

医用生体工学 (3)

洪 勝 弘

(仁荷大學校 工科大学 電子工學科)

지난회까지는 주로 生體信號의 發生과 이들의 檢出·表示에 관하여 論했는데 本稿에서는 얻어진 各種信號 및 情報의 處理와 醫用影像處理에 관하여 記述하기로 한다.

醫療라고 하는 것은 患者로부터 情報를 收集하여 이를 處理한후 結果에 따라 患者를 制御하든가 治療하는 情報行爲이다. 醫療에서는 이와 같은 行爲를 診療, 檢査라고 하지만, 工學의 立場에서 생각하면 患者로부터 情報의 收集이다. 前回까지 論한 것이 情報의 收集에 해당된다. 過去나 現在까지 醫師가 눈으로, 혹은 청진기로, 또는 患者에게서 事情을 들어서 情報를 收集하고 醫師의 頭腦속에서 情報를 處理하여 治療를 行한다. 治療란 것도 工學으로 표현하면 患者 心身의 制御이므로 결국 醫療란 것은 情報收集, 處理와 生體制御라는 일련의 情報工學의 한 행위에 해당한다.

이와 같은 행위가 컴퓨터의 급속한 발전으로 醫療情報處理시스템이 많이 보급되고 있으며 研究開發 또한 눈부시게 진전되고 있다. 本稿에서는 많은 관심을 가지고 研究되고 있는 것들을 소개하고자 한다.

1. 時間軸情報의 處理

前회에 記述한 心電圖, 心音圖, 腦波, 筋電圖가 여기에 해당되는 것으로 生體가 가진 파라미터를 時間軸으로 表現한 것으로 生體機能의 判斷에 중요하다. 이 중에서 心電圖의 處理는 오래전부터 高

度의 處理技術이 제안되어 왔고 실제로 自動診斷에 利用되고 있으며 研究論文도 많다.

胎兒心電圖¹⁾, QRS 認識²⁾ 등에 관한 研究가 추가 되고 이외에도 메이터壓縮³⁾ 不整脈心電圖 등의 研究도 많다. 이외에도 公衆電話網을 이용한 데이터傳送등도 이용되고 있어서 앞으로 기대되는 분야이다.

腦波의 處理는 전력 스펙트럼에 의한 腦波解析이 추가 되고 AR 모델法, Walsh 變換등 스펙트럼의 推定法이 추가 된다.⁴⁾ 腦波는 불규칙신호와 같은 형태이어서 어려운 점이 많으나 最近에는 腦內에 대한 信號源을 찾으려는 研究도 많다. 이외에도 腦波로부터 발작증상의 스파이크檢出, 睡眠腦波의 解析등도 관심 연구대상이다.

筋電圖에 관한 處理는 腦波處理에 적용하는 알고리즘을 이용하는 경우가 많다. 근육의 운동에 의해 筋電現象이 생기므로 義手나 義足の 제어를 목적으로 筋電圖解析에 더 많은 관심을 가지고 있다.⁵⁾

이와 같은 時間軸情報處理手法⁶⁾을 大別하면 다음과 같다.

(A) 前處理

體表面으로부터 無侵襲的인 手法으로 計測하는 경우에는 관계없는 雜音이 혼입하기 쉬워 필터에 의해 雜音의 影響을 줄일 수 있다. 이것은 아날로그(analog)信號에 대한 電氣的인 필터이고 디지털(digital)信號에 대해서는 移動加算平均의 形으로 제거할 수 있다. 이의 計算式은

$$\bar{x}_i = \frac{1}{2k+1} \sum_{j=-k}^k W_j x_{i+j}$$

와 같이 표시되는데 여기서 W_j 는 處理方法과 時系列의 性質에 의해 정해지는 定數로

$$\sum_{j=-k}^k W_j = 2k + 1$$

이다.

이외에도 最小 2 乘法이 사용된다. W_j 가 $j = 0$ 일때에 單峰性을 표시하며 이를 平滑化(smoothing)라 하여 雜音의 混入에 의해 더러워진 波形을 어느정도 회복할 수 있다.

