

# 心磁図と CT を用いた心室期外収縮の非侵襲的マッピング法の臨床評価

會田 敏<sup>1</sup> 吉田健太郎<sup>2\*</sup>

心磁図は心臓で発生する電気活動を磁場として捉え解析する機器であるが、磁場信号は生体組織の影響を受けることが少ないため、微小電位を検出したり電流の発生源を推定したりすることに優れた検査法である。すなわち、心磁図は心電図と比較して不整脈の発生起源を予測するのにより有用な手法と考えられ、我々は心磁図と CT を用いて心室期外収縮の起源を非侵襲的にマッピングする方法を開発し、その診断精度の検証を行った。マッピング画像は、心磁図データから RENS 空間フィルタ法により作成した 3次元電流分布図と CT 画像とを合成することによって、作成された。それらを実際にカテーテルアブレーションで治療した結果と比較することで、この手法の診断精度を評価した。結果は、18 例中 17 例 (94%) で事前のマッピングによって推定した起源が一致した。これは従来の体表心電図による診断精度を上回る結果であり、臨床応用に値する有用な結果であったと考えられた。

(心電図, 2024 ; 44 : 84-96)

## I. 背景

最近の不整脈診療は、あらゆる疾患でカテーテルアブレーションによる治療法が確立され、3次元マッピングシステムやカテーテルテクノロジーの進歩もあり目覚ましい飛躍を遂げている。一方でアブ

レーション治療の成績や難易度は、不整脈起源が解剖学的にどこに存在するかによって左右されることもしばしばあり、術前に起源を正確に推定することができれば、治療時間を短縮することや、余分な焼灼を避けることにつながり、有用である。

心室期外収縮 (PVC) に対するカテーテル治療においては、特にヒス束近傍等の中隔起源や、左室起源や心外膜側に起源を有する症例で治療が困難となる例が少なくない。PVC の起源を予測する方法には、これまで 12 誘導心電図の波形から推定するアルゴリズムが数多く報告されているが<sup>1)~3)</sup>、患者の体格、心臓の回転や横位、そして電極の位置等、心電図記録に影響を与える要素によって推定が当ては

**Keywords**

- 心磁図
- 非侵襲的マッピング
- 心室期外収縮

1 山形県立中央病院循環器内科  
(〒990-2292 山形県山形市青柳1800)

2 筑波大学医学医療系循環器内科

\*は責任者を示す

Clinical Evaluation of Non-Invasive Mapping of Premature Ventricular Contractions by Merging Magnetocardiography and Computed Tomography  
Satoshi Aita, Kentaro Yoshida

2024年1月12日 原稿受領 / 2024年1月18日 掲載承認

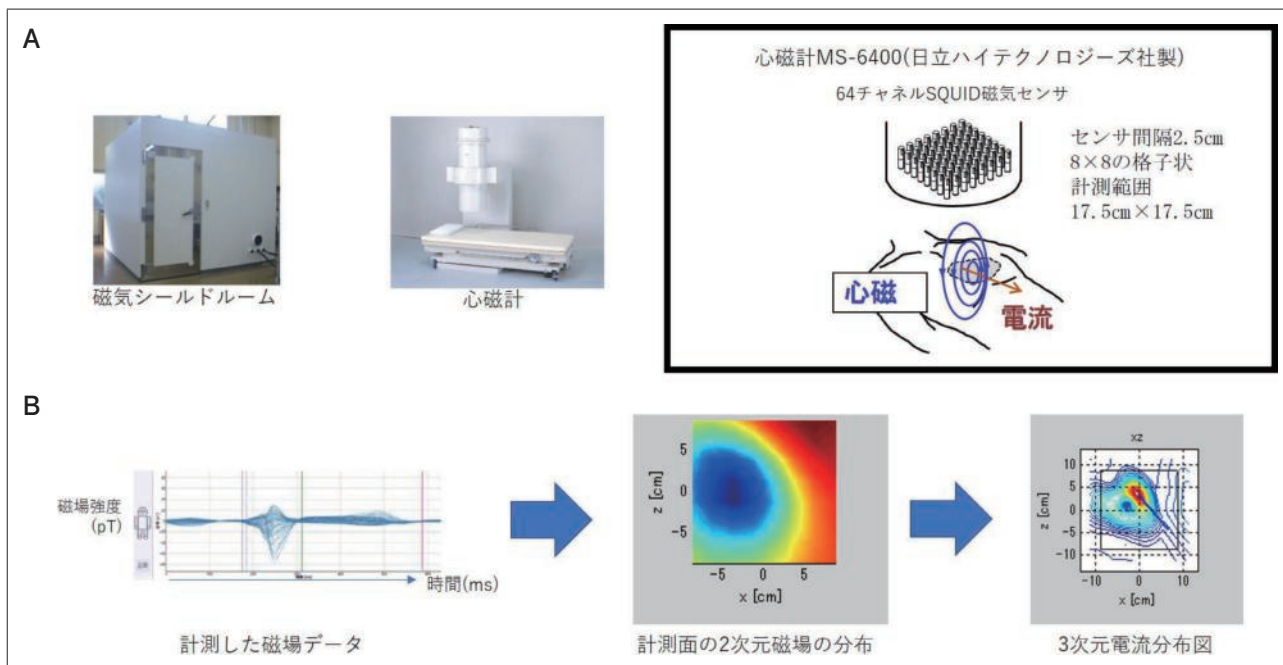


図1 心磁図の計測

A：磁気シールドルームと心磁計。

B：心磁図によって記録される心磁波形の例。二次元磁場分布図およびRENS空間フィルタ法で再構成された3次元電流分布図。

まりにくい症例も時に経験することがあり<sup>4)</sup>、限界もある。

## II. 不整脈診断における心磁図の有用性

心臓の興奮伝搬における電気活動は主に心筋細胞膜にあるイオンチャネルを介したイオン交換によって起きる膜電位の変化による現象であり、興奮伝搬の過程で興奮部と非興奮部の境界には電位勾配による電流が生じている。この心臓内に生じた電流の周囲には同時に磁場が発生しており、その磁場を計測する検査法が心磁図である。したがって心電図と心磁図の違いは、心臓で起きた同じ電気生理学的現象を電位として捉えるか、磁場として捉えるかという計測法の違いであるといえる。心臓から発生する磁場強度は数十 pT (テスラ)程度で、およそ  $50 \mu\text{T}$  といわれる地磁気と比べると、その10万分の1以下であり非常に微弱である。そのため、現在心臓磁場を

