

# 医療用 画像工學의 最近發達과 展望

大邱保健專門大學 放射線科

宋在寬, 李準逸\*

## Recent Developments and Prospects of Medical Imaging Technology

Jae-Kwan Song, Joon-Il Lee\*

Dept. of Radiotechnology, Dae Gu Junior Health College, Daegu, Korea

### I. 緒 言

1895年 W.C. Roentgen教授에 의해 X線이 發見된以後, 近年들어 醫用畫像의 技術的인 進歩는 실로 눈부신 發展을 거듭했다.

이런 현저한 進歩는 臨床醫學에 있어 過去에서는 찾아볼 수 없는 現象으로, 이는 1972年의 X線電算化斷層攝影法(以下 XCT로 略함)의 發明에 依해서 불려일으켜졌다고 할 수 있을 것이며, 이 進歩에서는 몇 가지 특징을 알 수 있다.

먼저 하나는 畫像情報의 다양화이다. 지금까지는 주로 X線과  $\gamma$ 線等의 電離放射線에 限定되어 있던 情報가 超音波, 電磁場, 赤外線 등으로 넓혀졌고, 얻을 수 있는 情報도 단순히 解剖學的 및 形態的인 것에서 生理學的 및 生化學的인 것으로 확대되고 있다.

그 다음은 畫像情報의 디지털化的인 傾向이다.

醫用畫像中 가장 빨리 디지털化가 行해 진 것은 감마카메라에서의 RI像이나, XCT의 發明에 依하여 畫像이 완전히 實用化 되었다.

이와 같은 進歩는 畫像醫學이라 할 수 있는 새로운 醫學을 誕生시켜 急速히 發展되어 오고 있으며 이것이 診斷學에 큰 影響을 미칠 것은 틀림없는 일이다.

이번 本稿에서는 첫째 臨床醫學에 있어서 畫像情報의 役割에 對하여 생각하고, 계속해서 XCT 및 그以後의 새로운 醫用畫像의 發展을 主로해서 工學的인 觀點에서 살펴보고, 그다음 最近 디지털化 되어가고 있는 醫用畫像의 保存, 檢索 및 電送등의 시스템에 對하여 간

단하게 기술하고자 한다.

### II. 醫學에 있어서 畫像情報의 役割

醫學에 있어서 畫像情報는, 제공되고 있는 모든 情報中에서 가장 重要的인 情報라고 해도 過言이 아닐 것이다.

아무리 時代가 變化하여도 눈으로 볼 수 없는 사람에게 醫師免許가 주어지지 않는 것이며 醫師가 患者의 全身의 狀態를 파악하는 視診은 가장 基本的인 畫像情報라 하여도 좋을 것이다.

첫째, 醫學에 있어서의 畫像에는 어떤 것들이 있는가를 살펴보면(表1 參照), 거기에는 觀察하는 方法에 따라 세 가지로 나눌 수 있다. 그 첫째로는 우리들의 肉眼으로 觀察할 수 있는 畫像으로 前述의 視診은 勿論이고 各種 內視鏡(口腔, 肺, 消化管, 腹腔 등)의 像이 이에 포함된다.

이 들 像의 특징은, 현저하게 情報量이 많기 때문에 電子計算機에 의한 畫像處理가 現時點에서는 不可能한 것과 畫像情報로써 色情報가 不可缺한 점이다.

둘째는 보고싶은 實體는 存在하나 그 實體를 擴大하거나 染色하지 않으면 肉眼으로 觀察하지 못하는 像으로, 여기에서는 人體에서 試料를 채취하여 관찰한다.

즉, 檢體畫像이라고 하는 것이 主가 되며, 現在 臨床檢査로 쓰이고 있는 血液像과 細胞像등이 포함된다. 이들 畫像의 특징은 比較的 간단하기 때문에 電子計算機에 依한 畫像處理가 널리 使用되고 있다. 또, 處理

啓明大學校 東山醫療院 放射線科\* Dept. of Radiology, Dongsan Medical Center, Keimyung Univ.

表 1. 醫學에 있어서의 畫像情報

|  |
|--|
| 1. 肉眼으로 觀察 가능한 畫像<br>視診, 內視鏡像, 眼底像 등   |
| 2. 染色, 擴大에 의해 觀察 가능한 畫像<br>血液像, 染色體像, 細胞像(子宮頸部, 喀痰), 病理組織像 등의 檢體畫像                                 |
| 3. 記錄媒體 등에 의해 觀察 가능한 畫像(不可視畫像)<br>X線寫眞, XCT 像, RI 신티그램, 超音波像, 陽電子 CT 像, 디지털 X線映像, NMR 映像, 마이크로波像 등 |

해야 할 像의 數도 檢査數와 集團檢診數의 增加와 더불어 急增하여 自動診斷의 必要性이 높아지고 있다.

그리고, 셋째의 畫像은 肉眼으로는 전혀 觀察이 不可能하나, 어떤 에너지를 人體에 照射하여 그것과 人體와의 相互作用을 利用하여 人體의 構造와 機能을 畫像化 하는 것으로서 英語로는 "body imaging"이라고도 칭하고 있으나 本稿에서는 身體畫像이라고 칭하고 여기에 對하여 살펴보면, 이 중에서 가장 重要한 것은 X線사진일 것이다.

XCT 像도 原理的으로는 X線사진에 包含되나 여기에서는 別個로 살펴보기로 한다.

XCT가 發明되기 以前의 畫像醫學의 3個形態는 X線寫眞, RI 신티그램, 超音波像으로 各各 技術의 進歩를 하면서 適應과 限界 등이 굳어지기 까지 했으나, 1972年 XCT의 發明은 各種形態의 役割에 變革을 가져왔다.

XCT의 出現에 依해 가장 크게 영향을 받은 것은 陽電子畫像을 除外한 通常의 RI(單電子 RI) 신티그램이었다.

表 2는 Deland<sup>1)</sup>에 依한 論說에서 引用한 것으로 最近 10年間, 즉 XCT發明以後의 臨床核醫學에 있어 RI 신티그램의 活用수준(使用件數로 해석해도 좋음)의 狀況을 나타내고 있다.

이중에서 XCT의 영향을 제일크게 받은 것은 腦신티그램이었다. 우리나라에서도 뇌신티그램 件數의 減少는 明確하게 나타나고 있다.

그러나, 心筋과 骨은 RI 신티그램 自體의 進歩에 依해 適應範圍가 넓어진 것으로 推測된다.

그리고, XCT以後 畫像診斷에는 많은 새로운 畫像情報가 參與되고 있어 現在 存在하고 있는 各種 畫像(XCT 포함)은 表 2와 같이 큰 變化에 직면하게 될지도 모른다.