(B) 時系列處理

生體信號를 時系列 $x(t)$ 라고 보고 이것이 定常性(stationary)을 가지는가 어떤가를 推定하기 위해서는 時系列를 短區間으로 分割하여 平均値가 一定한 母集團으로부터의 標本値로 간주하는가를 統計적으로 測定하는 方法이 있다. 이외에 Markov 過程이나 再起過程으로부터의 샘플로 간주하여 時系列를 特徵지우는 方法이나, 이것이 定常時系列이면 自己相關函數

$$\phi_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x(t+\tau) dt$$

를 推定하여 이것에 의해 時系列를 特徵지우는 것이 일반적이다. 또 2개의 定常時系列 $x(t)$ 와 $y(t)$ 가 있을때 이들의 2개의 時系列間의 關係의 측도를 알기 위한 하나의 測定으로써, 相互相關函數

$$\phi_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)y(t+\tau) dt$$

가 사용된다. 또 임펄스列과 같이 點過程이라고 생각하는 生體信號의 경우에는 예를 들면 임펄스간격을 τ_i 로 하여 系列相關函數

$$\rho_k = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\tau_i - \bar{\tau})(\tau_{i+k} - \bar{\tau}) / \sigma^2$$

$$\sigma^2 = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\tau_i - \bar{\tau})^2$$

$$\bar{\tau} = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \tau_i$$

로 특징지워진다. 이외에 振幅히스토그램, 간격히스토그램 등도 사용되어진다.

(C) 周波數分析

數學적으로 時系列信號 혹은 自己相關函數를 Fourier 變換하여 얻어진다. 즉

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (\omega = 2\pi f)$$

또는

$$G(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \phi(\tau) e^{-j\omega \tau} d\tau \quad (\omega = 2\pi f)$$

로 계산되는 $X(f)$ 를 信號의 周波數스펙트럼, $G(f)$ 를 電力스펙트럼이라 한다. 이들의 量 사이에는 그림 1과 같은 關係가 있으므로 信號 $x(t)$ 로부터 電力스펙트럼 $G(f)$ 의 量도 구할 수 있다.

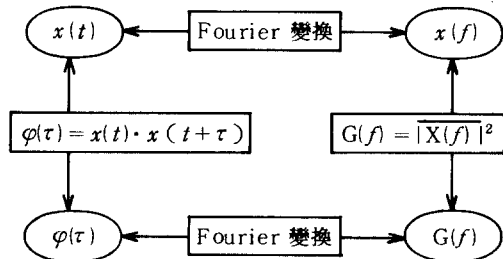


그림 1. 時系列에 대한 여러가지 量의 關係

(D) 多變量的 解析手法

生體信號의 計測手法과 함께 하나의 測定값만이 아니고 生體에 대한 多數의 情報가 얻어지거나 過去로부터 現在까지의 測定값의 변천추이가 時系列과 함께 多數回 測定될 수 있다. 이와 같은 情報, 혹은 測定값을 總合해서 生體의 상태를 파악하기

위해서는 多次元 空間의 1點으로써 表現할 必要가 생긴다. 여기에는 多變量解析의 手法이 應用되어 生體信號中の 異常波形的 檢出이나, 보다 總括적인 生體의 狀態의 分類가 시도되고 있다.

體로부터 얻어지는 影像의 利用形態로 分類하면 表 2와 같다.

影像處理의 目的은 주로 形狀, 크기, 위치 등의

2. 影像情報의 收集과 處理

情報收集, 處理面에서 생각하면 여기서 論하는 影像은 前述한 心電圖와 같은 時系列信號와는 큰 차이점이 있다. 醫用影像收集, 處理에서는 人體의 보이지 않는 곳을 보여지도록 하든가, 이미 人間의 눈에 보여지고 있는 것을 보다 보기 쉽도록 처리하는 것이다.

最近의 컴퓨터나 情報科學의 발달에 따라 裝置의 性能, 畫質의 向上에 그치지 않고 새로운 原理에 입각한 影像診斷法이 계속하여 등장하고 있다.