高い感度で計測するためには、まず通常的环境下に存在する様々な磁気雑音を遮蔽するための磁気シールドが必要であり、さらに超伝導量子干渉素子(SQUID)と呼ばれる非常に高感度の磁気センサを使用した磁測計が用いられ、これらによって微弱な心臓磁場を計測することが可能となっている(図1A)。心磁図を計測すると、心電図と同様に1心拍中にP波、QRS波、T波に相当する波形を磁場変化として捉えることが可能である(図1B)。心電図と比較して心磁図が有用な点は、まず微小電位の検出に優れていることが挙げられる。例えば、体表心電図でヒス束電位を記録することは難しいが、心磁図を用いれば加算平均すると記録できることが報告されており、カテーテルを用いることなく非侵襲的にヒス束の伝導能を評価することが可能である<sup>5)</sup>。これは電位、磁場それぞれの信号が生体内で受ける影響の違いによるところが大きく、透電率は

組織によって異なるため、体表で電位を記録する時には減衰した電気信号を計測することになるが、磁場は周囲臓器による影響をほとんど受けることなく透磁率がほぼ一定であるため、微小電位も記録することが可能となる。加えて電位を記録するためには、電極を皮膚へ貼付する必要があるが、心磁図は患者への接触が不要であり、電極と皮膚との干渉を受けることはない。このような特性から、心磁図を用いると胎児の心磁波形を記録することも可能であり、これまでに胎児不整脈の出生前診断における有用性が数多く報告されてきた<sup>6)</sup>。

心磁図は生体における磁場信号の歪みが少ないことと、現在の多チャンネルシステムを用いることによって、高い空間分解能を有する検査法となっている。つまり、心磁図は心臓内で発生する電気活動の局在を推定するのに優れており、心電図と比べてより正確な位置情報を得ることが可能と考えられる。不整脈診断においては、過去に心磁図を用いて副伝導路の局在をマッピングした報告<sup>7)</sup>や、心房粗動の興奮伝搬を可視化する試みが報告されている<sup>8)</sup>。また心房細動に対する肺静脈隔離術前後の心磁図のP波成分を解析することで、左右それぞれの肺静脈の再伝導を検出できる可能性が示唆されている<sup>9)</sup>。心室性不整脈においては、流出路起源のPVCに対して、われわれは心磁図を解析することで右室起源であるのか、大動脈冠尖起源であるのかの判別が可能となることを以前報告したが<sup>10)</sup>、本研究<sup>11)</sup>ではさらに流出路以外のあらゆる部位のPVCに対しても心磁図を用いたマッピングによって起源の推定が可能か否か、検証を行った。マッピングの手法は、心磁図から得られた3次元電流分布図をCTで得られた心臓の3次元画像へ描出する方法であり、その臨床使用における有用性を評価した。

### Ⅲ. 心磁図とCT画像の合成による起源推定法

本手法の精度は、心磁図とCTによって作成した合成画像と、実際にカテーテルアブレーションに

よって同定した不整脈起源の位置とを比較することで評価した。症例は2017年3月から2018年2月までに、筑波大学附属病院においてPVCに対してカテーテルアブレーションを予定された22例で、冠動脈疾患を有する2例を除いて明らかな器質的心疾患のない症例を対象とした。心磁図は64チャンネルのSQUID磁気センサを搭載したMS-6400(日立ハイテクノロジー社製)によって計測した。画像作成法の手順については、まずCTの撮像時に、自作したX線不透過性のL字型アクリルマーカを胸骨前に配置して撮像し、これを画像位置合わせ時のリファレンスとして用いた(図2A)。続いて心磁図測定時には、位置合わせ用の磁場発生コイルを搭載した同じL字型のマーカ基盤をCT撮像時に用いたアクリルマーカと同じ位置に配置してから、微弱な磁場を発生させて位置を計測し、これをCT時のアクリルマーカと同様に心磁図データのリファレンスとして使用した(図2B)。その後、2分間の磁場計測を行って得られた波形を加算平均した。測定した磁場データからRENS空間フィルタ法<sup>12)</sup>を用いてPVC発生時の電流源を推定し、3次元電流分布図を作成した。最後にCT撮像時のアクリルマーカおよび心磁図測定時のコイルマーカの座標を重ね合わせることで、それぞれの画像データを合成し(図2C)、推定したPVCの起源をCT画像へ描出した(図2D)。カテーテルアブレーションはCARTOシステム(Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, California)を使用して行い、局所興奮の早期性を指標としたマッピングとペースマップを組み合わせることで起源を同定し、高周波通電で治療を行った。カテーテルアブレーションによって不整脈が完全に消失し、治療成功と判断できた部位をPVCの起源と定義して、心磁図とCTの合成画像から推定された位置との比較を行った。推定精度の評価は半定量的に行い、右室と左室をそれぞれ9個と11個のセグメントに分け、本法で推定した領域とカテーテル治療が成功した領域との一致率を評価した(図3)。



