV Factory Automation10(1988)
- 4) M.Komori et al.：Medical Imaging Technology Vol.7No.27(1989)