

# 生體計測技術과 情報處理

洪 勝 弘

仁荷大學校 工科大學教授(工博)

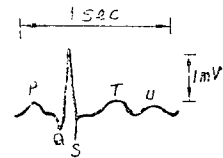
## 1. 머릿 말

生體計測技術은 ME(biomedical engineering) 분야에서 가장 기본이 되는 기술로써 옛날 부터 많은 연구가 이루어져 최근에 다른 분야에 대한計測의 발전과 함께 급속하게 발전한 분야이다. 환자에 고통을 덜어주고, 生理學的인 반사등에 의한 상태의 변화를 피하고, 生體를 상하지 않는 測定이 요구되어져 體表面으로부터의 非觀血的(noninvasive)測定, 혹은 상관관계를 이용한 간접측정등이 많이 이용된다. 또한 生體機能은 多重되먹임(feedback)기구에 의해 조절되므로 하나의 단위로 분해해서 측정하는 것이 곤란하고, 生體機能은 個體差가 커서 절대값보다 변화분이 보다 중요한 것 등의 生體의 특수성이 있어서 生體計測技術과 이들 情報의 處理는 ME 분야에서 큰 비중을 차지하고 있다. (13)(14)(15)(18)

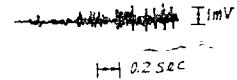
生體計測의 목적은 「生體情報를 취해 目的에 따른 處理를 하기 위한 것」이라고 할 수 있는데 주로 診斷과 간호, screening을 위해, 生死判定 피로의 측정, 體力判定, aging判定, 適性判定을 위해, simulation, data bank의 입력을 위해, 그리고 연구를 위한 것 등이다.

生體計測對象은 生體의 무엇을 대상으로 하는가에 따라 身長, 胸圍, 乳房의 隆起의 等高線 등의 형태, 안정상태, 노동상태, 피로상태, 위독상태 등의 상태, 呼吸循環, 生殖 등의 機能, 그리고

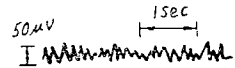
## 1. ECG



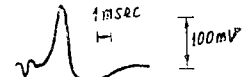
## 2. EMG



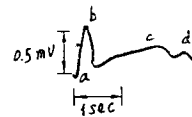
## 3. EEG



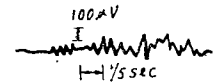
## 4. 神經의 活動電流



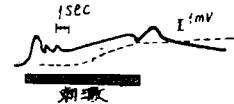
## 5. 網膜電圖



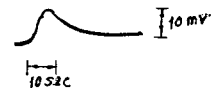
## 6. 平滑筋의 活動電流



## 7. 呼吸의 活動電流



## 8. GSR



## 9. 損傷電流

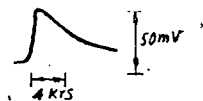


그림 1. 各種 生物電氣現象

生體가 가지고 있는 각종 에너지, 피부의 탄성, 뼈의 硬度, 조직의 함수율등의 物性, 생체로 부터 취할 수 있는 오줌, 혈액, 타액, 위액, 변등의 試料, 視覺, 聽覺, 味覺등의 感覺등을 대상

으로 하고 있는 데 특히 그림 1과 같이 生體에 는 여러 종류의 電氣現象이 있어서 이들을 대상으로 하는 경우가 많다.<sup>14)</sup> 이 生體電氣現象의 特性을 표 1에 표시했다.

표 1. 生體電氣現象의 特性

種 類	周 波 數 帶 域	電 壓	Impedance
心電圖(ECG)	0.1~200Hz	1mV전후	1~20kΩ
腦波(EEG)	0.5~70Hz	수 $\mu$ V~300 $\mu$ V	10~50kΩ
筋電圖(EMG)	10~2,000Hz	10 $\mu$ V~15mV	1~수 10kΩ
皮膚電氣反射(GSR)	0.03~15Hz	수 10 $\mu$ V~수 mV	1~수 10kΩ
網膜電圖(ERG)	DC~200Hz	50 $\mu$ V~1mV	수 10kΩ
細胞內活動電位	DC~3,000Hz	수 10mV	10~50MΩ

