総説

経皮的カテーテル心筋焼灼術に関する基礎的研究

渡 辺 一 郎

日本大学医学部内科学系循環器内科学分野

Review of the Basic Studies of Catheter Ablation

Ichiro WATANABE

Division of Cardiology, Department of Medicine, Nihon University School of Medicine

Radiofrequency catheter ablation has been used for curative treatment of tachyarrhythmias. In this review, the basic studies on catheter ablation conducted in our laboratory are described.

- 1) Atrioventricular node (AVN) ablation. We showed that while complete atrioventricular block was created at a larger A/V amplitude ratio, even the His bundle electrogram amplitude was small.
- 2) AVN modification. We showed that it was difficult to modify AVN conduction, because smaller prolongation of the AH interval was ineffective, and inadvertent 2nd atrioventricular block (AVB) often progressed to complete AVB.
- 3) Development of a new energy source. We tested microwave energy and short time constant capacitive DC shocks for creation of a larger lesion size without an audible pop and thrombus formation.
- 4) Development of a newer algorithm for cooled-tip radiofrequency ablation to avoid intramural pop.
- 5) Development of endoscopy-guided direct-vision epicardial ablation.
- 6) Development of bipolar radiofrequency ablation. Bipolar ablation created deeper and larger lesions in the left ventricle and interventricular septum.
- 7) Development of a new catheter and technologies for creation of a linear lesion in the atrium without any conduction gap.

Key words: catheter ablation, radiofrequency energy, direct current energy, microwave energy

カテーテルアブレーション, 高周波, マイクロ波, 直流エネルギー

(J. Nihon Univ. Med. Ass., 2018; 77 (4): 219–227)

諸 言

頻脈性不整脈に対するカテーテルアブレーションは、目的とする不整脈の起源や伝導回路を除去し治癒させることである。カテーテルアブレーションに関する最初の臨床報告はフランス人の Fontaine らにより、心臓電気生理学的検査中、心室細動になった症例に対して、体表面より電氣的除細動を施行した所、His 束電位を記録していた電極カテーテルに電流が流れてしまい、偶発的に完全房室ブロックとなった症例として 1979 年に報告された¹⁾。カテーテルアブレーションの臨床応用は、難治性の上室性頻脈に対する房室ブロックの作成が最初で、これは 1982 年に報告された^{2,3)}。翌年には難治性の心室頻拍にも応用した結果が報告された⁴⁾。

1) 房室接合部焼灼

日本大学循環器内科での実験

著者らの研究室においても、1984 年に実験的に経動

脈的に電極カテーテルを大動脈洞無冠尖に進め、His 束電位が最大に記録される部位で 10–40 Joules の直流通電を施行する事により、完全房室ブロックを作成する事に成功した^{5,6)}。しかしながら、直流通電では、傷害の大きさの調節が困難であり、また傷害部位が新たな不整脈源となるなどの問題点が浮上した。そこで、他のエネルギー源が模索されたが、1986 年に高周波を用いた房室ブロックの作成に関する実験的報告がなされ⁷⁾、それ以降、高周波を用いたアブレーションが現在まで、主体となっている。しかしながら、当初、研究に用いられた高周波発生装置は外科手術で使用する電気メスが用いられていた。著者らは 1989 年に日本で開発された心筋焼灼術用の高周波発生装置である Inter Nova 社製、NOVA FRAMR RA-50 を用いて、房室接合部焼灼実験を行った^{8–12)}。通電電極が 2 mm の電極を使用しての房室接合部焼灼に関しては、1) His 束電位上の心房波と心室波の振幅比が 1.0 以上で His 束電位が小さいか、ほとんど見えないくらいの大きさであること、2) 高周波通電中の

