

正常小児における体表面加算平均心電図の年齢による変動

Variance of signal-averaged electrocardiographic parameters with age in normal children

土田 晃
岡 隆治

Akira TSUCHIDA
Ryuji OKA

Summary

The high-frequency components of the surface QRS was analyzed quantitatively in 87 normal infants and children. The subjects were categorized in 4 groups by age; Group A: one day (n=27), Group B: 1-5 years (n=20), Group C: 6-10 years (n=20), Group D: 11-15 years (n=20), and the results were compared among the 4 groups. Signal-averaging and high-pass, bidirectional and digital filtering were used for analysis. The total duration of the QRS, the duration of the low-amplitude signals ($<40 \mu\text{V}$) in the terminal portion of the QRS (U 40), the amplitude of the signals in the QRS (RMS; QRS) and the amplitude of the last 40 msec of the QRS (RMS 40) were measured at high-pass filter frequency settings of 25, 40, 60 and 100 Hz. Statistical analysis was performed with the unpaired t-test. Differences were considered significant if $p < 0.05$. The results were as follows:

1. At all filters, the durations of the QRS and U 40 were longer in the order of Groups $A < B < C < D$, and the amplitude of the RMS; QRS and RM 40 were greater in the order of Groups $D < C < B < A$.

2. There were significant differences in the QRS between the groups at all filters.

3. There were significant differences in U 40 between the groups except between Groups B and C at 25-Hz filter, but at 40-, 60-, 100-Hz filters, there were no significant differences among Groups B, C and D.

4. There were significant differences in RMS; QRS among the groups except between Groups C and D at 25-, 40-, 60-Hz filters, but at 100-Hz filter, there were no significant differences between Groups A and B, and Groups C and D.

5. There were significant differences in RMS 40 among the groups except between Groups C and D at all filters.

In conclusion, the parameters of the signal-averaged electrocardiogram varied with age in normal infants and children. It is necessary to determine the age-dependent normal range of the signal-averaged ECG parameters, since the values of these parameters vary at different filters.

Key words

Signal-averaged electrocardiography Children Aging

旭川医科大学 小児科学教室
旭川市西神楽 4 線 5 号 3-11 (〒078)

Department of Pediatrics, Asahikawa Medical College,
Nishikagura 4-5-3-11, Asahikawa 078

Received for publication June 9, 1990; accepted December 29, 1990 (Ref. No. 37-PS111)

緒 言

体表表面加算平均心電図 (signal-averaged electrocardiography: SAE) では, 信号加算技術を用いて, QRS 終末部における低電位, 高周波数の信号を検出することができる¹⁻³⁾. これらの信号は, 虚血, 壊死, 繊維化など, 一部断片化した心筋組織における遅延した電氣的活動を反映している⁴⁾. また心内膜マッピングにより検出される fragmented electrogram と関連し⁵⁾, 緩徐で不均一な心筋興奮伝播により発生しているといわれている^{6,7)}. そのため, 成人領域においては, 心筋梗塞後や拡張型心筋症などに発生する心室性頻拍症の検出に用いられ, その報告も多いが^{8,9)}, 小児例では報告が少なく¹⁰⁾, 正常値の検討もない. また成人では加齢による変動はないが³⁾, 小児では体表面心電図と同様, 年齢により変化することも考えられるため, 正常小児における年齢別の SAE の各測定値について, 帯域周波数を変化させて検討したので報告する.

対象および方法

対象は心疾患および不整脈を有しない正常小児 87 例 (生後 1 日~15 歳) で, 聴診および安静時標準心電図では異常を認めない例である.

これら 87 例を年齢別に生後 1 日 (A 群: 27 例, 1 ± 0 日, 平均 \pm SD), 1~5 歳 (B 群: 20 例, 3 歳 \pm 11 ヶ月), 6~10 歳 (C 群: 20 例, 7 歳 \pm 11 ヶ月), 11~15 歳 (D 群: 20 例, 13 歳 \pm 10 ヶ月) の 4 群に分けて検討した.

