

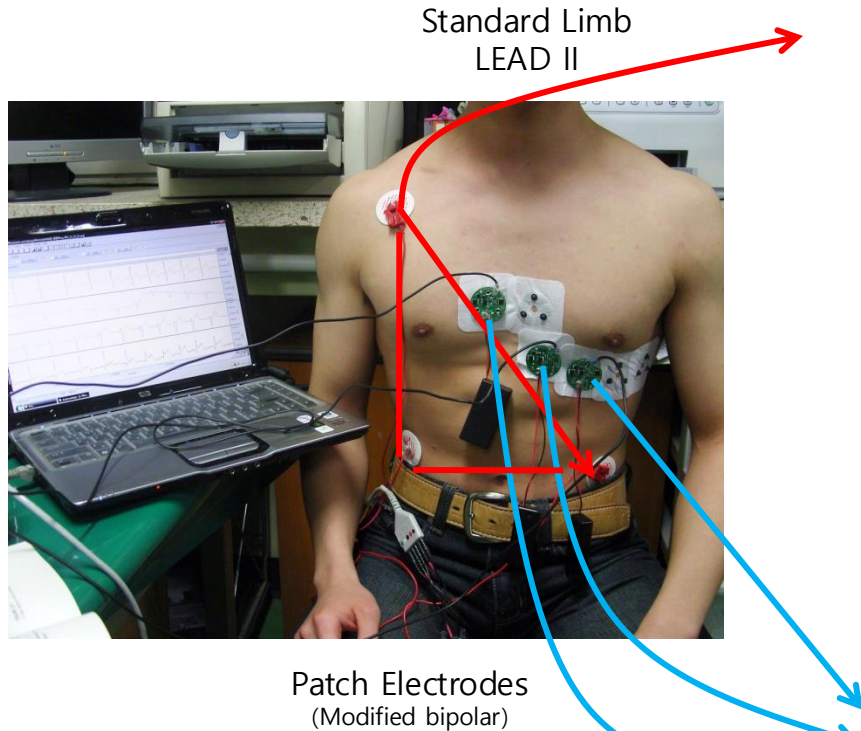
임상심전도 측정을 위한 다중패치 시스템설계

- 중간 진도 보고 -

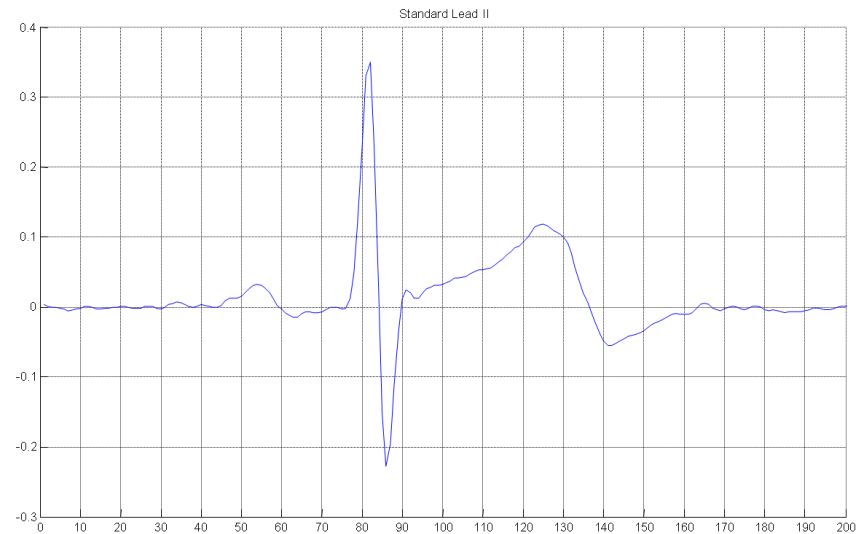
2010.11

건국대학교 의학공학부
이 정 환

다중 Patch를 이용한 임상심전도 합성

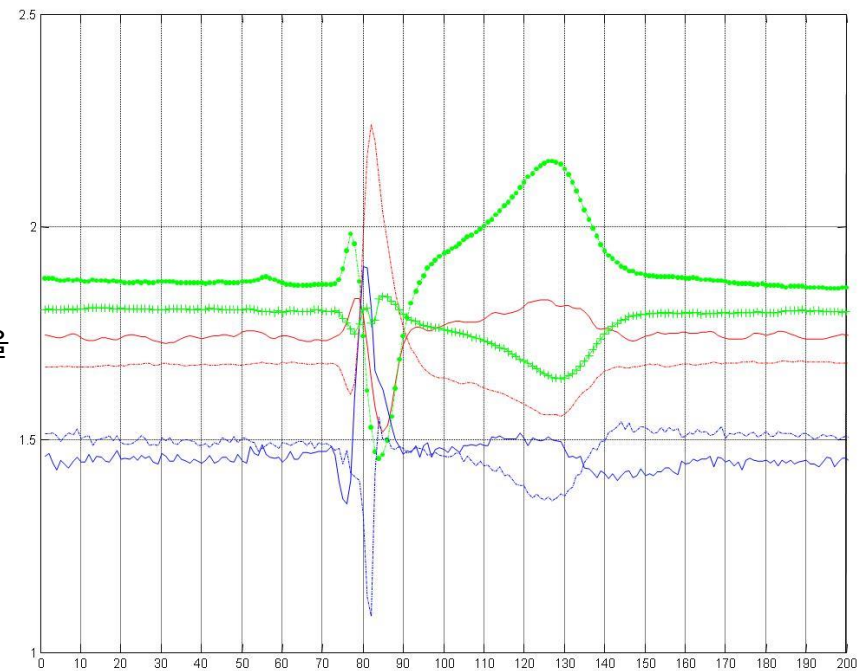


- 그림 A는 표준 전극법을 이용하여 유도된 심전도 파형을 보여줌.
- 그림 B는 chest리드의 각각의 위치(V1~6)에서 Patch전극을 이용하여 측정된 파형을 중첩하여 나타낸 파형임.
- B에 나타난 파형은 심장의 전도현상을 부분적으로 측정된 파형으로 이들 파형을 합성(Synthesize)를 이론적으로 행하면 원 심장전도 현상을 나타낼 수 있는 보다 정확한 파형을 재구성할 수 있음.

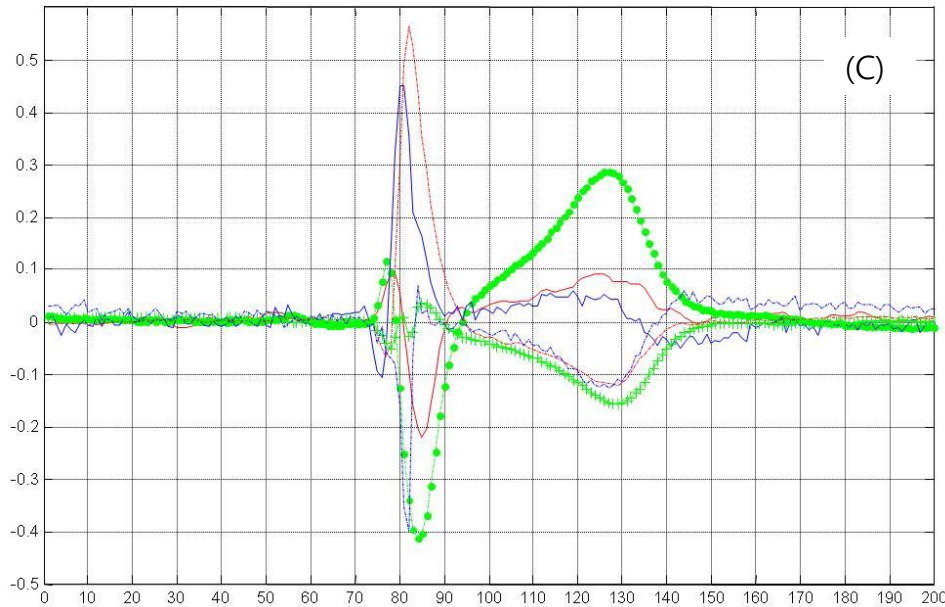


(A)

