Subtraction 法を用いた QRS 区間内の微小高周波成分検出とそれによる心室内伝導障害例の検討

南家俊彦*

QRS 区間内の微小高周波成分を検出し、その経時的な形態変化から心室内興奮伝播様式の解析を行った。検出には時間情報の歪みが小さく、濾波特性の変更が容易な subtraction 法を用い最適な濾波特性を求めた。対象は健常例(N 群)、右、左脚ブロック例(R, L 群)、右、左脚ブロック型心室期外収縮例(VR, VL 群)とした。N 群は初期低振幅、中期高振幅、後期低振幅の3成分を形成した。R 群はN群より中期の振幅は低く、後期の持続時間は延長した。L 群は中、後期の分離は不明瞭で、持続時間は著明に延長し振幅は低値を示した。VR, VL 群は初期の持続時間は延長し振幅は低値を示した。以上より伝導系を介する興奮は持続時間は短く、電位変動が大で高周波成分を多く含んでいた。伝導障害、興奮発生・進行の異常による心室筋内伝導の場合は持続時間は延長し、電位変動が小さいと考えられた。本研究により心室内興奮伝播様式の鑑別が可能と考えられた。

(心電図13: No. 3, 301~311, 1993)

I. はじめに

通常の心電図記録法では検出不可能であった高周波成分の存在が、1930年 Reid と Caldwell¹⁾により初めて報告された。さらに高周波成分の notch や slur の数は種々の心

疾患において増加することも知られてきた^{2)~5)}。また Goldberger ら⁶⁾はコンピュータ処理により高周波成分の波高の解析を可能とした。しかし、従来用いられた帯域フィルタの多くは、QRS 区間内の高周波成分に比べ低周波成分が高振幅を有するため、低周波成分を十分に減衰させ、高周波成分を解析することは困難であった。そのため QRS 区間から遅延する部分の微小高周波成分を心室遅延電位(late potential, 以下 LP)として記録し⁷⁾、臨床的評価に役立てることが行われた^{8)~11)}。一方、QRS 区間内にも心室頻拍、心筋虚血と関連する微小高周波成分の存在が知られるようになり^{8),12)}、QRS 区間内の微小高周波成分

Key Words ● subtraction method
● high frequency ECG
● intraventricular conduction disturbance
● premature ventricular contraction

* 聖マリアンナ医科大学第2内科
(〒216 川崎市宮前区菅生 2-16-1)

A study on detecting high frequency components of QRS complex by subtraction method and its application for intraventricular conduction disturbance
Toshihiko Nanke

1992年11月11日 原稿受領/1993年4月20日 掲載承認

の検討も盛んに試みられるようになってきた^{13),14)}。

本研究では、時間情報の把握が可能で歪みが少なく、濾波特性の変更が容易なデジタルフィルタである subtraction 法¹⁵⁾を用い、QRS 区間内の微小高周波成分の検出に最適な濾波特性を求めた。それにより得られた微小高周波成分の経時的な形態変化を健常例、脚ブロック例、心室期外収縮例で比較検討し、心室内興奮伝播様式の解析を行ったので報告する。

II. 対象および原理、装置、方法

1. 対象

対象は明らかな基礎心疾患を有さない、健常者(N 群)17例(25~32歳, 平均27.6歳), 完全右脚ブロック(R 群)16例(35~82歳, 平均68.8歳), 完全左脚ブロック(L 群)11例(50~92歳, 平均63.4歳), 右脚ブロック型心室期外収縮(VR 群)4例(47~79歳, 平均62.3歳), および左脚ブロック型心室期外収縮(VL 群)6例(44~71歳, 平均52.5歳)の計54例とした。