全例 Arrhythmia Research Technology 製の LVP 101 PC を使用し, Simson¹⁾ の方法を用いて SAE を記録した. 体表の信号は, ベクトル心電図の Frank 誘導における X, Y, Z 誘導に相当する三つの双極誘導 (X 誘導: V_6 と V_{6R} , Y 誘導: 第一肋間胸骨右縁と左鎖骨中線肋骨下縁, Z 誘導: V_3 と V_6 , アース: 右鎖骨中線肋骨下縁) を用いて入力, 高感度増幅し, analog filter として 250 Hz の低域通過濾波器 (low-pass filter: パ

ターワース特性) で帯域処理した後, 16 bits, 4,000 samples/sec にて A-D 変換した. このデジタル信号のうち最初の 8 心拍を鋳型として記録し, この 8 心拍の電位の標準偏差の 2 倍以上の偏位を認めるような期外収縮およびノイズの多い心拍を除外し, 正常洞調律の QRS 群の開始前 100 msec から 512 msec にわたって平均加算した. 平均加算回数は 250 回で, コンピューターにより平均処理を行ない, 微妙な非同周期性信号を取り除いてノイズを除去した. ついでこのデータを, QRS の後方に ringing を生じないように, まず QRS 群の始まりから 40 msec まで時間軸に対し順方向に濾波した後, ST 部分から時間軸の方向に同じ時点まで濾波を行なう二方向性フィルターを通して, 25 Hz 以上の周波数成分を濾波した高周波心電図を作った. そして各誘導より得られた信号を $\sqrt{X^2+Y^2+Z^2}$ の filtered vector magnitude signal として計算し, 各区間の持続時間および電位の実効値 (root mean square: RMS) を計測した. Filtered QRS の onset および end-point は, ノイズ区間を設定し, 5 msec ほどの区間の平均値がノイズレベルの平均値 + 3 SD となる区間の mid-point より求めた¹⁾. 体動の少ない小児では呼吸運動などによるノイズレベルは $0.6 \mu\text{V}$ 以下であり, 良好な計測が可能であった.

SAE の定量的指標とした計測項目は下記に示す 5 項目で, 各 SAE の計測値について, 各々の群で比較検討した (Fig. 1).

- 1) Filtered QRS の持続時間 (msec): QRS
- 2) Filtered QRS の終末部における $40 \mu\text{V}$ 以下の持続時間 (msec): U 40
- 3) Filtered QRS の電位の実効値 (μV): RMS; QRS
- 4) Filtered QRS の終末部 40 msec の区間の電位の実効値 (μV): RMS 40

これらの各測定値について各々高域通過濾波器 (high-pass filter) を 25 Hz, 40 Hz, 60 Hz, 100 Hz に変化させて検討した. 全ての計測値は

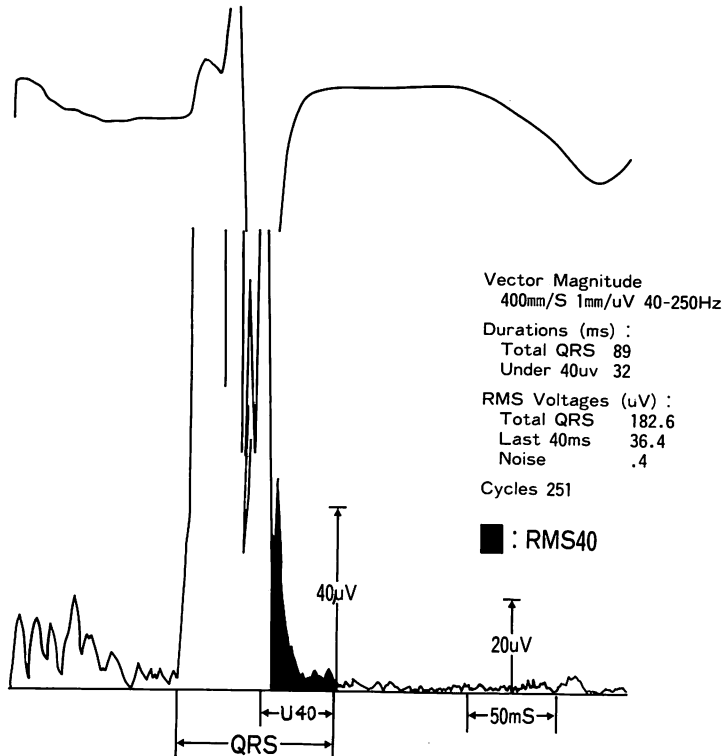


Fig. 1. Method measuring of the signal-averaged electrocardiographic parameters.