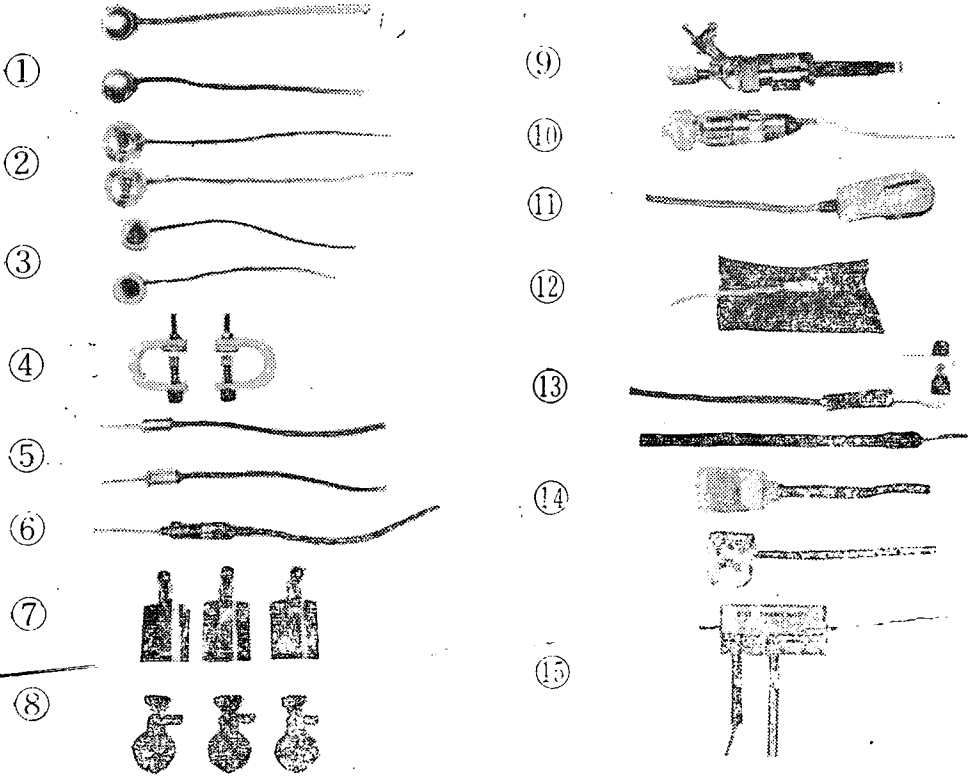
2. 電極과 變換器(Transducer)

동물의 신경세포나 근육세포등의 活動에는 활동전위라고 하는 전기현상이 일어나는데 이들의 측정을 위해 피부전극, 침전극, 미소전극등이 이용되고 활동전위 이외의 일반 生體現象은 變換器를 사용해서 전기신호로 변환한다. 전극과 변환기는 생체와 기계의 물리적인 접촉점이 되므로 生物의 物性에 대한 연구를 기반으로 하여 材料, 모양, 장치, 방법등의 개발이 중요하다.<sup>1)2)3)13)</sup> 전극은 전극과 조직간의 분극전압, 접촉저항이 적은 것이 요구되고, 오랜시간 사용해도 안정해야 하며 잡음 발생도 적은 것이어야 한다. 보통 사용되는 것은 은의 기관에 염화은막을 붙인 불분극 전극으로 전도성 페이스트를 매개로 하여 피부에 접촉되도록 한 것이다. 전극의 종류는 모양에 따라서 분류되나 보통 피부전극과 생체에 찔러 넣는 침전극으로 분류한다. 피부전극은 心電, 腦波의 測定에 이용하고 침전극은 주사침속에 금속선을 넣은 同心電極으로 筋電圖 測定에 이용한다. 細胞內에 삽입해서 細胞膜의 活動電位를 얻기 위한 微小電極은 금속이나 스

켄데스, 텅스텐등의 침을 연마해서 만들기도 하고, 유리관을 가열하여 가늘게 만든 (0.5 $\mu$ 정도) 것에 KCl용액을 충전하여 전극으로 사용하기도 한다. 활동전위를 제외한 일반적인 生體現象은 변환기를 사용해서 전기신호로 변환한다. 生體計測에 이용되는 變換器는 공업용과 비슷하나 소형이고 生體에 해를 미치지 않고 소독이 가능한 것이어야 한다. 변환기의 入力物理量으로써는 壓力, 視覺, 流量, 音響, 溫度, 變位, 電氣, 熱, 빛 등이 주로 많다.<sup>20)</sup>

