

정상 성인의 직교유도체제와 피라미드유도체제에 의한 신호 가산 평균심전도의 비교

영남대학교 의과대학 내과학교실

장병의 · 강승호 · 김형일 · 신동구 · 김영조 · 심봉섭 · 이현우

서 론

심실 부정맥은 심질환 환자에서 갑작스러운 심장사의 주된 원인으로 알려져 있으며 이런 심실 빈맥과 같은 악성 심실성 부정맥의 발생은 손상 혹은 허혈상태의 심근 조직의 존재유무와 관련이 있다^{1~4)}. 손상된 심근은 저속 전도를 나타내고 이런 저속전도의 기질이 재진입되어 부정맥의 기초가 되는 것은 널리 알려진 사실이다⁵⁾. 심실 빈맥의 위험성이 높은 환자군을 인지하기 위하여 계획된 자극 (Programmed stimulation)을 이용한 전기 생리학적 검사가 이용되나 관계적인 관계로 최근 비교적 안전하게 시행될 수 있는 비관계적인 검사 방법으로 고해상 신호가산 평균심전도를 이용하여 Ventricular late potential을 측정하는 방법이 연구되어 왔으며 이의 기전 및 임상적 의의들이 널리 알려지게 되었다^{6~12)}.

심실성 빈맥의 발작이 선천성 심장병¹³⁾, 심근증¹⁴⁾, 정상적인 심장을 가지면서 원발성으로 부정맥¹⁵⁾을 동반한 다양한 젊은 환자층에서도 중요한 문제가 될 수 있다. 최근의

연구^{16,17)}에서 심실성 빈맥이 발생하기 쉬운 젊은 환자를 발견하는데 신호가산 심전도가 유용하게 사용될 수 있음을 보여주고 있고 지금까지 QRS 말기 부분의 고빈도 저전위의 부분을 분석함으로써 비침습적인 방법으로 심실 빈맥을 가진 환자를 발견할 수 있었다. 이전의 임상적인 연구들이 나이가 든 정상적인 성인의 신호가산 심전도의 정상적인 수치를 많이 보고^{18,19)}하고 있다. 그러나 현재까지 정상적인 젊은 성인의 신호가산 심전도의 소견이 이전의 잘 연구된 나이가 든 인구집단의 신호가산 심전도의 소견과 어떠한 차이가 날지는 잘 알려져 있지 않아서 신호가산 심전도를 젊은 환자를 대상으로 심실성 부정맥의 잠재적인 발생 가능성을 식별하기 위해서는 정상적인 젊은 성인의 자료를 축적할 필요가 있다.

이 연구의 목적은 정상적인 젊은 성인을 대상으로 고전적인 직교 유도체제(Classic flank lead system : FLS)를 이용하여 고해상 신호가산 심전도의 정상치를 구하고 His 분절 활성을 잘 기록할 수 있는 피라미드 유도체제 (Pyramid lead system : PLS)와 비교함으로써 피라미드 유도체가 미연전이를 발견하는데

사용될 수 있는지를 알아 보고자 한다.

대상 및 방법

1. 연구대상

영남대학교 의과대학에 재학중인 22세에서 26세사이의 젊고 건강한 성인 지원자중 남자 24명, 여자 17명으로 총 31명을 대상으로 하였으며 평균연령은 24세였다. 문진상 심장질환 및 심계항진의 과거력이 없고 이학적 검사상 혈압 및 심혈관 계통에 이상소견이 없으며 심전도상 정상 동율동(Normal sinus rhythm)을 보이고 심초음파 검사상 이상소견이 없는 지원자를 대상으로 하였다.

Table 1. Flank lead system for Hi-Res ECG recording

Flank leads	Location
H	Back of the neck
E	* Sternum midline
I	* Right mid-axillary line
M	* Center thoracic spine
C	* Midway between electrode A and E
A	* Left mid-axillary line
F	Lower left abdomen
RL	Lower right abdomen
AL	Left arm or chest near shoulder
RA	Right arm or chest near shoulder

*These leads are in a horizontal plane at the level of the fifth intercostal space.