The duration of the QRS was measured using computer-selected end-points. The duration of the QRS <math>< 40 \mu V</math> was measured from the point where the terminal QRS falls below

QRS=duration of the filtered QRS; U 40=duration of the low-amplitude signals ($< 40 \mu V</math>) in the terminal portion of the QRS; RMS 40=amplitude of the signals in the last 40 msec of the QRS.$

平均±標準偏差で示した。

統計学的検討は Student's t-test を用い、危険率 5% 以下を有意とした¹¹⁾。

結 果

全周波数において、年齢が長ずるに従い QRS, U 40 は増大し、RMS; QRS, RMS 40 は減少した。

1. 帯域周波数 25~250 Hz (Fig. 2)

QRS は、A 群 58.5 ± 7.1 , B 群 76.5 ± 8.6 , C 群 84.4 ± 9.5 , D 群 94.2 ± 12.6 (msec) と、各群で有意差を認めた。U 40 は A 群 8.2 ± 2.6 , B 群

12.9 ± 5.9 , C 群 16.3 ± 7.8 , D 群 17.5 ± 7.8 (msec) と、B, C 群間および C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた。RMS; QRS は、A 群 746.1 ± 176.0 , B 群 595.0 ± 296.0 , C 群 385.3 ± 189.5 , D 群 284.8 ± 130.8 (μV) と、C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた。RMS 40 は、A 群 699.1 ± 241.4 , B 群 244.3 ± 166.1 , C 群 151.3 ± 72.9 , D 群 126.8 ± 82.3 (μV) と、C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた。

2. 帯域周波数 40~250 Hz (Fig. 3)

QRS は、A 群 58.4 ± 7.7 , B 群 77.4 ± 9.3 , C 群 80.5 ± 8.5 , D 群 90.5 ± 11.6 (msec) と、各群間

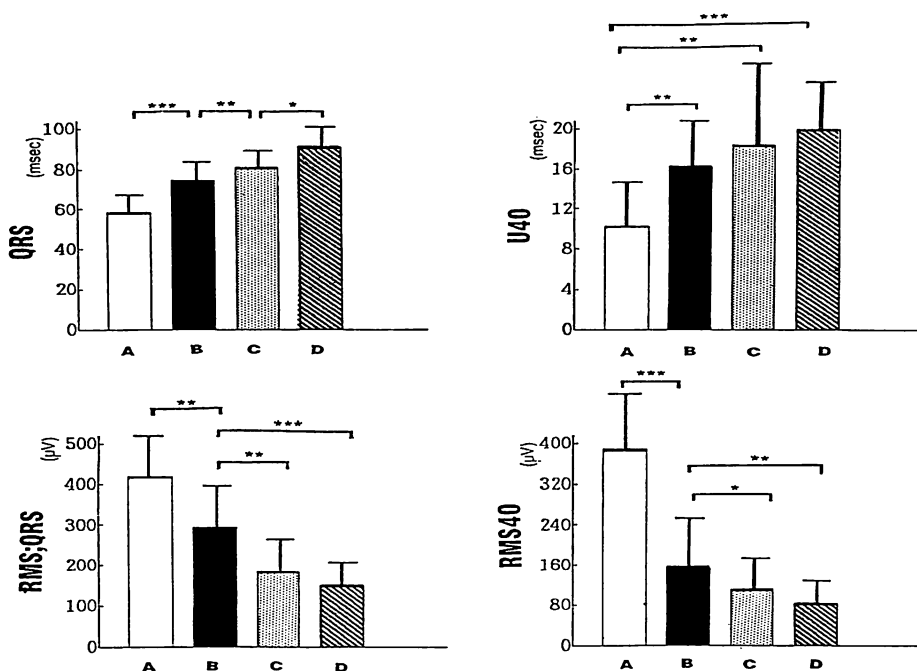


Fig. 2. Comparison of the QRS among groups A, B, C and D at 25-Hz filter.

Values are means±SD.

*, **, ***: $p < 0.05$, $p < 0.01$ and $p < 0.001$, respectively, by analysis of variance.

RMS; QRS=amplitude of the signals in the QRS.

Others: see Fig. 1.

で有意差を認めた. U 40 は, A 群 10.2 ± 4.9 , B 群 16.2 ± 5.5 , C 群 18.2 ± 9.2 , D 群 19.7 ± 5.6 (msec) と, A 群と他の各群間で有意差を認めた. RMS; QRS は, A 群 416.8 ± 118.4 , B 群 290.7 ± 124.9 , C 群 184.7 ± 83.9 , D 群 148.9 ± 57.8 (μV) と, C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた. RMS 40 は, A 群 382.0 ± 142.9 , B 群 153.3 ± 99.8 , C 群 107.1 ± 61.1 , D 群 83.1 ± 49.2 (μV) と, C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた.