2. 本研究における信号処理法の原理

Subtraction 法は、原信号から低周波成分を除去し、微小高周波成分を検出する一種のデジタルフィルタである。以下に原理を記す。(1)デジタル化された原心電信号[A]から、(2)原心電信号の移動平均による smoothing から得た低周波成分[B]を除去し、(3)微小高周波成分である subtracted ECG[C]を得る。Subtraction 法は smoothing のポイント数とその回数, subtraction の回数により低域遮断特性を変化させること、さらに subtraction 処理後の smoothing 操作により高域遮断特性を変化させることが可能で、容易に総合周波数特性を変更し得る。また, subtracted ECG の陰性部分を陽転化し、マグニチュード表示[D]を行った(図1)。

3. 装置および方法

誘導はZ軸双極誘導で、電極の配置は左側

〔A〕 Original ECG

〔B〕 Smoothed ECG

〔C〕 Subtracted ECG

〔D〕 Magnitude display of subtracted ECG

図1 Subtraction 法の処理原理

第5肋間鎖骨中線上とその背部の対称点とした。電極の装着に関してはスキנקリーナにて皮膚面の処理を十分に行い、電極皮膚接着面に由来する雑音が最小となるようにした。導出した心電信号を、フクダ電子社製生体電気信号用プリアンプ LA-804(時定数3秒, 高域遮断なしの状態に設定)で4,000倍に増幅した。この信号を12bit の A/D 変換器を有する Nicolet 社製デジタルオシロスコープ310B にてサンプリング頻度5 kHz で A/D 変換し、フロッピーディスクに記録した。これを Hewlett-Packard 社製ベクトラ D コンピュータシステムを用い、Wave form BASIC で subtraction 処理を行い、XY プロッタにより記録し検討を行った(図2)。

今回の目的に適した濾波特性を求めるため、次の各種の処理を行った。低域遮断特性を変化させるため smoothing の回数1, 5, 10, 20, 40, 80回, subtraction の回数を2, 5, 10回, 高域遮断特性を変化させるため処理後

図2 記録・解析装置

の smoothing を 1, 2, 5 回として総合周波数特性をさまざまに変更させて subtraction 処理を行った。その際の濾波特性については次の方法より求めた。濾波特性は subtraction 処理後の心電信号と原心電信号を高速フーリエ変換 (FFT) により処理し、前者と後者の比 (演算処理) をとることにより求めた。原理的に、求める濾波特性の周波数範囲内の信号成分が連続的に含まれていれば、周波数成分の強度分布は一樣でなくても各周波数成分の強度比を求めることにより、相対的に各周波数成分の伝達比を求めることができる。したがって、原心電信号の各周波数成分の強度が一定でなくても相対的な強度比から濾波特性が求められた。

Subtracted ECG は 1 波形でも解析可能であるが、artifact の混入を避け、雑音を減弱させるため、5 波形の少数回加算を行い、雑音レベルを $1 \sim 2 \mu\text{V}$ 以下とした。得られた処理波形の平均雑音レベルの 2 倍以上を信号成分とし、時系列により、以下の初期、中期、後期の三つの成分に分類して比較検討を行った。分類には artifact の影響も考慮し、同一周波数成分の集合性 (grouping) をもつものとした。中期成分の始点と終末点は、視覚的に明らかに振幅の大きい成分を中期成分とし、その前後が基線に戻る点、またはその波形の変曲点とした。このように定義すると初期成

分は始点から最初のピークを形成する成分、中期成分はこれに続き、明らかに振幅の大きい中期のピークを形成する成分、後期成分は中期に続き現われる、振幅の小さい後期のピークを形成する成分とした。ただし L, VL 群では、中期、後期の分離が不明瞭であるため、中・後期成分とした。

計測項目はマグニチュード波形について、各成分の最大振幅、持続時間、平均電位とした。なお、測定値は平均値 $\pm$ 標準偏差 (mean $\pm$ SD) で示し、統計学的処理は各群間の平均値の比較に、まず一元配置分散分析を用い平均値内に有意差が存在することを確認し、その後 Duncan の多重比較法を用いて行った。 $p < 0.05$ を有意差ありとした。

