

症例

心房期外収縮アブレーションに対する CARTO pattern matching の試み

CARTO pattern matching for premature atrial complex ablation

藤岡真功¹ 祖父江嘉洋² 西川祐策³ 浅井崇史¹ 明周義友¹

阪野有希菜¹ 西尾早江貴¹ 石黒智也⁴ 渡邊英一²

Makoto Fujioka, Yoshihiro Sobue, Yusaku Nishikawa, Takashi Asai,

Yoshitomo Meisyu, Yukina Banno, Saeki Nishio, Eiichi Watanabe

藤田医科大学ばんだね病院 ME 管理室¹

藤田医科大学ばんだね病院 循環器内科²

鈴鹿医療科学大学 医用工学部 臨床工学科³

藤田医科大学病院 循環器内科⁴

Department of clinical engineering, Fujita Health University Bantane Hospital

Department of cardiology, Fujita Health University Bantane Hospital

Department of clinical engineering, faculty of medical engineering, Suzuka University
of Medical science

Department of cardiology, Fujita Health University Hospital

in Press

要旨

3次元マッピング装置である CARTO3® system に搭載された Pattern matching 機能は、治療対象の心室期外収縮とリアルタイムで得られた 12 誘導心電図 QRS 波形の相関が高い箇所を画面上に表示するアブレーション支援プログラムである。心房期外収縮の起源同定に Pattern matching 機能を応用することで高周波通電部位の視認性が高まり術時間の短縮や治療効果の改善が見込まれる。しかし、P 波は QRS 波に比べて波高が低く持続時間が短いことや、先行拍の T 波と融合することがあるため、本法をそのまま流用しても P 波の発生部位を自動検出することはできない。今回、我々は胸部誘導 (V1, V6 誘導)に加えて、高位右房と冠静脈洞の心内電位を用いた Pattern matching 法を考案して、心房期外収縮の起源を自動的に同定するとともにアブレーションを行った 2 例を報告する。

キーワード

心房期外収縮、パターンマッチ、非肺静脈巣状興奮

in Press

Abstract

The pattern matching function installed in the CARTO3 system, which is a 3D mapping device, is an ablation support program that displays on the screen where there is a high correlation between the ventricular extrasystole of the treatment target and the 12-lead ECG QRS complex obtained by local pacing. If the pattern matching function can be applied to identify the origin of premature atrial complex, it is expected that the visibility of treatment sites will be improved, the procedural time will be shortened, and the therapeutic effect will be improved. However, the P wave has a lower wave height and shorter duration than the QRS complex, and may fuse with the T wave of the preceding beat. Therefore, even if this method is used as it is, origin of the P wave cannot be automatically detected. In this study, we devised a pattern matching method using the intracardiac potential of the high right atrium and coronary sinus, in addition to 2 precordial leads. We report two cases in which the origin of premature atrial complex was automatically identified and ablated using this novel system.

KEY WORDS

premature atrial complexes, pattern match, non-PV foci

in Press

I. はじめに

心房細動(AF)の原因となる心房期外収縮(PAC)は肺静脈を起源とすることが多いが、一方で、上大静脈、心耳、冠静脈洞入口部、分界陵、心房中隔など非肺静脈起源のPACがAFの原因となることがある¹⁾。非肺静脈起源のPACアブレーションの成否がAFの再発と相関するため²⁾、非肺静脈起源PACの正確な位置同定が求められる。

3次元マッピング装置である CARTO3[®] system (Biosense Webster, Diamond Bar, CA, USA)には、アブレーションの標的となる心室期外収縮(PVC)の12誘導心電図をテンプレート保存し、リアルタイムで得られたQRS波形との相関を計算し、相関閾値より高い部位を画像上に自動表示するツールが搭載されている(Pattern matching)。PVCへのアブレーションでは相関閾値を0.95以上に設定することが多い³⁾。これにより高周波通電至適部位の視認性が高まり、術時間の短縮や成功率向上が得られる。この方法をPACの起源同定に応用すれば治療効果が向上すると思われるが、P波はQRS波に比べて波高が低く洞調律のP波形状との差異が軽微であること、基線の揺れの影響を受けやすいこと、さらにT波と融合することがあるなどの問題がある。このため、現行の体表面心電図のみを用いたPattern matchingでは術中に発生したPACと標的PACのP波の判別を求めるのは困難である。しかし体表面心電図の代わりに心内心電図を入力することでQRS波とP波の分離が促され、また興奮伝搬様式の違いによりPACにおいてもPattern matchingが可能となると考えられる。今回我々は、この方法を用いてPACアブレーションを行った2例を報告する。