accelerated junctional beats の出現, 3) エネルギーとしては 20~40 watt で 20~40 sec の通電, 4) X 線透視上, カテーテル位置の安定性が成功の条件であり, 一方, His 束電位が最大の所で通電すると房室ブロックは作成されず, 右脚ブロックが作成された (図 1A)⁸⁻¹⁰⁾. 次に, 房室接合部焼灼成功予測因子としてのカテーテル先端温度につき検討するため, ルーメン付きの電極カテーテルの内腔を通し, 電極先端にサーミスターを固定した電極カテーテルを作成して実験を施行した. その結果, 高周波通電により完全房室ブロックが作成された犬では通電 (20~40 watt) 開始後 3~24 sec でカテーテル先端の温度は平均 $66.9 \pm 3.5^\circ\text{C}$ に上昇し, その後多少の変動を示したがそのレベルに保たれた. 一方, 房室ブロックが作成されなかった原因としては, 1) 通電エネルギーが十分でもカテーテル先端が動いていて房室接合部に固定されず, エネルギーが流血中に漏れてカテーテル電極の温度が十分に上昇しない場合, 2) カテーテル電極の温度が 60°C 以上に上昇してもカテーテル電極の位置が悪く房室接合部に当たっていない場合が考えられた (図 1B)¹¹⁾.

2) 房室伝導修飾

次に, 難治性上室性頻脈性不整脈に対して, 完全房室ブロックを作成することなく, 房室伝導を修飾することにより, 脈拍数をコントロールすることの可能性を検討する実験を施行した. 本研究では, カテーテル先端温度可能な機器 (HAT 200, HAT 260 カテーテル) を使用し, カテーテル先端温度を $55\sim 65^\circ\text{C}$ に設定し, 薬理学的自律神経遮断下に His 束電位上の AH 間隔が通電終了後 30 分後に通電前の 30% 以上に延長していることをエンドポイントとした. アブレーション後の AH 間隔の延長度がアブレーション前の 60% 以下で平均 46% であった 4 頭では, 通電直後, 亜急性期, 慢性期において Wenckebach point (心房ペーシングにより Wenckebach 房室ブロックを生ずる最少心拍数), 房室結節の機能的不应期 (FRP AVN, 心房早期刺激を施行した時の最短 H1-H2 間隔), mean ventricular response (MVR, 心房を高頻度でペーシングした際の平均心室拍数) に有意な変化は見られなかった. 一方, アブレーション後, AH 間隔の延長度が 60% 以上で平均 87% であった 4 頭では亜急性期, 慢性期にも Wenckebach point, FRP AVN が延長し,

図 1 A. 左図は通電電極の 1-2 の双極電位上の心房波 (A) と心室波 (V) の波高の比率が 1.0 であり, 同部位に対する 30 watt の通電により, 房室接合部性頻拍に続き, 完全房室ブロックが作成された. B. A 波と V 波の波高比率が 0.1 の部位での通電では, 大きな His 束電位 (H) が記録されているにも関わらず, 40 watt まで出力を増加しても, 右脚ブロックが作成されたのみであった.

B. 左図は 20 watt の出力で 20 秒間通電を施行した実験を示している. 通電電極の温度は最高 53°C までしか上昇せず, 一過性の 2:1 房室ブロックとなったが, 通電終了後, 1:1 伝導に戻った. 右図: 同部位に対し, 30 watt, 30 秒間の通電を施行した結果, 通電電極の温度は最高 58°C まで上昇し, 通電中の完全房室ブロックとなり, 通電終了後も完全房室ブロックが持続した.

MVR が減少する傾向にあった (図 2A)¹²⁾。しかしながら、上記実験にて通電終了後 30 分以上第 2 度房室ブロックが持続した 5 頭について亜急性期、慢性期に心電図を記録した結果、5 頭の内 3 頭は、急性期は 2:1 房室ブロックであったが、亜急性期、慢性期には完全房室ブロックに進行しており、1 頭は 3:2 房室ブロックから完全房室ブロックに、1 頭は急性期には 2:1 房室ブロックであったが、亜急性期、慢性期にも 2:1~3:2 房室ブロックのままであった (図 2B)¹³⁾。従って、房室結節に対する高周波焼灼による房室伝導の修飾は困難であることが判明した。臨床的にも同手技は試みされたが、成功率が低く、房室ブロックの合併率が高いので、行われなくなった。

3) 心室筋焼灼

A: 高周波焼灼

心室筋焼灼に関しても電極先端にサーミスターを固定した電極カテーテルを用いて高周波焼灼実験を施行した結果、カテーテル先端温度は通電出力および通電時間に比例して上昇し、高周波エネルギー量 (Joules = watt × sec) が同一でも通電出力 (watt) が大きい方が通電中のカテーテル先端の温度が高いとの結果を得た¹⁴⁾。また、高周波心筋焼灼時に生ずる急激な通電電極のインピーダンス上昇に關与する因子についての実験的検討を施行した

