

原 著

体表面からのヒス束電位の記録

正常心電図からの記録法

牛山喜久¹⁾ 本間達二²⁾ 岡島英男¹⁾
古畑貞彦¹⁾ 金井正光¹⁾

¹⁾ 信州大学医学部附属病院中央検査部

²⁾ 信州大学医学部第2内科学教室

NONINVASIVE RECORDING OF HIS BUNDLE ACTIVITY

A RECORDING TECHNIQUE FOR THE
NORMAL ELECTROCARDIOGRAM

Yoshihisa USHIYAMA¹⁾, Tatsuji HOMMA²⁾, Hideo OKAJIMA¹⁾
Sadahiko FURUHATA¹⁾ and Masamitsu KANAI¹⁾

¹⁾ Central Clinical Laboratories, Shinshu University
Hospital

²⁾ Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine,
Shinshu University

USHIYAMA, Y., HOMMA, T., OKAJIMA, H., FURUHATA, S. and KANAI, M. *Noninvasive recording of His bundle activity.* Shinshu Med. J., 27: 344-349, 1979

A noninvasive recording of the electrical activity of His bundle within the P-R segment of the electrocardiogram (ECG) was studied in normal persons.

The ECG was obtained by a bipolar chestwall lead or a V_2/V_3 lead of Wilson. After amplification, the ECG was delayed by chopper-type electric delay circuit and processed by a signal processor (SANEI Co. 7T07A) which was operated with a trigger pulse of R spike. The signal-to-noise (S/N) ratio of the P-R segment signal was improved by using signal averaging technique. The small electrical activity of His bundle could be clearly demonstrated from the body surface ECG in noninvasive way from 9 normal persons.

This recording method of His bundle electrogram is characterized by the small and stable analogue-delay circuit which is composed of FET (Field Effect Transistor) integrated in a multistage type.

(Received for publication; April 27, 1979)

Key words: ヒス束電位 (His bundle activity)
加算平均法 (signal averaging method)
バンドパスフィルター (band pass filter)
信号/雑音比 (signal-to-noise ratio)

はじめに

従来の標準心電図記録からは限界がある房室伝導系の伝導遅延やブロック部位の正確な決定において、ヒス束心電図の記録は有用な情報を提供する^{1) 2)}。

Alanis ら (1958)³⁾ は摘出した犬の心臓の房室伝導部において針電極を用いて2相性の鋭いフレを示すヒス束電位を初めて記録した。その後、ヒス束電位の記録にカテーテル電極法が導入されるようになり、Scherlag ら (1969)⁴⁾ はヒトにおける心腔内ヒス束電位記録法を確立し、以後ルーチン検査としてカテーテル法が専ら用いられている。しかしこのカテーテル法は、X線透視下での右房内へのカテーテル挿入という観血的手技であるため、患者の精神的、肉体的苦痛はもとより感染、出血等の危険が附随し、さらにカテ先端の電極とヒス束部との位置も問題となる。したがって、体表面から非観血的にヒス束電位の記録が出来れば、容易で有益な日常臨床検査法となり得る。1973年 Berbari ら⁵⁾ は加算平均法を用いて犬の体表面心電図からヒス束電位を非観血的にはじめて記録した。それ以来このような非侵襲的なヒス束電位導出の試みは、実用化をめざし研究されはじめている⁶⁾⁻¹⁰⁾。

これら体表面からのヒス束電位導出法は、ほとんどがP、R波を駆動信号とし、心電図のP-QRS間を加算処理して記録するものである。したがってP波トリガー式ではP波立上がり点の正確な認識が、またR波トリガー式では加算用心電図の遅延方式がこれらの記

録法の精度上での問題点となる。そこで著者らは検査としての簡易性およびオンラインヒス束電位記録を目的とし、電子式アナログ遅延回路を用いたヒス束電位の体表面からの導出を試みた。

方 法

房室伝導部におけるヒス束の活動電位は、25~50 μV と非常に小さく、また 150~250Hz と比較的高い周波数を含んでいるといわれ、ヒス束電位の記録には、高感度、低雑音の band-pass filter を有する生体増幅器が必要となる。さらに人体という容積導体を介して体表面に表われる電位はさらに小さくなり、心房、心室電位に比較すれば雑音レベルに近い。しかし周期性があるため、加算平均法 (signal averaging 法) を用いて、信号/雑音比 (S/N 比) の改善を計ることにより検出可能となる (S/N 比は加算回数平方根に比例して改善される)。