2. 연구방법

가) 신호가산 평균심전도 측정의 전처치

고해상 신호가산 평균심전도인 Marquette Electronics (USA)사 제품인 MAC-15를 이용하여 대상자를 30분간 휴식후 양와위에서 피부를 alcohol로 깨끗이 한 후 silver/silver chroride 유도를 대상자의 체표면에 부착하였다.

나) 직교 유도체제(FLS)를 이용한 신호가산 평균심전도의 측정 : 12통로유도와 보조유도를 대상자의 체표면에 부착하였으며, 12 통로유도는 심전도 측정시 이용하는 사지유도 및 흉부유도를 부착하였고, 보조유도는 표 1과 같이 부착하였다. 직교 유도체제상 X축은 I, E, V4, V6를 잇는 선으로, Y축은 H와 M을 잇는 선으로, Z축은 M을 잇는 선으로 하였다.

Table 2. Pyramid lead system for Hi-Res ECG recording

Pyramid leads	Location
2, 2' 2'' (A, F, E)	Below apex
1(M)	Mid clavicular line, right side
1'' (I)	Mid clavicular line, left side
1' (H)	Between backbone and scapula
1, 1', 1''	First/second intercostal space
A, B	Not used

다) 피라미드 유도체제(PLS)를 이용한 신호가산 평균심전도의 측정 : 피라미드유도체제는 그림 1과 같이 2, 2', 2''을 제4늑간 좌측 쇄골 정중선에, 1을 제1 혹은 제2 능간 우측 쇄골 정중선에, 1''를 1과 동일한 수준의 좌측 쇄골 중앙선에, 1'을 1과 동일한 수준의 선이 되는 척추와 견갑골 사이에 부착하였으며 A와

B는 사용하지 않았다 (표 2). 피라미드 유도체제상 X축은 1과 2를 잇는 선으로, Y축은 1'과 2'를 잇는 선으로, Z축은 1''과 2''를 잇는 선으로 하였다.

라) 고해상 신호가산 평균심전도의 측정 : MAC-15의 고해상 Acquisition Module을 이용하여 25-250 Hz, 40-250 Hz, 80-250 Hz 영역의 신호를 band-passing filtering 시킨 후 약 250 박동수를 평균화 (averaging)하였다. 여기서 비여과된 QRS 지속시간(QRS)과 여과된 총 QRS 지속시간(QRSD), 신호 종반부 20 uV 이상의 시간 (duration of high-filteration low amplitude signal of terminal 20 uV : HFLAD), 신호 종반부 40 msec X축, Y축, Z축의 전압의 평균치인 말기 40 msec 평균 전위 (Mean-Voltage)와 신호종반부 40 msec X축, Y축, Z축의 전압을 제곱한 후 합산하여 제곱근화한 말기 40 msec RMS 전위 (RMS-40)을 구하였다.

마) 성적처리 및 통계 : 신호가산 평균법을 이용한 고해상 신호가산 평균심전도의 각종

지표에 대한 정상치를 구하고자 95% 신뢰구간을 이용하였으며, FLS와 PLS 양군 사이의 비교는 paired t-test를 이용하였다.

연구성적

1. 비여과된 표준 QRS 지속시간 (QRS)

25 Hz analysis filter 사용시 95% 신뢰구간은 FLS는 79.6-85.6 msec, PLS는 75.3-82.6 msec이었고, 40 Hz analysis filter시 FLS는 79.6-85.6 msec, PLS는 75.3-82.6 msec이었으며, 80 Hz analysis filter시 FLS는 79.6-85.6 msec, PLS는 75.3-82.2 msec로 양군 사이의 유의한 차이는 없었다 (그림 2).

QRS

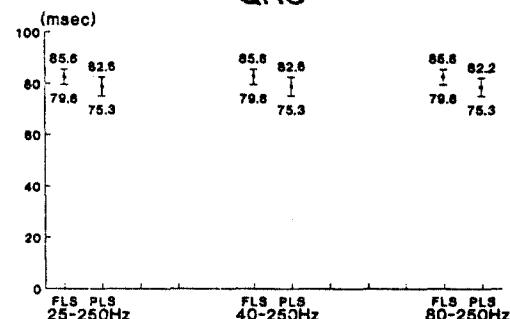


Fig. 2. Ninety-five confidence interval of QRS (std. duration, unfiltered) on SAEKG.