in Press

II. 方法

電極接続法を示す。冠静脈(CS)電極 3—7 及び高位右房(HRA)電極 1—3 をそれぞれ分配し、一方を図1に示す電極配置になるよう、CARTOの12誘導心電図入力部(以下 ECG-in)へ接続(図 1A,B,C)し、心内心電図を12誘導心電図として表示させた。I～Ⅲ誘導とV2～V5誘導はポリグラフ(FCL2000[®], フクダ電子社)のみに接続し、V1とV6はツインタイプの心電図電極を使用してCARTOとポリグラフのそれぞれに接続した。通常、CARTOに表示される心電図はWilsonの中心電極(WCT)を不関電極とするが、今回はCS3、CS7、HRA3で不関電極とした(図2)。本来Pattern matchingは12誘導心電図で行うが、本方法では前述のとおり12誘導心電図入力部に心内心電図を入力しており、これにより心内電位によるPattern matchingが可能となる。また、12誘導心電図として入力された心内電位は、I～Ⅲ、aVr～aVf、V1～V6の誘導方式で導出されるため、CARTOの心内心電図入力部やFCL-2000に入力された心内電位とは波形が大きく異なる。

心臓電気生理検査とカテーテルアブレーションは、デクスメトミジンによる静脈麻酔下に行った。右内頸静脈より6Fr 20極電極(BeeAT, 日本ライフライン社)を挿入し、上大静脈(SVC)、HRAおよびCS電位を記録した。右大腿静脈より8Fr (Swartz シース SL0[®]および LAMP45[®], Abbott 社)および8.5Fr シース(SUREFLEX[®], Baylis 社)の3本を経中隔的に左房へ挿入後、20極PENTARAY[®](Biosense Webster 社)を用いて

PAC 起源のマッピングを行った。Pattern matching は、対象となる PAC 波形をテンプレート保存後、発生した PAC 波形との相関値を自動的に評価した。相関閾値は対象となる PAC をカテーテルが安定した状態で取得し、洞調律やその他の PAC や機械的刺激を除外できる最大値で設定した。本方法にて起源同定後の通電判断はアブレーションカテーテル(7.5Fr サーモクールスマートタッチ SF カテーテル®, Biosense Webster 社)の bipolar および monopolar 電位を参照に最早期興奮部位を評価し、最終決定とした。通電条件は contact force 10~20g、出力設定 40W とし、ablation index(AI) 500 を目標とした。PAC 焼灼後、AF に対して拡大肺静脈隔離術を施行した。