하영든, 그 畫像情報의 醫學的意義가 明白하게 된 단계에서는 臨床의 有效도가 높은 것이라면 낮은 畫像을 버리고 새로운것으로 바꾸지 않으면 안될 것이다. 즉,

綜合畫像診斷學을 確立하는 것이 醫學關係者들의 重大한 責任이라고 생각한다.

表 2. 臨床核醫學에 있어서 in vivo檢査의 動向<sup>1)</sup>

| 檢査種類           | 活動 정도* | 얻어지는 情報 |
|----------------|--------|---------|
| 腦              | ↓↓↓    | 主로 解剖的  |
| 甲狀腺            | →      | 機能的     |
| 肺              | →      | 解剖 및 機能 |
| 心臟             | ↑↑↑    | 解剖 및 機能 |
| 肝·脾 (RES)      | ↓      | 主로 解剖的  |
| 肝 (hepatocyte) | ↑↑     | 機能的     |
| 骨              | ↑↑↑    | 機能的     |
| 消化管            | ↑      | 機能的     |
| 腎              | ↓      | 機能的     |

\* ↑上昇 ↓下降 →不變

### III. XCT의 最近發展

1972年 Hounsfield와 Ambrose는 英國放射線醫學會에서 XCT의 頭部疾患에의 應用에 對하여 歷史的인 報告를 하였으며, 1973年에 兩人是 英國放射線醫學會雜誌에 論文을 發表했다<sup>2,3)</sup>.

Hounsfield는 이 論文에 依해 CT의 畫像再構成理論의 開發者인 Cormack<sup>4,5)</sup>와 함께 1979年 노벨 醫學賞을 受賞하기도 했다.

XCT의 撮影原理는 從來의 X線撮影法과는 本質的으로 다르다(그림 1 參照).

첫째, XCT로는 어느 橫斷面만을 撮影하고 있으므로 前後의 障害陰影은 제거된다.

둘째, 가는 X線빔을 使用하고 있기 때문에 散亂線이 적고 畫像이 깨끗하다.

셋째, X線檢出器로서 X線필름이 아닌 신티레이션檢出器 등의 다이내믹 렌지가 넓은 裝置를 使用하고 있다.

넷째, 電子計算機를 使用하여 理論的으로 正確한 再

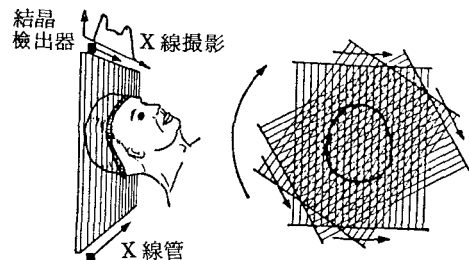


그림 1. XCT의 撮像原理

表 3. XCT 裝置의 世代分類

| 世 代    | X線의 形狀 | 檢出器數 / 스라이스 | 撮 像 方 式               | 時 間        |
|--------|--------|-------------|-----------------------|------------|
| 第 1 世代 | 펜 실 빔  | 1 個         | X 線管 · 檢出器 같이 回轉 · 走査 | 4 1/2 分    |
| 第 2 世代 | 小角扇狀빔  | 3-60 個      | "                     | 20 ~ 120 秒 |
| 第 3 世代 | 廣角扇狀빔  | 100-300 個   | X 線管 · 檢出器 같이 回轉      | 3 ~ 10 秒   |
| 第 4 世代 | 廣角扇狀빔  | 600 個以上     | X 線管回轉, 檢出器固定         | 1 ~ 10 秒   |

構成處理를 行하고 있는 등의 특징이 있어 그것들의 종합적인 結果로써 XCT의 密度分解能(被寫體內的 X線吸收係數의 差를 識別할 수 있는 能力)이 극히 높다는 것을 알 수 있다.

가령 管電壓 120 KV의 X線으로 測定되는 軟部組織과 물의 X線 吸收係數의 差는 4%로 높은데 從來의 X線診斷法으로는 識別이 곤란했다. 그러나, XCT의 密度分解能은 물이 0.5% 以下이기 때문에 물과 軟部組織이 훌륭하게 識別된다.

이 사실이 처음으로 臨床에서 實證된 것은 人間의 腦이고 腦白質, 灰白質, 腦室 등의 解剖學的인 構造, 腦出血, 腦梗塞 및 腫瘍 등이 확실하게 描出되었다.

그리고, 體幹部의 臟器는 頭部와는 달라서 움직이는 것이기 때문에 XCT는 撮像時間의 短縮을 위해서 技術開發이 進行되었다.

表 3에는 이미 잘 알려져 있는 XCT 裝置의 世代分類를 나타내었으며, 撮像時間은 EMI의 頭部專用機(第一世代)의 4 1/2 초에서 第3, 第4世代에는 5秒前後로 短縮된 것이다. 이로 인해서 呼吸을 停止하지 않은 상태에서 편안하게 撮像이 가능하게 되었다.

그리고, 空間分解能도 初期의 80 × 80 畫素에서 512 × 512 畫素로 飛躍的으로 改善되었으며, 密度分解能도 空間分解能만큼은 못하나 많이 向上되었다. 또, 그로 인한 畫質의 向上도 현저하다.

특히, 最近에는 新 第4世代라 할 수 있는 새로운 XCT가 登場했다.

그것은, 2,400個의 小型檢出器를 圓周狀에 配置하여 空間分解能의 向上을 위한 것으로 高價의 시스템으로 되어있다.

한편 頭部專用의 裝置는 機能을 單純化한 低價格의 것이 出現하는 등 再極化 되어 가고 있다. 그러나, XCT의 進歩는 이것으로 그치지 않고 第5世代라 할 수 있는 心臟撮像用的 超高速 XCT에 對한 研究이다.

心臟을 靜止狀態로 觀測하는 데는 撮像時間이 20 미리秒以下를 요구하며, 이것은 現在의 XCT에 比較해서 50~100 倍의 高速이므로 지금과 같이 X線管이나 檢出器를 機械的으로 움직이고 있는 方式으로는 不可能하다.

이런 野心的인 試驗에 挑戰하고 있는 팀이 Mayo Clinic 그룹이고 이미 dynamic spatial reconstructor(D-SR)이라 부르는 超高速XCT 裝置를 完成하고 있다.<sup>6)</sup>

그리고, 日本의 飯沼 등도 DSR과 別途原理의 原子빔 走査方式 超高速 XCT를 提案하고 있으나 아직 實際의 裝置는 完成되어 있지 않다.<sup>7)</sup>

그림 2는 DSR의 概念圖로써 (a)에서는 患者베드를 끼워서 下側에 28個의 X線管, 上側에 半圓狀의 螢光板을 두어 28個의 영상·増倍管(I.L.) 및 T.V. 撮像管이 受光한다.