- 표준 사지전극유도법에 의한 LEAD II파형 -



- Chest 전극위치에서의 개별 파형 -

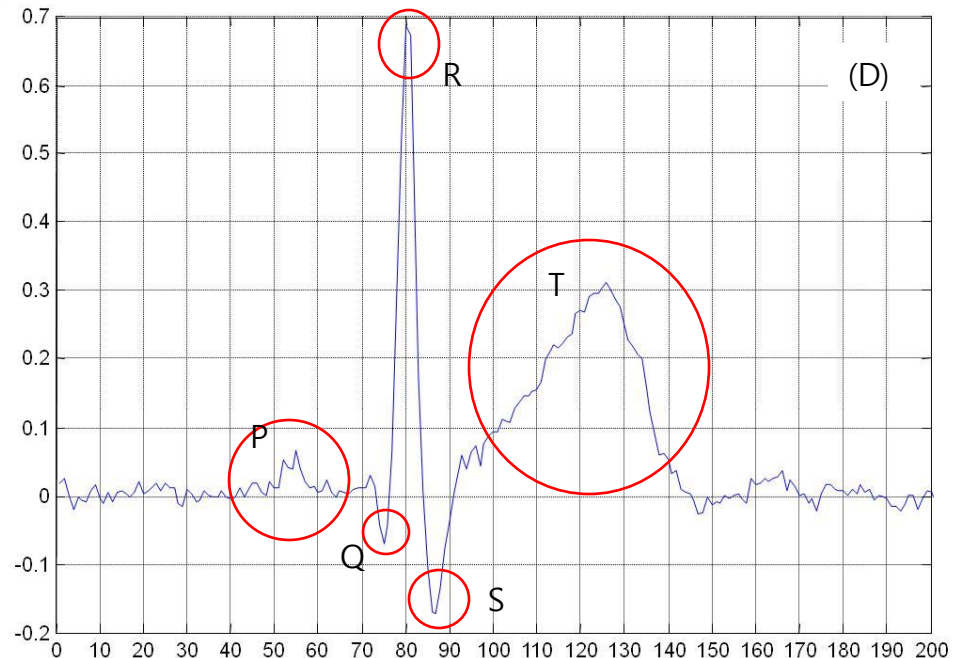


- 개별 Patch신호를 기준점으로 이동하여 중첩한 파형 -

- 그림 D는 개별 patch 신호를 합성(sum) 파형을 보여준다.
- 동시에 측정된 표준사지 LEADII에서 보이지 않던, P파, Q 파 등이 선명하게 나타나는 것을 볼 수 있음.
- 수정된 bipolar전극을 가지는 patch가 심장의 각 부분에서 측정된 전위들에 대한 벡터합으로 표현된다는 이론을 증명하는 것으로, 임상적으로 측정되어지는 LEADII 파형은 patch전극을 이용하여 재구성될 수 있다는 것을 나타냄.

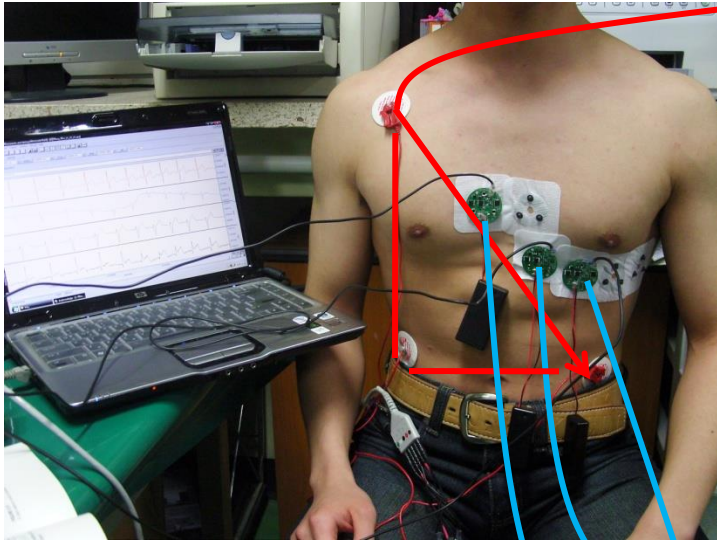
-그림 C는 개별 Patch에서 측정된 신호를 심장이 전기적으로 변화가 없는 구간(P파 끝에서 Q파 시작 전)의 전위를 Ref level로 하여, 모든 파형을 같은 기준점을 기준으로 재구성한 파형임.

- 개개의 파형을 중첩하여 표시하면, 심장의 전기전도가 순차적으로 발생하는 현상을 볼 수 있음. 개개의 파형을 개별적으로 표시하게 되면, P파(심방의 전기적 활동)의 활동이 보이지 않지만, 이들을 합산하여 표시하게 되면 숨어 있던 파형이 뚜렷하게 나타나게 됨.

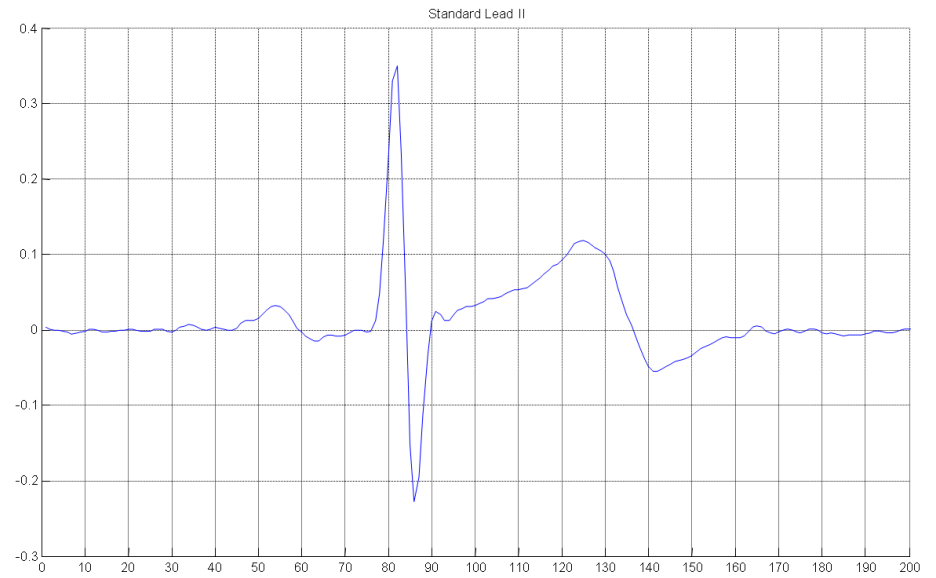


- 다중 Patch신호를 합성하여 만든 심전도 파형 -

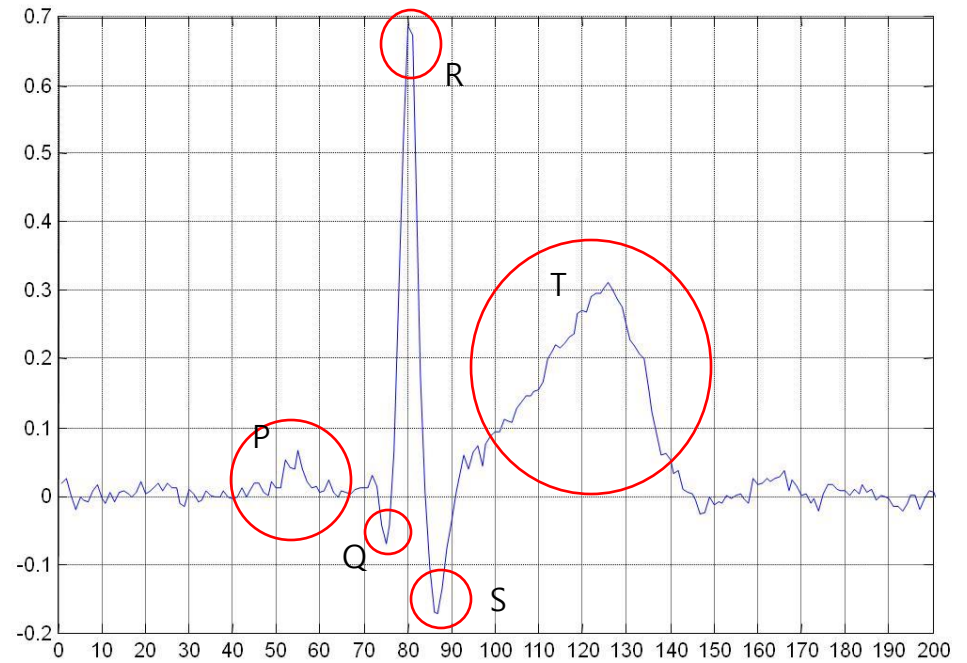
Standard Limb
LEAD II



Patch Electrodes
(Modified bipolar)