Ⅲ. 結果

1. 症例 1

83 歳男性。動悸発作が頻回となりホルター心電図を施行したところ、PAC(28,168 拍/日、総心拍の 28%)および発作性 AF を認めたため、高周波カテーテルアブレーションを行った。PAC は 3 種類認めた(図 3)。まず PAC①をテンプレート保存(図 4)後に、その後の PAC との相関値を評価した。Pattern matching の閾値を 0.85 と調整したところ、PAC①は右肺静脈 carina 前壁に最早期興奮部位を認めた。同部位への初回通電(40W、AI500)により速やかに消失し、その後、その近傍で 4 点の追加通電を行った。その際のマップポイント数は 864 であった。次いで拡大肺静脈隔離術を施行し、隔離終了後に新たに認められた PAC②をテンプレート保存(図 4)し、再びマッピングを行った。PAC②は Pattern matching 閾値を 0.92 に設定した結果、右房中部後側壁に最早期興奮部位を認め、こちらも初回通電(40W、AI500)により消失した。PAC②のマップポイント数は 2538 であった。PAC①、②の通電部位の電位を示す(図 5)。続いて認めた PAC③をテンプレート保存(図 4)し、閾値を 0.90 として起源同定を試みたが、安定した P 波が取得できず、閾値を調整したが起源同定は困難であった。Pattern matching による安定したポイント取得は困難と判断し、手動取得へ切り替えた。手動取得にて得られた最早期興奮部位は上部右房中隔であり、右房からの通電をおこなったが停止せず、その対側の左房中隔からの通電でも消失は得られなかった。両心房から、その近傍を複数回通電しても消失には至らず、心房中隔深層に起源があると推定し、手技が長時間に及んだため、PAC③は不成功のまま手技終了とした。PAC①、②、③のそれぞれの mapping に要した時間はそれぞれ、32 分、9 分、25 分であり、PAC への通電はいずれも 40W、AI 500 で行った。術後のホルター心電図では、PAC 総数は 7,706 拍/日(総心拍の 6.6%)と 73%減少した。

2. 症例 2

32 歳男性、胸部違和感を主訴に近医を受診しホルター心電図を施行した。頻回の PAC(17,583 拍/日、総心拍の 14.5%)および症状に一致した発作性心房細動を認め、アブレーションを行った。PAC の心内心電図を示す(図 6 A)。PAC をテンプレート保存(図 6 B)し Pattern matching 閾値を 0.94 に設定してマッピングを行ったところ、右房後壁に

最早期興奮部位(図 6 C)を認めた。初回の高周波通電(40W、AI 500)により acceleration を伴いながら消失を認めた。マップポイント数は 188 であった。通電部位のアブレーションカテテルの電位を示す(図 7)。続いて拡大肺静脈隔離術を行い、アデノシン三リン酸(ATP) 20mg およびイソプロテレノール 10 μ g 投与にて dormant conduction を認めず、PAC を認めないことを確認し終了した。mapping に要した時間は 37 分であった。

IV. 考察

今回我々は、心室性不整脈治療のために考案された Pattern matching に修正を加えて PAC アブレーションを行った 2 例を報告した。2 つの胸部誘導と、HRA 電極と CS 電極で記録された心内心電図を CARTO3[®]に入力して Pattern matching を行い、閾値を変えることで PAC 起源を同定した。PVC へのアブレーションの際、術前 12 誘導心電図から起源の推定を行い、術中の Pattern matching およびペースマップにて起源が同定される。PAC や心房頻拍の場合も 12 誘導心電図の P 波から起源を推定する試みが報告されているが^{4), 5)}、QRS 波形と異なり、P 波高が低いためその起源を正確に同定することは困難である。加えて術中に新たな PAC が複数出現する場合、体表面 P 波からの Pattern matching には限界があった。しかし、Pattern matching へ用いる電極に心内心電図を用いることで、PAC 起源が自動的に同定でき、術時間の短縮や有効性に寄与することが示唆された。

私たちが以前に提唱した修正 Pattern matching 法⁶⁾では CS 電極の 8 つの電位と HRA または SVC 電極のうち電位の高いものの、計 10 誘導を採用し、これらの電位は分配してポリグラフで評価できるようにした。これまでの方法では CS 遠位電極を不関電極として設定していたが、心房細動へのアブレーションではペーシングとして利用する頻度が高いため、今回使用する心内電位を一部変更した。本方法では AF アブレーションにおいてペーシング部位として使用頻度が少なく、また心臓の中心を広く囲うことができる 3 点の電極を不関電極として用いている。不関電極を本来の WCT から変更することに関して、現時点では後述するペーシングサイトの制限以外に問題はないが、PAC の起源部位によっては正確な同定が困難になる可能性がある。長谷川らは、私たちと同様に、Pattern matching を修正して僧帽弁輪起源の PAC にアブレーション治療を行った一例を報告⁷⁾している。彼らは CS 電極の 3 つの電位をそれぞれ 2 分配し、一方を CARTO3 の RA、LA、LF に接続して双極肢誘導、単極肢誘導として表示させ、また体表誘導を CARTO3 に取り込み施行している。結果、マッピング時間は 18 分、マップポイントは約 1800 ポイントで、P 波の Pattern matching 閾値は 0.65~0.96 と調整している。使用した電極が我々と異なるため、その有効性を比較することはできず、PAC の出現部位と至適電極の選択については今後の追加検討を必要とする。