結果、カテーテル先端温度が 100℃ 近くになるとインピーダンスの急上昇が出現し、出力電圧が約 3 倍に増加し、一方、電流は急激に低下した。インピーダンス急上昇の原因としては通電電極周囲への気泡あるは凝固血の付着が原因であった¹⁵⁾。

心室筋焼灼の際に発生する急激なカテーテル先端電極のインピーダンス上昇は心筋と電極の接触面での血栓形成による脳血栓塞栓症、同部位での水蒸気爆発 (pop) による心嚢液貯留・心タンポナーデ発症を引き起こすことがあり、危険な兆候である。以前に施行した実験より、インピーダンスの急上昇はカテーテル先端温度が 100℃ 近くになると生ずる事が判明しており、また、インピーダンスが急上昇した時に、定出力方式であると、電流低下を補うために出力電圧が増加し、さらに危険な状態となると考え、カテーテル先端温度測定、温度コントロール設定が出来ない通常の電極カテーテルでインピーダンスの急上昇を予防可能な新規高周波アブレーション装置 “NL-50” を開発した (図 3)¹⁶⁾。本機器の特徴は、定電圧方式とし、インピーダンスが急上昇した場合でも、出力電圧は変化せず、電流が減少し、その結果、出力が低下するので、安全性が増し、また、通電前にもインピーダンスの測定が可能であり、通電中も通電電極のインピーダンスを online で表示し、通電中のインピーダンスが事前に設定した値を超えると自動的に通電が停止する機能

図 2 A. 左図上は房室接合部に対するアブレーションにより、通電 30 分後の AH 間隔が 60% 以上延長した A 群と 60% 未満の B 群間で亜急性期 (subacute, 5-14 日後) 及び慢性期 (chronic, 一か月以上) における AH 間隔を比較した図である。A 群では急性期、慢性期ともに AH 間隔は延長したままであるが、B 群では亜急性期、慢性期になるに従い、AH 間隔が短縮傾向を示した。左図下は房室結節の機能的不应期 (FRP, 心房早期刺激を施行した時の最短 H1-H2 間隔) についても AH 間隔と同様の傾向を示した。右図上は心房ペーシングを施行時に Wenckebach 房室ブロックを生ずる最低の心拍数 (Wenckebach Point) を、右図下は心房を 400-500 回/分でペーシングした際の平均心室拍数 (VR) を同様に比較した図であり、A 群では Wenckebach point 及び VR の減少が慢性期にも見られるが、B 群では慢性期にはアブレーション前の値に回復傾向を示した。

B. 一方、通電 30 分後にも第 2 度房室ブロックが持続していた 5 頭の内、4 頭では慢性期に完全房室ブロックに進行しており、残りの 1 頭では第 2 度房室ブロックのまま経過した。

を備えている点であり、現在の様に、通電電極温度の測定および電極温度コントロールが一般的になるまでは、本邦において、広く使用された。

B: マイクロ波焼灼

高周波エネルギーによる心筋焼灼は通電電極と心筋組

図3 著者らが開発した本邦初のカテーテルアブレーション装置, NL-50.

織の接触面に発生するジュール熱が心筋に伝播し、心筋がおおよそ 60℃ に熱せられると、不可逆性凝固壊死になることによる。従って、電極と組織の接触が不十分であると焼灼面積、深度が不十分となる。また、接触面の温度が 100℃ を超えると、pop 現象、血栓形成が生ずる。通常使用される高周波は 500 Hz 前後であるが、マイクロ波を使用すると、家庭用の電子レンジでも分かる様に、接触していなくても温度上昇が起こる。この“dielectric effect”のカテーテルアブレーションへの応用を実験的に検討した。犬の房室接合部及び左心室に対し、custom made の電極カテーテルを使用し、2,450 MHz のマイクロ波発生装置より房室接合部では 40~90 watt でアブレーションを行い、11 頭中 10 頭で完全房室ブロックの作成に成功し、左室で 80 watt, 180 秒間の通電にて、最大 7.1 ± 1.1 mm の焼灼深度を血栓形成、pop 無しに作成し得た (図4)¹⁷⁾。マイクロ波を使用するカテーテルアブレーションでは通電電極をコイル状にする必要があり、またカテーテルシャフト内でのアンテナ現象による発熱が生ずるため、実用化はされていない。