代表的인 醫用影像을 열거하면 表1과 같고, 生

表 1. 代表的인 醫用影像

1. 表層像	multi-spectral像, stereo像, more像, thermography, 電位分布
2. 顯微鏡像	白血球, 染色體, 細胞診
3. X線像	投影像, 斷層像, CT
4. RI像	投影像, functional image, CT
5. NMR像	
6. 超音波像	B-mode像, M-mode像, doppler像
7. 內視鏡像	
8. 眼底像	

表 2. 生體로부터의 影像의 利用形態

		에너지源							
		X線	γ 線	電子線	光	熱	超音波	電磁波	振動(音波)
(1) 波動現象	反 射				카메라		斷層法		
	透 過	單純撮影 CT		전자현미경 주사형 전 자현미경	현미경		Camera CT		
	干 涉				Hologra- phy(More 像)		Hollo- graphy		
	散 亂						doppler- angio		
(2) Energy 發生源			Scintilla- tion Camera			thermo- gram		體表面 心電圖 Vector 心電圖	空間位相 心電圖
(3) Transducer		PbOSe CdS 등	Gd ₂ O ₂ S Tb, NaI	ZnS (AgX)	(Cs) Na ₂ KSb	PbSe PbTe InSb	BaTiO PZT 수 정		가속도형 마이크로폰

形態를 計測하거나, 物性計測, 機能計測, 認識과 判斷補助 등이다. 影像處理의 方法은 目的에 따라서 여러가지 技術이 開發되어 있지만 影像處理의 일반적인 과정은 그림 2와 같다.

(1) 影像檢出方法

醫用影像은 다음과 같이 3가지로 크게 나누어진다. 그림 2의 (I)은 體外에서 어떤 에너지, 예를 들면 超音波등의 照射를 행하여 얻는 것(X線寫真

超音波 斷層像 등), (II)는 生體로부터 직접 얻는 것 (寫眞, thermogram 등), (III)은 한번 影像으로 표시된 것으로부터 2次的으로 檢出하는 것등의 3

종류가 있다. 主要 醫用影像은 (I), (II)가 中心이 되지만 自動診斷 등의 影像패턴 (pattern) 認識이 중요한 研究課題다.

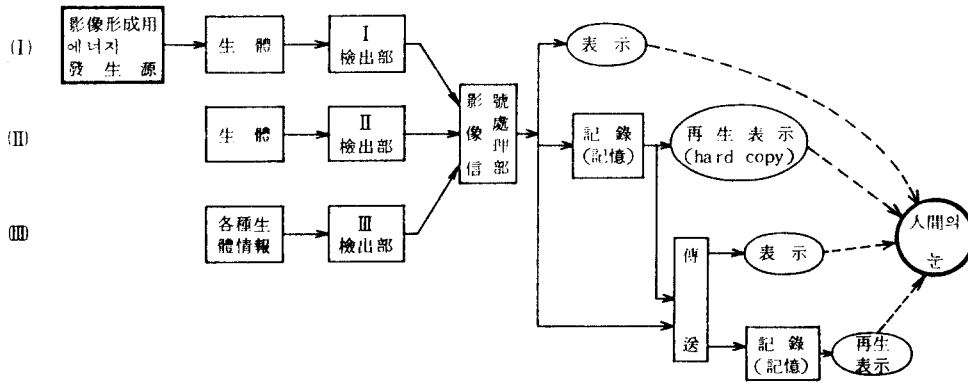


그림 2. 醫用影像 處理過程

(2) 影像信號處理

良質의 像, 알기쉬운 影像을 얻기 위해 檢出器로부터 얻어진 影像信號를 적절하게 처리하게 되는데 이를 실행하기 위한 방법으로 電子回路 등의 하드웨어적으로도 가능하다. 또 A/D 變換에 의해 디지털情報로 하여 소프트웨어에 의해 행할 수도 있다. 影像信號處理에 사용되는 주된 處理技法은 표 3과 같다.