本来、Pattern matching は、対象となる PVC の QRS 波形との相関閾値を 0.95 以上に設定し自動診断する方法であり、これまでに本方法の心内心電図を用いることや PAC に応用することは報告されていない。そのため PAC の P 波における至適閾値に関して

これまでに報告はない。本報告においても対象となる PAC に応じてその閾値を調整しており、Pattern matching の正確性は十分に検証されておらず、今後、更なる症例数の積み重ねと検討が必要と思われる。症例提示した LAT map においても一部、その最早期興奮部位がやや広範囲であることも閾値調整の影響と考えられる。Pattern matching 閾値を低く設定した場合、カテーテル操作に伴う機械的刺激との鑑別が困難となり、操作時はポイント取得を停止するなど安定した状態で行う必要がある。しかし安定した状態で取得した場合においても、機械的刺激の完全な除去は困難であり、本方法における limitation と思われる。

発生部位や心房筋障害の程度によっては、本法を用いても PAC の起源同定が困難な場合があることが予想される。非肺静脈起源 PAC のうち、冠動脈洞、eustachian ridge、僧帽弁輪、マーシャル靱帯など洞結節から離れている場合は、P 波形状や興奮伝播様式が洞調律時と異なるため、本法が有用と思われる。しかし、洞結節近傍を起源とする PAC の場合は、興奮伝播様式や P 波が洞調律時と似ているため、標的 PAC の鑑別が困難と考える。症例 1 の PAC③では、洞調律と鑑別可能な心内心電図を呈していたものの、P 波形が一拍ずつ変化したため、相関値は安定して閾値を超えることがなく Pattern matching が無効であった。この理由として、呼吸によるマッピングカテーテルの位置変動や、連結期の変化、心房リモデリングによる伝導遅延、および心外膜側起源 PAC である可能性などが原因と考えられる。

今回、従来の手動マッピングとの比較検討が行われていない。本報告ではマッピング時間およびポイント数が多いと思われるが、これまでに報告がなく、探究的要素が大きいことが原因として挙げられる。今後、症例を重ねることでその精度を低下させることなく、時間短縮および取得ポイント数の減少が期待できる。またその有効性を実証するためにも、今後は従来の手動マッピングと比較し、検討する。

最後に本法の注意点として、ECG-in に入力した電極からペーシングや心内除細動を行う場合、CARTO に直接電流が出力され、故障を来す恐れがある。その場合、CARTO から ECG-in を外してからペーシングや心内除細動を行う必要がある。また CARTO 自体に 12 誘導心電図が入力されないことや、CS 電位に心室電位が混在する場合にはマッピングが困難となることも欠点である。しかしこの問題については次世代の CARTO3 system® ver7.2 で心内電位の Pattern matching が導入され、解消されると思われる。

V. 結語

心内心電図を用いた Pattern matching 法を考案した。これにより標的 PAC の発生部位が正確に自動検出されるようになり、アブレーションの術時間の短縮と治療効果の改善が得られる可能性が示唆された。PAC の出現部位と至適心内電極の選択については今後の検討を要する。