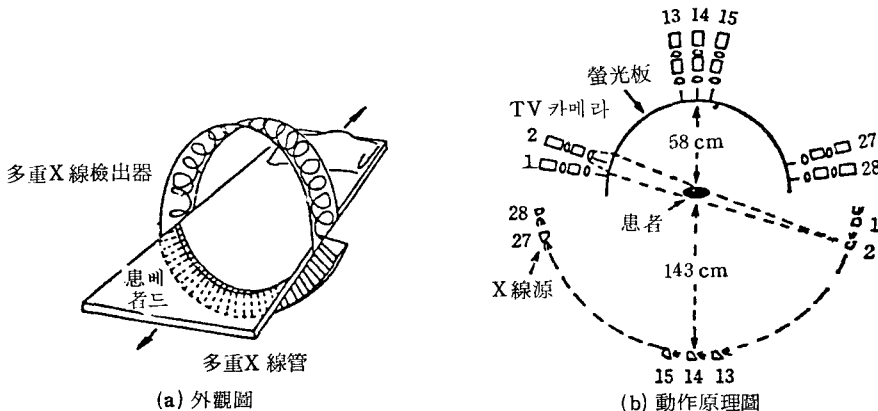


그림 2. Mayo Clinic의 초고속 심장撮像用 XCT<sup>6)</sup>  
(Dynamic Spatial Reconstructor)

한편, (b)는 動作原理를 나타내고 있다. X線은 X線管 No. 1에서 순서대로 放射되어 患者의 身體를 透過한 뒤 I.L.-TV系에 依해 그 強度가 測定된다. 放射된 X線은 圓錐狀 빔 (cone beam) 이기 때문에 撮影可能한 橫斷面의 數는 複數이다.

X線管 No. 2까지 放射되고 나면 거의 180°의 投影데-타가 28 方向에서 取得되어 CT像의 再構成이 可能하게 된다.

實際에 製作된 裝置로는 X線管和 I.L系를 全體로 해서 回轉될 수 있도록 構造가 取해져 있으며, 그 原理는 投影를 求하는 方向의 數를 增加하여 畫質을 向上시키기 위함이나 그로 인해 撮像時間은 延長되었다.

撮像時間은 回轉을 시키지 않을 때는 28 方向에서의 照射뿐이므로 10 ミリ秒로 짧으나 投影角度方向의 標本化間隔이 거칠게 되어 再構成畫像의 密度分解能은 낮아서 物吸收係數의 10% 程度로 推定된다. 여기서 回轉을 加해서 投影角度數를 112 (28×4) 個로 增加하므로 해서 畫質이 向上되고 密度分解能은 물의 3% 정도로 우수한 편이나 撮像時間은 60 ミリ秒로 길어 지므로, 이 두 가지의 型으로서 60 回/秒의 反復撮像이 可能하다.

DSR의 特徵의 하나는 多數의 橫斷面 (스라이스)을 同時에 撮像할 수 있어서 두께 1mm의 스라이스가 最大 240 面까지 再構成可能하다.

現在 DSR은 거의 完成되어 원숭이 등의 動物實驗에 들어가 있는 상태로 원숭이의 3次元再構成像에서 矢狀面 등을 任意로 作成하고 있다.

人體에의 適用도 멀지 않을 것으로 생각되며 本 裝置로는 人體의 3次元의인 計測이 行해지고 있으므로 Mayo의 그룹은 DSR에 의한 撮像을 生體의 非侵襲的 解剖로 稱하고 있다.

다음에, 飯沼 등이 提案한 超高速 XCT는 電子빔을 電氣的으로 走査하므로 因해 X線을 많은 方向에서 照射하고자 하는 것인데 그림 3에 그 撮像部의 構造를 表示했다.

이 裝置는 巨大한 벨形의 眞空容器內에 患者베드를

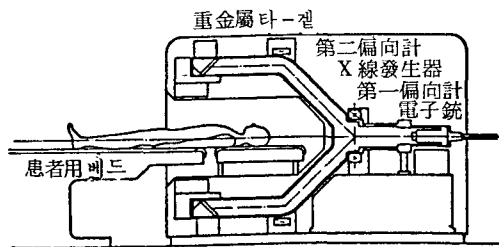


그림 3. 초고속 XCT (UCT)의 撮像部 構造<sup>7)</sup>

거위 넣은 構造로 電子빔은 右瑞의 電子銃에서 發射되어 2回의 電子偏向을 거쳐 左瑞의 重金屬 타-겔에 衝突하여 微小焦點의 X線을 放射한다. 電子빔은 高速에 360° 回轉走査하여 圓狀타-겔의 다른 場所에서 X線을 放射하며 X線은 適當한 콜리메타系를 通해서 人體를 照射한 뒤 역시 圓周上에 固定配置된 X線檢出器에 依하여 測定된다.

이 X線發生機의 性能으로서 100~150 KV, 50 ~ 200 mA, 回轉走査時間은 最短 10 ミリ秒를 目標로 하고 있다. 이 超高速 XCT는 아직 빛을 보지 못하고 있으나, 이것과 유사한 아이디어로 Univ. of California San Francisco는 Body 및 cardiovascular computed tomography (CVCT)라는 裝置를 設計했다.<sup>8)</sup>

이 裝置는 半圓狀의 電子빔走査型 X線管和 半圓狀에 配置한 檢出器群을 쓰고 있으며 飯沼 등의 提案보다는 一步 앞서가고 있는 感이 있다. 어쨌든, 心臟의 超高速 XCT가 完成되면 心循環系의 畫像診斷, 肺의 局所의인 病變의 早期發見, 3次元의 畫像表示法, 超過速의 畫像處理裝置 등의 開發 및 그에 미치는 波及效果는 대단히 클 것으로 생각된다.

#### Ⅳ. 새로운 醫療用 畫像의 出現

XCT의 發明以後는 醫療畫像工學의 급속한 發展期라고 할 수 있을 것이다.

近年 急速히 出現되어 臨床에 應用될 예정인 畫像은 (1) 디지털 X線 映像法 (2) 陽電子 CT (3) 核磁氣共鳴 (NMR) 映像法 등으로,

첫째, 디지털 X線映像法 (digital x-ray imaging: DXI)은 通常 디지털 라디오그래피 (DR)라고 일컬어지고 있다.

이 映像法의 原理는 從來의 X線攝影法의 延長인 形態學的 (morphological) 情報를 提供하는 것이나 얻어진 情報의 質은 한층 向上되었다.