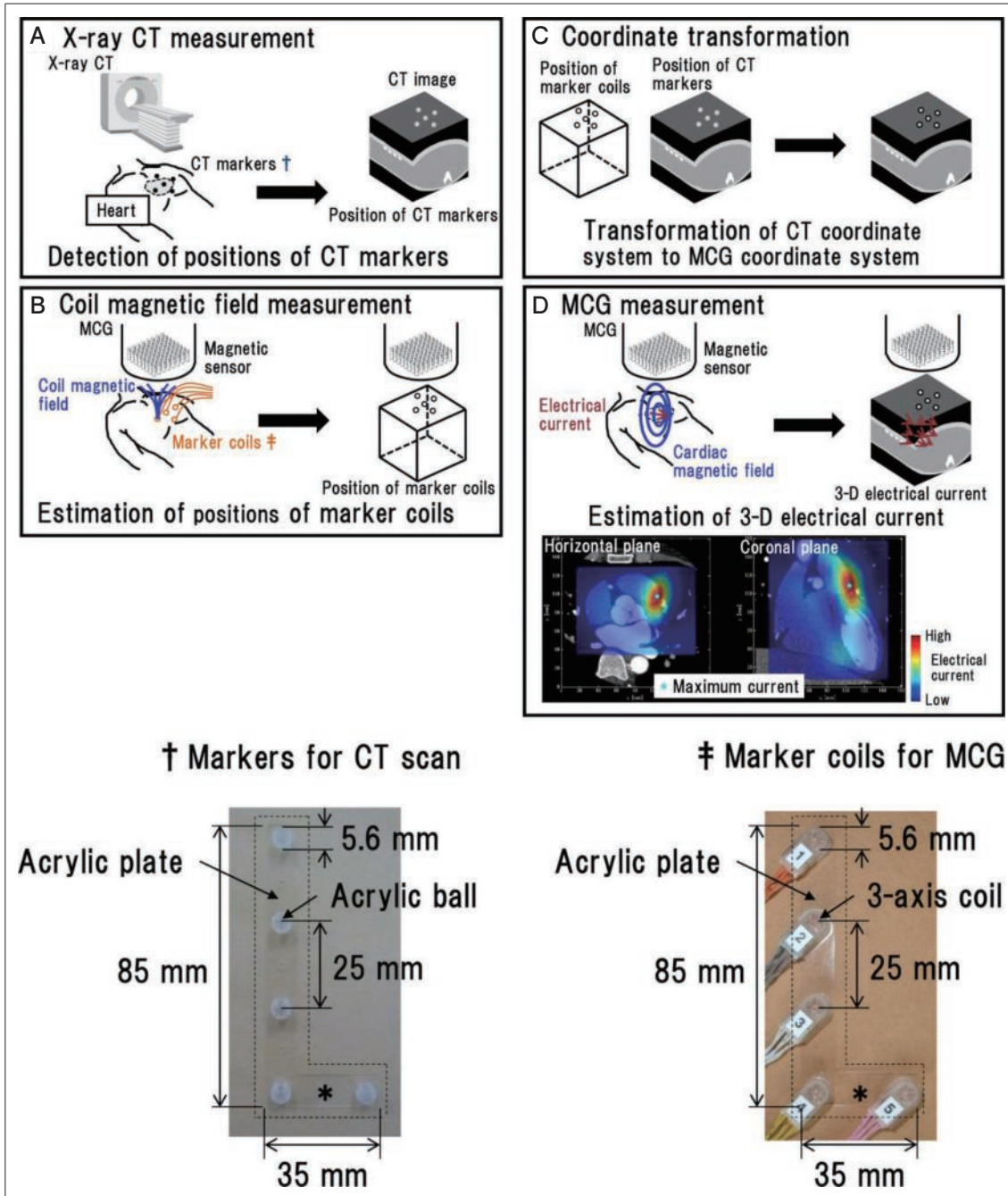


図2 MCG-CT マッピング画像作成の概要

A : X線 CT測定, B : コイル磁界測定, C : 座標変換, D : PVCの MCG測定. コンピュータ断層撮影イメージング用のアクリルマーカー(†)と心磁気記録用のマーカーコイル(‡)を示す.

[文献 11 より引用]

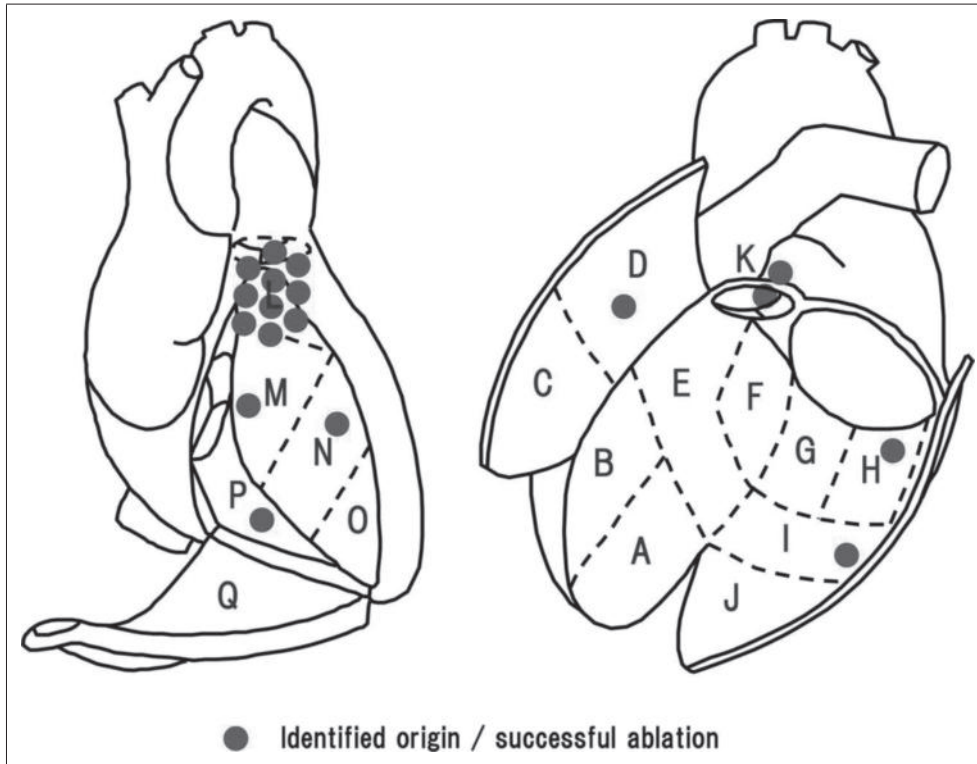


図3 調査した心室期外収縮の起源分布

A: 心尖部下壁中隔, B: 心尖部前壁中隔, C: 心尖部前壁, D: 基部前壁, E: 基部前壁中隔と中部中隔, F: 基部下壁中隔, G: 基部下壁, H: 基部下側壁, I: 中部下側壁, J: 心尖部下側壁, K: 大動脈冠尖, L-a: 右室流出路前中隔, L-m: 右室流出路中中隔, L-p: 右室流出路後中隔, L-f: 右室流出路自由壁, M: 右室基部中隔, N: 右室中部中隔, O: 右室心尖部中隔, P: 右室下壁, Q: 右室前側壁

[文献11より引用]

#### IV. 本法による部位診断の精度

カテーテルアブレーションを行った全22例のうち、治療が成功し不整脈起源を同定し得た18例で本法の起源推定精度を評価した。結果を表に示す。患者の平均年齢は $54 \pm 17$ 歳、12例(67%)が女性で、PVCのQRS波形は3例(17%)が右脚ブロック型であり、15例(83%)が左脚ブロック型であった。結果は18例中17例(94%)で推定された起源と実際のカテーテル治療で同定された不整脈起源との一致が確認され、中隔起源(図4)や左室前壁心外膜側起源(図5~7)でも推定した起源と一致した。右室流出路では自由壁側と中隔側の判別や、前壁側と後壁側

の違いも詳細に判別し得た。一方で過去の報告に沿って行った心電図アルゴリズムによる方法<sup>1)~3)</sup>では、18例中10例(56%)の一致にとどまった。心磁図で推定した起源が一致しなかったのは1例のみで、カテーテルアブレーションが成功した位置は左室後壁の心外膜側であったが、本法の推定では左室側壁の位置までは合致していたものの心内膜側起源の判定となり、一致しなかった。