学術集会等での発表明記

本論文は第 68 回日本不整脈心電学会学術大会において発表した。

利益相反・研究財源

本研究は科研費 21K08140 により実施された。

文献

1. Santangeli P, Marchlinski FE: Techniques for the provocation, localization, and ablation of non-pulmonary vein triggers for atrial fibrillation. Heart Rhythm, 2017;14(7):1087-1096.
2. Hayashi K, An Y, Nagashima M, et al.: Importance of nonpulmonary vein foci in catheter ablation for paroxysmal atrial fibrillation. Heart Rhythm, 2015;12(9) : 1918-24.
3. Beatriz Jauregui, Diego Penela, Juan Fernandez-Armenta et al.: Impact of a predefined pacemapping protocol use for ablation of infrequent premature ventricular complexes: A prospective, multicenter study. Heart Rhythm, 2021 ; 18(10):1709-16
4. Tang CW, Scheinman MM, Van Hare GF, et al.: Use of P wave configuration during atrial tachycardia to predict site of origin. J Am Coll Cardiol, 1995;26(5) : 1315-24.
5. Santangeli P, Marchlinski FE.: Techniques for the provocation, localization, and ablation of non-pulmonary vein triggers for atrial fibrillation. Heart Rhythm, 2017;14(7):1087-1096.
6. 西川 祐策, 津曲 佑馬, 後藤 健宏 et al.: 心房の 3D マップにおける Pattern matching の応用. 第 8 回日本 EP・アブレーション技術研究会, 2019
7. 長谷川 慎一, 塩山 陽平, 持丸 篤, et al: CARTO system の Pattern Matching を心房性不整脈に用いた 1 例. 第 30 回日本臨床工学会, 2020:[O-259]

図 1. 接続方法

ECG-in から CARTO[®]、FCL-2000[®]への分配ケーブルの接続および、分配ケーブルと電極ピンの接続(A: ECG-in と分配ケーブルの接続, B: DIN 変換プラグ[®](日本光電工業), C: セーフティアダプタ[®](Edwards Lifesciences 社)). ECG-in と分配ケーブルは接続口の形状が異なりそのままでは接続できないため、DIN 変換プラグ[®]とセーフティアダプタ[®]を用いて接続した。

図 1 電極配置

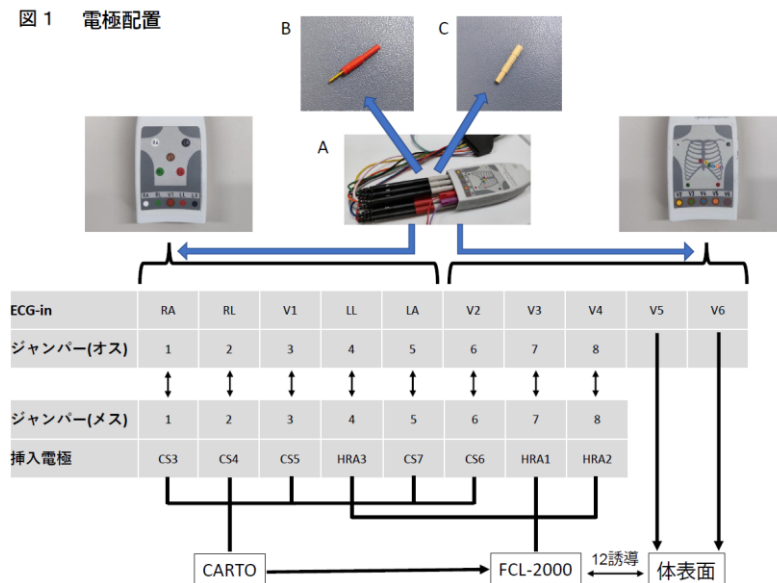


図 2. 不関電極

CS3、CS7、HRA3 を採用して両心房の中心がウィルソン中心電極となるようにした。
WCT: Wilson's central terminal. CS: coronary sinus, HRA: high right atrium.