陽電子 CT와 NMR 映像法은 形態보다도 物質의 代謝와 臟器의 機能을 映像으로 나타내는 것으로 in vivo physiology 나 in vivo biochemistry 등으로 일컫는 새로운 醫學分野를 열게끔 되어 있어서 從來의 X線寫眞이나 超音波像과는 本質的으로 다르다.

#### Ⅴ. 디지털 X線 映像法 (DXI)

소위 디지털 라디오그래피 (DR)라 總稱되고 있는 새로운 X線 映像法中에는 많은 방식이 포함되어 있어서 약간 혼란한 氣味가 있다.

우선, X線의 透過強度를 받은 檢出器의 直線性이 필

음보다 넓은 것으로 그檢出器의 出力을 아나로그 디지털(AD)變換 또는 直接 디지털信號로서 끌어내어 디지털 畫像을 作成, 處理, 表示를 行하는 2次元 X線撮影法을 「디지털 X線 映像法」(DXI)이라 定義한다.

飯沼는 OXI의 使用하는 X線빔의 形狀에 의해 表 4와 같이 分類했다.<sup>9)</sup>

表 4. 디지털 X線 映像法の 定義 및 名稱<sup>9)</sup>

|   |  |
|---|--|
| • 디지털 X線 映像法<br>(Digital X-Ray Imaging : DXI) | A) 錐빔 (cone beam)을 使用한 것<br>: 디지털 錐빔 映像法<br>(Digital Cone Beam Imaging : DCI)          |
|   | a) 디지털 撮影法<br>(Digital Radiography : DR)   |
|   | b) 디지털 透視法<br>(Digital Fluorography : DF)  |
|   | B) 빔 (fan beam)을 使用한 것<br>: 디지털 빔 映像法<br>(Digital Fan Beam Scannography : DFS)         |
|   | C) 點빔 (pencil beam)을 使用한 것<br>: 디지털 點빔 映像法<br>(Digital Pencil Beam Scannography : DPS) |

以下 이 分類에 따라 各 方式을 살펴보겠다.

### 1. 디지털 錐빔 映像法 (DR)

#### 1-A. 디지털 撮影法 (DR)

DR은 후지필름이 開發한 Fuji Intelligent Diagnostic X-Ray system (FIDX)으로 그 基本構成은 그림 4<sup>10)</sup>에 나타낸 바와 같이 本 시스템은 從來의 X線필름系, 増感紙 대신 高感度, 高鮮銳度の 이매징 플레이트라고 하는 X線 檢出器를 使用한다.

이 플레이트는 重金屬 할로겐화物的 微粒子를 支持體上에 塗布한 것으로 空間分解能은 從來의 X線필름系와 거의 같으나 感도가 높고 다이내믹レンジ도 월등히 크다.

本 시스템의 特徵은 從來의 X線診斷의 흐름을 거의 바꾸지 않고 디지털技術을 도입한 것으로서 以後 X線診斷에 미치는 全體의인 영향은 대단히 크다고 생각된다.

FIDX의 臨床응용시험은 數個所에서 行해지고 있고 胸部, 胃部, 下腹部, 乳房 등에서 좋은 결과를 얻고 있다.

자세한 내용은 文獻<sup>10)</sup>을 參考하기 바란다.

#### 1-B. 디지털 透視法 (DF)

이 方法은 現在 가장 實用化가 앞서있는 DXI의 --

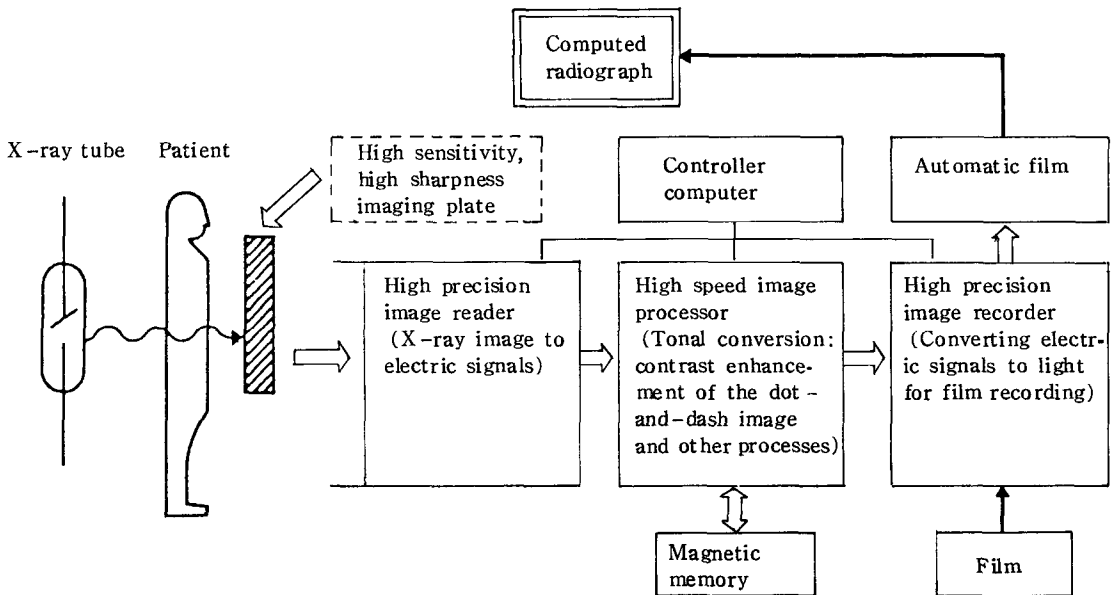


그림 4. Intelligent diagnostic x-ray system의 基本構成圖<sup>10)</sup>

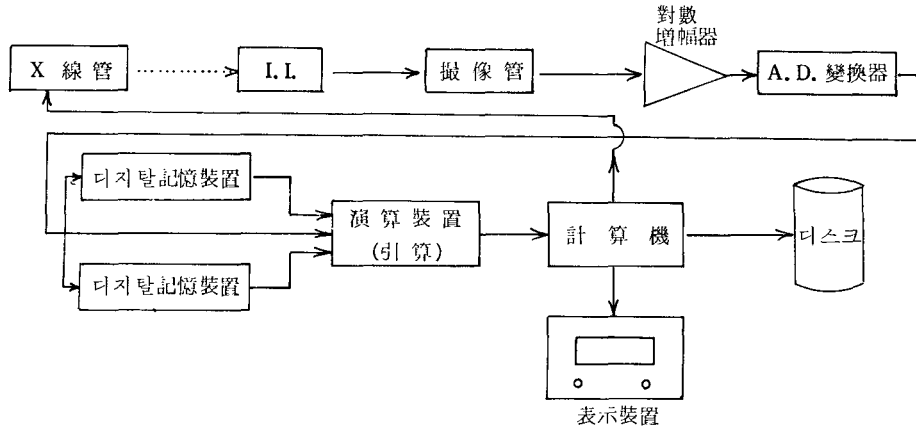


그림 5. 디지털 透撮法의 構成圖

種으로 DF에는 各種의 하드웨어의 構成이 있으나 그 하나를 그림 5에 表示한다.