今回、著者らが行った体表面ヒス束電位記録法のブロックダイアグラムを図1に示す。心電図誘導は第4肋間の高さで肋骨正中線上を陽極とし、背面正中線上を陰極とした双極誘導法と、Wilson 単極誘導の V_2 または V_3 を用いた。心電計から出力される心電図波形は増巾された後、1つは低周波成分がカットされR波検出パルス整形回路を介して加算処理用トリガー信号となる。他方は chopper 型電子遅延回路で約 230msec 遅延された後、加算心電図として加算処理装置の入力端に送られる。使用した加算処理装置は

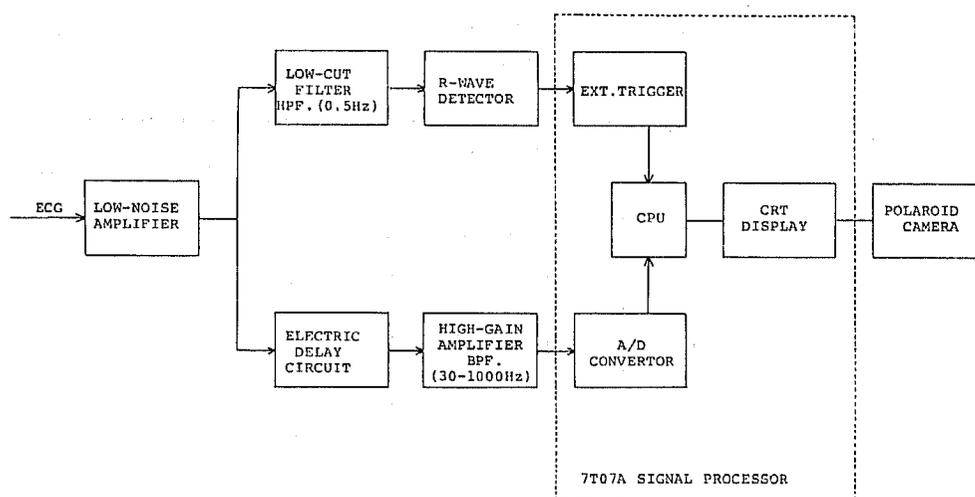


Fig. 1. A block diagram of the recording system.

7T07A signal processor (三栄測器製, A/D 変換精度 8 bit) でサンプリングレイトは 2KHz~5KHz, 加算回数は 50~600 回の間で任意に設定しヒス束電位の成長をモニターしながら行った。加算処理した体表面ヒス束心電図波形はポラロイドカメラを用いて記録した。

原心電図, 遅延心電図波形およびトリガーパルスとの時間関係を図 2 に示す。遅延心電図は 30Hz~1KHz の band pass filter を通過させてあるため低周波成分の歪みがやや認められるがきれいに遅延されることがわかる。ここで 230msec という遅延時間の設定は, 加算処理される区間が P-R 間であり, P 波から QRS 波の一部が完全に加算処理されるように時間設定をした。

結 果

加算処理して得た正常例の体表面ヒス束電位の記録を図 3, 図 4 に示す。図 3 は V₃ 誘導心電図の 74 回加算で得られた記録で, 心房電位 (A 波) と, 心室電位 (V 波) の間にヒス束電位 (SH 波: Surface recorded His bundle activity) が明らかに認められる。この例で SH-V の時間は約 28msec であった。ヒス束電位の名称については, カテーター法では H, 体外記録法では HB, G, SH 等と一般的に呼ばれている。著者らは SH という名称を用いた。図 4 は正常な 21 才の女性の双極誘導と V₃ をそれぞれ 400 回, 300 回の加算処理をした例で, 誘導法により波形は異なるが両者の一致した位置にヒス束電位 SH が見られる。この例の