図 2

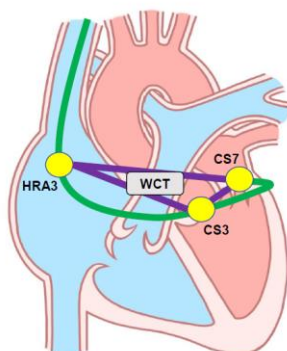


図 3. 症例 1

上段: FCL-2000 に入力された PAC の体表面心電図と心内心電図。

下段: CARTO 心内心電図入力部に入力された PAC の心内心電図。

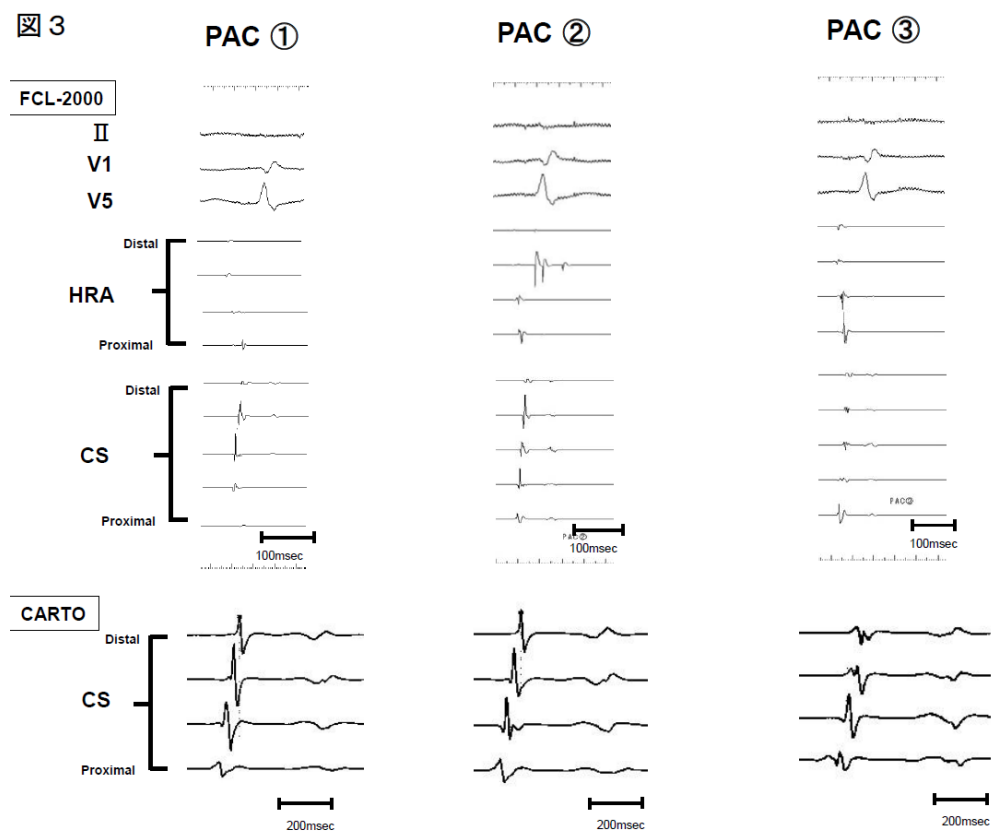


図 4. Pattern Bank

上段: CARTO に 12 誘導心電図として入力された心内心電図(テンプレート波形)。1 拍目が洞調律で 2 拍目が PAC。PAC 波形の相関値が、設定した Pattern matching 閾値を超えるとポイントを取得してマップに反映する。

下段: Local activation time mapping. PAC①(最早期; 右肺静脈 carina 前壁), PAC②(最早期; 右房中部後側壁), PAC③(最早期; 右房上部中隔). Pattern matching の閾値は、治療対象と治療対象外の P 波が判別できるように 0.80 以上とした。いずれも position stability : 4mm, Density : Maximum とした。

PAC: premature atrial complex, CS: coronary sinus, HRA: high right atrium.