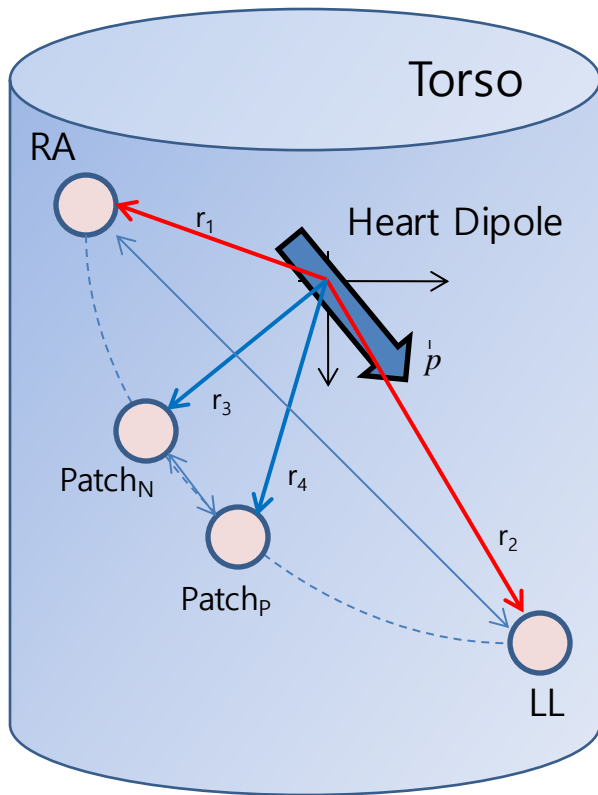


- 표준 사지전극유도법에 의한 LEAD II파형 -



- 다중 Patch신호 측정을 합성한 파형 -

- 다중 패치(Multi-Patch) 측정에 의한 임상 심전도의 합성은 심장의 전기쌍극자(Electrical Dipole)모델에 기초함.
- 체표면에서 측정되는 임상 심전도의 사지리드법은, 심장의 전기쌍극자의 움직임을 RA(Right arm), LA(Left arm), LL(Left Leg)의 세 측정 포인트를 연결하는 Lead I(LA-RA), II(LL-RA), III(LL-LA)의 벡터 방향으로의 투영(projection)된 값을 의미한다.
- Patch 전극은 기존의 심장 전체를 포함하는 전위의 측정을 보존계(Conservation System)이라는 전자기학적 특성을 이용하여, 심장보다 작은 간격의 전극으로 측정된 다수의 측정 값을 이용하여 원래의 파형을 유지하는 방법을 적용하고 있다.



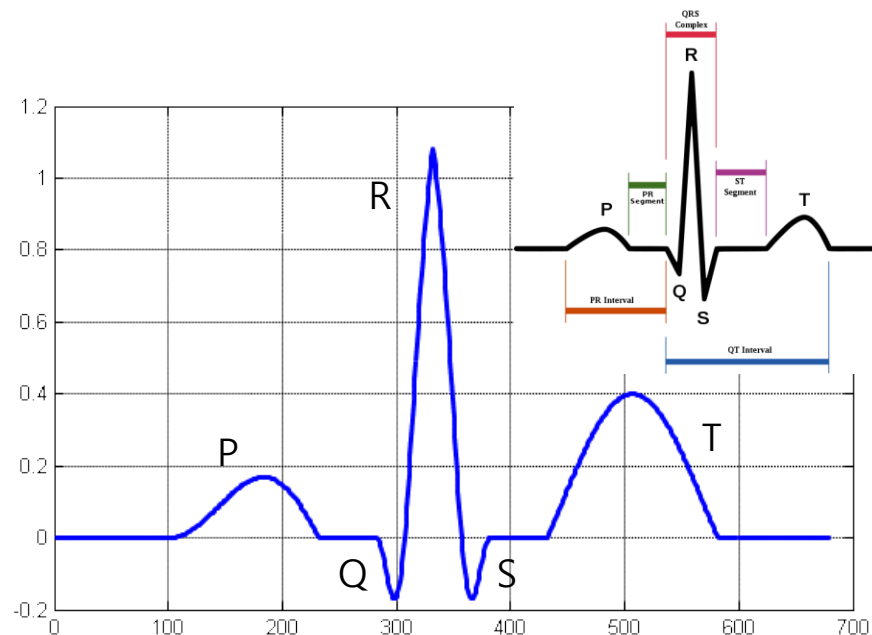
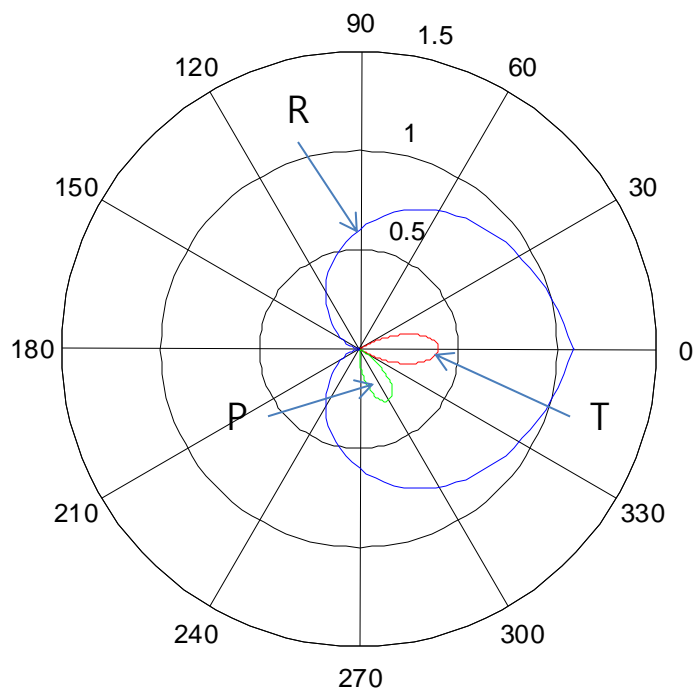
$$\text{LEAD II} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{LL} - \text{RA})}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3} = \frac{\vec{p} \cdot (\vec{r}_2 - \vec{r}_1)}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3}$$

$$\text{Patch}_{P-N} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{Patch}_P - \text{Patch}_N)}{4\pi\sigma_0(r_4 - r_3)^3} = \frac{\vec{p} \cdot (\vec{r}_4 - \vec{r}_3)}{4\pi\sigma_0(r_4 - r_3)^3}$$