C: 直流焼灼

次に、直流通電の弱点である気泡発生による気圧外傷を克服すべく開発された通常の除細動器よりも短時間に高エネルギーを出力可能な直流アブレーション装置および特殊な形状をした電極カテーテルを使用した実験を施行した (図5)。2 joule/kg の直流通電を 1 回~3 回繰り返し施行する事により血行動態に影響することなく相加的に焼灼体積、深達度は大きくなり、2 joule/Kg, 3 回通

図4 上図：マイクロ波通電電極は高周波用電極と異なり、アンテナ状の形状である。
下図：80 watt の出力で 15-180 秒間通電を施行した際の左室焼灼深度 (左) 及び焼灼容積 (右) を示している。
高周波通電と異なり、高出力通電においても血栓形成、pop 現象は見られなかった。

電では、焼灼深度は 10.0 ± 0.683 mm にまで達した¹⁸⁾。

D: Cooled-tip Catheter を用いた高周波心筋焼灼

しかしながら、その後、高周波を用いたアブレーションにおいても、通電電極を冷却 (cooled-tip) する事により、通電電極と心内膜面間の過度の温度上昇による水蒸気爆発を予防可能な事が判明したため、上記システムは普及しなかった。そこで、我々も通電電極を生理食塩水で閉鎖循環させる事により、高周波通電中の通電電極温度の上昇を抑制するシステム (closed-loop cooled-tip catheter) を用い、心室筋の高周波焼灼実験を施行した。その結果、通常の高周波通電に比較して、cooled-tip システムを使用すると、通電電極のインピーダンスの急上昇が抑制され、より高出力の通電が可能となり、焼灼体積を増加することが可能となったが、同時に電極温度は 59°C を超えると高出力通電時に心内膜面ではなく、心筋内での水蒸気爆発が生じ、血行動態の破綻、心タンポナーデなどの重篤な合併症が観察された (図 6A)¹⁹⁾。そこで、cooled-tip カテーテルを用いたアブレーション時においても、通電電極温度のコントロールが重要と考え、custom-made のコンピューターソフトを開発し、通電開始から約 40 秒間かけて、電極温度が 40°C に達するようにする様にゆっくりと出力を増加させた。その結果、インピーダンスの急上昇、心筋内での水蒸気爆発は見られなくなった。その際の心筋内の温度を fluoroptic fiber で測定すると、通電電極の温度は 40°C であったが、心内膜面より 3–6 mm 内側で $72.4 \pm 14.4^{\circ}\text{C}$ まで上昇していた

(図 6B)²⁰⁾。最近では、生理食塩水を電極先端から外に流すタイプの open irrigation-tip 型電極が主流であるが、通電時の電極温度は 41°C を超えない様に出力を調節する方法が取られている。

E: 心室内直視下高周波焼灼

心室頻拍の発生源が心外膜側に存在する場合、心内膜側からの高周波通電では焼灼不可能である。その場合、心外膜穿刺を施行し、心外膜側からの高周波通電が試みされるが、irrigation-tip 電極を用いても、スペースが狭い心室内通電では電極抵抗が高く、十分な出力が得られない場合が見られる。また、心外膜側には冠動脈が走行しており、その損傷にも気を付ける必要が有る。著者らは、細い 9F の内視鏡を心窩部より経皮的に心嚢腔に挿入し、冠動脈、厚い心外膜脂肪を避け、心外膜心筋を直視下に焼灼する方法を報告した (図 7)²¹⁾。

F: 冷凍心筋焼灼

高周波エネルギーに替わるエネルギー源として、冷凍凝固がカテーテル心筋焼灼においても開発されたので、冷凍凝固カテーテルを使用し、心内膜側、心外膜側よりの左室アブレーションを検討した。その結果、冷凍凝固カテーテル心筋焼灼効果は心内膜側、心外膜側伴に同程度の焼灼効果が得られた。また、冠動脈に近接した部位での焼灼においても、慢性期の組織学的検討では、冠動脈の内皮は保たれており、閉塞、狭窄は認めなかった²²⁾。

図 5 Short time constant capacitive shock device (NHH ablator, Cardiac Recorders Type CR60, London, UK).