3. 帯域周波数 60~250 Hz (Fig. 4)

QRS は, A 群 55.9 ± 6.1 , B 群 72.0 ± 9.3 , C 群 79.4 ± 8.4 , D 群 89.4 ± 10.8 (msec) と, 各群間で有意差を認めた. U 40 は, A 群 12.9 ± 4.6 , B 群 18.8 ± 6.0 , C 群 22.1 ± 4.0 , D 群 22.1 ± 6.3 (msec) と, A 群と他の各群間で有意差を認めた. RMS; QRS は, A 群 196.6 ± 68.8 , B 群 147.4 ± 56.4 ,

群で 98.9 ± 29.3 , D 群 83.5 ± 28.7 (μV) と, C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた. RMS 40 は A 群 244.7 ± 203.7 , B 群 111.2 ± 69.9 , C 群 70.6 ± 34.1 , D 群 56.3 ± 29.1 と, C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めた.

4. 帯域周波数 100~250 Hz (Fig. 5)

QRS は, A 群 54.8 ± 5.6 , B 群 69.7 ± 8.6 , C 群 76.8 ± 8.6 , D 群 86.8 ± 9.9 (msec) と, C, D 群間を除く各群間で有意差を認めた. U 40 は, A 群 16.0 ± 4.5 , B 群 26.4 ± 7.3 , C 群 28.5 ± 8.7 , D 群 30.7 ± 6.9 (msec) と, A, C 群間, A, D 群間, B, D 群間で有意差を認めた. RMS; QRS は, A 群 75.7 ± 42.8 , B 群 62.2 ± 22.1 , C 群 45.2 ± 12.1 , D 群 42.7 ± 13.5 (μV) と, A, C 群間, A, D 群間, B, C 群間, B, D 群間で有意差を認めた. RMS 40 は, A 群 83.2 ± 49.6 , B 群 $59.6 \pm$

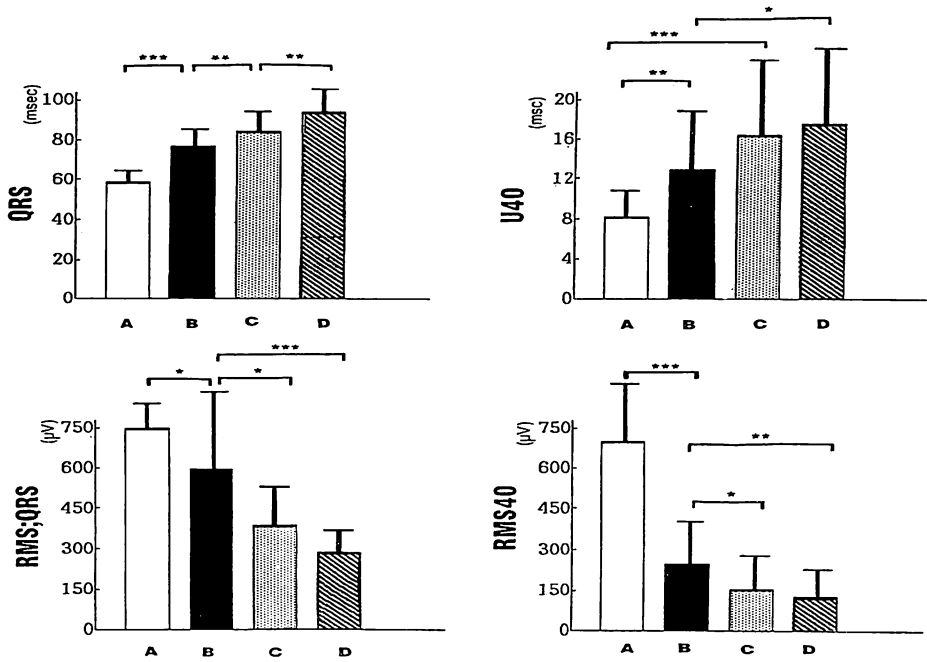


Fig. 3. Comparison of the QRS among groups A, B, C and D at 40-Hz filter. Abbreviations and details as in Figs. 1 & 2.