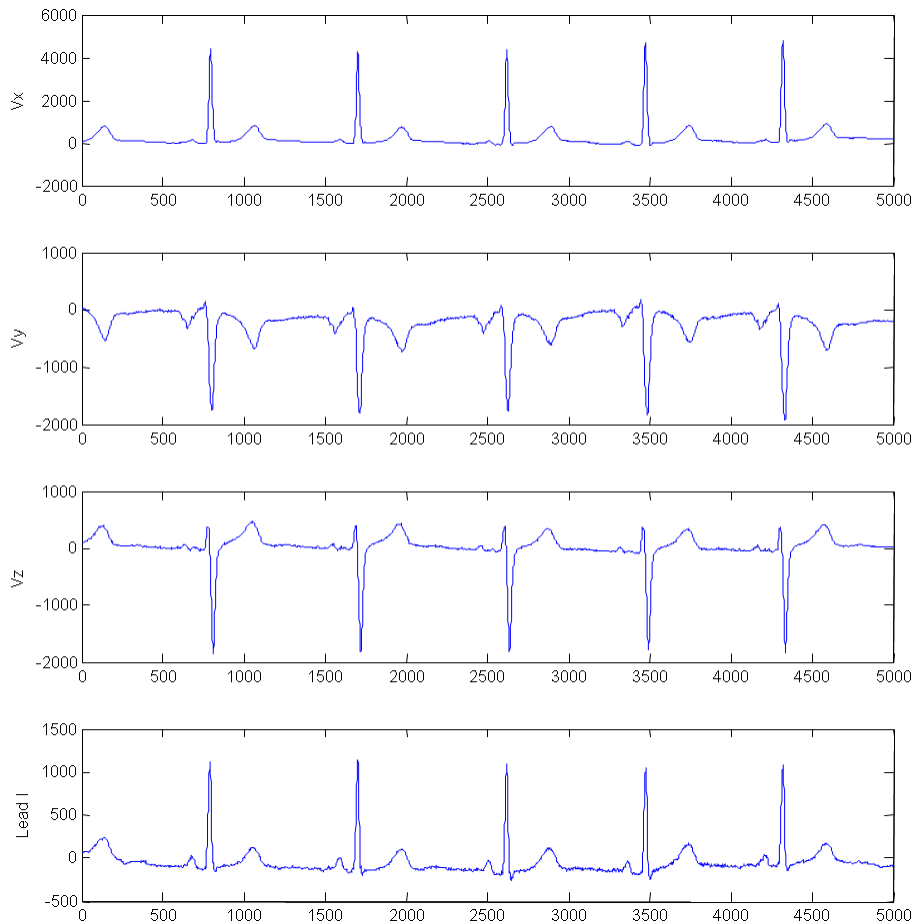
$$\therefore \text{LEAD II} = \frac{\vec{p} \cdot (\text{LL} - \text{RA})}{4\pi\sigma_0(r_2 - r_1)^3} = \sum_{i=1}^N \frac{\vec{p} \cdot (\text{Patch}_{Pi} - \text{Patch}_{Ni})}{4\pi\sigma_0(\text{Patch}_{Pi} - \text{Patch}_{Ni})^3}$$

심장 전기쌍극자의 몸통 모델과 측정 전위와의 관계

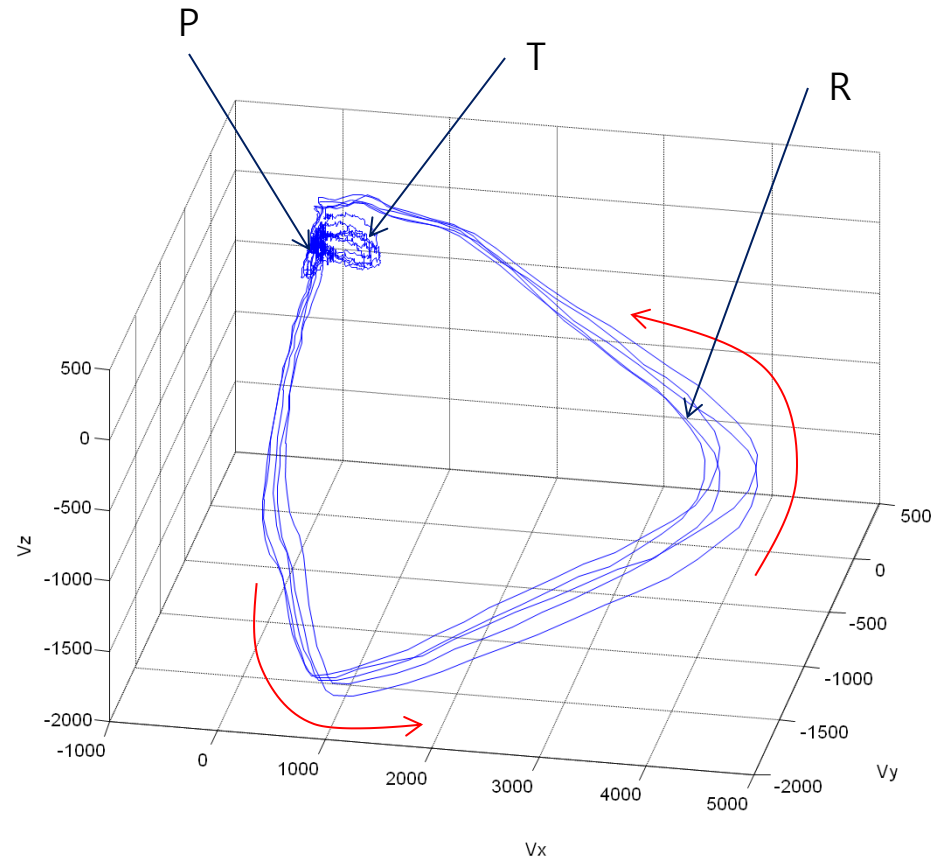
- 극좌표(Polar Coordinate)로 나타나는 Dipole이 특정한 축방향으로 투영 되었을 경우, 체표면에서 측정하는 심전도 신호와 같은 파형을 만들어 낼 수 있다는 가정
- Limacon(리마송) curve에 의한 QRS파 형의 구성에서, Q파(septal depolarization)와 S파를 생성하기 위해서는 벡터의 궤적이 심장형(Cardiod) 궤적을 가져야 한다는 결과를 얻음.
- 2차원 평면에서 heart dipole 합성은, 심전도 진단 및 검출을 위한 기초작업으로, 다양한 심전도 파형의 발생 및 이상을 수학적 식을 이용하여 합성할 수 있는 기본이 됨.



- 다중 Patch를 이용하여 측정되는 파형이, 심장의 전기쌍극자 (Electric Dipole)의 움직임을 체표면에서 측정한 것이라는 설명하는 모델의 가설을 세움.
- Physionet의 The Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) Diagnostic ECG Database를 사용하여 Dipole의 실제 데이터를 활용. [the conventional 12 leads (i, ii, iii, avr, avl, avf, v1, v2, v3, v4, v5, v6) together with the 3 Frank lead ECGs (vx, vy, vz)]. (<http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>)