表 3. 影像信號處理 技法

處理	處理 內容
區分處理	gray補正, 色彩化等高線處理, 消去 등
幾何學的處理	補間, 移轉(平行, 回轉, 反轉), scaling(擴大, 縮小), 抽出
演算處理	加, 減, 乘, 除計算, 相關, 重合, 變換(Fourier) 등
近傍處理	convolution, filtering, 微分 등
計測處理	길이, 周圍, 面體積, 角度 등
統計處理	Histogram, 平均, 重心, 分散 등
立體處理	透視化, 斷面, 陰影 등
特徵抽出處理	윤곽검출, 細線化, 端點, 交點 등

(3) 影像表示

處理된 影像을 最終的으로 觀測者에 제공하는 表示部로써 가장 일반적으로 사용되는 것은 CRT (cathode ray tube)이다. CRT는 ON-OFF의인 2直表示에 適當하다.

(4) 影像記錄

醫用影像의 記錄에는 影像生成方式에 따라서 여러가지가 있지만 주로 필름을 使用하는 것이 일반적이고 컴퓨터의 記錄用으로는 最近의 半導體의 發展에 힘입어 반도체기억소자에 기록하는 방식이 이용되고 있다. 그래픽용으로 X-Y플로터, dot 프린터 등이 이용되기도 한다.

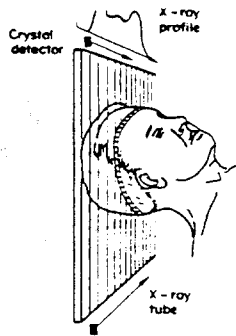
(5) 影像傳送

影像傳送技術은 현재 상당히 발전되어 良質의 影像을 長距離區間에 傳送이 가능하게 되었다. 影像의 再利用, 專門醫에 의한 X線診斷 등, 專送技術의 發達は 醫用影像處理에서도 중요시 된다.

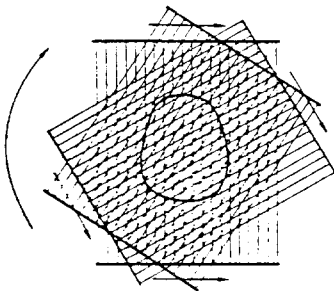
3. 醫用影像 處理例⁷⁾

(1) CT 像 (computed tomography)

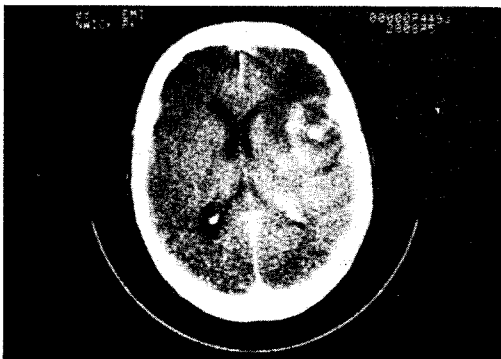
컴퓨터의 처리능력을 활용한 CT 法은 最近에 많은 발전을 하여 診斷用으로 많이 이용되고 있다. 이는 1973년 영국의 Hounsfield가 X線 CT 를 개발한 것이 시초가 되었는데 人體의 斷層面을 CRT 上에 表示하여 진단에 유용한 情報를 제공하게 되었다.



a) 투영상의 Scan방법



b) 1度씩 회전이동



c) 頭部の 再構成像

그림 3. X線 CT法의 原理와 얻어진 像

CT의 原理는 그림 3과 같이 頭部の 1斷面을 X線 發生管과 이것과 對向해서 배치된 檢出器가 同期해서 走査한다. X線은 走査方向으로 2~3 mm, 斷面의 두께방향으로 약 10 mm에 collimate 되어 있어서, 橫斷面을 투과해서 檢出器로 測定된다. 여기서 얻어진 出力은 X線의 1次元強度分布로써 投影(profile)이라고 한다. 走査가 끝나면 X線管과 檢出器는 橫斷面을 포함하는 平面內에서 어느 微小角度만큼 회전하여 다시 走査를 행하여 投影이 구해진다. 이와같이 하여 多方向으로부터의 投影을 구해서 電子計算機에 記憶하여 斷面像을 再構成한다. X線撮影과 CT와의 最大의 차이점은 前者는 人體라고 하는 3次元物體를 필름이라고 하는 2次元面에 投影하는 것에 대해, 後者は 斷面만을 照射하여 2次元面으로써 影像化하는 것으로 前後의 障害陰影의 중복이 없다.