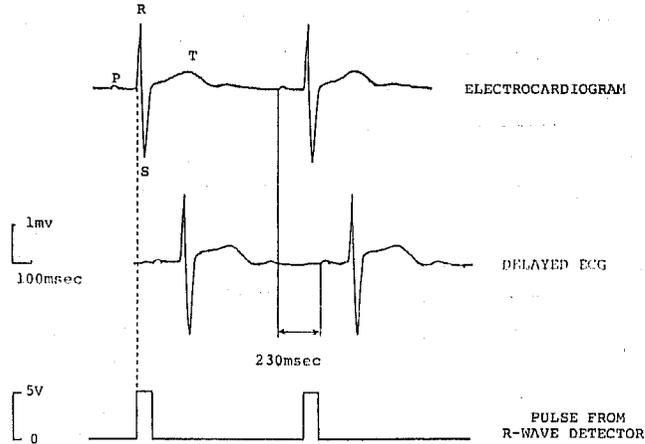


Fig. 2. Time relation between recorded ECG, delayed ECG and trigger pulse from R-wave detector.

Table 1. A-SH and SH-V intervals of surface His bundle electrogram measured in 9 normal persons.

| No. | Name | Sex | Age | A-SH interval (msec) | | | SH-V interval (msec) | | |
|-----|-------|-----|-----|----------------------|----------------|----------------|----------------------|----------------|----------------|
| | | | | Bipolar | V ₂ | V ₃ | Bipolar | V ₂ | V ₃ |
| 1 | M. K. | M | 29 | 129 | 141 | 137 | 31 | 29 | 29 |
| 2 | S. O. | F | 21 | 125 | 128 | 126 | 31 | 29 | 29 |
| 3 | T. F. | F | 21 | 125 | 132 | 131 | 31 | 31 | 29 |
| 4 | Y. U. | F | 21 | 129 | 141 | 139 | 39 | 35 | 35 |
| 5 | M. F. | F | 20 | — | 116 | 116 | — | 28 | 28 |
| 6 | T. Y. | F | 20 | — | — | 133 | — | — | 28 |
| 7 | R. M. | F | 21 | 126 | — | 129 | 43 | — | 43 |
| 8 | S. I. | F | 22 | — | 103 | — | — | 35 | — |
| 9 | R. K. | F | 21 | 121 | — | — | 39 | — | — |

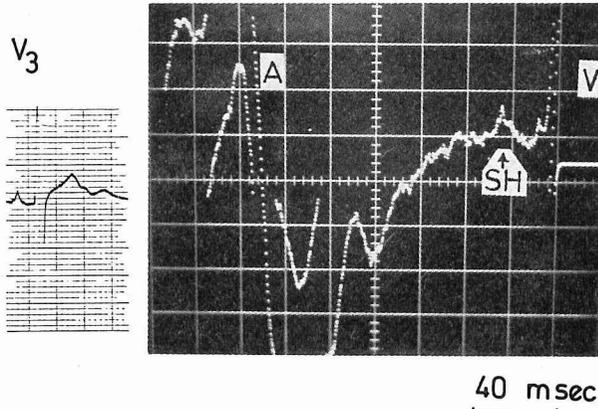


Fig. 3. Right : A display from the averaged ECG of 74 beats of surface V_3 lead in a normal person. SH=surface recorded His bundle activity. A = surface recorded atrial activity. V=surface recorded ventricular activity. Left : Original ECG recorded from V_3 lead. SH-V interval is 28 msec.

SH-V 時間は 43msec であった。

表 1 は正常 9 例について A-SH および SH-V 時間の計測値を 3 種類の誘導法について比較したものである。各誘導において多少の差が見られたが、各計測値ともほぼ正常値を示し満足すべき結果が得られた。但し、計測値の記入していない欄は、その誘導で明確なヒス束電位が得られなかったものである。

考 察

体表面ヒス束電位の記録は、加算平均法を用いて S/N 比の改善をはかり検出する方法が主体である。心電図の P-Q または P-R 間隔を加算処理するには、P波をトリガーとする方法と R波をトリガーとする方法がある。P波トリガー法は加算処理される信号は P波の後にくるためその処理法は容易に見えるが、P波と R波の弁別が難しく、また P波の立上がり点認識上トリガーパルスの時間ずれが生じやすくそれが加算した波形に影響を与える点が問題であろう。さらに完全房室ブロック心電図のように P波の欠如や他の波形との重なりのため P波検出は一層困難となる。菱本ら⁷⁾は食道誘導による高電位 P波をトリガー信号として用いているが、やはり上で述べた理由により限界は否定できない。