3. 生體計測用 增幅器

生體電氣現象은 신호 레벨이 낮고 주파수 성분도 超低周波領域을 포함하고, 외부로부터의 전기적 방해받기 쉽기 때문에 生體計測用 增幅器에는 여러가지 요구 조건이 필요하다. 발생전압이 미약하므로 증폭기의 이득이 높아야 하고 주파수 대역은 D.C.에 가까운 음성주파수대이므로 直結增幅器가 적당하다. 그러나 전극을 붙이는 경우에는 生體와 電極間에 분극전압이라는 직류전위가 발생되어 생체 신호보다 큰 경우가 있어서 DC증폭기로는 포화하는 경우가 있으므로 CR



①②③ ECG, EEG용전극, ④ 귀걸이용전극, ⑤⑥ EMG용 칩전극, ⑦⑧ ECG용전극, ⑨⑩ 혈압용 transducer, ⑪⑫ 광전맥파계용, ⑬⑭⑮ 혈류계용 변환기

그림 2. 각종 전극과 트랜스듀서

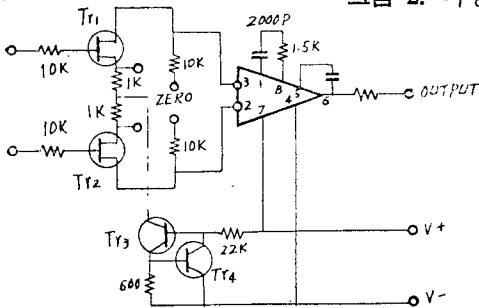


그림 3. ECG용 前置增幅器回路

결합을 이용한 前置增幅器(그림 3)가 이용된다. 이 前置增幅器는 信號源의 임피던스가 높아서 1~5MΩ 이상의 입력 임피던스가 요구되고 허용 입력전류는 생체에 자극을 주지 않는 한도( $10^{-8}$  A)이하이어야 하며 내부잡음이 적고 적당한 時

定數를 가진 DC 差動增幅器로 구성하여 交流誘導雜音を 제거하도록 해야 한다. 交流誘導雜音은 교류전원과 生體사이의 표유용량에 의한 것으로 이의 同位相成分은 差動增幅器로 거의 제거되지만 逆位相成分은 남게되므로 身體의 일부를 접지하던지, 生體아래에 금속제의 차폐메트를 깔아서 접지하던지, 차폐물을 설치하던지 하여 유도잡음을 적게해야 한다.<sup>18)</sup>

微小電極用增幅器는 압력임피던스  $10^{10}\Omega$  이상, 입력전류  $10^{-11}$ A이하, 잡음전압  $20\mu V_{p-p}$ 이하의 負性容量增幅器를 사용하여 미소전극과 병렬로 들어오는 표유용량을 증폭기의 負容量으로 없애지도록 해야 한다.

#### 4. 일반적인 生體現象測定

##### ① 心電計

身體의 특정한 2점에 전극을 붙여 심장의 活動電流를 검출한 것이 心電圖(ECG, electrocardiogram)인데 (그림 4) P波는 心房의 수축, QRS는 心室의 수축, T파는 心室의 확장에 해당하여 심장활동, 心筋의 신경지배나 산소의 상황이 파형으로 나타나므로 임상에 매우 중요한 정보가 된다<sup>19)</sup>(그림4). 전극을 붙이는 곳도 몇