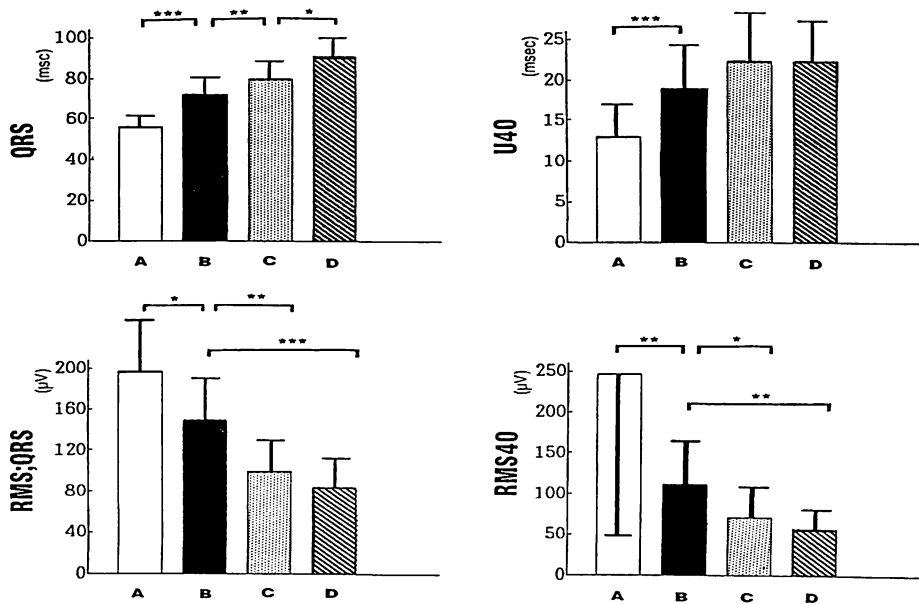


Fig. 4. Comparison of the QRS among groups A, B, C and D at 60-Hz filter. Abbreviations and details as in Figs. 1 & 2.

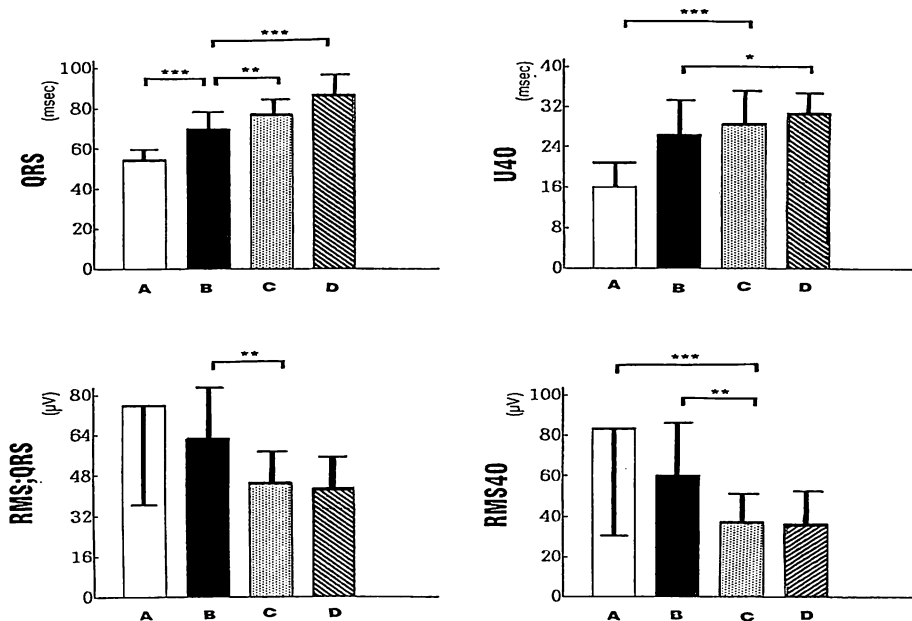


Fig. 5. Comparison of the QRS among groups A, B, C and D at 100-Hz filter. Abbreviations and details as in Figs. 1 & 2.

26.6, C 群 37.5 ± 12.8 , D 群 $36.1 \pm 19.3 (\mu V)$ と A, C 群間, A, D 群間, B, C 群間, B, D 群間で有意差を認めた.