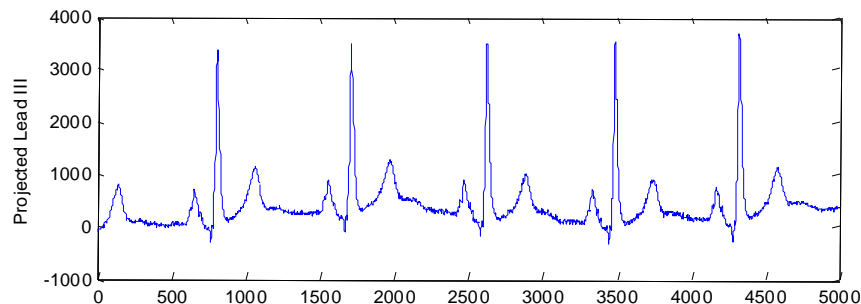
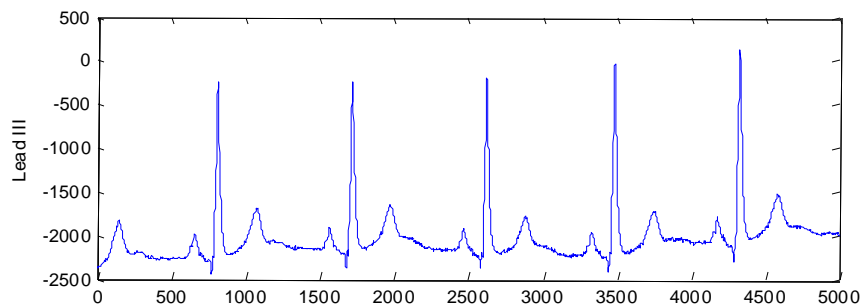
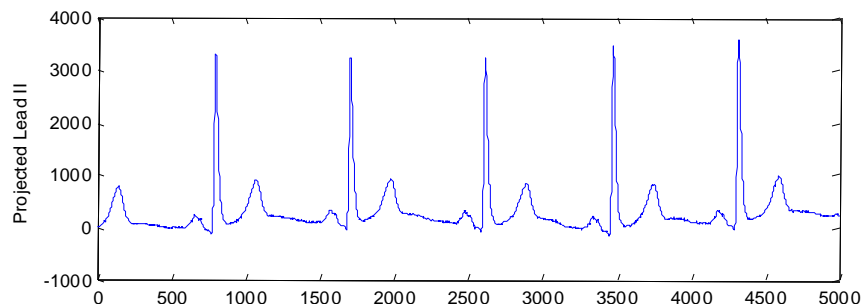
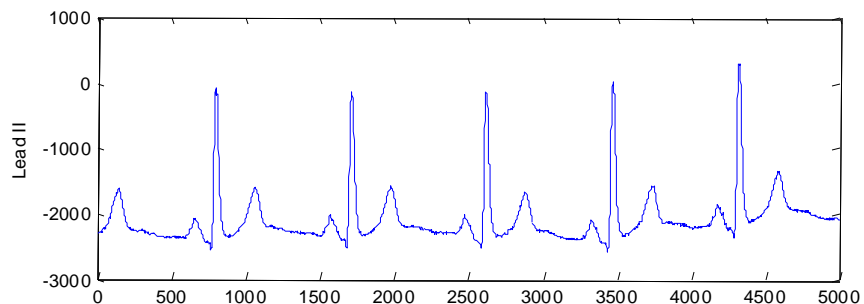
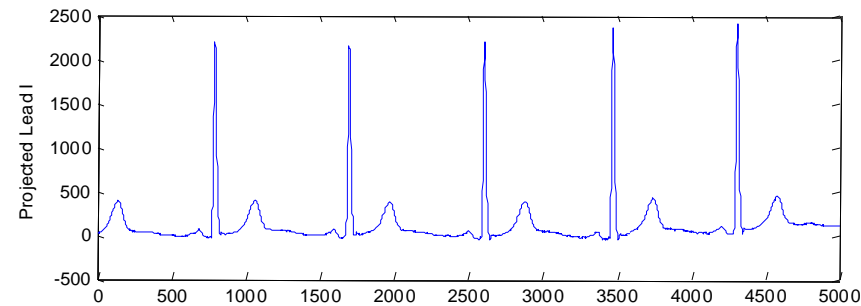
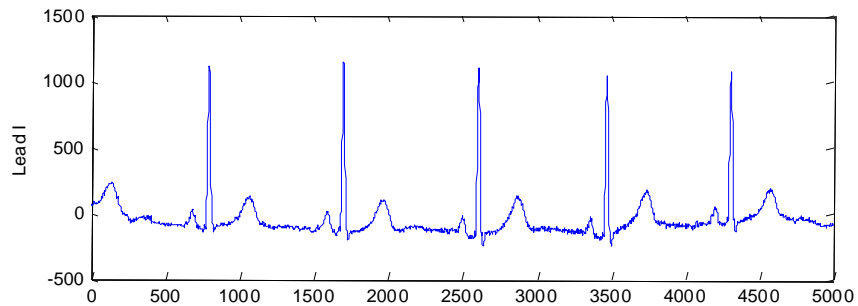


- Frank lead 각 ch 데이터와 동시에 측정된 Lead I 파형 -



- Frank lead 데이터를 이용하여 3차원에서의 심장 쌍극자 모델을 재구성 -

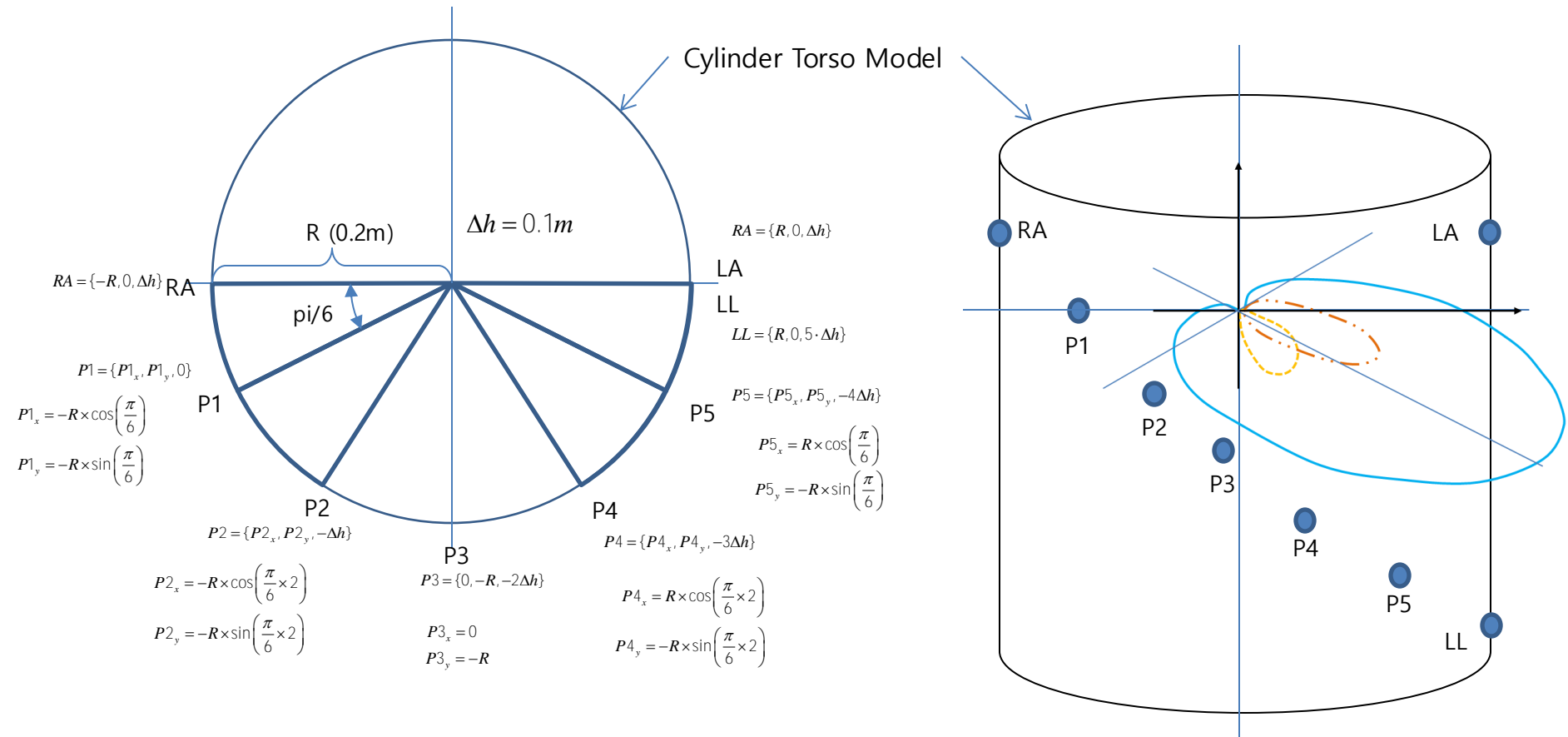
- 심장 쌍극자 데이터를 이용하여 임상심전도 Lead I, II, III 벡터축에 투영된 성분을 계산하면 실제 동시에 측정된 임상심전도와 유사한 파형을 얻을 수 있음. → 심장 쌍극자(Dipole)모델에 의한 임상 심전도 측정원리 검증.



- 심장 쌍극자 데이터와 동시에 측정된 임상 심전도 Lead I, II, III -

- 임상 심전도 Lead I, II, III 방향의 벡터에 투영된(projected) 성분 -

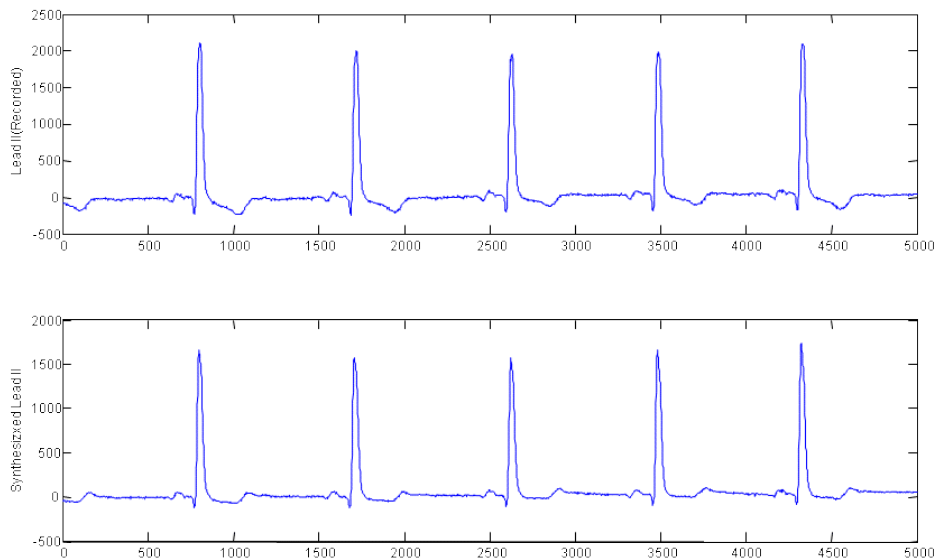
- 심장 쌍극자 데이터를 이용하여, multi-patch 방식으로 측정된 데이터의 이론적 관계를 보여 주기 위한 실린더형의 인체 Torso 모델 구성
- 실제 인체의 몸통(Torso)는 타원에 가까우나, 실험적 데이터 계산을 위하여 원통형 모델로 간주함..