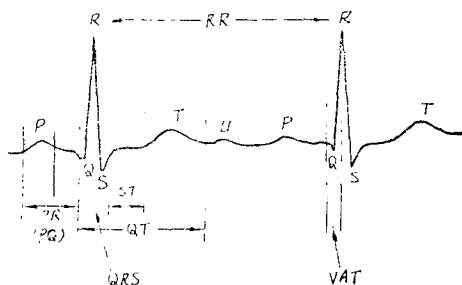


그림 4. ECG波形

종류로 나누어 파형의 총괄적인 판단으로 이상 유무를 조사한다. 임상심전계는 표준 감도로써 1mV를 가해, 기록계 눈금표시 폭이 10mm가 되어야 하고 時定數 1.5초, 上限周波數特性 60% 이상, 입력저항 1M $\Omega$ 이상의 生體現象測定用增幅器를 사용한다. 기록계는 보통 熱點식으로 기록지의 속도가 2.5cm/초의 것을 이용한다. 이들 心電圖는 장치하는 전극의 위치에 따라 파형이 다르나 실제로는 生體내의 전위변화는 유일한 것이므로 이들을 여러 방향으로 유도하여 3차원 벡터량으로 입체적 (X, Y, Z 3면특성)인 기록을 하는 벡터 심전계도 있다.

##### ② 腦波計

腦波(EEG, electroencephalogram)는 腦皮質表面이나 머리피부위에 전극을 붙여 검출되는 自發性, 율동성의 전기현상으로 1Hz로 부터 60

Hz의 周波數 범위의 파형으로 腦腫瘍이나 腦炎, 血行障害, CO중독, 발작증 등의 진단에 이용한다. 또 약물투여, 빛자극, 의식레벨 등에 의한 변화도 나타나서 生體現象測定에서는 큰 비중을 차지한다. 측정을 위한 전극부착 위치도 국제 뇌과학회에서 정해진 규정이 있어서 측정상 번거로움이 있다.<sup>15)</sup> 腦波計는 측정할 전압이 100~200 $\mu$ V이어서 충분한 증폭도를 갖이고 잡음전압 3 $\mu$ V이하, 時定數 0.1~0.3초, 15Hz 또는 25Hz 이상의 성분을 제거하는 高域차단 필터를 갖인 증폭기가 필요하다. 입력임피던스는 5M $\Omega$ -5M $\Omega$ 의 평형입력으로 감도는 心電計의 약 20배 정도로 교류유도장해에 특히 주의하여 측정해야 하므로 차폐실을 사용한다. 최근에는 회로에 의한 교류 유도장해를 제거한 무차폐실용 腦波計도 개발되어져 있다.

##### ③ 筋電計

平滑筋이나 骨格筋이 수축할때 活動電位가 나타나는데, 근육에 침전극을 찔러 넣어 이를 기록한 것이 筋電圖(EMG, electrogram)이다.<sup>9)</sup> 筋電計는 입력임피던스 2M-2M $\Omega$  이상의 평형입력방식의 증폭기로 구성되는데 주파수대역 10~1,500Hz, 時定數 0.03초 정도이고 파형은 오실로스코프나 연속 촬영장치에 의해 기록한다.

##### ④ 電氣眼振計

前庭器管을 어떤 방법으로 자극하면 眼球의 진동이 일어나는데 이를 기록하는 것이 眼振計(electronystagmo graph)이다. 인간 眼球運動을 기록하는 방법은 眼球에 光點을 주어 이의 반사를 측정하는 방법과 적외선 TV를 이용하는 방법, 電氣眼振計로 眼球의 静止電位의 角膜網電位를 利用하는 방법등이 있다. 그림 5는 網膜에 대해서 角膜이 약 +1mV의 전위차를 나타내고 있으므로 眼球의 上下, 左右에 전극을

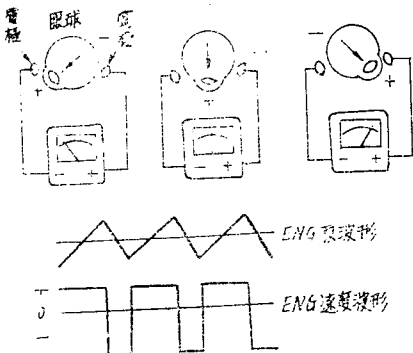


그림 5. 網膜電圖

붙여 眼球가 움직이는 각도에 비례한 전압을 기록할 수 있다.<sup>15)18)</sup>

⑤ 皮膚電氣反射

피검자가 자극을 받던지, 심리적인 동요를 일으키게 되면 피부의 전위나 전기저항이 변화하는데 이것을 GSR(galvanic skin reflex) 또는 피부전기반사라고 한다. 이는 땀샘의 활동에 의한 것이라고 하는데 전극을 손바닥과 팔목부분에 부착하여 측정한다. 이 GSR은 호흡량, 心拍量, 血壓등과 동시에 기록하여 거짓말 탐지에 이용한다.<sup>15)</sup>