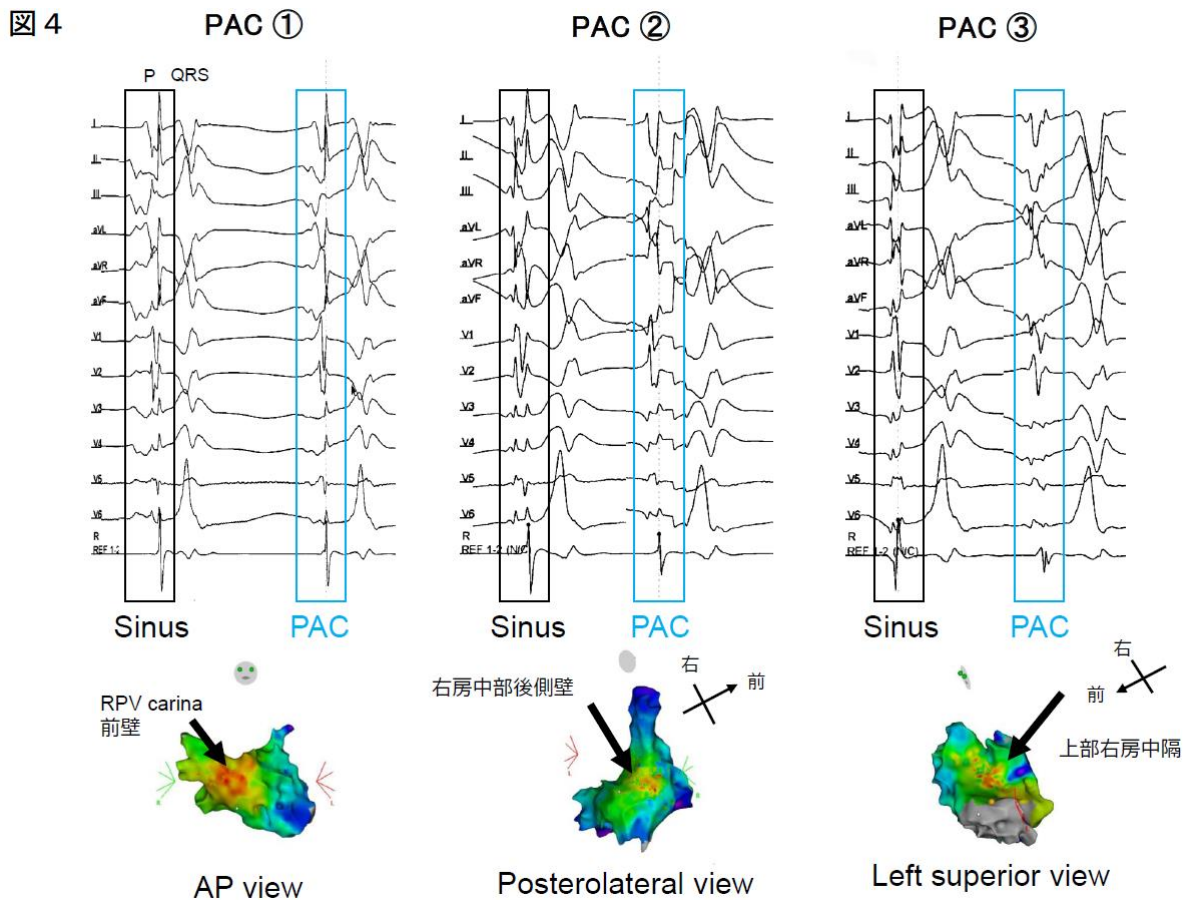


図 5. 成功通電部位の心内電位(PAC①、②)

マッピングにより描出された最早期興奮部位(成功通電であった部位)のカテーテル電位 (bipolar 電位、monopolar 電位)