小児では, 年齢とともに体格も大きくなることから, 年齢のほか, 体格を反映する体表面積について, 各 SAE の計測値と有意の相関があるか否かを検討した (Table 1). その結果, 年齢と各 SAE の計測値との間には, 60~250 Hz の U 40 と 100~250 Hz の QRS を除いた他のすべての項目において, QRS, U 40 などの間隔は有意な正相関を, QRS; RMS, RMS 40 などの電位の実効値は有意な負相関を示した. これに対し, 体表面積と各 SAE の計測値との間には, QRS や U 40 ではほとんど有意の相関は認めず, QRS; RMS, RMS 40 などの電位の実効値で有意な相関を認めた. さらに帯域周波数別では, 25~250 Hz, 40~250 Hz の方が, 60~250 Hz, 100~250 Hz に比し相関係数が良好であった.

考 察

1978年, Berbari ら¹²⁾は平均加算法を用い, 初めて実験的に遅延電位の非観血的検出に成功した. さらに Simson¹⁾, Rozanski ら²⁾が各々平均加算法により, 遅延電位を QRS 後方の低電位高周波信号として検出し, 以来, 心室の高周波微小電位が測定可能であることから⁴⁾, SAE は成人領域では心筋梗塞後の心室性頻拍の検出や, 心筋障害の程度を表わす指標として用いられている^{3,7,9)}. 通常これらの微小電位を記録するためには, 1) 静電, 交流成分, 2) 筋電位, 3) システムノイズなどの混入が問題となるが, SAE のような信号加算技術を用いることによりランダムノイズを減少させ, 10~20 μV のノイズレベルを 1 μV 以下にすることが可能となる. 今回の我々の検討でも, 全例でノイズレベルが 0.6 μV 以下と良好な測定が可能であった. Berbari ら¹²⁾のシステムでは, filtering に伴って, QRS の後方

Table 1. Coefficients of correlations between age, body surface area and parameters of the signal-averaged electrocardiogram

Parameters	Age	Body surface area
25-250 Hz		
QRS	0.8322***	-0.4109
U 40	0.4997***	0.0972
RMS; QRS	-0.6672***	-0.8186***
RMS 40	-0.7168***	-0.6445***
40-250 Hz		
QRS	0.6614***	-0.3173**
U 40	0.4349***	0.0277
RMS; QRS	-0.6279***	-0.7625***
RMS 40	-0.7021***	-0.6366***
60-250 Hz		
QRS	0.2210*	-0.2606*
U 40	0.1756	-0.1064
RMS; QRS	-0.6807***	-0.7612***
RMS 40	-0.5080***	-0.4810***
100-250 Hz		
QRS	0.2103	-0.0393
U 40	0.2242*	0.0077
RMS; QRS	-0.6276***	-0.9811***
RMS 40	-0.5158***	-0.7060***

Abbreviations as in Figs. 1 & 2

*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$.

に ringing と呼ばれるアーチファクトが生じ測定が困難な場合がある。Simson¹⁾の方法では二方向性フィルターを使用して ringing が生じないようにし、なおかつ vector magnitude を用いて方向性の影響をなくしているという利点がある。このため、心電図上の ST 成分や T 波の低周波成分を除去することができ、QRS 終末部の微小電位の検出が容易となった。

電気生理学的には、心室性頻拍などの malignant ventricular arrhythmia の発生機序にリエントリーが考えられている^{6,13)}。このリエントリーの形成条件として、unidirectional block と slow conduction および興奮前面における不応期の解除が必要であり、このような条件は、心筋梗

塞、心筋症などのように、心筋になんらかの障害が発生して形成されるものと考えられている¹³⁾。このような病理学的変化を有する組織には、伝導遅延として、通常の QRS を越え ST 部分まで持続する微少な fragmented electrogram が認められ、遅延電位と呼ばれている¹⁻³⁾。今回の我々の検討では、正常小児 87 例で、Simson¹⁾の基準による心室遅延電位を認めた症例はなかった。これは正常小児ではリエントリー性の心室性頻拍を出現させ得るほどの局所的伝導遅延を起こす心筋障害が存在しないことを意味し、成人の健常者例の報告と同様であった^{14,15)}。

以上のごとく、正常小児では心室遅延電位は存在しなかったが、今回の心室遅延電位の検出に適用された Simson¹⁾の基準は、成人の正常例と心筋梗塞例での検討であるため、これをそのまま小児に適用することには問題があると思われる。標準 12 誘導心電図でも、成人と小児とでは計測値に大きな相違がある。その上、小児に限っても、新生児から乳児、幼児、学童と年齢が進むに従い、心電図¹⁶⁾やベクトル心電図¹⁷⁾の各計測値は次第に変化する。そのため小児の心電図を判読するにあたっては、年齢による因子を考慮しなければならない。