X線檢出器는 scintillation 計數管이 주로 사용되고 螢光체는 NaI, CaF₂, Bi₄Ge₃O₁₂ 등이 이용된다.

지금 投影上의 어느 한점의 X線透過強度를 I, 그때의 入射強度를 I₀라 하고, X線 에너지는 實效에너지와 같은 單一에너지라고 하면 다음의 관계가 얻어진다.

$$I = I_0 \exp(-\sum \mu_i \cdot \Delta x_i)$$

여기서 μ_i 는 人體組織의 微小領域(길이 Δx_i)의 吸收係數이다. 위 式을 代數變換하여 Δx_i 를 일정($=\Delta x$)이라 두면

$$\ln(I_0/I) = \Delta x \cdot \sum \mu_i = f_\theta(s)$$

즉 f_θ 는 θ 방향으로 구한 投影이고, X線의 경로에 따른 μ_i 의 총합이다. s는 投影의 거리(좌표)를 표시한다.

그러므로 CT 像은 f_θ 를 구하여 橫斷面의 μ_i 를 再構成한다고 하는 問題에 歸着한다. 즉 CT 像은 μ_i 즉 吸收係數를 농담으로 표시한 것으로, 실제의 斷面像과는 다르다. 像의 再構成法은 遂次近似法, 解析的 再構成法등으로 大別되어 여러가지 알고리즘이 제시되고 있다.

알고리즘의 새로운 개발은 물론, X線의 빔 (beam)에 의한 데이터 收集方法이 研究되어지고

있으며, 放射性物質을 이용하는 ECT(Emission CT)가 최근에 많은 기대를 가지고 있는데 이는 RI(Radio Isotope) 分布의 橫斷層을 撮影하는 것이다. 특히 陽電子(positron)을 이용한 CT(예로서 positron emission transaxial tomography: PETT)는 放射性的 N, O, C 등이 보통의 電子와 結合하여 消滅할때 發生되는 γ 線을 이용하는 것으로, 生體中에 많이 있는 N, O, C에 關係하여 국소적인 生化學現象에 關係한 情報가 풍부하게 얻어져 기대되고 있다. 또한 投影方式의 CT로써 超音波를 이용하는 것이 있는데 이것은 生體의 音速分布, 吸收分布를 表示한다. 그러나 아직까지는 解像度가 좋지 못하여 實用되고 있지는 않다.

(2) NMR (Nuclear Magnetic Resonance) 映像法

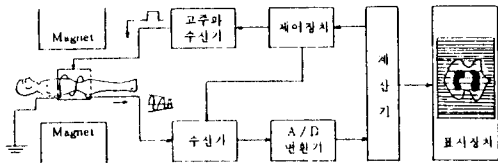
核磁氣共鳴(NMR)은 1946년에 Bloch 와 Purcell에 의해 발견된 것으로 오랜 역사를 가지고 있으나 NMR 映像法은 Lauterbur¹²⁾에 의해 原理가 발표되었다. 최근에 NMR 映像法이 各광을 받아 臨床에 이용되고 있으며 우리나라도 國產機器가 實用될 단계에 있다.⁸⁾ NMR 映像法은 人體內의 構成物의 추가 되는 ^1H 의 局所的 情報를 映像으로 取得하는 것이다. 우리들 身體의 60% 以上이 물이어서, 이의 分布나 存在狀態가 외부로부터 非侵襲的으로 計測할 수 있으면 이의 情報가 醫學의 診斷이나 治療에 미치는 영향은 크다. ^1H 이외에도 ^{31}P , ^{13}C , ^{23}Na , ^{14}N , ^{19}F 등의 元素核이 존재하므로 測定할 수 있는 方法이 研究되고 있다.