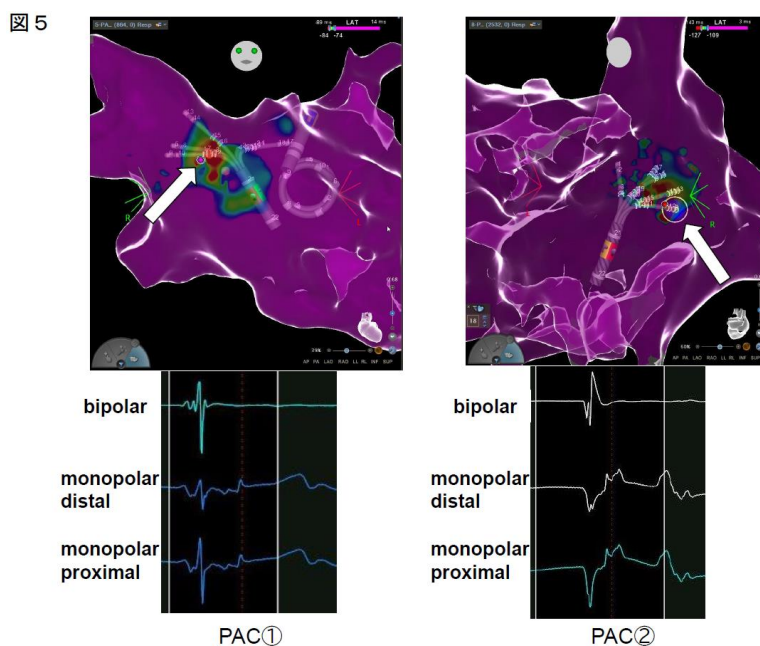


図 6. 症例 2

A:(上段)FCL-2000 に入力された PAC の体表面心電図と心内心電図、(下段)CARTO 心内心電図入力部に入力された PAC の心内心電図。B:CARTO に 12 誘導心電図として入力された心内心電図(テンプレート波形)。1 拍目は洞調律で 2 拍目が PAC。C: Local activation time mapping.最早期興奮部位は右房後壁であった。PAC: premature atrial complex, CS: coronary sinus, HRA: high right atrium.

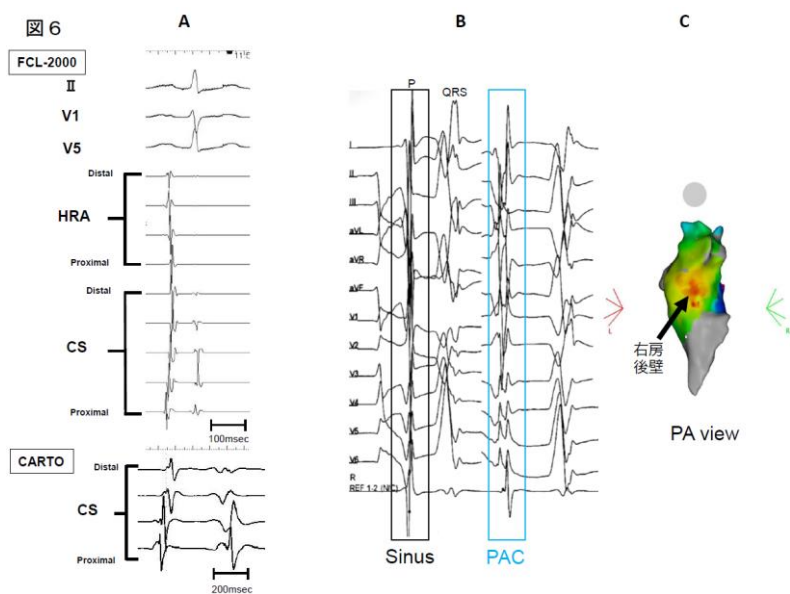
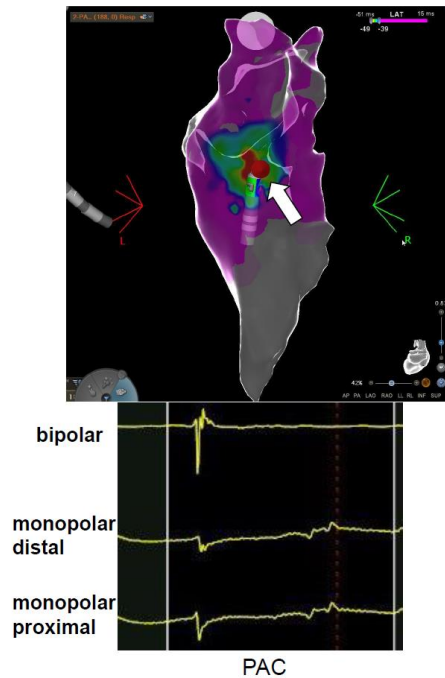


図 7. 成功通電部位の心内電位

マッピングにより描出された最早期興奮部位(成功通電であった部位)のカテーテル電位 (bipolar 電位、monopolar 電位)

図 7



in Press