R波トリガー法には、一時的にデータレコーダーに記録した心電図を再度逆回転再生して加算処理する試

み¹²⁾、データレコーダーの録音、再生ヘッド間の時間差を利用して心電図波形を遅延させた試み⁹⁾ やコンピュータのメモリ上に一時記憶させた R波に先行する波形部分を加算させる試み⁸⁾ 10)等が今までに報告されている。しかしこれらはオンライン処理、システムの規模、精度の点でそれぞれ問題があるように思われる。このように R波トリガー法では心電図の遅延法が重要な課題となる。

著者らは今回 MOS 型 FET を多段接続した電子遅延素子を用いて歪なく安定した波形遅延を行うことができた。またこれらは駆動周波数を変える事により、任意の遅延時間の設定を行える利点がありかつ IC 化されているため極度の小型、軽量化を計ることができ、オンライン処理用として最適と思われる。さらに加算処理用にマイクロコンピュータを導入すれば、小型軽量の体表面導出型ヒス束心電計の実用化も可能であろう。

ヒス束電位 (H波, SH 波) と心房電位 (A 波), 心室電位 (V 波) を同時記録したヒス束心電図においてこれら 3 つの波の時間関係が重要な情報である²⁾。一般的には以下の 3 つが代表的時間関係である。1) P-A 間隔は心電図 P波の始まりからヒス束心電図上 A波のふれの始まりまでの時間巾をさし、ほぼ心房内伝導時間と考えられている。しかし高速記録上における P波の不明瞭さから特殊な例 (Wenckebach 現象) のみ

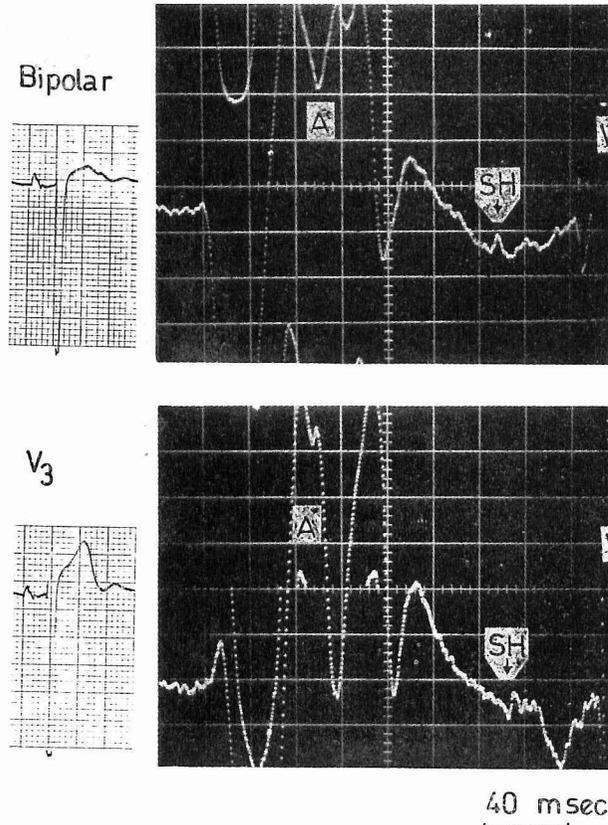


Fig. 4. Right: Comparison between the averaged ECGs from 400 beats of bipolar lead (upper trace) and 300 beats of V_3 lead (lower trace) in an identical person. Other labels used are described in Fig. 3.

Left: Original ECGs of bipolar and V_3 leads. SH-V intervals by both leads are the same (43 msec).

にしか利用されない面もある。2) A-H (SH) 間隔はA波の始まりからH (SH) 波のはじまりまでの時間で、ほぼ房室結節内の伝導時間に相当する。3) H (SH)-V 間隔はH (SH) 波の始まりからV波の始まりまでの間隔で、ヒス-プルキンエ系の伝導時間を表わす。これらそれぞれの正常値は、1) の P-A 間隔は25~45msec、2) の A-H 間隔は 80~140msec とされている。3) の H-V 間隔の正常値は報告者によりかなり異なるが、それらの最小と最大をとれば一応 25~55msec となる。これらの正常値は観血的記録法により求められたものである。