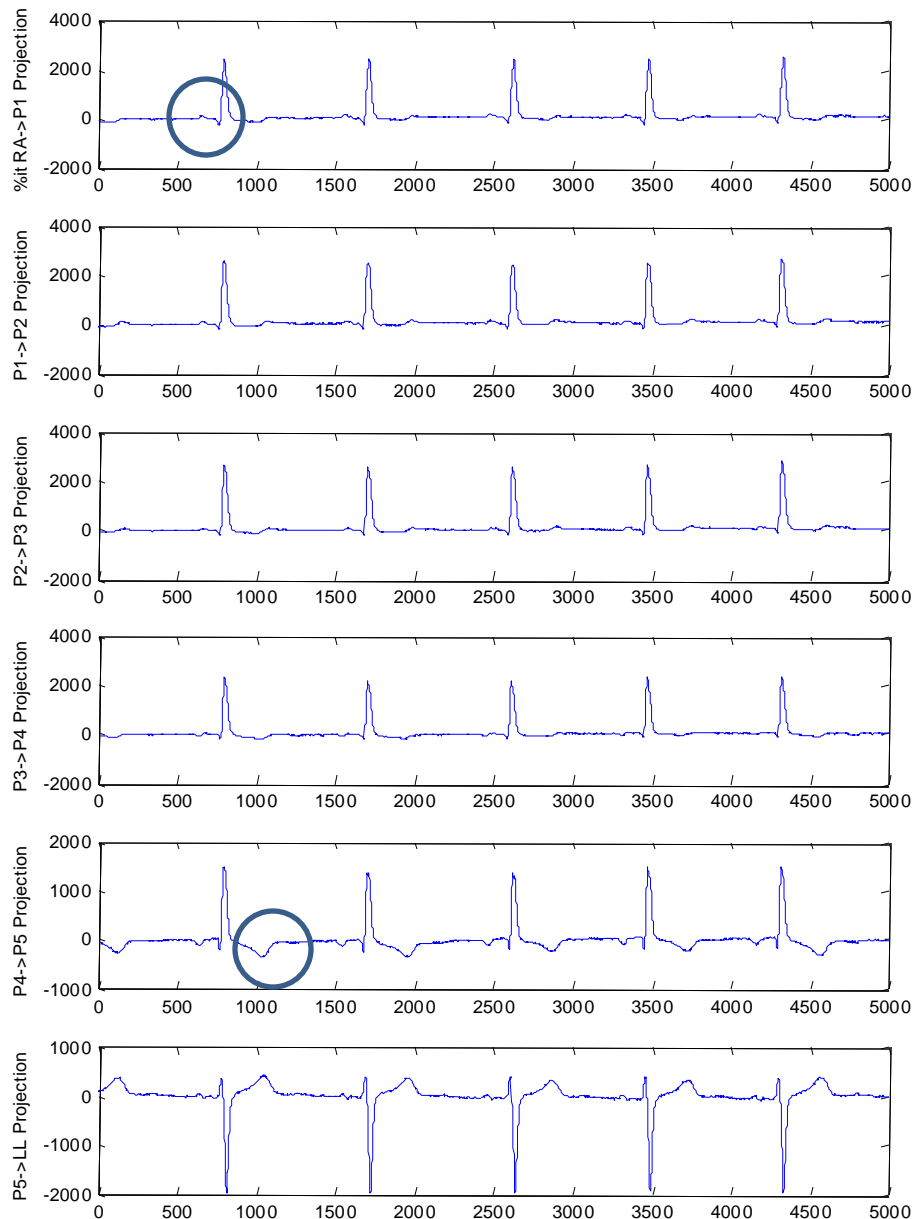
- 실린더 모델에서 Patch의 위치(P1~5)에서 측정된 모의 측정파형(오른쪽)

- 각각의 patch에서 측정된 파형을 합하여 실린더 모델에서의 Lead II 벡터 성분과 거의 일치하는 심전도 파형을 얻을 수 있음.

- 실린더 모델에서 각각의 Patch의 위치에 투영된 파형은 심방에 가까울 수록 P파가 나타나고, 심실에 가까울 수록 T파가 나타남 → 실제 patch를 이용하여 인체에서 측정하는 경우와 일치하는 경향임.



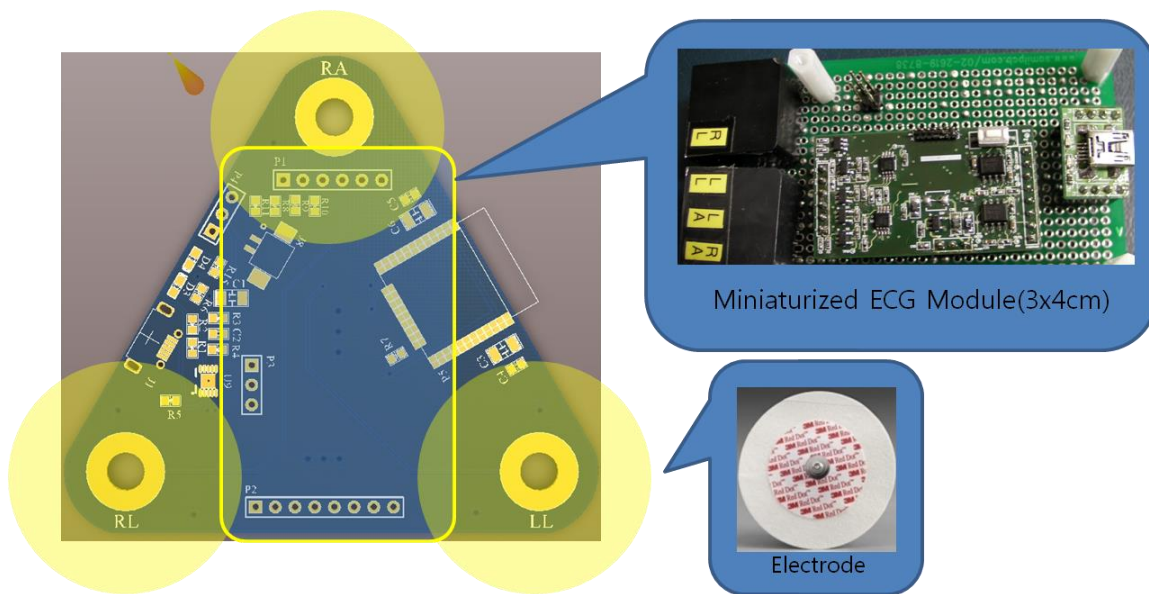
- 실린더 모델에서 합성된 Lead II 심전도 파형(아래)과 Lead II 방향으로 투영된 심전도 파형 -



- 실린더 모델에서 Patch의 위치(P1~5)에 투영된 심전도 파형 -

- 향후 진행 일정

- 복수 개의 다중 패치에서 측정된 신호의 기준점(Reference) 검출 알고리즘 개발(~ 11월)
- 공동모드(Common Mode)신호 측정을 위한 전극 시스템 설계(~ 11월)



- 다중 패치의 측정 위치 최적화 및 심전도 유도 알고리즘 개발 (~12월)
- 공동모드 전압의 변동에 의한 합성 신호의 영향 평가(~12월)