III. 結 果

1. QRS 区間内の微小高周波成分の検出に適した濾波特性

伝導系を介する場合と介さない場合の興奮伝播様式の差が、最も明瞭であった濾波特性は smoothing (5 点の移動平均) を 80 回, subtraction を 2 回, 処理後の smoothing を 1 回行った処理であった。その subtraction 処理により得られた濾波特性を図 3 に示した。ピーク値は 200Hz, 低域遮断特性は $f_{c1} = 120\text{Hz}$ (-3dB), この付近の傾斜は -18dB/oct で、60Hz 以下は -20dB/oct であった。高域遮断

図3 QRS 区間内の微小高周波成分の検出に用いた濾波特性

特性は $f_{ch}=300\text{Hz}(-3\text{dB})$ ，この付近の傾斜は -10dB/oct であった。

2. 各臨床例の処理波形による比較

各症例の原波形と subtraction 処理後の波形を代表例について図4～図8に示す。

図4 健常例(28歳, 男性)

上段: Subtracted ECG

下段: Magnitude display of subtracted ECG

図5 完全右脚ブロック例(79歳, 男性)

上段: Subtracted ECG

下段: Magnitude display of subtracted ECG

図6 完全左脚ブロック例(75歳, 男性)

上段: Subtracted ECG

下段: Magnitude display of subtracted ECG

各症例の上段は subtraction 処理によって得られた subtracted ECG, 下段は陰性部分を陽転化したマグニチュード表示である。

(1) 健常例(図4, 28歳, 男性)

初期低振幅, 中期高振幅, 後期低振幅の3成分を形成した。

(2) 完全右脚ブロック例(図5, 79歳, 男性)

初期成分は健常例と類似していたが, 中期成分の振幅は低く, 後期成分の持続時間は延長した。

(3) 完全左脚ブロック例(図6, 75歳, 男性)

中期と後期成分の分離が明らかでなく, この両者をまとめて中・後期成分とした。中・後期成分の持続時間は健常例, 右脚ブロック例の中期と後期成分を加えたものより明らかに延長し, 振幅はそれらの中期成分と比べ著明な低値を示した。

(4) 右脚ブロック型心室期外収縮例(図7, 79歳, 女性)

図7 右脚ブロック型心室期外収縮例(79歳, 女性)

上段: Subtracted ECG

下段: Magnitude display of subtracted ECG

初期成分は健常例, 右脚ブロック例と比べ持続時間の著明な延長と振幅の低値を示した。中期成分は左脚ブロック例, 左脚ブロック型心室期外収縮例と比べ振幅は明らかな高値を示し, 右脚ブロック例と類似した。

(5) 左脚ブロック型心室期外収縮例(図8, 48歳, 男性)

初期成分は健常例, 左脚ブロック例と比べ持続時間の著明な延長と振幅の低値を示した。中期と後期成分の分離が明らかでなく, この両者をまとめて中・後期成分とした。中・後期成分の振幅は健常例, 右脚ブロック例, 右脚ブロック型心室期外収縮例の中期成分と比べ著明な低値を示し, 完全左脚ブロック例と類似した。

3. 各群における成分ごとの比較

(1) 各成分の最大振幅

各成分の最大振幅を図9に示す。

初期成分は N 群 $16.3 \pm 6.8 \mu V$, R 群は

図8 左脚ブロック型心室期外収縮例(48歳, 男性)
上段: Subtracted ECG
下段: Magnitude display of subtracted ECG

13.5±6.0μV, L群は11.6±7.1μV, VR群は9.6±3.5μVであった。VL群の8.0±3.8μV

は, N群と比べて明らかな低値を示した($p < 0.01$)。中期成分は, N群の $93.4 \pm 56.8 \mu V$ に比べ, R群は $62.2 \pm 24.8 \mu V$ と低値($p < 0.05$), L群の中・後期成分は $17.1 \pm 8.2 \mu V$ と著明な低値を示した($p < 0.01$)。後期成分は, N群 $11.8 \pm 7.2 \mu V$, R群 $11.9 \pm 8.5 \mu V$ と有意差を認めなかった。