今回は、著者らは標準心電図の同時記録を行なわなかったので P-A 間隔の計測は出来なかったが、体表

面ヒス束心電図から求めた、A-SH、SH-V 間隔は表1に示したごとく誘導法の差により少々値は異なっているが、ほぼ正常範囲のデータが得られた。ここで、A-SH 間隔の計測値のバラツキの理由としてA波のはじまりでの計測誤差が考えられる。一方、SH-V 間隔の計測値のバラツキは少なく、この点での本法によるSH記録は妥当なものと考えられる。

竹田ら¹¹⁾は7種の双極、単極誘導法による体表面ヒス束電位の検出率を比較した結果、今回著者らが用いたと同じ第4肋間の高さでの双極導出法が最もよい検出率(76.9%)を示し、次いで V_2 、 V_3 単極誘導法がよい検出率を示すことを報告している。著者らの結果ではむしろ V_2 、 V_3 の方が双極誘導法に比しよい

検出率を示す傾向にあるが、対象により心臓の位置や形が異なることが影響すると考えられ、これら誘導法に関する検討は今後の課題としたい。いずれにせよ、双極誘導と2つの単極誘導を同時に検討することによって、今回の対象9例で全例にA-SH, SH-V時間の計測が可能であった。

まとめ

加算平均法を利用して体表面心電図から非観血的にヒス束電位の記録を試みた。心電図の誘導法は第4肋間の高さの双極誘導法およびWilson単極誘導法(V₂, V₃)を用い、加算処理はR波からトリガーパルスをつくり、電子遅延回路を利用して正常例における体表面ヒス束電位を記録した。

稿を終るに当り、7T07A シグナルプロセッサを御貸し頂いた産婦人科学教室福田透教授に深く感謝致します。

また実験に御協力いただいた現厚生連松代病院検査科藤本智子技師に感謝致します。

文 献

- 1) Damato, A. N., Lau, S. H., Helfant, R., Stein, E., Patton, R. D., Scherlag, B. J. and Berkowitz, W. D.: A study of heart block in man using Hisbundle recordings. *Circulation*, 34: 297-305, 1969
- 2) 比江嶋一昌, 鈴木文男, 谷口興一, 小関 迪, 佐野豊美: ヒス束心電図による臨床心電図学の進歩。呼吸と循環, 7: 551-561, 1971
- 3) Alanis, J., Gonzalez, H. and Lopez, E.: The electrical activity of the bundle of His. *J. Physiol.*, 142: 127-140, 1958
- 4) Scherlag, B. J., Lau, S. H., Helfant, R., Berkowitz, W. D., Stein, E. and Damato, A. N.: Catheter technique for recording His bundle activity in man. *Circulation*, 34: 13-18, 1969
- 5) Berbari, E. J., Lazzara, R., Samet, P. and Scherlag, B. J.: Noninvasive technique for detection of electrical activity during the P-R segment. *Circulation*, 48: 1005-1013, 1973
- 6) Flowers, N. C., Hand, R. C., Orander, P. C., Miller, C. B., Walden, M. O. and Horan, L. G.: Surface recording of electrical activity from the region of the bundle of His. *Amer. J. Cardiol.*, 33: 384-389, 1974
- 7) Hishimoto, Y. and Sawayama T.: Non-invasive recording of His bundle potential in man. *Brit. Heart J.*, 37: 635-639, 1975
- 8) 矢永尚士, 大塚邦明, 畑 洋一, 梶本展孝, 吉岡政満, 加地正郎: ヒス束電位の非観血的記録法。福岡医誌, 67: 252-254, 1976
- 9) 石山陽事, 江部 充, 野田治代, 白幡洋子, 本間伊佐子: 体表面 His 束電位記録の工夫。臨病理, 24: 937-940, 1976
- 10) Akker, T. J., Ros, H. H., Goovaerts, H. G. and Schneider, H.: Real-time method for noninvasive recording of His bundle activity of the electrocardiogram. *Comput. Biomed. Res.*, 9: 559-569, 1976
- 11) 竹田晴彦, 高梨忠寛, 加藤孝和, 徳岡武夫, 浜本肇, 坂中 勝, 菱本芳明, 北村和人, 仁木偉盛夫: 非観血的ヒス束電位の記録-とくに誘導法を中心に。心臓, 9: 123-128, 1977
- 12) 野田治代, 白幡洋子, 江部 充: 生体の微小電位記録について。臨病理, 23 (補冊): 359, 1975

(54. 4. 27 受稿)