2. 여과된 총 QRS 자속시간(QRSD)

25 Hz analysis filter 사용시 FLS는 123.2-129.6 msec, PLS는 121.2-127.9 msec이었고, 40 Hz analysis filter시 FLS는 107.9-114.4 msec, PLS는 108.2-116.5 msec이었으며, 80 Hz analysis filter시 FLS는 101.5-110.4 msec, PLS는 99.9-107.9 msec로 양군

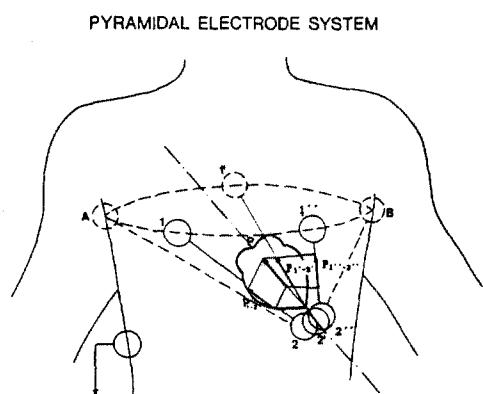


Fig. 1. Pyramid electrode system for microvolt signal detection from the body surface.

사이의 유의한 차이는 없었다 (그림 3).

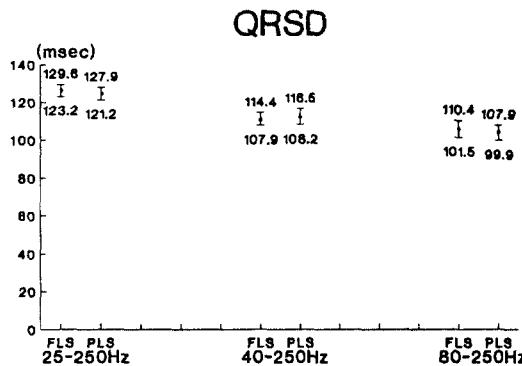


Fig. 3. Ninty-five confidence interval of QRSD (total QRS duration, filtered) on SAECG.

3. 고빈도 저전위신호의 기간(HFLAD)

25 Hz analysis filter 사용시 FLS는 18.4–22.5 msec, PLS는 16.9–20.7 msec이었고, 80 Hz analysis filter시 FLS는 31.3–38.4 msec, PLS는 28.8–35.2 msec로 양군 사이의 유의한 차이는 없었으나, 40 Hz analysis filter시 FLS는 26.9–31.9 msec, PLS는 29.1–34.6 msec로 양군 사이에 유의한 차이가 있었다 ($p<0.05$) (그림 4).

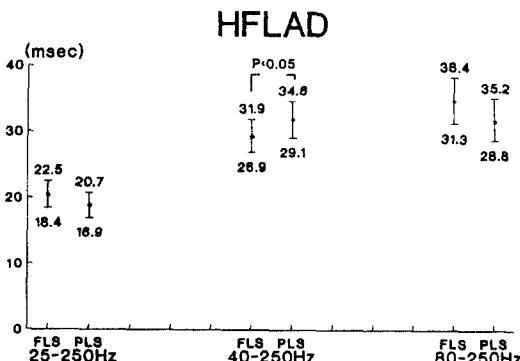


Fig. 4. Ninty-five confldence interval of HFLAD (duration of HFLA signal, 20μV)on SAECG.

4. QRS 종반부 40 msec의 평균전위 (Mean-Voltage)

25 Hz analysis filter 사용시 FLS는 49–65.3 μV, PLS는 52.1–89.3 μV이었고, 40 Hz analysis filter시 FLS는 27.9–38 μV, PLS는 22.9–30.7 μV이었으며, 80 Hz analysis filter시 FLS는 10.2–15.8 μV, PLS는 10.6–15.1 μV로 양군 사이의 유의한 차이는 없었다 (그림 5).