#### V. 本法の臨床への応用と限界

心磁図とCTの合成画像を用いた本法は、高い精度でPVCの起源を推定し描出することが可能であった。本研究で得られた所見から、とりわけ臨床

表 全症例の患者背景とマッピング結果

No.	Age, yrs.	Sex	BMI, kg/m <sup>2</sup>	BNP, pg/mL	PVC burden, %	EF, %	BBB type + Axis	Trans. zone	V1 QRS	Coupl., ms	Analyzed PVCs	Origin (ECG)	Origin (MCG)	Origin (ABL)	Seg.*	Area ablated, cm <sup>2</sup>	MCG vs. ABL
Successful ablation																	
1	29	F	22.4	19	19.2	65	LBBB IA	V45	rS	451	76	RVOT SEP	RVOT SEP	RVOT SEP	L-m	0.9	Match
2	30	F	18.5	5	5.0	62	LBBB IA	V3	QS	400	1	RVOT POST	RVOT POST	RVOT POST	L-p	1.0	Match
3	67	M	22.3	27	26.7	69	LBBB LAD	V3	QS	411	38	HB	SEP (RV)	SEP (RV)	N	1.9	Match
4	68	F	20.5	13	13.3	73	LBBB SA	V5	QS	465	61	RV INF	RV INF	RV INF	P	1.6	Match
5	69	M	25.7	27	27.0	69	LBBB IA	V34	rS	506	21	ASC	ASC	ASC	K	0.8	Match
6	57	F	29.1	13	12.8	70	LBBB IA	V4	rS	440	1	RVOT POST	RVOT AS	RVOT AS	L-a	1.1	Match
7	80	M	25.6	11	11.0	60	RBBB RAD	V56	RR	471	4	LV LAT	LV LV	LV LV	I	0.9	Match
8	77	F	21.4	18	18.0	65	LBBB IA	V23	qrS	451	38	ASC	ASC	ASC	K	0.9	Match
9	53	F	20.9	42	15.0	62	LBBB IA	V23	rS	408	17	RVOT AS	RVOT AS	RVOT AS	L-a	1.8	Match
10	34	F	22.2	85	33.7	53	LBBB IA	V34	QS	451	38	RVOT FW	RVOT AS	RVOT AS	L-a	1.3	Match
11	36	F	23.0	67	27.0	57	LBBB IA	V34	rS	428	27	RVOT FW	RVOT FW	RVOT FW	L-f	1.2	Match
12	52	M	25.1	12	11.0	68	LBBB IA	V34	rS	627	15	RVOT FW	RVOT POST	RVOT POST	L-p	1.4	Match
13	40	F	21.2	31	17.0	73	LBBB IA	V45	rS	376	81	RVOT FW	RVOT AS	RVOT AS	L-a	1.3	Match
14	43	F	22.7	42	16.8	69	LBBB IA	V34	QS	484	8	RVOT AS	RVOT AS	RVOT AS	L-a	2.5	Match
15	39	F	19.7	12	22.0	67	LBBB IA	V34	rS	455	1	RVOT SEP	RVOT FW	RVOT FW	L-f	1.5	Match
16	79	M	22.9	56	8.0	65	RBBB SA	V56	RR	444	1	LV INF	LV LV	LV LV	H	1.1	Mismatch
17	70	F	21.8	10	6.3	64	LBBB LAD	V12	QS	429	15	HB	HB	HB	M	0.7	Match
18	57	M	37.7	58	39.0	56	RBBB IA	< V1	Rs	538	41	ASC	LV ANT (epi.)	LV ANT (epi.)	D	1.0	Match
Failed ablation																	
19	69	F	25.3	35.9	13.7	62	LBBB IA	V3	rS	440	5	RVOT AS	LV ANT (Epi)	N/A	N/A	N/A	N/A
20	66	F	25.0	27.0	27.7	45	LBBB IA	V23	qrS	437	26	RVOT SEP	RVOT SEP	N/A	N/A	N/A	N/A
21	56	M	21.7	42.7	15.8	73	LBBB LAD	V12	qrS	520	16	RVOT SEP	LV SEP	N/A	N/A	N/A	N/A
22	39	F	20.6	48.9	8.0	58	LBBB LAD	V45	rS	556	2	RV LAT	RV SEP	N/A	N/A	N/A	N/A

ABL: アブレーション, ANT: 前壁, AS: 前中隔, ASC: 大動脈冠尖, BMI: ボディマス指数, BNP: 脳性ナトリウム利尿ペプチド, Coupl.: 連結期, ECG: 心電図, EF: 左室駆出率, end.: 心内膜, epi.: 心外膜, F: 女性, FW: 自由壁, HB: ヒス束領域, IA: 下方軸, INF: 下壁, LAD: 左軸偏位, LBBB: 左脚ブロック, LAT: 側壁, LV: 左室, M: 男性, MCG: 心磁図, POST: 後壁, PVC: 心室期外収縮, RAD: 右軸偏位, RBBB: 右脚ブロック, RV: 右室, RVOT: 右室流出路, SA: 上方軸, SEP: 中隔, Seg.: 分画(\*図3参照), Trans. zone: 移行帯

[文献 11 より引用]