- A. 通電電極。直流通電に伴い、電極部分の金属とダクロンシャフトの間で発生する気泡の発生とその崩壊による組織の機械的損傷 (barotrauma) を最小限にするために開発された電極であり、通電電極とそれを支える電極シャフトの部分が隔離された構造となっている。
- B. 直流電流発生装置。通常の直流除細動器に見られる damping coil は使用しておらず、コンデンサーは $8 \mu\text{F}$ 、最大 50 joules、最大ピーク電圧は 3.5 KV である。

図6 A. Closed-loop cooled-tip catheter を使用し、40 watt の出力で左室内膜側よりアブレーションを施行した結果、通電開始 57 秒後に pop 現象が生じ、その後に摘出した心臓では、pop による出血を伴う大きな空洞が左室心筋内に見られた。
B. 同システムを通電カテーテル温度上昇を 40℃ に設定し、緩徐に power を増加させるコンピュータプログラムを使用 しての通電を示す。通電カテーテルの温度は 38℃ までしか上昇していないが、心筋組織内温度は心筋内に刺入した 3 番目の温度 probe で最大 94℃ まで上昇していた。本通電では、pop は発生せず、焼灼部位は均一な凝固壊死を示した。

図7 経皮的心外膜穿刺法による内視鏡ガイドによる直視下心外膜心筋焼灼術。
A. 左上の図は冠動静脈を示している。右上の図は焼灼部位が白く観察されている。下図はカテーテルを示している。
B. 左上の図は焼灼部位を示して、右上下の図は心表面に付着している脂肪組織を示している。

G: 高周波双極焼灼

しかしながら、左心室、心室中隔の様な厚い心筋組織においては、心内膜側、心外膜側からのアブレーションにても焼灼出来ない心筋中層起源の心室頻拍も存在す

る。そこで、通常使用する電極-対極板間の単極通電ではなく、二つの電極間（心室中隔右室側-左室側、心内膜側-心外膜側）で通電を行う双極通電法を検討した。その結果、単極通電を各々の部位で施行するよりも双極

50w / 120 sec

図8 左図：豚の心室中隔を右室側と左室側より別々に 50 watt, 120 秒間単極 (unipolar) 通電した組織を示している。
右図：右室と左室に置いた 2 つの電極間で双極 (bipolar) 通電した組織を示している。単極通電では貫壁性焼灼は作成出来ないが、双極通電では貫壁性焼灼が作成されている。

通電を施行する方が、高頻度に貫壁性焼灼を作成し得た (図8)^{23, 24)}。

4) 心房筋焼灼

心房細動に対する根治的治療として外科医の Cox は開心術時に左房、右房を線状に切開し、縫合する“cut and saw”事により、術後の洞調律維持が可能であると 1991 年に報告した²⁵⁾。その後、1994 年に Swartz ら、Haissaguerre らによりカテーテルにより経皮的に高周波カテーテル心房線状焼灼の成功例が報告された^{26, 27)}。しかしながら、従来のカテーテルを使用した心房線状焼灼術は術時間が長時間に及び、血栓塞栓症、心タンポナーデ等の合併症の発生頻度も高く、成功率も低かった。

A: 通電電極の工夫

そこで著者らは、安全に効率よく、確実な心房筋線状焼灼の関する研究を施行した。先ず、通電電極の長さが 8 mm の large-tip catheter, 前述した closed-loop catheter, 及び線状焼灼用に 7 mm 長のコイル型電極が 4 個, 1.25 mm 間隔で配備された電極カテーテル (AMAZR™ 電極, 図 9A) を使用し、高頻度心房ペーシング誘発心房細動モデル犬を使用し、右房の線状焼灼を施行した。Large-tip catheter では 7 頭中 4 頭で, coiled-tip catheter では 7 頭中 3 頭で, また cooled-tip catheter では 6 頭中 1 頭で洞調律に復した。しかしながら、慢性期に施行した病理組織学的検討では、どのアブレーション法においても、線状焼灼部位中に残存組織を認めた²⁸⁾。更に、心房線状焼灼を目的とした開発された通電電極が心房筋と直接接触せず、電極周囲に有孔性のスポンジで巻き付け、そのスポンジを生理食塩水で還流しながら、通電を施行する irrigated balloon catheter を使用した実験を施行した。20 mm の電極が 1.5 mm 間隔で 2 つ付いているカテーテルで豚右心房筋の線状焼灼を施行した結果、焼灼心内膜面には血栓形成が見られなかったが、病理組織では、貫壁性の連続した線状焼灼巣は一部の実験でしか作成されな