人體의 물의 ^1H 으로부터 NMR 信號를 얻기 위해서 그림 4와 같이 人體의 測定部位에 靜磁界를 인가하는 主磁石, 核磁氣共鳴을 일으키는 高周波를 人體에 가하기 위한 送信코일, 體內의 ^1H 으로부터의 NMR 信號를 受信하는 信號코일이 必要하게 된다. 共鳴周波數는 磁界와 正比例하여 다음과 같이 표시된다.

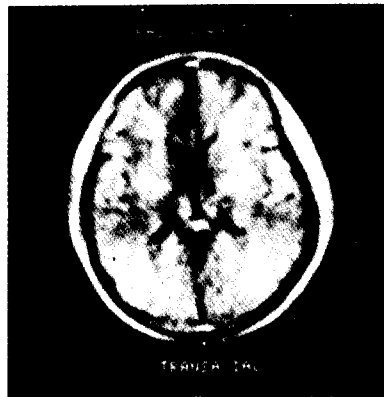
$$\nu_0 = \gamma \cdot H_0 / 2\pi$$

여기서 ν_0 는 共鳴周波數, H_0 는 磁界, γ 는 磁氣回轉比라고 하는 核의 固有定數이다. 人體로부터

의 信號를 映像信號로 하기 위해서는 一定靜磁界만이 아니라 座標의 一次函數로써 變化하는 傾斜磁界를 가할 必要가 있다. 역시 CT와 같이 像再構成 알고리즘에 의해 H_2O 의 分布가 얻어진다.



a) 基本構成



b) NMR 映像(金星通信)

그림 4 NMR 映像法의 基本構成과 얻어진 頭部像

(3) 디지털映像法

디지털映像法에는 디지털撮影法(DR: digital Radiography)과 디지털透視法(DF: digital Fluorography)으로 大別된다. DR은 종래의 X線필름대신에 高感度高鮮銳도이베경·플레이트(imaging plate)라고 하는 X線檢出器를 사용하여 撮影한다. 이 플레이트에 축적된 X線에너지를 레이저光으로 光情報로 取得하여 光電變換後 A/D變換하여 컴퓨터로 처리한다. DF는 DR의 플레이트 대신에 X線像增倍管을 이용하여 컴퓨터에 入力하여 處理한다. 양자 모두가 디지털 情報로써 影像情報가 얻어지게 되어 各種處理(두사진의 subtraction, 差分法등)를 行할 수 있고 感도가 높고, 다이내믹범위도 넓어서 최근에 기대되

는 映像法이다.⁹⁾

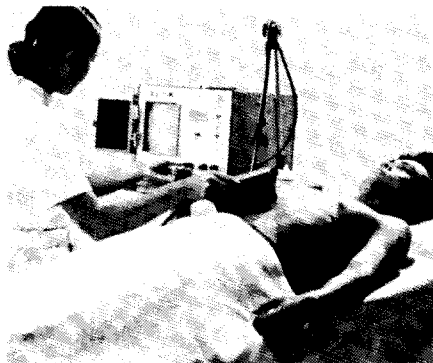
(4) 超音波映像

超音波의 醫學, 生物學的 應用은 1917年경부터 인데 生體工學的 應用은 超音波를 動力源으로 利用하여 生體에 어떠한 변화를 일으키게 하는 것이고 다른 하나는 超音波의 反射나 透過등의 波動으로서의 性質을 利用하여 體內的 이상을 檢出하려고 하는 情報的인 應用이다. 이를 表4에 표시했다. 여기서는 情報取得手段으로서의 通信的 應用에 대해서만 취급한다. 어군탐지기나 探傷裝置등과 같이 超音波의 人體에 대한 特性, 즉 減衰나 反射가 組織이나 病變部에 따라 다른 것을 利用한 것으로 檢査實施가 용이하고 生體에 고통을 주지 않고 X線보다 우수한 分析力을 가지고 있기 때문에 많이 이용된다. 動作原理에 따라 分類하면 表5와 같은데