- Appendix -

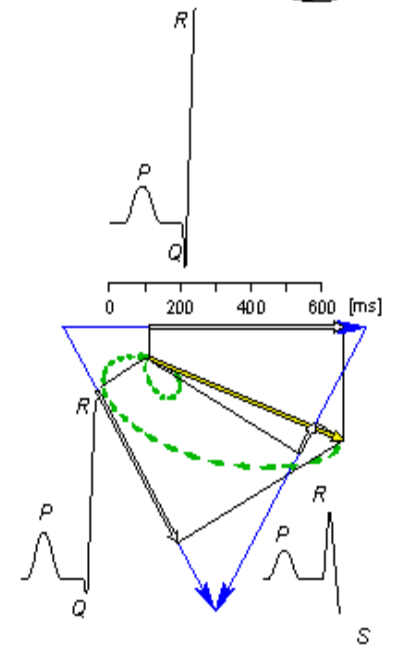
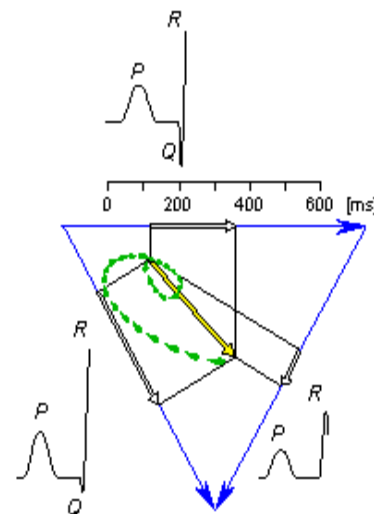
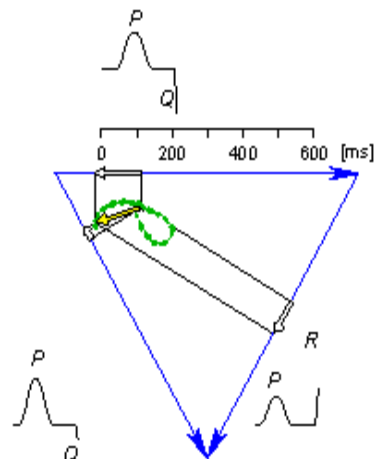
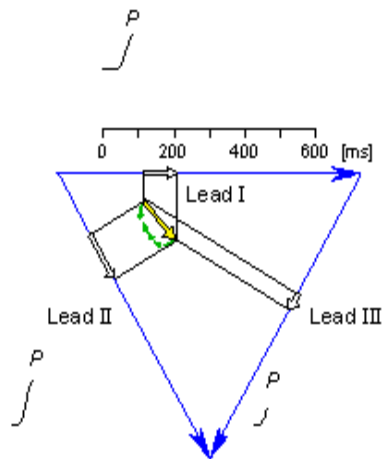
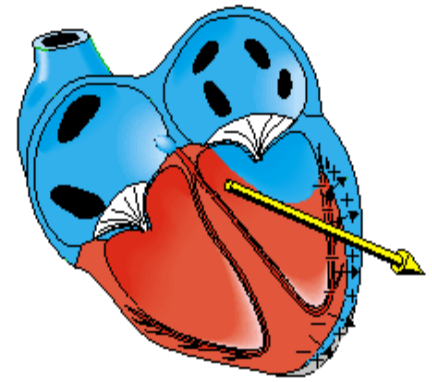
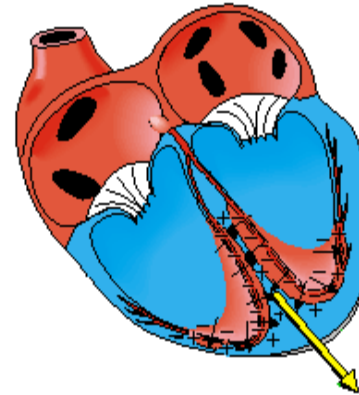
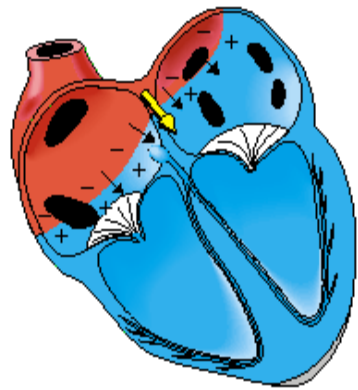
3.2.2 Formation of the ECG Signal -1