⑥ 電氣血壓計

電氣血壓計는 끝부분에 압력변환기를 부착한 catheter을 혈관내에 삽입하여 혈관이나 심장의 內壓을 직접측정하는 觀血的인 방법과 단지, 대동맥의 최고, 최저혈압을 측정하기 위해 수은압력계와 청진기를 이용하는 非觀血的인 Riva Rocci의 방법등이 있고 이외에도 여러 종류의 자동화장치가 개발되어 사용되고 있다.<sup>18)</sup>

⑦ 血流計

心拍動에 수반하는 血壓, 血流의 동시 측정 은 心, 血管系에 대한 心拍出能力, 血管抵抗, 彈性등의 순환기능의 제측상 가장 기본적인 요소이다. 血流測定은 非觀血的인 방법으로 하는

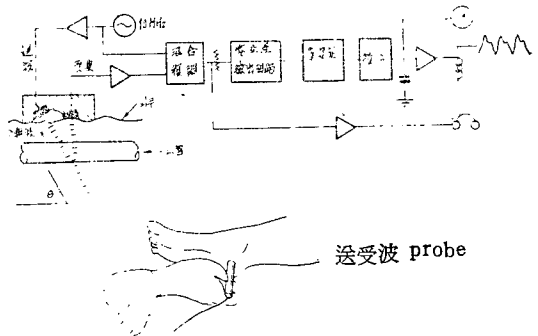


그림 6. 超音波 doppler장치에 의한 血流計測

가, 또 혈관을 절단하여 측정한 觀血的인 방법으로 측정하는가는 장치에 의해 결정되는데 보통 電磁, 超音波, 熱등을 이용하여 측정하는 방식이 채용된다. 전기전도성이 있는 流體가 流速 V로 흐르고 있을때 직각방향으로 磁場 B를 가하면 V, B 양방향과 직각으로 기전력이 발생하는 Faraday효과를 이용하여 혈관을 노출시켜 수술 중에 사용한다. MRG법(magnetorheograph)은 혈류량을 몸 표면에서 측정하는 방법이다. 超音波血流計는 초음파의 연속파를 이용하여 송신측과 수신측의 진동자의 위상차를 측정하는 방법과, 펄스를 송신하여 수신진동자에 도달하는 시간간격을 조사하는 것과 doppler법(그림 6)으로 血流로부터의 반사파가 血流速度에 의해 周波數偏移를 받는 것을 이용한 것 등이 있으며<sup>17)</sup> 이 외에도 열혈유량계, Pt전극혈류량계등도 있다.

⑧ 脈波計

脈波의 검출에는 生體의 어느 부분의 혈액의 流入, 流出에 의한 체적변화를 이용하는 방법과 혈액의 出入을 빛의 투과도로 검출하는 방법(光電脈波計), 임피던스를 기록하는 임피던스脈波計등이 있다. 光電脈波計는 그림 7과 같이 生體內에서 亂反射되는 光量이 그 부분의 혈액량

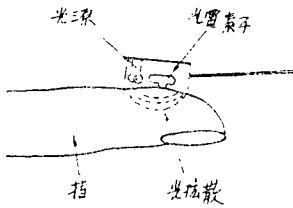


그림 7. 光電脈波檢出原理

의 변화인 것을 이용한 것이고, 임피던스법은 생체의 임피던스가 그 부분의 혈액량에 의해 변화하는 것을 이용한 것이다. 이 외에도 CCG법 (capacito cardiography)이 있는데<sup>16)</sup> 전극과 하나로된 VHF발진기를 가슴위에 붙여 심장의 운동에 수반되는 유전율의 변화를 직접 주파수 변조를 행하여 心室容量變化를 검출한다.<sup>8)</sup>

⑨ 心音計

心音を 마이크로·폰으로 검출·증폭·기록한 心音圖는 임상상 弁膜症, 선천적인 심장병의 진단에 유용하다.<sup>4)</sup> 사용하는 마이크로·폰은 스피커의 원리를 이용한 공기 전도형과 壓電素子나 可動코일을 사용하는 직접 전도형이 있다.<sup>13)</sup> 心音計의 증폭기는 미약한 음을 기록하기 위하여 감도가 높아야 하며 내부잡음이 적어야 하고 心音, 心雜音強度의 개인차에 적응하는 넓은 범위의 강도를 갖어야하고 특정 주파수대역을 선택하는 필터가 구비되어야 하며 기록의 재현성이 좋아야 한다.