本研究においても同様に、SAE にも ECG と同じく年齢による変化があるか否かを検討した。新生児から学童にいたる正常小児において年齢による変化が認められた。すなわち、QRS, U 40 などの時間間隔は年齢が進むに従い延長し、逆に RMS; QRS, RMS 40 などの電位の実効値は減少した。心電図においても PQ 間隔, QRS 幅は年齢が進むに従い延長することから¹⁷⁾、これらには加齢による変化や体格による変化が影響しているものと考えられた。そこで年齢および体格を反映する体表面積の二つの項目について、SAE の各計測値との相関関係を検討したところ、年齢は時間間隔と電位の実効値の両者に有意の相関を認めたが、体表面積は電位の実効値には有意の相関を有するものの、時間間隔にはほとんど相関しな

かった。各測定値の時間間隔は、心臓の大きさと刺激伝導系の伝導速度の二つの因子が関与しているが、電位の実効値は心臓から胸壁などの体表面への距離も関係していると思われる。今回の我々の検討で、QRS, U 40 などの時間間隔が年齢に対してより有意の相関を認めたことは、加齢による刺激伝導系の伝導速度の変化や、心室の脱分極の不均一性の関与によるものと思われた。一方、RMS; QRS や RMS 40 などの電位の実効値は年齢、体表面積の両者に有意の相関を示し、特に体表面積の方においてより良い相関があった。このことは、体格による心臓の大きさおよび心臓と体表面積との距離などの因子が、電位の実効値に密接に関与していることを推察させる。

SAE の値が各帯域周波数により変化することは、正常心筋においても、発生している電位の周波数が、ある周波数帯域に偏在しているためと考えられる。Simson¹⁾ のいうように、high-pass filter は心筋脱分極に起電された比較的高周波数の成分を強調し、低周波成分を最少化する。また、心室遅延電位などの傷害された細胞の電位は高周波成分の微少な fragmented potential であり、他の正常心筋の電位はこれより比較的低周波であるとも報告している。Denes ら³⁾ は 25~250 Hz よりも 40~250 Hz の filter 使用時の方が、心室性頻拍の有無をよりよく鑑別できるとしている。今回の我々の検討では、high-pass filter を 25 Hz から 40 Hz, 60 Hz, 100 Hz と変化させるに従い、各測定値と年齢および体表面積との相関は悪くなることから、正常小児においては high-pass filter を 25 Hz ないし 40 Hz で測定した方が、年齢による変化をより鋭敏に捉えることができるものと思われる。しかしながら filter の設定値により vector magnitude にかかりの差が認められるとする報告も多く¹⁸⁾、正常心筋および障害心筋の電位の周波数特性については、今後さらに検討を要すると思われる。

結 語

正常小児においては、年齢により SAE の各測定値が変動し、年齢が長ずるに従い QRS, U 40 は増大し、各 RMS は減少した。このため小児では成人と異なり、年齢別に SAE の正常値を設定する必要があると思われる。また、この値は帯域周波数により変化し、25 Hz, 40 Hz では有意差を認める項目が多く、今後さらに検討が必要であると思われる。

要 約

1. 正常小児における体表面加算平均心電図 (SAE) の各計測値について、年齢別および帯域周波数別に検討した。

2. 対象は心疾患および不整脈を有しない正常小児 87 例 (生後 1 日~15 歳) で、年齢別に生後 1 日 (A 群: 27 例), 1~5 歳 (B 群: 20 例), 6~10 歳 (C 群: 20 例), 11~15 歳 (D 群: 20 例) の 4 群に分け、各々の群の SAE の計測値 (QRS の持続時間: QRS, 40 μ V 以下の電位の持続時間: U 40, QRS の電位の実効値: RMS; QRS, QRS 終末部 40 msec の電位の実効値: RMS 40) を比較検討した。SAE は ART 製の LVP 101 PC を用い、Simson の方法で記録した。Low-pass filter は 250 Hz, high-pass filter は 25 Hz, 40 Hz, 100 Hz に変更して検討した。