X線管에서 錐빔으로 하여 X線이 放射되어 人體를 透視後 X線 이미징 증배관 (I. I.)에 注入되어 出力畫像이 TV 攝像管에서 비디오信號로 變換된다. 비디오 出力은 對數增幅 된 後, TV 速度에서 AD 變換되어 2 個以上の 디지털畫像 눈금에 蓄積된다. DF에서 行해지는 演算은, 單純한 것은 그 後의 畫像間의 減算이고 온라인 實時間으로 實行되며 또 減算後의 畫像은 即時 CRT에 表示된다.

다시 高度의 畫像處理를 行하고자 할 때는 磁氣디스크 등에 蓄積한 畫像에서 後處理할 수가 있다.<sup>11, 12)</sup>

DF로는 CsI (요드화 세슘)를 쓴 高感度, 高解像度 I. I.가 利用되며, 口徑도 9 인치에서 12 내지 14 인치로 넓어지고, 空間解像力도 2~4 lp/mm로 改良되고 있다. 攝像管에는 S/N 比가 좋은 것이 쓰여지고 있으나 現時點에서는 8 빈드, 10 MHz (256 레벨, 512 × 512 畫素)가 많으며 將來에는 10~12 빈드, 40 MHz (1024 × 4096 레벨, 1024 × 1024 畫素) 정도로 性能이 向

상될 전망이다.

畫像 눈금도 現在는 512 × 512 畫素, 8 빈드程度의 것을 1~4枚 가지고 있으나, 將來에는 1024 × 1024 畫素, 12 빈드의 눈금이 여러개 있는 것이 바람직 할 것이다.

DF로 行해지는 撮影은 주로 畫像間의 減算을 利用하며, 그 方法으로는 ① 時間差分法 (time subtraction)과 ② 에너지 差分法 (energy subtraction)의 二種이 있으며 DF로는 주로 前者인 時間差分法이 實施되고 있으며 이는 digital subtraction angiography (DSA)라고도 일컬어지며 經靜脈의인 血管撮影이 非侵襲의로 施行될 수 있게 되는 것이 注目된다.

DSA의 適應이 되는 血管은 腹部大動脈, 腎動脈, 竹盤動脈, 頸部動脈, 頭蓋內血管, 肺動脈, 心臟, 外科手術後 經過觀察 등이고, 造影할 수 있는 血管의 크기는 1 mm 정도이다.

이것은 從來의 選擇의 造影으로 檢出할 수 있는 0.1 mm 보다 解像力에서는 떨어지나, DSA가 必要한 檢査도 대단히 많고 從來의 血管撮影의 一部로써 대신할 수도 있을 것이다.

表 5. 각종 X線 映像裝置의 特性

|                                 | 空間解像能<br>(lp/mm) | 콘트라스트<br>檢出能 (%) * | S/N<br>(最大値) | 線 量<br>(R) | 速 度<br>(枚/秒) |
|---------------------------------|------------------|--------------------|--------------|------------|--------------|
| 필름-증감紙系                         | 4~8              | 2                  | 100:1        | 0.2        | 2            |
| 디지털 撮影法<br>(Intelligent system) | 4~8              | 0.2                | 500:1        | 0.05       | 2            |
| 디지털 透撮法                         | 2                | 0.5                | 300:1        | 0.1        | 30           |
| 디지털 扇빔走査法                       | 1~2              | 0.2                | 500:1        | 0.07       | 0.5          |
| 디지털 點빔走査法**                     | 1~2              | 2                  | 170:1        | 0.004      | 0.2          |
| XCT                             | 1                | 0.2                | 2000:1       | 4          | 0.2          |

\* 5 mm의 對象에 대한

\*\* As & E Microdose system에 의한

以後 I. I. 나 撮像管의 性能이 向上되어 心臟의 機能 計測에 使用할 수 있게 되면 그有用性은 增大되리라 생각한다.

## 2. 기타의 DXI

여기서는 表4에 表示한 「디지털 扇법 走査法」(DF-S)과 「디지털 點법 走査法」(DPS)을 소개하겠다.

前者는 XCT의 扇법의 透過強度를 患者벤드를 움직이며 測定하는 방식이고, 後者는 펜실狀법을 走査하면서 透過強度를 2次元의 計測하는 방식이다.

이 二種의 DXI는 前述의 錐법方式만큼 實用化되어 있지 않기 때문에 자세한 說明은 생략하고, 꾸으로 各種 디지털 X線 映像裝置의 特性을 典型的인 數值로 살펴보면, 表5<sup>13)</sup>에서 보는 바와 같이 各裝置의 物理的인 特性이 잘 나타나 있고, 특히 FIDX가 X線필립스에 比해서 空間分解能은 同等하나 나머지는 우수한 것을 알 수 있다.

그러나, 여기에 나타난 數值是 代表的인 것이며 以後 디지털 X線映像이 從來의 X線診斷과 어떻게 競合하고 서로 돕는가를 신중히 觀察할 必要가 있다고 생각한다.

## VI. 核磁氣共鳴 (NMR) 映像法

NMR에 의한 生體計測, 특히 人體內의 <sup>1</sup>H의 映像作成法은 最近들어 急速히 발전하고 있다.

이 NMR은 從來에 우리들이 取扱하여온 X, γ線 등의 電離放射線과는 本質의 異으로 다른 것이므로 우선 그 基本原理부터 說明하고자 한다.

### 1. NMR의 정의

NMR은 1946年 Bloch와 Purcell에 의해 發見된 現

表6. 生體計測으로 有用한 核과 그 磁氣의 性質

| 同位體              | 天然存在比 (%) | I (h/2π) | 공명周波數 (MHz) (23.5 KG 일때) | 相對強度  |
|------------------|-----------|----------|--------------------------|-------|
| <sup>1</sup> H   | 99.98     | 1/2      | 100.00                   | 1.00  |
| <sup>2</sup> H   | 0.016     | 1        | 15.35                    | 0.01  |
| <sup>13</sup> C  | 1.108     | 1/2      | 25.19                    | 0.016 |
| <sup>15</sup> N  | 0.37      | 1/2      | 10.13                    | 0.001 |
| <sup>19</sup> F  | 100.00    | 1/2      | 94.08                    | 0.83  |
| <sup>23</sup> Na | 100.00    | 3/2      | 26.45                    | 0.09  |
| <sup>31</sup> P  | 100.00    | 1/2      | 40.48                    | 0.07  |

(1G = 10<sup>-4</sup> T)

象으로 有限한 核스핀 (I)을 가지고 있는 原子核 (質量數가 奇數인 核)이 靜磁場中에 두어지면 Zeeman 效果에 依해서 에너지 準位가 分裂되어 그 에너지 差에 相當하는 周波數의 라디오波를 共鳴의 으로 吸收하는 것을 말한 것이다.