⑩ 呼吸機能檢査

換氣力學의 ME機器에는 氣流計, 差壓計, 壓力計 등의 변환기를 포함한 Pneumotachograph 장치와 體 Plethysmograph장치가 있으며, 또 전자공학의 수법에 의한 기체교환 측정장치와 肺氣量, 換氣量, 換氣能力, 肺治量, 殘氣量, 全肺氣量, 肺胞換氣量 뿐만 아니라, 肺內的 O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>의 확산, 혈액내의 개스, PH측정, 肺內吸氣分布 등

을 측정하는 機器들이 呼吸機能檢査에 이용되고 있다.<sup>10)15)</sup>

5. Radio Capsule과 Telemeter에 의한 計測

radio capsule은 소형의 변환기와 발진기, 전원을 한 덩어리로 초소형으로 만들어 소화기 내부의 검사나 연구에 사용한다. 또한 전원 전지를 사용하지 않고 LC 공진회로를 이용하여 압력이나 온도에 의해 L 또는 C가 변화하도록 한 구조로 외부로부터 에너지를 공급하는 방식도 있다. 최근에는 IC의 발달에 의해 생체내에서 오랜 시간 동안 정보를 발신하든지 자극을 주는 것 등도 있다.

의학 데이터는 인간이나 동물을 대상으로 함으로 구속하지 않은 상태의 것이 바람직한 것인데 이를 위해서는 telemeter수법이 이용된다. telemeter는 우주의학의 발전에 의해 스포츠의학, 노동의학 뿐만 아니라 生體現象測定 전반에 이용하고 있다. 송신전력이나 주파수의 제한하에서 소형화가 요구되고 전지소모가 적고 신뢰성이 높은 데이터를 보내기 위해서는 기술적인 어려움이 있는데 I.C.의 출현과 Apolo계획에 의해 많은 발전을 가져오게 되어 원격측정, 연속측정 많은 항목의 측정에 유용한 수단이다.<sup>15)</sup> 원격진료는 긴급하게 의료시설을 직접 이용할 수 없는 경우나 전화선을 이용해서 생체정보를 보내어 진단하는 경우와 무의존을 위한 진료의 대책의 한 수단이 되기도 한다. 최근에는 ECG를 가정 전화를 통해 병원으로 송신하는 방식(그림 8)도 개발되어 있고 병원내의 환자감시용에도



그림 8. 전화기에 의한 心電圖送信裝置

telemeter를 많이 이용한다. 이 telemeter는 FM-FM, AM-FM, 등의 2중 변조방식으로 채널수 2~4, 주반송파는 VHF가 보통 사용된다.

6. Model을 이용한 計測

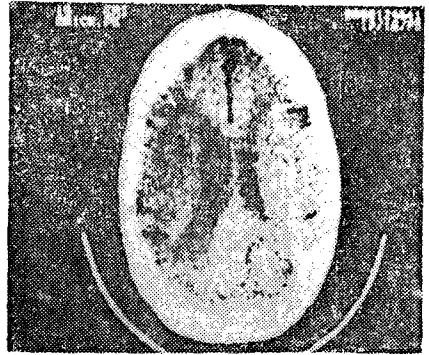
生體現象이나 機能을 직접 측정할 수 없는 경우에는 측정 가능한 데이터로부터 모델을 이용하여 生體特性을 구할 수 있다. 특히 心拍出量の 측정등의 순환계에는 이와 같은 model을 이용한 측정방법이 활용되고 있다.<sup>11)</sup>