ATRIAL
DEPOLARIZATION
80 ms

SEPTAL
DEPOLARIZATION
220 ms

APICAL
DEPOLARIZATION
230 ms

LEFT VENTRICULAR
DEPOLARIZATION
240 ms



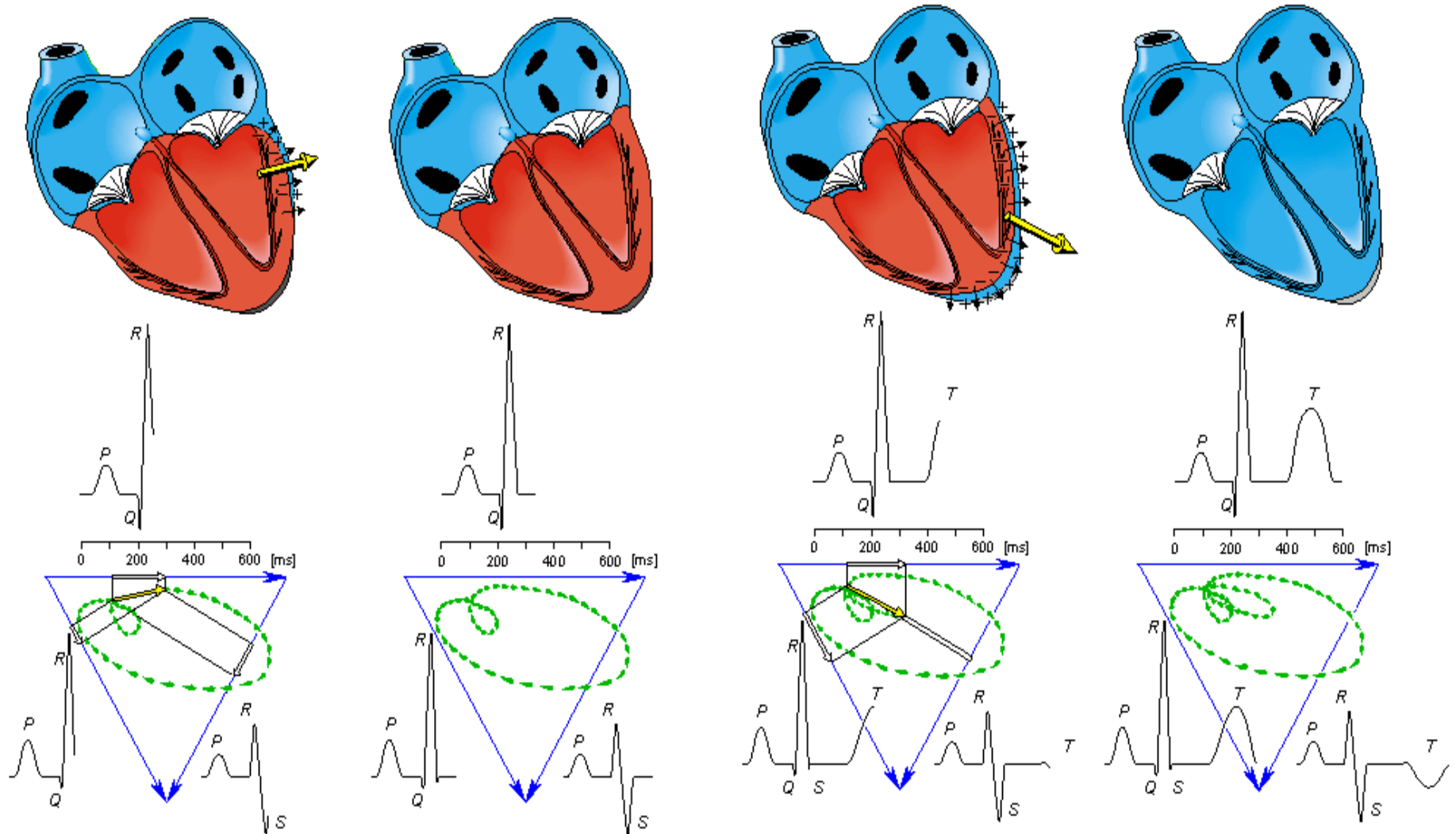
3.2.2 Formation of the ECG Signal -2

LATE LEFT VENTRICULAR
DEPOLARIZATION
250 ms

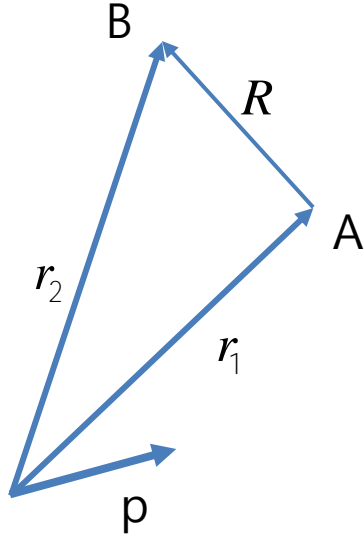
VENTRICLES
DEPOLARIZED
350 ms

VENTRICULAR
REPOLARIZATION
450 ms

VENTRICLES
REPOLARIZED
600 ms



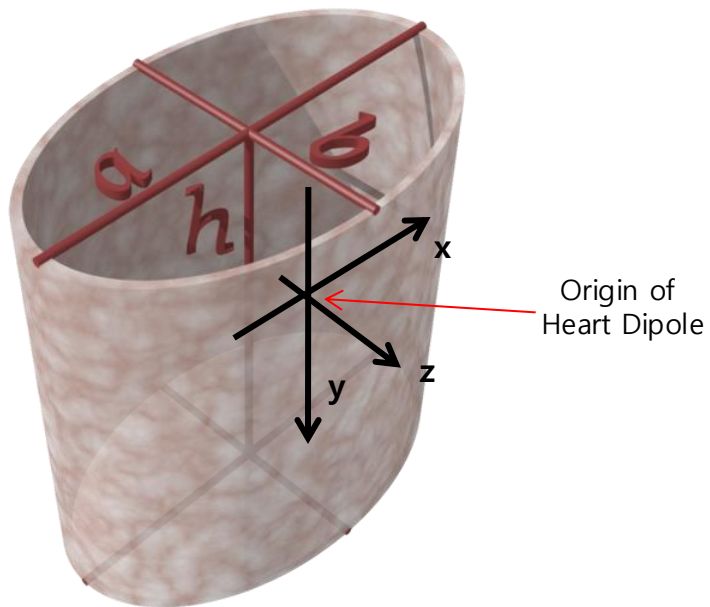
The current-Dipole Vector of the Heart as function of time



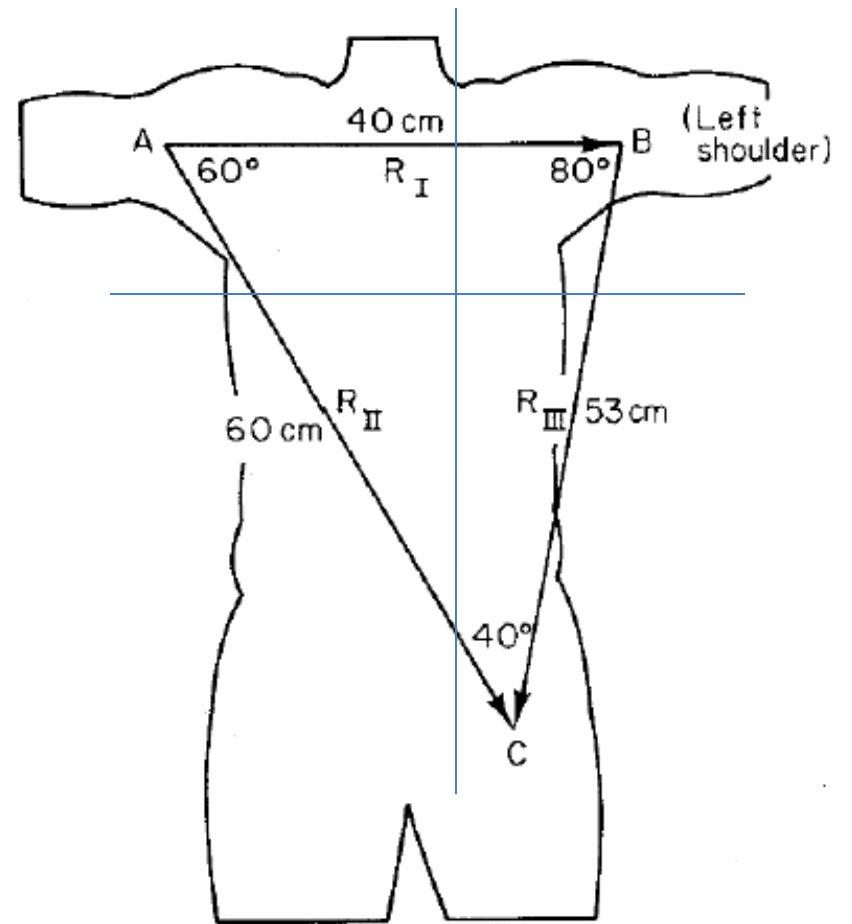
The potential difference between two electrodes separated by a displacement \mathbf{R} and equidistant from the current dipole vector \mathbf{p} measures the instantaneous projection of vector \mathbf{p} on \mathbf{R} .

$$v(r_2, r_1) = \frac{\mathbf{p} \cdot (\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_1)}{4\pi\sigma_0 r^3}$$

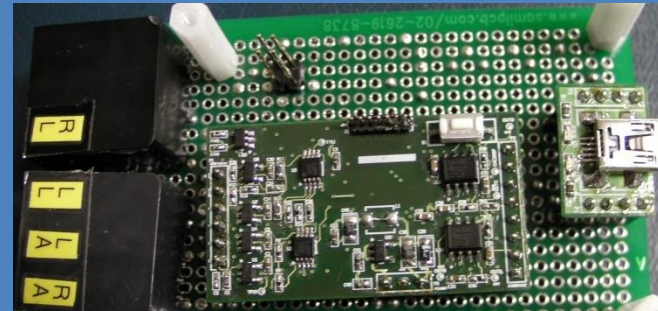
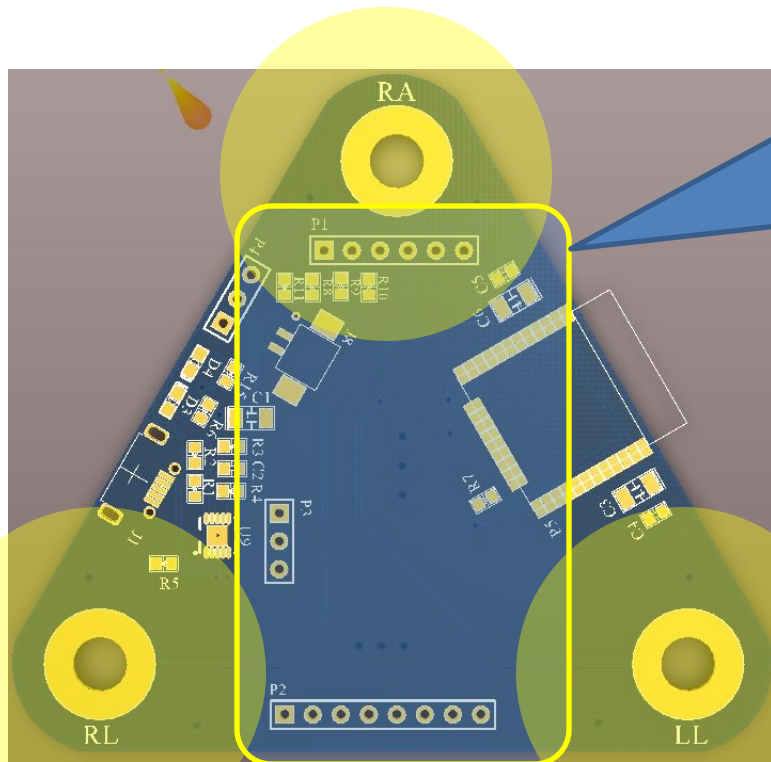
σ_0 : conductivity(전도율)



Elliptic cylinder Torso Model



Vectors connecting the three electrodes for a typical patient. The limbs are extensions of the leads of the electrocardiograph machine.



Miniaturized ECG Module(3x4cm)



Electrode