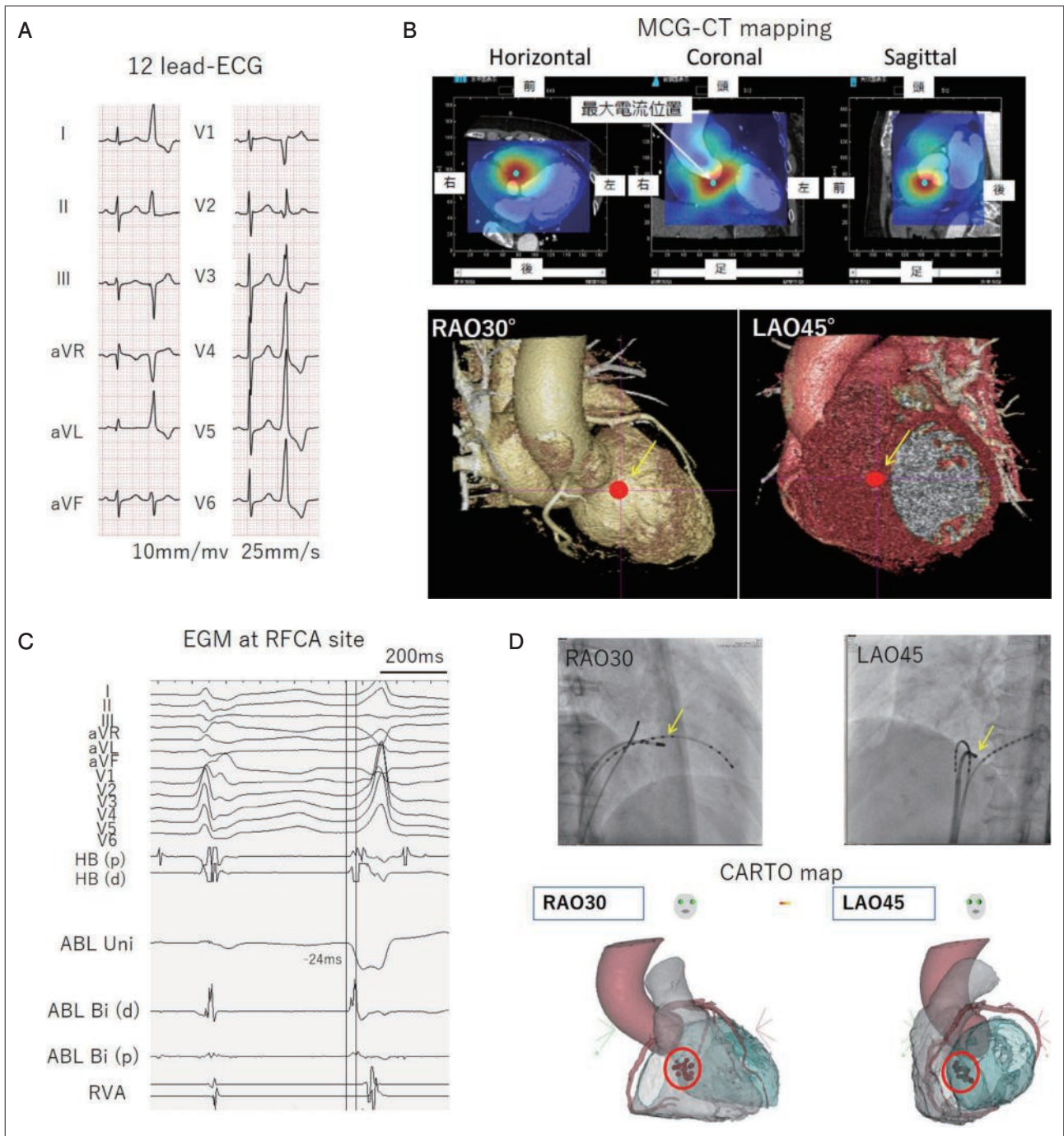


図4 右室中隔ヒス束近傍起源例(症例 #17)のマッピング結果

A: 12誘導心電図.

B: 水平面, 冠状面, 矢状面のCT画像と融合した電流マップと3次元CTマップ. 青点は, RENS 空間フィルタ法によって再構成された3次元電流分布の最大電流振幅の位置を示しており, 右室中隔に最大電流を認めた. 十字線で示した赤点は3次元CT上でのPVC起源の座標を示す.

C: 焼灼部位におけるPVCの心内電位図.

D: 焼灼部位におけるカテテルアブレーション中の透視像とCARTOシステム上の位置を示す.



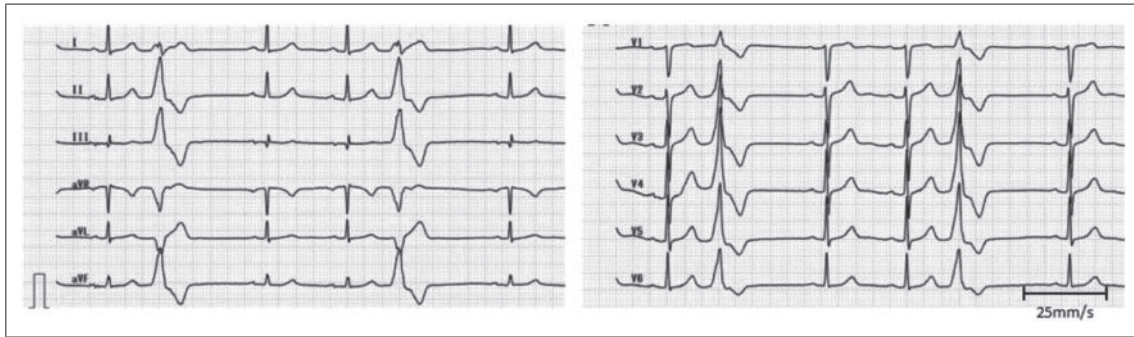


図5 左室前壁心外膜側起源例(症例 #18)のマッピング結果 その1

12誘導心電図.

[文献 11 より引用]

上問題となることが多い心内膜側と心外膜側の判別や、心室中隔で左右の起源を判別し得る可能性が示唆された。今回対象としたPVCは特発性の症例のみではあったが、器質的疾患を有する症例や心電図では判定が困難と予想されるような場合においても、磁場計測への影響は特発性の症例と何ら変わらないため、適用は可能であろう。不整脈起源が3次元画像で可視化されるため、事前にマッピングができれば治療部位をイメージしやすく、カテーテル治療において有用な検査法になると期待できる。一方で、推定が一致しなかった症例については、左室後壁起源であったために、他の起源のものとは比べて磁気センサからの距離が最も離れており、距離による磁場信号の減弱が推定に影響を与えた可能性と、心磁図計測中に不整脈の発生が少なく加算不十分でノイズを低減できなかったこと等が不一致の要因として挙げられるが、これらについては、さらに多くの症例で検証を重ねる必要がある。

これまで報告されたPVCを非侵襲的にマッピングする方法には、体表多極電極を用いたいわゆるECGi (CardioInsight Technologies, Inc., Cleveland, Ohio)<sup>13), 14)</sup>や、NEEES (EP Solutions SA, Yverdon-les-Bains, Switzerland)<sup>15)</sup>といったマッピングシステムがある。Jamil-Copleyらは、ECGiを使用した24例の流出路起源PVC(右室起源が18例、左室起源が6例)の調査で、右室起源と左室起源の識別精度