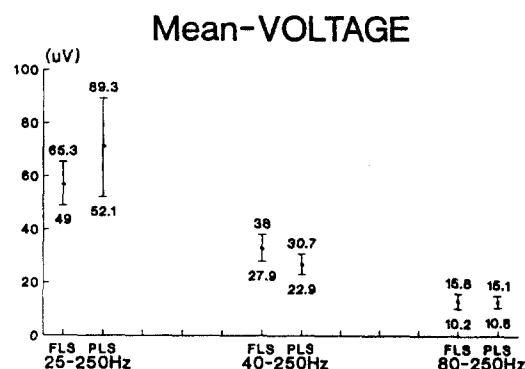


Fig. 5. Ninty-five confidence interval of meanvoltage (terminal 40 msec) on SAECG.

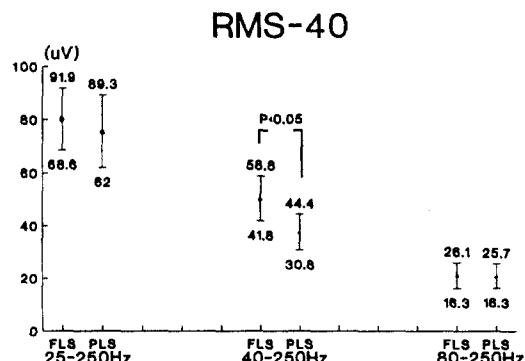


Fig. 6. Ninty-five confidence interval of RMS 40 (RMS-oitage, terminal 40 msec) on SAECG.

5. QRS 종반부 40 msec의 RMS 전이 (RMS-40)

25 Hz analysis filter 사용시 FLS는 68.6–91.9 μ V, PLS는 62–89.3 μ V이었고, 80 Hz analysis filter 사용시 FLS는 16.3–26.1 μ V, PLS는 16.3–25.7 μ V로 양군 사이의 유의한 차이는 없었으나, 40 Hz analysis filter 사용시 FLS는 41.8–58.8 μ V, PLS는 30.8–44.4 μ V로 양군 사이의 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$) (그림 6).

고 칠

일반적으로 표준 심전도는 0.05–100Hz의 주파수 영역과 100 μ V와 1mV 사이의 진폭을 가지고 있으며 잡음과 표준 심전도의 해상능력, 주파수 영역이 제한되어 있어 진단적 가치가 있는 미연전이는 0.1–10 μ V의 영역에 존재하기 때문에 표준 심전도로는 발견할 수 있지만 high amplification, band-pass filtering과 신호가산 평균 (signal averaging)을 사용함으로써 저전위 고빈도의 미연전이를 발견할 수 있게 되었다. High amplification은 미연전이가 체표면에서 기록될 때는 25 μ V 이하로 작기 때문에 이를 증폭하기 위해서 필요하고, band-pass filtering은 골격근에서 발생되는 고주파수의 신호를 제거하고 ST 분절 초기에 정상적으로 존재하는 저주파수를 제거하기 위해서 사용된다. 신호가산 평균의 목적은 심전도를 오염시키는 골격근, 전극, 증폭기 등에서 발생되는 잡음을 감소시키는 것이다. 신호에서 무작위의 잡음을 감소시키고 신호대 잡음비를 향상시키기 위해서는 적어도 100개

이상의 심박동수를 신호가산 평균하게 되는데 신호가산 평균법은 많은 수의 심박동을 배열해서 평균하고, 평균심박은 각 순간동안 모든 심박동의 전위를 종합하여 신호가산 평균에 포함된 총심박동수로 나눔으로써 결정되지만 심전도 신호와 전형적으로 일치하는 심전도 신호는 강화 된다. 따라서 신호가산 평균된 심박동의 수가 많으면 많을수록 잡음과는 비교해서 심전도의 신호는 강화되게 된다. 신호가산 심전도를 성공적으로 시행하기 위해서 비슷한 형태를 가진 심박을 선택하고 정확하게 배열해서 주형심박을 만든 다음 주형심박과 일치하는 심박을 받아 들여서 신호가산 평균에 포함시키게 된다. fast Fourier transform filtering을 거침으로써 시간영역에서 주파수 영역으로 변환되고 band-pass filtering을 함으로써 좀더 높은 주파수에 대한 상호관계 및 배열에 대한 민감도는 극대화되고 저빈도에 대한 민감도는 감소시킴으로써 미연전이를 발견하게 된다^{20–23}.