7. 기타 生體計測裝置<sup>5)</sup>

오줌이나 위액등의 일반검사, 臨床化學檢査, 혈액검사, 血清檢査, 細菌檢査, 病理檢査용의 測定機器가 자동화되어 짧은 시간에 많은 양의 檢査項目을 처리하도록 설계되어 (autoanalyzer) 실용되고 있다. 1~10MHz대의 超音波를 應用한 頭蓋內血腫, 頭部外傷心臟弁膜등의 진단과 關連에 이용되고 있으며 X線이나 放射線同位元素를 이용한 診斷 및 計測이 超音波와 함께 畫像의 計測手法으로써 많은 발전을 보이고 있으며,



(a)



(b)

그림 9. CT에 의한 斷層像  
(a) 胴體, (b) 腦

	E M I		G E			OHIO NUCLEAR	SIEMENS	PICKER	PFIZER	ATRONIX
形 式	CT-1010	CT-500S	CT/N	CT/M	CT/T	Delta Scan	SIRETOM	SYNER VIEW	ACTA	
用 途	頭 部	全 身	頭 部	乳房	全 身	全 身	頭 部	全 身	全 身	頭 部
走査時間	60S ↓ 4 min	20S	4.5 min	10S	5S	2.5 min	4.5 min	30S	2.25~ 5.25 min	9.5
走査方式	直線+回轉	左 同	左 同	回 轉		直線+回轉	左 同	回 轉	直線+回轉	回 轉
同時Slice	2 枚	1	2			2	2	1	2	
slice 두께	13/8mm	左 同	13/8mm			13/8mm	10/5mm	10mm	7.5mm	3-15mm
물 Bag	없 음	있 음	없 음			있 음	있 음	없 음	없 음	있 음
檢 出 器	觸 成	NaI + PMT	左 同	左 同	Xe gas	NaI + PMT	左 同	左 同	左 同	ion chamber
	개수/면	8	30	1	320	2	1	20	1	128
畫 像 表 示 Matrix	160x160	160x160 320x320				256x256	128x128	240x240	160x160 320x320	256x256

표 2. 各社의 CT의 비교 (1976년까지)

最近의 斷層像表示方法의 CT(computed tomograph)<sup>17)</sup>는 ME분야의 최고 수준의 診斷計測裝置인데 各社의 성능을 표 2에 비교했고 얻어진 단층상을 그림 9에 표시했다. 非觀血의測定으로 optical fiber등의 光電子工學의 응용은 주목할 만한 것이고 生體表面의 온도분포를 사진으로 표시하는 thermography기술, 軟部組織의 관찰에 이용되는 超音波 Hologram의 응용도 실용단계에 있다.

### 8. 計測機器의 安全對策

ME分野의 計測에서는 電極과 生體가 직접 접촉해 있으므로 商用交流電源의 leakage電流가 큰 문제가 된다. 심장에 직접 leakage전류가 흐르는 경우 수  $10\mu\text{A}$  정도에서 心室細動이 일어나는 위험이 보고되어 있어서 사용장치에 충분한 고려가 되어 있어야 한다. 이와 같은 전기 충격을 피하기 위해서는 다음과 같은 대책이 필요하다. ① 기기는 반드시 접지해야 한다. 둘 이상의 기기를 사용할 때는 접지단자간을 직접접속해야 하며, ② 몇개의 기기를 병용할 경우에는 생체를 통하는 누설전류회로가 되지 않도록 해야 하며, ③ 전원변압기를 2중절연방식을 취하고, ④ 환자에 접속하는 회로에 직열로 안전휴즈를 넣던가 또는 안전용 저항을 넣어 환자에  $10\text{mA}$  이상의 전류가 흐르지 않도록 해야 하며, ⑤ 가능하면 전극과 증폭기와의 결합을 photo-coupler 등으로 연결하는 방식을 고려해야 한다.