NMR의 상세한 解說에 對해서는 이미 發表된 많은 文獻<sup>14)</sup>들을 參考해 주기 바란다.

그리고 NMR로 觀測할 수 있는 核中에, 生體計測으로서, 重要한 것은 <sup>1</sup>H, <sup>2</sup>H, <sup>13</sup>C, <sup>15</sup>N, <sup>19</sup>F, <sup>23</sup>Na, <sup>31</sup>P 등인데 특히 <sup>1</sup>H는 感度가 높아 現在로는 映像法에 利用되고 있는 唯一한 核이다.

表6에는 上記核의 NMR에 關連하는 諸性質을 表示했다. 그 中에서 共鳴周波數는 當該核에 吸收되는 라디오波의 周波數로써 다음式에 의해 表示된다.

$$\nu_0 = \omega_0 / 2\pi = \gamma H_0 / 2\pi$$

이 式은 Larmor의 式이라 일컬어지며, 核이 磁場의 돌레에서 歲差運動을 行하는 周波數(ν<sub>0</sub>)를 의미한다.

여기서 ω<sub>0</sub>는 共鳴回轉數, γ는 磁氣回轉比 (gyromagnetic ratio)라고 하는 定數로 核에 依한 固有의 值며, H<sub>0</sub>는 外部磁場을 나타낸다.

表6의 共鳴周波數는 H<sub>0</sub>가 2.35 T (23.5 KG) 일때의 值이며, <sup>1</sup>H이 100 MHz이다.

量子數 (i)는 定해진 有限의 值를 가지며, 이 值가 0이면 磁氣의 性質을 보유하지 않고 NMR에 의해 測定되지 않는다.

가령 表6의 <sup>13</sup>C는 I=1/2로 測定할 수 있으나 <sup>12</sup>C는 I=0이므로 NMR의 性質을 갖고 있지않은 등 같은 C라도 NMR現象에서 보면 큰 차이가 있다. 相對強度는 <sup>1</sup>H를 1.0으로 한 值인데, <sup>19</sup>F를 除하면 다른 核의 感度は 낮고, 天然存在比는 生體에서의 測定에 있어 重要한 因子이나 逆으로 存在比가 작은 것은 2元素를 濃縮하여 추적자로서 利用되는 利點도 있다.

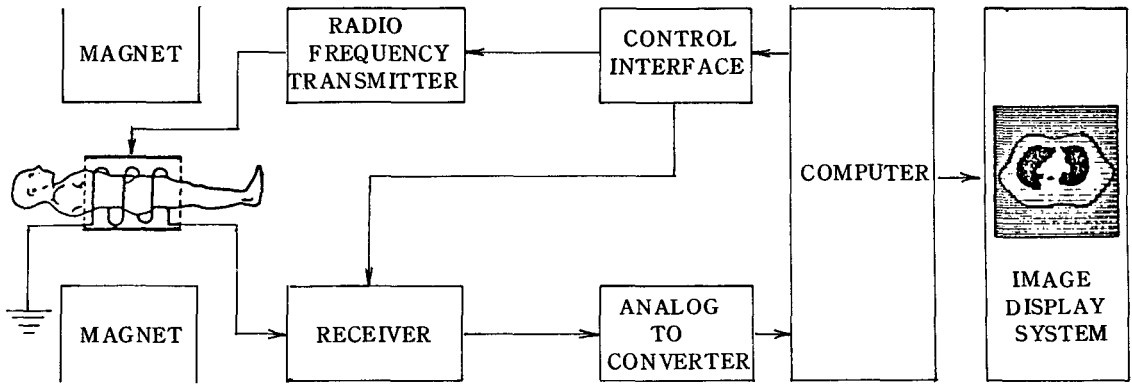


그림 6. NMR 映像裝置의 基本構成

## 2. NMR 에 의한 $^1\text{H}$ 映像法

다음으로 人體內的  $^1\text{H}$ , 特히  $\text{H}_2\text{O}$  (水) 의  $^1\text{H}$  를 映像化하여 計測할때를 생각해 보자.

우선 NMR 計測을 行할때의 基本的인 構成을 그림 6 에 表示했다.

여기서는 첫째, 人體의 必要한 部位에 靜磁場을 인가 하는 磁石 들께, 共鳴을 이르키는 라디오波를 人體에 부여하는 傳達코일 셋께, 體內的  $^1\text{H}$  에서의 NMR 信號 (共鳴周波數에 對等한 라디오波) 를 受信하는 信號코일 등 세 가지가 必要하다.

本稿에서는 人體內的  $^1\text{H}$  를 全體로 하여 計測할 때를 說明한다.

靜磁場으로서는 必要한 容積에 均一한 強度의 것을 加하게 하여 계속해서 共鳴周波數에 對等한 라디오波를 바루스의으로 加한다. 이로 인해서  $^1\text{H}$  의 磁化 (個個의 核의 集合으로 해서 巨視的인 磁化를 말함) 축이 回轉하여 信號코일에 電流가 生진다. 이 出力信號를 自由誘導減衰 (free induction decay: FID) 라 부르며, 이 FID 를 푸리에變換하므로 인해서 NMR 의 共鳴周波數스펙틀이 얻어진다.

NMR 의 스펙틀強度로부터는  $^1\text{H}$  의 濃度에 關한 情報뿐만 아니라 라디오波를 바루스에 加하는 방식에 의하여 緩和時間 (relaxation time) 이라 하는 別途의 情報를 얻을 수도 있다.<sup>14)</sup>

緩和時間에는 縱緩和時間 ( $T_1$ ) 과 橫緩和時間 ( $T_2$ ) 의 2 種이 있으며, 後述하는 바와 같이  $T_1$  의 映像情報는 重要하다.

$T_1$  은 前述의 라디오波의 바루스를 加한 後에  $^1\text{H}$  의 磁化가 本래의 平衡狀態로 되돌아가는 速度의 時定數이다.

그리고, 局所的인  $^1\text{H}$  의 情報를 얻는데 必要한 原理

에 對해서는 美國의 Lauterbur<sup>15)</sup> 가 1973 年에 처음으로 報告했다.