지난 최근 몇년간에 미연전이를 발견하기 위해서 신호가산 심전도에서는 고전적인 직교 유도체계가 가장 널리 이용되고 있지만 His bundle 활동을 발견하기 위해서는 많은 다른 유도체계가 사용되어 왔다²⁴. 그중 피라미드 유도체계가 His bundle의 신호를 발견하는데 사용되었고 약간의 변형을 거쳐 미연전이를 발견하는데도 쓰이게 되었다²⁵. 피라미드 유도체계를 적용했을 때 심장의 전도체계는 3쌍 이상의 전극에 의해서 둘러싸이게 되고 전극의 각 쌍은 전극과 피부의 저항을 감소시키기 위해서 직경이 큰 아래부분과 윗부분의 전극으로 구성 된다. 이러한 방법으로 놓인 전극의 심장의 첨부 아래에 3개의 전극이 놓

이게 되고 이를 전극은 하나의 전극으로 대치되며 피라미드의 정점을 이루게 된다. 윗 부분의 전극은 첫번째 혹은 두번째의 늑골간에 위치하게 된다. 이렇게 형성된 전기적 영역의 vector는 His bundle 신호의 측정 방향에서 보면 심장의 장축을 따라서 신호를 기록하게 되고, 탈분극된 His bundle 신호의 방향이 심장의 장축과 다소간 일치하기 때문에 His bundle 신호를 발견하는데 유리하다. 그러나 이런 방법으로는 뒤에 탈분극되는 부분을 발견하기는 불충분해서 피라미드의 정점의 위치를 바꿈으로써 미연전이를 발견할 수 있게 되었고, 이 피라미드 유도체계를 이용해서 Kepski와 Walczak²⁵⁾은 악성 심실성 부정맥을 동반한 진구성 심근경색 환자의 86%에서 미연전이가 발견됨을 보고하고 있다. 본 연구에서 보면 고전적인 직교 유도체계와 His 분절 활성을 잘 기록할 수 있는 피라미드 유도체계에서 고해상 신호가산 심전도의 각 지표를 비교하였을 때 40–250 Hz에서 여파된 고빈도 저전위의 지속시간과 QRS 말기의 40 msec의 RMS전위를 제외한 다른 지표들은 차이가 없었다. 이런 결과로 미루어 볼 때 피라미드 유도체도 직교 유도체계도 마찬가지로 미연전이를 발견하는데 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

Gomes 등²⁶⁾은 80–250 Hz 주파수 여파에서의 총 QRS 지속시간 120 msec 이상을 Simson²³⁾은 25–250 Hz 주파수 여파에서 120 msec 이상을 비정상으로 잡아 본 연구와는 차이가 있었다. 고해상 신호가산 심전도의 각종 지표중에서 QRS 말기 40 msec RMS 전위와 평균전위가 다른 지표들에 비해서 변이가 커서 젊은 성인에서 미연전이를 발견하는데 있

어 지표로 사용되어질 수 있을지는 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

요약

고전적인 직교 유도체계를 이용하여 고해상 신호가산 심전도의 95% 신뢰구간을 구하고 His 분절 활성을 잘 기록할 수 있는 피라미드 유도체계와 비교함으로써 피라미드 유도체계가 미연전이를 발견할 수 있는데 사용될 수 있는지를 알아 보고자 영남대학 의과대학에 재학중인 젊은 정상 지원자 31명을 대상으로 고해상 신호가산 평균심전도를 측정하였다.