(2) 各成分の持続時間

各成分の持続時間を図10に示す。

初期成分はN群 $30.0 \pm 4.8 \text{ msec}$, R群 $30.3 \pm 4.3 \text{ msec}$, L群 $33.9 \pm 7.5 \text{ msec}$ と有意差を認めなかったが, VR群は $73.0 \pm 4.9 \text{ msec}$, VL群は $59.2 \pm 14.5 \text{ msec}$ と, N群, R群, L群と比べ延長した($p < 0.05$)。中期成分は, N群 $31.8 \pm 3.4 \text{ msec}$, R群 $34.3 \pm 5.2 \text{ msec}$ で有意差を認めなかった。後期成分はN群 $32.0 \pm 7.2 \text{ msec}$ に比べ, R群は $51.7 \pm 17.8 \text{ msec}$ と延長し($p < 0.01$), L群の中・後期成分は $117.5 \pm 24.1 \text{ msec}$ とN群, R群の中期および後期成分を合わせたものと比べて著明に延長した($p < 0.01$)。

(3) 各成分の平均電位

各成分の平均電位を図11に示す。

初期成分はN群 $4.5 \pm 1.5 \mu V$, R群 4.3 ± 1.4

図9 最大振幅

図10 持続時間

図11 平均電位

μV , L群 $3.4 \pm 1.3 \mu V$ で, VR群の $1.1 \pm 0.7 \mu V$, VL群の $1.9 \pm 0.7 \mu V$ は, N群, R群, L群に比べ著明な低値を示した($p < 0.01$). 中期成分は, N群の $26.8 \pm 15.3 \mu V$ に比べ, R群は $18.9 \pm 8.5 \mu V$ と低値($p < 0.05$), L群の中・後期成分は $3.4 \pm 1.6 \mu V$ と著明な低値を示した($p < 0.01$). 後期成分はN群 $4.0 \pm 1.4 \mu V$, R群 $3.9 \pm 1.4 \mu V$ と有意差を認めなかった.

IV. 考 察

通常の心電図法では $50 \mu V$ 以下の心電信号は雑音に覆われて検出できず, また熱ペン式心電計ではせいぜい100Hzまでの周波数成分しか記録できない。しかし, 心電信号の詳細な検討により, 検出困難であった微小高周波成分が, 心電信号中に存在することが確認できるようになった^{1)~5)}。近年, その一部はLPとして検出され⁷⁾, 心室頻拍との関連性が注目され臨床的に評価されている^{8)~11)}。LP

はQRS区間の終末点を越えて存在する微小高周波成分であるが、QRS区間内にも心室頻拍や心筋虚血と関連する微小高周波成分の存在が知られるようになり^{8),12)}、現在、QRS区間内についても微小高周波成分の検討が試みられるようになってきた^{13),14)}。

臨床的な心電信号中の高周波成分(high frequency components)の検討は、Langnerら²⁾⁻⁵⁾によりオシロスコープを用いて行われ、高周波成分のnotchやslurは冠動脈疾患で増加することが報告された。そのほか、高周波成分の変化を観察する手法として、心電図の微分波形を記録して基線との交点の数を数える方法¹⁶⁾、power spectrumを用いる方法¹⁷⁾、高周波成分の波高を求める方法⁶⁾などが知られている。しかし、notchやslurの検討、上記の微分波形の検討では高周波成分の波高の計測、power spectrumを用いる方法では時間情報の把握が困難である。一方、波高を求める方法では平均加算法による時相ずれ、濾波に伴う過渡現象の影響により、高周波成分が形態的に歪む可能性がある。そこで著者は、心室内の経時的な興奮様式を解析するために、伝導系を介する興奮と伝導系を介さない心室筋内伝導の興奮様式の差が、特徴的な形態変化の差として記録されるような濾波特性を求めることとした。