여기서는 均一한 靜磁場 ( $H_0$ ) 을 加해서 次式에 나타나 있는 것과 같이 X 方向에 直線的으로 變化하는 傾斜磁場을 重첩시킨다.

이와같은 磁場의 根本에서는 共鳴回轉數  $\omega$  는 座標 X 의 關數로 다음式에서 表示된다.

$$\omega = \gamma H_0 + \gamma G^0 \cdot \omega_0 + \gamma G \cdot X$$

여기서, G 는 磁場勾配벡틀이다.

이式에서 보는 바와 같이 共鳴周波數 ( $\omega/2\pi$ ) 는 X 에 比例해 있으므로 傾斜磁場中에 人體를 두고 넓은 周波數帶域의 라디오波를 바루스의으로 人體에 인가하여 그 후 人體의  $^1\text{H}$  으로 부터의 FID 를 檢出한다.

이 FID 는 같은  $^1\text{H}$  으로 부터의 信號이기는 하나 X 에 比例한 넓은 周波數成分을 포함하므로 이 FID 를 푸리에 變換하므로 인해서 周波數스펙틀이 求해진다.

이 周波數스펙틀은 X 方向의 同一座標에 있어서  $^1\text{H}$  의 濃度의 投影대타로 되어 있기 때문에 윗式의 磁場勾配벡틀 G 의 方向을 바뀐가면서 FID 를 檢出하면 投影대타를  $180^\circ$  以上의 方向에서 求할 수가 있다.

이것들의 投影대타에서는 XCT 와 같은 再構成處理를 使用하여  $^1\text{H}$  의 濃度에 關係하는 斷面像이 얻어진다.

이 方法을 投影復元法 (projection reconstruction) 이라 하며 Lauterbur 는 Zeugmatography 라고도 부르고 있다.

그림 7 은 Lauterbur 에 의해 最初의  $^1\text{H}$  의 NMR 像이 얻어진 擘뎀을 나타낸다.

이 擘뎀은 圓筒內에 2 個의 管이 있고 그안에  $\text{H}_2\text{O}$  가 가득 들어 있으나 (斜線진 部分) 그 周圍는  $\text{D}_2\text{O}$  를 넣어 놓았다.



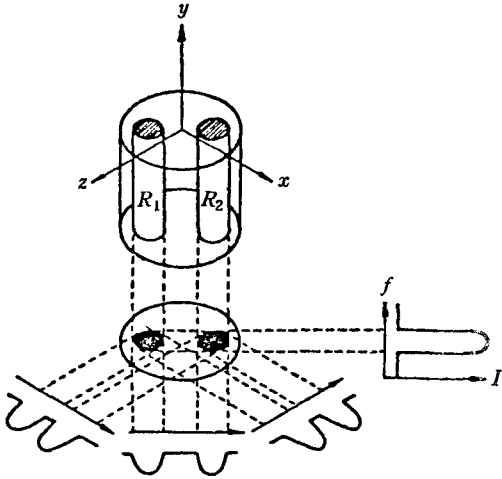


그림 7. 投影復元法の 原理<sup>15)</sup>  
 (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub> 관에는 H<sub>2</sub>O, 그 둘레에는 D<sub>2</sub>O 가 들어 있음)

그림의  $y$  軸方向에 靜磁場을 加해  $xz$  面에 對해서 傾斜를 가진 磁場을 포개서 投影을 求하면 그림의 下則에 보이는것과 같이 H<sub>2</sub>O의 <sup>1</sup>H로 부터의 NMR信號(FID의 푸리에變換)는 傾斜磁場의 方向에 應해서 變化한다.

이들의 投影데이터에서 再構成알고리즘을 써서 H<sub>2</sub>O의 分布가 만들어 진다.<sup>15)</sup>

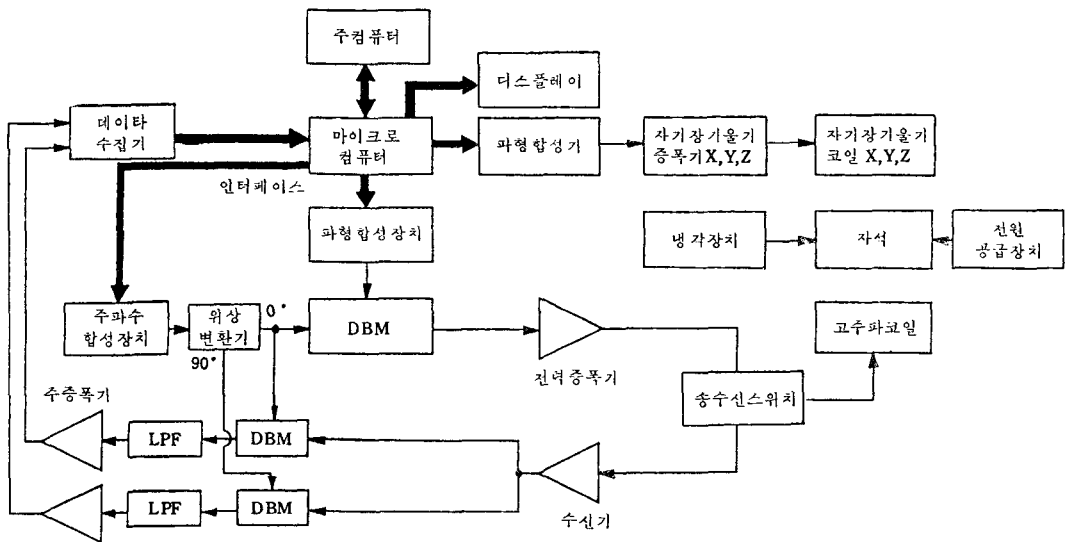
NMR 映像法에는 이외에 ① 푸리에變換法, ② 選擇照射法 (selective irradiation), ③ sensitive point 法 및 ④ 磁場集點法 등이 있으며<sup>16,17)</sup>, 이미 發表된 바와 같이 우리 나라에서도 科學技術院의 趙長熙博士팀에 의해 알고리즘의 조직적인 개발과 체계적인 연구로 장치가 完成되었으며 그 장치의 基本구성도는 그림 8과 같다.<sup>18)</sup>

### 3. <sup>1</sup>H 映像法의 特徵과 醫學的意義

NMR에 의한 <sup>1</sup>H 映像法에는 많은 特徵이 있다. 첫째, 取得된 情報가 <sup>1</sup>H의 濃度, 縱緩和時間 T<sub>1</sub> 및 橫緩和時間 T<sub>2</sub>의 3種과 血液 등 움직이고 있는 物質에 對한 情報등 상당히 많고, 둘째 3次元情報가 傾斜磁場의 方向을 바꾸는 것 만으로 簡單히 얻어지므로 頭部와 같이 움직임이 적은 部位에 有效하다. 또 2次元情報라 해도 撮像하는 슬라이스의 決定이 電子的으로 되기 때문에 橫斷面뿐만 아니라 冠狀面과 矢狀面을 簡單히 選擇할 수가 있다.