は96%であったと報告している<sup>13)</sup>。またWissnerらの報告では、PVCおよび心室頻拍の患者21例中18例(86%)において心室のセグメント毎に起源を診断し得たという<sup>15)</sup>。これらのシステムでは、数学的に再構成された単極電位によって位置データが作成され、CTもしくはMRI画像から作成し簡略化された心臓モデルにそれらを投影する方法を適用しているが、簡略化された画像データを用いることや投影による手法により生じる誤差が、心内膜と心外膜側の区別や中隔心筋層での識別精度に影響する可能性があるのではないかと考えられる。われわれの方法では投影ではなく、推定された起源をCT画像と座標を合成する手法であり、前述の投影によるマッピング法の限界を克服できる可能性があるのではないかと考えている。実際にわれわれの検証では、心外膜起源や中隔起源の位置を判別し得る結果を示していた。さらに最近の報告では、ECGiによるマッピングと侵襲的な心外膜のコンタクトマッピングを直接比較した研究でECGiシステムによる心室マッピングの否定的な結果も報告されており<sup>16)</sup>、電流の位置推定に関しては電極を用いた電位計測法にも限界があると考えられる。心磁図を用いた本方法は、PVC起源の推定においてこれまでの報告と比べても、それらを凌駕する良好な結果であったのではと考えている。しかしながら、この手法はシンプルにある時刻に発生している電流源の位置を推定す



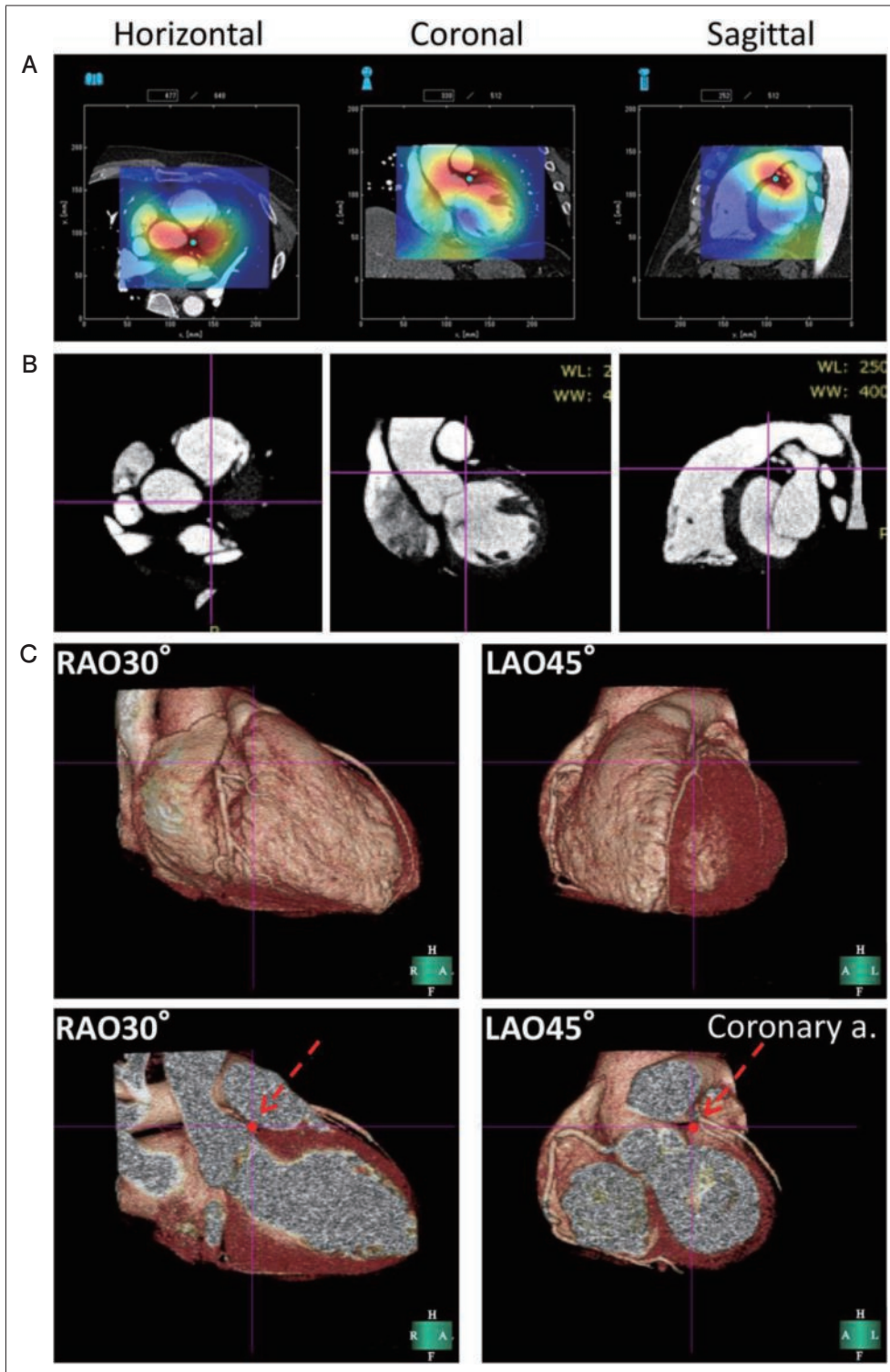


図6 左室前壁心外膜側起源例(症例 #18)のマッピング結果 その2

A: 水平面, 冠状面, 矢状面のCT画像と融合した電流マップ. 青点は, RENS 空間フィルタ法によって再構成された3次元電流分布の最大電流振幅の位置を示す.

B: 十字線で示したPVC起源の座標.

C: 3次元CTマップ.

[文献11より引用]