젊은 성인에 있어 직교 유도체계를 이용한 고해상 신호가산 심정도의 여파된 총 QRS 지속시간과 고빈도 저전위 신호 지속시간은 각각 25–250 Hz 주파수 여파에서는 129.6과 22.5 msec, 40–250 Hz 주파수 여파에서는 114.4와 31.9 msec, 80–250 Hz 주파수 여파에서는 110.4와 38.4 msec 이상을 비정상 범위로 잡을 수 있고, QRS 말기 40 msec의 평균전위와 RMS 전위는 각각 25–250 Hz 주파수 여파에서는 49와 68.6 uV, 40–250 Hz 주파수 여파에서는 27.9와 58.8 uV, 80–250 Hz 주파수 여파에서는 10.6와 16.3 uV 이하를 비정상 범위로 잡을 수 있었다. 피라미드 유도체계도 미연전위를 기록하는데 유용하리라 사료되지만 40–250 Hz 주파수 여파에서 고빈도 저전위 신호 지속시간과 RMS 전위는 직교 유도체계와 달라 이에 대한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

참고문헌

1. Klein RC, Vera Z, Mason DT, Demaria AN, Amsterdam EA : Ambulatory holter monitor documentation of ventricular tachyarrhythmia as mechanism of sudden death in patients with coronary artery disease. *Clin Res* 27 : 7A, 1979 (abst).
2. Josephson ME, Horowitz LN, Spoelman SR, Greenspan AM : Electrophysiologic and hemodynamic studies in patients resuscitated from cardiac arrest. *Am J Cardiol* 46 : 948-955, 1980.
3. Ruskin JN, DiMarco JP, Garen H : Out of hospital cardiac arrest : Electro physiology observation and selection of long term antiarrhythmic therapy. *N Engl J Med* 303 : 607-623, 1980.
4. Hammermister KE, DeRoven TA, Dodge HT : Variable predictive of survival in patients with coronary disease. *Circulation* 59 : 421-430, 1979.
5. Bigger JT : Definition of benign versus malignant arrhythmia. Targets for treatment. *Am J Cardio* 52 : 47-54, 1983.
6. Denniss AR, Richards DA, Cody DV, Russel PA, Young AA, Coper MJ, Ross DL, Uther JB : Prognostic significance of ventricular tachycardia and fibrillation induced at programmed stimulation and delayed potential detected on the signal averaged electrograms of survivors of acute myocardial infarction. *Circulation* 74 : 731-745, 1986.
7. Denes P, Santarelli P, Hauser RG, Uretz EF : Quantitive analysis of the high frequency components of the terminal portion of body surface QRS in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia. *Circulation* 67 : 1129-1138, 1983.
8. Kanovsky MS, Falcone RA, Dresden CA, Josephson ME, Simson MB : Identification of patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction : Signal averaged electrogram, holter monitoring, and cardiac catheterization. *Circulation* 70 : 264-270, 1984.
9. Breithardt G, Seipel L, Ostermeyer J, Karbenn U, Abendorf RR, Borggrefe M, Yeh HL, Bircks W : Effects of antiarrhythmic surgery on the late potential record by precordial signal averaging in patients with ventricular tachycardia. *Am Heart J* 104 : 996-1003, 1982.
10. Goldberger AL, Bhargava V, Froelicher VF, Covell J : Effect of myocardial infarct on high frequency QRS potentials. *Circulation* 64 : 34-42, 1981.
11. Josephson ME, Almendral JM, Buxton AE, Marchlinski FE : Mechanisms of ventricular tachycardia. *Circulation* 75(suppl III) : 41-52, 1987.
12. Polls DS, Marchlinski FE, Falcion RA, Josephson ME, Simson MB : Abnormal si-