이와 같은 용도에 이용할 경우 超音波의 性質은 다음과 같다. 첫째 音響임피던스의 差가 있는 境界面에서 反射하므로 組織의 境界나 질환부가 超音波의 으로 識別되고, 둘째로 振動子로부터 反射되는 音波는 빛과 같이 빔 (beam)모양으로 되어 振動子面에 직각인 方向만이 강하게 되므로 振動子が 反射體方向을 향했을 때만 反射가 일어난다. 셋째로 어느 점에서의 發射와 反射波의 時間的인 지연을 測定하여 그 점으로부터 反射體까지의 距離를 알 수 있다. 넷째로 生體內的 超音波 減衰는 거의 周波數의 제곱에 비례하고, 같은 周波數에서도 組織이나 疾患에 따라 變化하는데, 一般的으로 均質한 組織은 減衰가 적고 딱딱한 部分이나 연한 部分이 교차된 곳은 減衰가 크다. 表5의 分類中에서 超音波의 透過特性에 의해 像을 얻는 方法은 X線裝置의 原理와 같다. 最近은 超音波 CT가 많이

表4. 超音波의 應用

	目 的	對 象	使用周波數	音強度 또는 電氣出力
動力的 應用	세 척	手術用具, 注射針容器	數 10 ~ 100 KHz	10 ~ 100 W/ℓ
	治 療	관절통, 근육통, 齒石除去	30 KHz ~ 1 MHz	數 W ~ 3 W/cm ²
	藥劑의 분무	吸入器	100 KHz ~ 2 MHz	數 W
通信的 應用	生體計測 및 診 斷	Pulse 法에 의한 순환기, 臟器 등의 診斷, Doppler 法에 의한 診斷	1 ~ 10 MHz	20 ~ 50 mW/cm ²



a) B-mode 裝置



b) 얻어진 超音波 像 (GB: gallbladder, RK: right kidney)

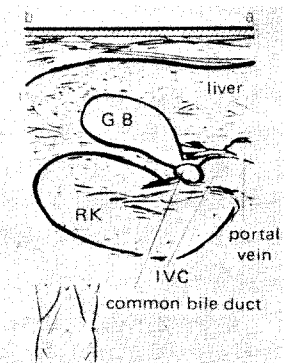


그림 5. 超音波 B-mode 裝置와 이에 의한 像

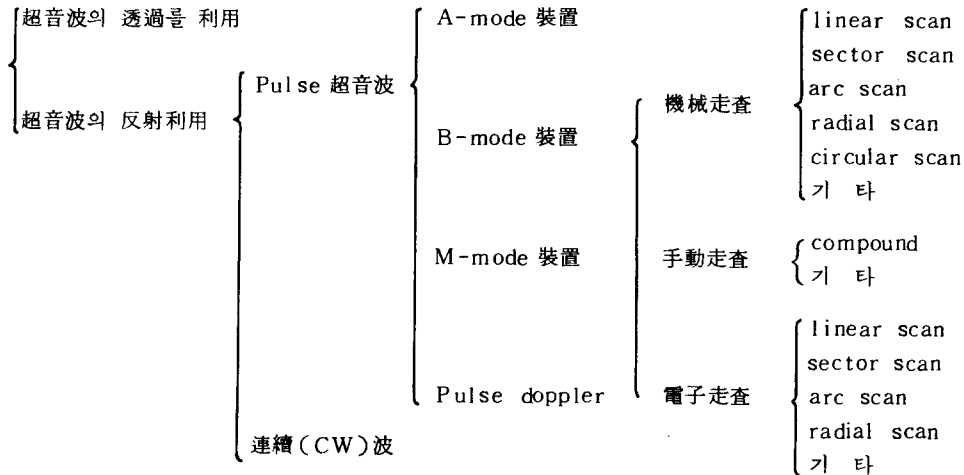
研究되고 있으나 實用되지는 못하고 있다. 超音波의 反射를 이용한 映像裝置가 현재 臨床에 많이 實用되고 있는데 이 중에서도 특히 B-mode 法이 診斷에 많이 利用되고 있다.