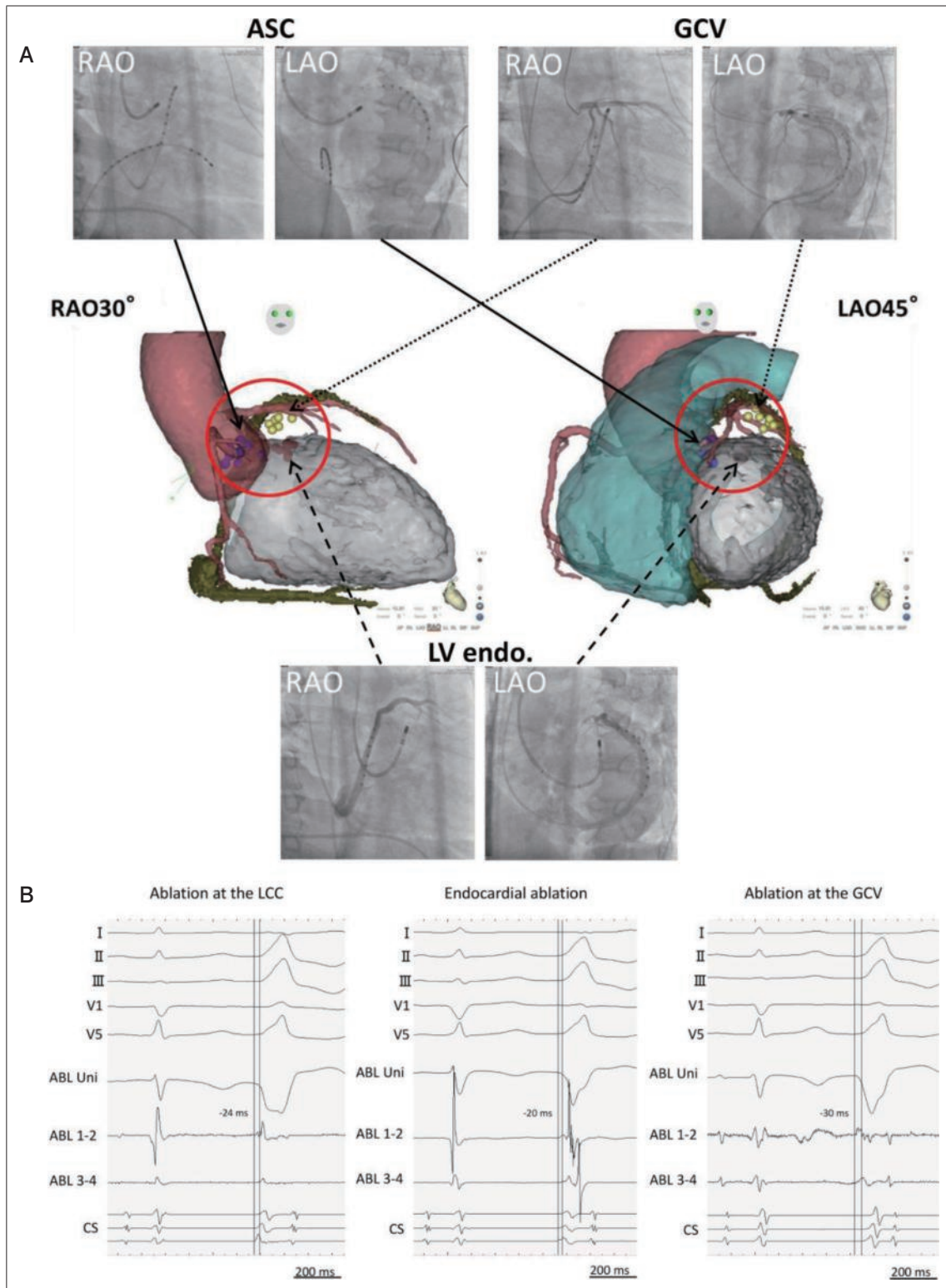


図7 左室前壁心外膜側起源例(症例#18)のマッピング結果 その3

A: 左冠尖(ASC), 左室内(LV endo.), および大心静脈内(GCV), それぞれの焼灼部位におけるカテーテルアブレーション中の透視像と CARTO システム上の位置. 黄点は 大心静脈内から焼灼した成功通電部位を示す.

B: 左冠尖, 左室内, および大心静脈内, それぞれの焼灼部位における PVC の心内電位図.

[文献 11 より引用]

るものであり、PVCのように巣状興奮パターンの不整脈起源を推定するには適応できるが、同時に複数個所で興奮が生じているような場合や、リエントリを機序とした不整脈をマッピングするには別の手法を検討する必要があるため、それに関しては今後の課題である。

本研究の限界は、第一に検証を行えた症例数が少ないことであり、起源については比較的幅広い症例の分布が得られたとは思いますが、やはり流出路起源が大半を占めており、他の部位の検証が十分とはいえない。第二には、画像作成時の誤差であり、画像データの取得にあたっては呼吸や心周期、心臓容積の変化による影響で生じる誤差は無視できない。しかしながら、それらの誤差を極力減らすために、心磁図とCTは同日の数時間以内に各計測と撮像を行っており、計測中は患者の姿勢を上肢挙上とし呼吸での撮像を行う等、心磁図とCTのデータが可能な限り同じ条件で取得されるように工夫した。また、心周期は基本的に拡張後期のデータを取得しており、これらにより誤差は最小限に抑えられたものと考えている。第三に、磁場は磁気シールドルーム内での計測が必須であり、カテーテル治療中にマッピングを同時に行って推定した起源をCARTOシステム上に示すことができなかったため、実際の起源との誤差を計測する等の定量的な評価ができていない。これはCARTOマージにおける誤差にも関連することだが、今後は事前に起源を推定しておいてカテーテルアブレーション治療時にマージするCT画像へ起源を示した上で、治療効果を前向きに検証するような方法も検討できればと考えている。

最後に、磁場計測の弱点として以下の点が挙げられる。まず心臓植込みデバイス等、体内に磁性体となる金属が植込んであるような患者では、磁場測定にノイズが混入し影響が出てしまうため、心磁図を正確に計測することは不可能である。加えて、心臓磁場は極めて微弱であるため、特に病院のような電磁干渉が多い環境下でその影響を受けずに測定することは不可能であり、測定するためには磁気シール

ドが必須である。また、SQUIDは微弱な心臓磁場を鋭敏に測定し得る高感度の磁気センサではあるが、高額で、素子に超伝導体を利用しているために冷却用の液体ヘリウムも常時必要とする。このような要因により、一般的な病院で使用するには環境設備やコストの面でのハードルが高く、現状では限られた研究施設のみでの使用にとどまっており、臨床使用に適した機器としてはいまだ普及に至っていない。今後の心磁図の普及と臨床使用のためには、心電計のように、安価で、移動可能な心磁測定機器が必要である。そのためには、冷却を必要としない常温作動が可能な素子や、磁気シールドルームのない環境下でも測定できる低ノイズかつ高感度の新しい磁気センサ等、現在の心磁計の弱点を克服できるデバイスの開発が待たれる。近年、光ポンピング磁気センサを用いた心磁計が開発され、その実用性について検証した研究が報告されている<sup>17)</sup>。これまでのSQUIDシステムと比較して遜色ない磁場データが計測可能で、かつ冷却剤や磁気シールドルームを要さない低コストの移動可能な画期的システムとして注目されている。このような新しいシステムが開発されることで心磁図の利用が普及すれば、今後の臨床応用へのさらなる発展が期待される。

## VI. 結 語

L字型マーカーを用いた心磁図とCT画像の合成法による心室期外収縮起源の非侵襲的マッピングは、極めて高い精度で起源の推定が可能であることが示されたが、特に臨床問題となる心内膜側と心外膜側の判別や、心室中隔起源の左右を判別し得る性能を有していることが示唆された。磁気センサ技術の進歩により容易に心臓磁場を計測できるようになれば、今後の不整脈診療へ応用できる有用なツールになり得ることが期待される。