LPについては周波数帯域が120Hz以下¹⁸⁾、または60~120Hzにピークが存在する¹⁹⁾といわれ、研究者によりhigh pass filterの遮断周波数を25~100Hz、low pass filterの遮断周波数を250~300Hzと種々の濾波特性を設定している^{9)-11),20),21)}。しかし、心室内興奮伝播様式を検討するための適切な濾波特性については、いまだ一致した見解は得られていない。そのために著者は時間情報の歪みが小さく、濾波特性の変更が容易なデジタルフィルタの一種であるsubtraction法を用い、特性を種々に変更し、最適とみなされる濾波特性を求めた。その際の具体的な処理過程については方法に記載した。

測定装置の理論上の分解能は $0.61\mu\text{V}$ であった。今回のsubtraction処理による実際の過渡現象は、健常者17例のsubtracted ECGと原波形のQRS終末点を比較した結果、1.9~11.9msec、平均 $4.1\pm 2.7\text{msec}$ であり、QRS内部の解析への影響は少なかった。

誘導法は比較検討の結果、心電信号の誘導効率が最も高く、心室内興奮伝播様式の鑑別に最も適したZ軸誘導のデータを用いた。

QRS区間内の微小高周波成分の経時的変化を解析するにあたっては心室内興奮伝播過程の理解が必要となる。この点については、動物実験によるScherとYoung²²⁾の検討や、心疾患の既往のない脳死患者の心外膜面および心室壁内に多数の電極をおいて検討したDurrerら²³⁾の報告がある。これらの報告と本研究の健常例における初期、中期、後期成分を経時的に比較すると、QRS波初期の約30msecは、左室心内膜側のほぼ全域、右室の乳頭筋基部、中隔面の興奮であり、これは初期成分に相当し、その後の約30msecは左右両室の心内膜から、心外膜面への興奮の到達(epicardial breakthrough)であり、これが中期成分に相当する。その後は、epicardial breakthroughの部分から心室壁に対してほぼ接線方向に広がり、左右両室の後基部、肺動脈円錐部が興奮する。この心筋興奮の反映が後期成分に相当すると考えられた。

N群は、刺激伝導系による左右心室筋の速やかな興奮が同時多発的に起こるため、全期で持続時間の短縮、振幅の高値を示したものと考えられた。

症例の選択にあたっては心室期外収縮に関して以下を考慮した。心室期外収縮の発生は特殊心筋から起こると一般的に考えられているが、刺激伝導系の終末部であるPurkinje線維は心室壁に広汎に入りこんでいるため、心室壁のどの部分からでも生じうる。したがって、刺激発生部位が心内膜側か、心外膜側かによってもVR群、VL群の初期成分の持続時間、振幅は異なってくると考えられる。阿

久津²⁴⁾は、標準12誘導法で心外膜下筋層刺激時には、QRS波形の初期部分が緩やかで Δ 波を示すと報告している。そのため、今回の心室期外収縮の症例は、心室筋内伝導をより反映する例を対象とするため、心外膜側を発生部位とすると考えられる Δ 波を有する症例を選び記録した。また心室期外収縮の心室内興奮伝播過程に関しては体表面心臓電位図を用いて検討した山田ら²⁵⁾の報告があり、本研究で得られた微小高周波成分と経時的に比較した。その結果、VR群は、容量の大きな左室のフォーカスより発生した興奮が緩徐に心室筋内伝導をするため、初期成分の持続時間の延長、振幅の低値を示したものと考えられた。VL群は、容量の小さな右室のフォーカスより発生した興奮が緩徐に心室筋内伝導をするため、初期成分の持続時間の軽度の延長、振幅の低値を示したものと考えられた。

脚ブロックの心室内興奮伝播過程に関してはTaccardiら²⁶⁾、山田ら²⁷⁾の報告があり、本研究で得られた微小高周波成分と経時的に比較した。その結果、R群の中期成分は容量の大きな左室において刺激伝導系を介して、比較的速やかにかつ多方向へ興奮が起るため、N群に準ずる振幅の高値を示した。R群の後期成分は、右室の心室筋内伝導を反映するため、緩徐な興奮の進行となり、VR、VL群の初期成分と近似し持続時間の延長、振幅の低値を示したものと考えられた。L群の中・後期成分は、容量の大きな左室が、刺激伝導系を介さずに心室筋内伝導をすることにより、緩徐かつ一様な興奮の進行を示すため、VR、VL群の初期成分、R群の後期成分と近似し、持続時間の著明な延長、振幅の低値を示したものと考えられた。