그리고 表 7에서는 Mallard 등이 全身 NMR 映像裝置(靜磁場 0.04 T)에 의해서 測定된 인체조직의 T<sub>1</sub> 值를 나타낸 것이다.<sup>19)</sup>

表에서 볼 수 있듯이 T<sub>1</sub>은 骨格筋의 約 100 毫秒, 肝의 150 毫秒, 心筋의 250 毫秒, 血液의 400 毫秒 등으로 큰 差가 있다는 것을 알 수 있다.



DBM: Double Balanced Mixer (평형변조기)  
 LPF: Low Pass Filter (저역 통과여파기)

그림 8. KAIST NMR tomograph의 構成圖<sup>18)</sup>

表 7. 人體組織의 縱緩和時間 ( $T_1$ )<sup>19)</sup>

(단위 : ミリ秒)

| 正 常 組 織 |           |         |           |
|---------|-----------|---------|-----------|
| 근 육     | 90 - 110  | 지 방     | 130 - 160 |
| 肝       | 140 - 170 | 脾       | 180 - 200 |
| 骨       | 190 - 220 | 心 筋     | 240 - 260 |
| 大 腦 皮 質 | 250 - 300 | 小 腦 皮 質 | 250 - 300 |
| 腎       | 300 - 320 | 혈 액     | 350 - 420 |
| 異 常 組 織 |           |         |           |
| 肝 硬 變   | 180 - 300 | 肺 癌     | 350 - 400 |
| 간 암     | 300 - 450 | 腎 癌     | 400 - 450 |

또 암등의 病的 조직에서의  $T_1$ 은 정상조직에 비해 훨씬 긴 것이 나타나 약간의 차밖에 없는 XCT와는 현저한 차이가 있다는 것을 確認했다.

암조직  $^1H$ 의  $T_1$ 이 왜 긴가에 對해서는 아직 定說은 없으나,  $T_1$ 은 물이 自由水일수록 길고, 반대로 단백질 등에 結合되어 있는 물이면 짧아진다고 하고 있어, 암 조직에는 自由水가 增加하고 있지 않나 생각하고 있다.

또한,  $^1H$ 以外에도  $^{31}P$ ,  $^{13}C$  등이 人體에서 計測되고 있으며 이들에게는  $^1H$ 의 경우보다 강한 磁場을 쓰고 있다. 이들의 物質은 重要な 生化學情報를 제공하는 것으로 생각되며 이에 대한 상세한 것은 文獻<sup>20)</sup>을 參考하기 바란다.

## Ⅶ. 디지털畫像과 畫像醫學의 將來

各種의 새로운 醫療用畫像에 對하여 記述하였으나 우리들에게 남아 있는 課題는 첫째, 이들 各種畫像情報를 病的 診斷을 위해서 어떻게 使用하는가 하는 일이다. 이 일은 많은 畫像情報의 競合性和 相補性을 正診率의 觀點에서 客觀的으로 評價하여야할 必要가 있다고 생각한다.

둘째, 디지털化 되어가는 醫療用畫像과 거기에 의한 畫像의 保存, 檢索, 表示 및 傳送에 關한 技術的인 問題이다. 近年 醫療用畫像은 디지털化 될 傾向이 있다. 이 畫像의 디지털化는 그 본래의 目的인 病的 診斷에 有效할 뿐 아니라 X線寫眞의 필름管理와 같은 畫像情報의 保存과 特定の 畫像을 짧은 時間에 檢索하는 일에도 必要하다고 생각된다. 즉, 디지털畫像은 高密度化한 디지털記憶裝置에 蓄積되므로 필름없이 保存이 가능하고, 檢索도 計算機에 의해 瞬時에 行할 수 있는 時代가 올 것이다.

各種方式의 醫療用畫像도 디지털化 되므로서 同一의 CRT 表示裝置에 表示함과 同時에 畫像傳送方式의 實用

化에 의해 病院內의 必要한 場所나 다른 施設間의 傳送도 可能할 것이다.

지금은 畫像醫學의 一大變革의 時代이다. 이럴 때일 수록 우리들은 醫療의 原點으로 돌아가서 病으로 고통받는 患者에게 어떠한 畫像檢査技術을 제공함이 바람직한가를 찾기위해 끊임없는 노력으로 技術情報의 습득에 임하여야 하리라 생각한다.

## 參 考 文 獻

1. Deland, F. H.: J. Nucl. Med., 23, 73-77, 1982.
2. Hounsfield, G. N.: Brit. J. Radiol., 46, 1016-22, 1973.
3. Ambrose, J.: ibid, 46, 1023-47, 1973.
4. Cormack, A. M.: J. Appl. Phys., 34, 2722-27, 1963.
5. Cormack, A. M.: ibid., 35, 2908-13, 1964.
6. Ritman, E. L., et al.: Mayo Clinic Proc., 53, 3-11, 1978.
7. Iinuma, T., et al.: J. Comput. Assist. Tomography, 1, 494-99, 1977.
8. Body, D. P., et al.: IEEE Trans, NS-26, 2724-27, 1979.
9. 飯沼 武, 館野之男: 映像情報 (M), 14, 65~67, 1982.
10. 富士寫眞フィルム K. K.: Fuji Intelligent Diagnostic X-ray System について, 富士 X-레이 研究, No. 135, 15~20, 1982.
11. Frost, M. M., et al.: SPIE, 233, 54-60, 1980.
12. Miretta, C. A., et al.: Medicamundi, 26, 1-10, 1981.
13. Arnold, B. A., et al.: SPIE, 273, 215-26, 1981.
14. T.C. ファラー, E.D. ベッカー著 (赤坂一之, 井元敏明譯): 「パルスおよびフーリエ變換 NMR」, 吉岡書店, 京都, 1979.
15. Lauterbur, P. C.: Nature, 242, 190-91, 1973.
16. 遠藤眞廣, 外: 映像情報 (M), 11, 157~63, 237~44, 1979.
17. Kaufman, L., et al.: "Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine," Igaku-Shoin, New York, 1981.
18. 김재관: NMR-CT, 사이언스, 1-4, 12~21, 1982.
19. Smith, F. W., et al.: Lancet, May 2, p. 963-66, 1981.
20. Shaw, D.: NMR 醫學, 1, 72-78, 1981.