## 付記

本稿は第25回日本不整脈心電学会学術奨励賞優秀賞を受賞した論文をもとに、総説としてまとめた



ものである。なお、図2, 3, 5~7および表については受賞論文から引用した。

#### 受賞論文

Aita S, Ogata K, Yoshida K, Inaba T, Kosuge H, Machino T, Tsumagari Y, Hattori A, Ito Y, Komatsu Y, Sekihara K, Horigome H, Aonuma K, Nogami A, Kandori A, Ieda M : Noninvasive Mapping of Premature Ventricular Contractions by Merging Magnetocardiography and Computed Tomography. *JACC Clin Electrophysiol*, 2019 ; 5(10) : 1144-1157

#### 〔文 献〕

- 1) Ito S, Tada H, Naito S, et al. : Development and validation of an ECG algorithm for identifying the optimal ablation site for idiopathic ventricular outflow tract tachycardia. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2003 ; 14 : 1280-1286
- 2) Dixit S, Gerstenfeld EP, Callans DJ, et al. : Electrocardiographic patterns of superior right ventricular outflow tract tachycardias : distinguishing septal and free-wall sites of origin. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2003 ; 14 : 1-7
- 3) Yoshida N, Yamada T, McElderry HT, et al. : A novel electrocardiographic criterion for differentiating a left from right ventricular outflow tract tachycardia origin : the V2S/V3R index. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2014 ; 25 : 747-753
- 4) Anter E, Frankel DS, Marchlinski FE, et al. : Effect of electrocardiographic lead placement on localization of outflow tract tachycardias. *Heart Rhythm*, 2012 ; 9 : 697-703
- 5) Yamada S, Kuga K, On K, et al. : Noninvasive recording of his potential using magnetocardiograms. *Circ J*, 2003 ; 67 : 622-624
- 6) Wacker-Gussmann A, Strasburger JF, Wakai RT : Contribution of Fetal Magnetocardiography to Diagnosis, Risk Assessment, and Treatment of Fetal Arrhythmia. *J Am Heart Assoc*, 2022 ; 11 : 1159-1161
- 7) NENONEN J, MÄKIJÄRVI M, TOIVONEN L, et al. : Non-invasive magnetocardiographic localization of ventricular pre-excitation in the Wolff-Parkinson-White syndrome using a realistic torso model. *Eur Heart J*, 1993 ; 14 : 168-174
- 8) Yamada S, Tsukada K, Miyashita T, et al. : Noninvasive, direct visualization of macro-re-entrant circuits by using magnetocardiograms : initiation and persistence of atrial flutter. *Europace*, 2003 ; 5 : 343-50.
- 9) Yoshida K, Ogata K, Inaba T, et al. : Noninvasive Detection of Pulmonary Venous Reconnections by Magnetocardiography After Catheter Ablation of Atrial Fibrillation. *JACC Clin Electrophysiol*, 2023 ; doi : 10.1016/j.jacep.2023.10.010(in press)
- 10) Ito Y, Shiga K, Yoshida K, et al. : Development of a magnetocardiography-based algorithm for discrimination between ventricular arrhythmias originating from the right ventricular outflow tract and those originating from the aortic sinus cusp : a pilot study. *Heart Rhythm*, 2014 ; 11 : 1605-1612
- 11) Aita S, Ogata K, Yoshida K, et al. : Noninvasive Mapping of Premature Ventricular Contractions by Merging Magnetocardiography and Computed Tomography. *JACC Clin Electrophysiol*, 2019 ; 5 : 1144-1157
- 12) Kumihashi I, Sekihara K : Array-gain constraint minimum-norm spatial filter with recursively updated gram matrix for biomagnetic source imaging. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2010 ; 57 : 1358-1365
- 13) Jamil-Copley S, Bokan R, Kojodjojo P, et al. : Noninvasive electrocardiographic mapping to guide ablation of outflow tract ventricular arrhythmias. *Heart Rhythm*, 2014 ; 11 : 587-594
- 14) Cakulev I, Sahadevan J, Arruda M, et al. : Confirmation of novel noninvasive high-density electrocardiographic mapping with electrophysiology study : implications for therapy. *Circ Arrhythm Electrophysiol*, 2013 ; 6 : 68-75
- 15) Wissner E, Revishvili A, Metzner A, et al. : Noninvasive epicardial and endocardial mapping of premature ventricular contractions. *Europace*, 2017 ; 19 : 843-849
- 16) Duchateau J, Sacher F, Pambrun T, et al. : Performance and limitations of noninvasive cardiac activation mapping. *Heart Rhythm*, 2019 ; 16 : 435-42
- 17) Strand S, Lutter W, Strasburger JF, et al. : Low-cost fetal magnetocardiography : a comparison of superconducting quantum interference device and optically pumped magnetometers. *J Am Heart Assoc*, 2019 ; 8 : e013436

# Clinical Evaluation of Non-Invasive Mapping of Premature Ventricular Contractions by Merging Magnetocardiography and Computed Tomography

Satoshi Aita<sup>1</sup>, Kentaro Yoshida<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Cardiovascular Division, Yamagata Prefectural Central Hospital

<sup>2</sup>Department of Cardiology, Institute of Medicine, University of Tsukuba

Magnetocardiography (MCG), a diagnostic modality that measures the magnetic field of the heart, has good spatial resolution because transparency of magnetic field signals is generally constant and not influenced by various tissues in the human body, so this modality could potentially help diagnose arrhythmia more accurately than the electrocardiogram (ECG). The utility of MCG in discriminating premature ventricular contractions (PVCs) originating from the right ventricular outflow tract from those originating from the aortic sinus cusps was previously reported. To further improve the diagnostic accuracy of MCG mapping, we recently developed a method that merges MCG images with computed tomography (CT) images. This study aimed to evaluate our novel non-invasive MCG mapping method merged with computed tomography (MCG-CT) for PVCs. The study included 22 patients referred for catheter ablation of idiopathic PVCs. Radiopaque L-shaped acrylic markers during CT scanning and coil markers generating a weak magnetic field during MCG measurements were used as reference markers to merge the images. Estimated PVC origins determined by using a spatial filter algorithm applied to MCG data were merged with the 3-D CT image by matching the coordinates of each marker. These MCG-CT mapping images were compared with the successful ablation sites obtained from the CARTO system, and diagnostic accuracy was evaluated. The accuracy of MCG-CT mapping was 94% , which was higher than that of ECG algorithms (72%). The high diagnostic accuracy of this method may allow us to use MCG-CT mapping in clinical practice.

**Keywords :** Magnetocardiography, Non-invasive mapping, Premature ventricular contraction