以上をまとめると、正常な刺激伝導系を介する心室筋の興奮は同時多発、多方向への興奮進行となるため、持続時間は短く、高周波成分を多く含み、電位変動が大であると考えられた。

一方、心室期外収縮における心室筋内伝導

による興奮は、心室壁にそった緩やかな興奮進行となるため、持続時間は延長し、電位変動が小さいものと考えられた。

脚ブロックの波形については、上記の2種の興奮様式の特徴が複合された形として考えられた。

本法によりQRS区間内の微小高周波成分を解析し、その性状、持続時間の特徴的所見から心室内興奮伝播様式の診断に役立てることを期待したい。

V. 結 語

QRS区間内の微小高周波成分の検出に適した濾波特性を求めた。それにより得られた微小高周波成分の経時的な形態変化を初期、中期、後期の3成分に分類し、健常例、右・左脚ブロック例、右・左脚ブロック型心室期外収縮例で比較検討し、心室内興奮伝播様式の解析を行った。

(1) 健常例における微小高周波成分は、全期で持続時間は短く、電位変動が大きかった。このことは刺激伝導系を介する心室筋の同時多発、多方向への速やかな興奮の進行の反映と考えられた。

(2) 興奮の発生・進行の異常例(心室期外収縮例)における微小高周波成分は、初期で持続時間は延長し、電位変動が小さかった。このことは心室筋内伝導による心室壁にそった緩やかな興奮の進行の反映と考えられた。

(3) 伝導障害例(脚ブロック例)における微小高周波成分は持続時間、電位変動において、初期で健常例に類似し、後期で心室期外収縮例の初期に類似した。このことは心室興奮伝播様式が刺激伝導系を介した場合と伝導障害に伴う心室筋内伝導による場合との複合された興奮様式を反映するものと考えられた。

以上から本法は、心室内興奮伝播様式の鑑別に有用と思われた。

本論文の要旨は、第8、9回日本心電学会学術集会、第56回日本循環器学会学術集会に

おいて発表した。

謝辞

稿を終わるにあたり、本研究の機会を与えて頂き、本論文を御校閲賜りました、聖マリアンナ医科大学第2内科、須階二郎主任教授に深甚なる感謝の意を表し、直接指導を賜った佐藤忠一客員教授、絶えずご助言を頂いた村山正博教授に深謝致します。また本研究にご協力頂いた第2内科循環器班各位に心より感謝致します。