### 9. 生體情報處理

計測에 의해 얻어진 生體情報를 활용하기 위해서는 또 하나의 情報處理과정을 거칠 필요가 있다. 소규모의 analog형 전용처리장치를 이용하던가, digital형 전용처리장치, mini-computer

를 기본으로 한 연구용, microprocessor를 시스템의 하나의 부품으로, 대형계산기를 중심으로 한 많은 수의 단말데이터를 표시 처리하는 방법 등 일반적인 정보처리 방법과 같은 방법이 이용된다. 처리 목적에 따라서 생체현상의 수치해석과 통계해석, 잡음중의 생체신호검출, 시간과형의 자동해석(ECG, EEG등), 像의 자동해독, 진단과 치료방침의 결정, 치료계획의 수립, 생체제어에 관한 정보처리를 들 수 있다.<sup>12)</sup> 얻어진 생체 신호와형의 처리에는 波形이 어느 기준 레벨을 지나는 점을 검출하여 그 간격의 주파수 스펙트럼을 얻어 해석하는 零交差解析法과 振幅의 히스토그램을 취하는 방법, 명확한 파형을 얻기 위한 平均加算法, Fourier해석에 의한 周波數解析, 帶域스펙트럼 분석장치에 의한 信號波의 기록, 相關函數에 의한 信號의 검출등 여러가지 信號處理方式이 이용 되어지고 있다. 특히 계산기에 의한 진단과 ECG, EEG파형의 자동처리, 醫用畫像의 處理가 실용되고 있고 흥미있는 연구 과제들이다.<sup>21)</sup>

### 10. 結 言

이상과 같이 生體計測과 處理에 대해 지면관계로 간단히 소개했다. 특히 生體計測에 관한 연구를 수행할 경우에는 다음 사항들에 중점을 두어야 한다. ① 生物의 物性의 기초연구를 하여, 전극이나 변환기를 오랜시간 사용해도 생체에 장애를 주지 않고, 미소한 변화량을 검출할 수 있도록 합리적인 설계가 되어져야 하며, ② 적은 변화량을 검출하는 高感度檢出시스템의 구성과 ③ 생체의 미래상태를 예측하는 측정방법과 ④ 고도의 model을 이용한 계측, ⑤ 非觀血의 計測이 되도록 해야 한다.

앞으로의 固體回路, optoelectronics, 有機半導



體, 우주공학에 대한 고도의 계측기술등의 발전에 따라 이 분야도 많은 연구 발전이 있으리라 생각된다.

參考 文獻

1. Geddes: Chlorided Silver Electrodes, Med Resea.Eng. Third Quarter (1967).
2. Lews: Electrode Jelly in Electrocardiography, Brit, Heart, J., 27, 105 (1965).
3. Janz: Reterence Electrodes, Academic presss (1961).
4. Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording, Morton E. Tavel, Year Book Medical Publishers.
5. Geddes: Principle of Applied Biomedical Instrumentation, John Wiley & Sons, (1975).
6. Baker: Pulsed Ultrasonic Doppler Blood-Flow Sensing, IEEE Trans. Sonics and Ultrason ics, SU17 : 170-185 (1970).
7. Ulrich: Ultrasound Dosage for Non-Therapeutic Use in Human Beings Extrapolation from a Literature Survey, IEEE Trans. BME 21 : 48-51 (1974).
8. Lopez: Capacitive Electrocardiographic and Bioelectric Electrodes, IEEE Trans. BME-16, 99 (1969).
9. Scott: A Method of Inserting Wire Electrodes for Electromyograph, IEEE Trans. BME -12, 46-47 (1965).
10. Valentinuzzi: The Law of Impedance pneumography, Med. Biol. Eng a, 157-163 (1971).
11. Blesser: A Systems Approach to Biomedicine, McGraw-Hill, 615 (1965).
12. Ledley: Use of Computers in Biology and Medicine, McGrow-Hill, (1965).
13. 阪本棲房 : 醫用電子·生體工學概論, Corona社, (1969).
14. 大島正光 : 醫學 Electronics의 知識, 南江堂, (1976).
15. 爪谷富著 : 알기쉬운 ME, 産報 (1974).
16. 洪勝弘 : 脈波의 微分波檢出과 이의 有効性, 日本醫用生體工學會大會論文集(1977).
17. Image Processing for 2-D and 3-D Reconstruction from Projection, Standford University (1975).
18. '77ME機器技術總覽, 日本電子機械工學會, (1977).
19. 眞島英信 : 生理學, 文光堂, (1975).
20. 神山雅英 : 半導體Transducer, 工業調查會, (1975).
21. 洪勝弘 : Mini-Micro-Computer의 醫用生體工學에의 應用, 電子工學會雜誌, 第3卷第1號 (1976).