B-mode 法은 레이더와 같이 超音波의 pulse - echo 를 輝度變調하여 超音波斷層像을 表示하는데 (例로써 그림 5) 走査方式이나 振動子를 움직이는 方法에 따라서 表 5와 같이 여러 形式이 있다. 특히 振動子列을 구성하여 각 振動子를 驅動하는

位相을 제어하여 어떤 方向으로 超音波 빔을 放射하고 echo를 받을때 각 振動子로부터 얻어진 反射信號를 지연시켜 방사된 超音波 빔과 同一方向으로 位相이 일치하도록 하는 電子走査가 최근에 많이 사용된다.

Probe를 고정하고 브라운관의 時間軸을 직각방향으로 일정한 속도로 움직이면 브라운관 위에 多數의 反射體의 運動의 時間的 變化가 曲線群으로 얻어지는 M-mode 法은 心 echo 圖에 이용된다.^{10, 11)}

表 5. 超音波裝置의 動作原理에 의한 分類



(5) 顯微鏡映像處理

이의 對象으로서는 染色體, 白血球, 細胞診斷, 病理標本등이 있다. 染色體像의 處理는 染色體의 解析을 하기 위한 것으로 染色體의 크기순서로 배열하여 분류하는 작업을 컴퓨터로 행한다. 處理順序는 ①染色體像의 디지털화, ②染色體의 分離, ③染色體의 判定, ④着糸點(entromese), arm의 抽出, ⑤길이의 計算, ⑥核型의 分類로 완전 컴퓨터에 의해 自動化되어진다.

白血球의 自動分類는 影像處理에 의한 形態學的인 方法과 flow-system의인 方法이 있는데 赤血球中에서 白血球를 요령있게 抽出하여 形態學的인 特徵量을 計測한다. 細胞診도 위와 같은 方法의 處理를 行하게 된다. 이를 위해서도 역시 處理 알

고리즘의 研究가 많이 행해지고 있으며 實用되고 있다.

지금까지 記述한 것 외에도 各種 醫用影像法과 이의 處理에 관한 것이 많으나 紙面關係로 생략한다.

參 考 · 文 獻

1. P. Bergveld & W. J. H. Meizer, "New technique for the suppression of the MECG", IEEE Trans. BME-28-4, 1981.
2. P. O. Börjesson, et al, "Adaptive QRS detection based on maximum a posteriori estimation", IEEE Trans. BEM-29

- 5, 1982.
3. C.D. Ferris: 'Introduction to Bioelectrodes', Plenum Press, 1974.
 4. W. D. Smith, "Walsh Versus Fourier estimators of the EEG power spectrum", IEEE Trans. BME-28-11, 1981.
 5. H. Miyano, et al, "A note on the time constant in low-pass filtering of rectified surface EMG", IEEE Trans. BME-27-5, 1980.
 6. 洪勝弘, "生體計測技術과 情報處理", 大韓電子工學會雜誌, 第5卷 2號, 1978.
 7. 洪勝弘, "醫用畫像情報處理의 現況", 海外技術情報, Vol. 8, No 1, 1976.
 8. Z. H. CHO et al, "Fourier transform nuclear magnetic resonance tomographic imaging", proc. of IEEE, Vol. 70, No 10, 1983.
 9. 李承智 外, "디지털血管造影術의 3次元의 解析", 電子工學會誌, 第20卷 第1號, 1983.
 10. 洪勝弘, "超音波의 醫用生體工學的 應用", 大韓電子工學會雜誌, Vol. 8, No 1, 1981.
 11. 洪勝弘, "ME 技術의 現況과 展望", 大韓電子工學會雜誌, 第12卷 1號, 1985.
 12. P. C. Lauterbur, "Image formation by induced local interaction: examples employing nuclear magnetic resonance", Nature, 242, 1973.

□ 안 내 □

會員 여러분의 玉稿를 隨時 接受합니다.

종 류 : 技術資料, 技術展望, 技術解說, 技術情報, 新製品紹介,
海外旅行記, 參觀記, 提言 등

요 령 : 200字 原稿紙 50枚 程度

보낼곳 : 韓國精密機械學會編輯委員會

서울特別市永登浦區汝矣島洞35-4 (우편번호 : 150)

(韓國火災保險協會 BDG1103號)

전화 : 783-3524

기 타 : 관계사진 및 명함판 사진동봉