【文 献】

- 1) Reid WD, Caldwell SH : Research in electrocardiography. *Ann Intern Med* 7 : 369, 1933
- 2) Langner PH : The value of high fidelity electrocardiography using the cathode ray oscillograph and an expanded time scale. *Circulation* 5 : 249, 1952
- 3) Langner PH : Further studies in high fidelity electrocardiography : Myocardial infarction. *Circulation* 8 : 905, 1953
- 4) Langner PH, Lauer JA : The relative significance of high-frequency and low-frequency notching in the electrocardiogram. *Am Heart J* 71 : 34, 1966
- 5) Langner PH, Geselowitz DB, Briller SA : Wide band recording of the electrocardiogram and coronary heart disease. *Am Heart J* 86 : 308, 1973
- 6) Goldberger AL, Bhargava V, Froelicher V, Covell J, Mortara D : Effect of myocardial infarction on the peak amplitude of high frequency QRS potentials. *J Electrocardiol* 13 : 367, 1980
- 7) Berbari EJ, Scherlag BJ, Hope RR, Lazzara R : Recording from the body surface of arrhythmogenic ventricular activity during the ST segment. *Am J Cardiol* 41 : 697, 1978
- 8) 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, 1983
- 9) 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, 1981
- 10) Simson MB : Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* 64 : 235, 1981
- 11) Breithardt G, Becker R, Seipel L, Abendroth RR, Ostermeyer J : Non-invasive detection of late potentials in man—a new marker for ventricular tachycardia. *Eur Heart J* 2 : 1, 1981
- 12) Abboud S, Belhassen B, Miller HI, Sadeh D, Laniado S : High frequency electrocardiography using an advanced method of signal averaging for non-invasive detection of coronary artery disease in patients with normal conventional electrocardiogram. *J Electrocardiol* 19 : 371, 1986
- 13) Breithardt G, Borggreffe M : Recent advances in the identification of patients at risk of ventricular tachyarrhythmias : role of ventricular late potentials. *Circulation* 75 : 1091, 1987
- 14) Abboud S, Cohen RJ, Selwyn A, Ganz P, Sadeh D, Friedman PL : Detection of transient myocardial ischemia by computer analysis of standard and signal-averaged high-frequency electrocardiograms in patients undergoing percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Circulation* 76 : 585, 1987
- 15) 杼木秀高, 須階二郎, 原 正壽, 宗 武彦, 中村俊香, 中沢 潔, 三宅良彦, 佐藤忠一, 村山正博 : 心電信号における微弱高周波成分の新しい検出法—Subtraction法による検討. *心電図* 10 : 226, 1990
- 16) Geselowitz DB, Langner PH, Mansure FT : Further studies on the first derivative of the electrocardiogram, including instruments available for clinical use. *Am Heart J* 64 : 805, 1962
- 17) Langner PH, Geselowitz DB : Characteristics of frequency spectrum in the normal electrocardiogram and in subjects following myocardial infarction. *Circulation Res* 8 : 577, 1960
- 18) Haberl R, Jilge G, Pulter R, Steinbeck G : Comparison of frequency and time domain analysis of the signal-averaged electrocardiogram in patients with ventricular tachycardia and coronary artery disease : methodologic validation and clinical relevance. *J Am Coll*

- Cardiol 12 : 150, 1988
- 19) Cain ME, Ambos HD, Witkowski FX, Sobel BE : Fast-Fourier transform analysis of signal-averaged electrocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular tachycardia. *Circulation* 69 : 711, 1984
 - 20) Gomes JA, Winters SL, Stewart D, Targonski A, Barreca P : Optimal bandpass filters for time-domain analysis of the signal-averaged electrocardiogram. *Am J Cardiol* 60 : 1290, 1987
 - 21) 杼木秀高, 宗 武彦, 南家俊彦, 原 正壽, 中村俊香, 中沢 潔, 佐藤忠一, 村山正博, 須階二郎, 白川 修, 日高昭仁, 鈴木 巧 : デジタル方式によるリアルタイム高周波心電図記録法の開発と心拍ごとの遅延電位検出への応用. *心電図* 11 : 729, 1991
 - 22) Scher AM, Young AC : The Pathway of ventricular depolarization in the dog. *Circulation Res* 4 : 461, 1956
 - 23) Durrer D, van Dam RT, Freud GE, Janse MJ, Meijler FL, Arzbaecher RC : Total excitation of the isolated human heart. *Circulation* 41 : 899, 1970
 - 24) 阿久津暁 : 心電図, ベクトル心電図による心室期外収縮の発生部位判定に関する実験的研究. *Jpn Circ J* 33 : 991, 1969
 - 25) 山田和生, 外山淳治, 岡島光治, 石川富久, 新美伸朗 : 心臓の興奮前面と体表面心臓電位分布図の極大と極小との関係. *環研年報* 27 : 99, 1976
 - 26) Taccardi B, Ambroggi L, Riva D : Chest maps of heart potentials in right bundle branch block. *J Electrocardiol* 2 : 109, 1969
 - 27) 山田和生, 外山淳治, 和田正敏, 杉山 理, 菅屋潤壹 : 体表面心臓電位分布図による右脚ブロックの研究. *環研年報* 26 : 67, 1975