- gnal averaged electrocardiograms in patients with nonischemic cardiomyopathy : Relationship to sustained ventricular tachyarrhythmia. *Circulation* 72 : 1308-1313, 1985.
13. Garson A, Porter CJ, Gillete PC : Induction of ventricular tachycardia during electrophysiology study after repair of tetralogy of Fallot. *J Am Coll Cardiol* 1 : 1493-1498, 1983.
14. Rae AP, Spielman SR, Kutalek SP : Electrophysiologic assessment of antiarrhythmic drug efficacy for ventricular tachyarrhythmias associated with dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 59 : 291-297, 1987.
15. Ward OC : A new familial cardiac syndrome in children. *J Irish Med Assoc* 54 : 103-109, 1964.
16. Danford DA, Garson A : Difference in substrate for ventricular tachycardia in children defined by signal averaged electrocardiography (abstract). *Pediatr Cardiol* 5 : 260-265, 1984.
17. Danford DA, Garson A : Abnormal conduction related to ventricular arrhythmias by signal averaged electrocardiography in postoperative tetralogy of Fallot (abstract). *Circulation* 70(suppl II) : 207, 1984.
18. Cain ME, Ambos HD, Markham J : Quantification of differences in frequency content of signal averaged electrocardiograms in patients compared to those with and without sustained ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 55 : 1500-1504, 1985.
19. Coto H, Malonado C, Palakurthy P : Late potential in normal subjects and patient with ventricular tachycardia unrelated to myocardial infarction . *Am J Cardiol* 55 : 384-387, 1985.
20. El-Sherif N, Gough WB, Rstivo M, Craelius, W, Henkin R, Caref EB : Electrophysiological basis of ventricular late potentials. *PACE* 13 : 2140-2147, 1990.
21. Breithardt G, Cain ME, El-Serif N, Flowers NC, Hombach V, Janse M, Simson MB, Steinbeck G : Standard for analysis of ventricular late potentials using highresolution or signal averaged electro cardiology. *Circulation* 83 : 1481-1488, 1991.
22. Kuchar DL, Rosenbaum DS : Non invasive recording of late potential : current state of the art. *PACE* 12 : 1538-1551, 1989.
23. Simson MB : Signal averaging. *Circulation* 75(suppl III) : III-69-78, 1987.
24. Berbari E, Scherlag BJ, El-Serif N, Befeler B, Aranda JM, Lazzara R : The his-purkinje electrocardiogram in man : An initial assessment of its uses and limitation. *Circulation* 54 : 219-224, 1976.
25. Kepski R, Walczak F : Pyramid electrode location in a cardiac micropotential study. *PACE* 12 : 887-898, 1989.
26. Gomes JA, Mehra R, Barreca P, Barreca

P, El-Sherif N, Harriman R, Holtzman
R : Quantitative analysis of the high-frequency components of the signal averaged

QRS complex in patients with acute myocardial infarction : A prospective study.
Circulation 72 : 105-111, 1985.

-Abstract-

**Comparision of Signal-Averaged Electrocardiography (SAECG)
Determined by Flank Lead System (FLS) and Pyramidal Lead
System (PLS) in Healthy Young Adults**

Byeong Ik Jang, Seung Ho Kang, Hyeung Il Kim, Dong Gu Shin,
Young Jo Kim, Bong Sup Shim, Hyun Woo Lee

*Department of Internal Medicine
College of Medicine, Yeungnam University
Taegu, Korea*

It has recently become possible to record electrical activity originating from abnormally conducting myocardium from the body surface with high-gain amplification and averaging technique. These signals, which result from delayed ventricular activation(late potentials), have been recorded in patients with documented ventricular tachyarrhythmia. Several electrode lead system for detecting ventricular late potential were introduced. Pyramidal electrode lead system(PLS) is useful. Also interpretation of SAECG in the young could be of value in detecting those at risk for episodic ventricular tachycardia, but suffer from a lack of data in normal young people.

Selection of subjects: For this study, normal healthy young adult volunteers (age: mean 24 years) were recruited from the medical students at Yeungnam University Hospital, Internal Medicine. Twenty fourths male and seventeenth female subjects were selected. All subjects had normal resting ECGs as judged from both the standard 12 channel lead and echocardiography, and none had a history of cardiovascular disease. All subjects were considered to be in good general physical condition.

Signal-averaged electrocardiography: In order to obtain low noise recordings with a small number of averaging cycles, all subject ware asked to relax completely in the supine position. Silver/silver chloride electrodes were attached after the skin was cleaned with alcohol, to constitute classic flank lead system(FLS) and pyramidal lead system(PLS). Signals were recorded and processed using a commercially available microprocessor-augmented ECG cart(Marquette Electronics, USA) suitable for portable bedside recording.

There was no difference between normal values, determined by FLS and PLS at high pass filtering of 25 Hz and 80 Hz, but significant, difference was found in HFLAD and RMS-40 of 40 Hz ($p<0.05$). These results will provide a basis for interpretations of SAECG, determined

by FLS and PLS in healthy young adults with normal QRS duration.

Key Words : Signal-averaged electrocardiography, Normal young adults