3. 全周波数帯域において年齢が長ずるに従い、QRS, U 40 は増大し、RMS; QRS, RMS 40 は減少した。

4. QRS は全ての周波数帯域において各群間で有意差を認めた。U 40 も 25 Hz で B, C 群間を除いた各群間で有意差を認めたが、40 Hz, 60 Hz, 100 Hz では有意差を認める群は少なくなった。RMS; QRS では 25 Hz, 40 Hz, 60 Hz において C, D 群間を除いた各群間で有意差を認めるものの、帯域周波数が 100 Hz では有意差を認める群が少なくなった。RMS 40 では全ての帯域周波数において C, D 群間を除いた各群間

で有意差を認めた。

以上より正常小児においては年齢により SAE の計測値が異なるため、成人と異なった年齢別の正常値を設定する必要がある。またこの値は帯域周波数により変化し、25 Hz, 40 Hz で有意差を認める項目が多かった。

文 献

- 1) Simson MB: Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* **64**: 235-242, 1981
- 2) Rozanski JJ, Mortara D, Myerburg RJ, Castellanos A: Body surface detection of delayed depolarizations in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm. *Circulation* **63**: 1172-1178, 1981
- 3) Denes P, Santarelli P, Hauser RG, Uretz EF: Quantitative analysis of the high-frequency components of the terminal portion of the body surface QRS in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia. *Circulation* **67**: 1129-1138, 1983
- 4) Josephson ME, Horowitz LN, Farshidi A: Continuous local electrical activity: A mechanism of recurrent ventricular tachycardia. *Circulation* **57**: 659-665, 1978
- 5) Boineau JP, Cox JL: Slow ventricular activation in acute myocardial infarction: A source of re-entrant premature ventricular contractions. *Circulation* **47**: 702-713, 1973
- 6) El-Sherif N, Sherlag BJ, Lazzara R, Hope RR: Re-entrant ventricular arrhythmias in the late myocardial infarction period: 1. Conduction characteristics in the infarction zone. *Circulation* **55**: 686-702, 1977
- 7) Simson MB, Untereker WJ, Spielman SR, Horowitz LN, Marcus NH, Falcone RA, Harken AH, Josephson ME: Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* **51**: 105-112, 1983
- 8) El-Sherif N, Mehra R, Gough WB, Zeiler RH: Ventricular activation patterns of spontaneous and induced ventricular rhythms in canine one-day-old myocardial infarction: Evidence for focal and reentrant mechanisms. *Circ Res* **51**: 152-166, 1982
- 9) Breithaedt G, Becker R, Seipel L, Abendroth R-R, Ostermeyer J: Noninvasive detection of late potentials in man: A new marker for ventricular tachycardia. *Eur Heart J* **2**: 1-11, 1981
- 10) Ward DE, Makinen L, Jones S, Carter S, Shinebourne E: Signal averaged electrocardiography in infants and children with congenital heart disease. *Int J Cardiol* **6**: 699-706, 1984
- 11) Snedecor GW, Cochran WG: *Statistical Methods*. The Iowa University Press, Iowa, 1967
- 12) Berbari EJ, Lazzara R, Samet P, Scherlag BJ: Noninvasive technique for detection of electrical activity during the P-R segment. *Circulation* **48**: 1005-1013, 1973
- 13) Zipes DP: Electrophysiological mechanisms involved in ventricular fibrillation. *Circulation* **51** (Suppl): III-120-III-130, 1975
- 14) Zimmermann M, Adamec R, Simonin P, Richez J: Prognostic significance of ventricular rate potentials in coronary artery disease. *Am Heart J* **109**: 725-732, 1985
- 15) Ozawa Y, Yakubo S, Tanigawa N, Nagasawa M, Kojima R, Jinno K, Hibiya K, Watanabe I, Saito T, Saito S, Hatano M: The clinical evaluation of the late potentials in patients with ventricular arrhythmias. *Jpn Circ J* **51**: 230-241, 1987
- 16) Oshima M, Okuni M, Saito Y, Tsuda J, Okuyama K, Iijima M, Kurumada T, Matsuo M: Studies on the normal electrocardiogram in infancy and childhood: On the value of waves and time intervals of the ECG on healthy infants. *J Jpn Pediatr Soci* **66**: 665-669, 1962
- 17) Yoshitake K: Normal vectorcardiographic parameters in infants and children. *Jpn Heart J* **26**: 305-317, 1985
- 18) Buckingham TA, Thessen CC, Stevens LL, Redd RM, Kennedy HL: Effect of conduction defects on the signal-averaged electrocardiographic determination of late potentials. *Am J Cardiol* **61**: 1265-1271, 1988