かった (図 9B)²⁹⁾。従って、どの方法を用いても、完全な線状焼灼を施行するためには、電気生理学的に伝導途絶を確認する必要性の重要性が判明した。

B: 温度コントロール下の cooled-tip 高周波焼灼法

そこで、上記、温度コントロールを可能にした closed-loop cooled-tip catheter を使用し、超音波クリスタルを内蔵した電極カテーテルを心腔内に留置し、通電電極の 3 次元位置を表示可能なマッピングシステムと組み合わせる事により、焼灼位置の記録、また焼灼前後での心房内興奮伝導過程を豚で検討した。その結果、9 頭中 4 頭で興奮伝導パターンより線状焼灼ラインの完成が確認され、病理組織学的にも貫壁性の線状焼灼が確認された (図 10)³⁰⁾。

C: 高周波双極焼灼による左房-僧房弁輪峡部焼灼

Haissaguerre らが発作性心房細動の発症機序として、肺静脈内より発生する連結期の短い心房性期外収縮の重要性を発見して以来、心房細動に対するアブレーションとしては、肺静脈隔離術が主体となっている³¹⁾。しかしながら、持続性、長期持続性心房細動に対するアブレーションでは、肺静脈隔離のみでは不十分であり、左心房に対する線状焼灼も同時に施行される事も多い。その一環として左下肺静脈-僧房弁輪間の線状焼灼が施行されることがあるが、その際、僧房弁輪部付近では、心外膜側に冠静脈洞が走行しているため、心房組織が血流により冷却されるため、貫壁性焼灼に難渋することが多い。そこで、心内膜面と冠静脈洞内双方でのアブレーションが必要となることも多い。そこで、著者らは前述した、双極通電法を左房僧房弁輪心内膜面とそれに面する冠静脈洞内に電極カテーテルを置き、試みた。その結果、双極通電法により高率に貫壁性の左下肺静脈-僧房弁輪間の線状焼灼を作成し得た³²⁾。

以上、著者らがカテーテルアブレーション治療の黎明期から初期にかけて施行した基礎研究について概説した。

図9 A. AMAZR™電極. 7 mm 幅のコイル状電極が4つ, 1.25 mm 間隔で配置されている。
 B. 右図: Irrigated balloon catheterの原理. 2 cm の form 電極内には2 mm の電極が6個, 1.5 mm の電極間距離で配置されている. その電極群と対極板間での高周波通電により発生した熱が生理食塩水を介して組織に伝達される。
 左図: 同電極を右房三尖弁-下大静脈間に留置した模式図. 通常型心房粗動の治療の際に行う三尖弁-下大静脈間の線状焼灼が遠位部と近位部の form electrode の各々に対する通電で作成可能となる。

図10 超音波3次元ナビゲーションシステムを用いた右房線状焼灼による右房内興奮伝播様式の変化。
 A. 上大静脈-下大静脈間の線状焼灼を図6で示したシステムを使用し施行した. 白丸の点が通電施行部位であり, 計16箇所施行した。
 B. 線状焼灼前 (Before Ablation), 後 (After Ablation) での右房内興奮伝播様式. 赤色-黄色-青色-紫色の順に興奮が伝播しており, 冠静脈洞開口部からのペーシングによりアブレーション前は最も距離の長い上大静脈の興奮が最後であるが, アブレーション後は上大静脈-下大静脈間に伝導ブロックが作成されたため, 冠静脈洞を挟んで, 線状焼灼部位の対側に位置する心房中隔の興奮が一番遅れている。

今後の展望, 臨床への応用

以上, これまでに著者らが行ったカテーテルアブレーションに関する基礎研究成果を述べてきた. 現在, カテーテルアブレーションは生理食塩水を通電電極より周囲に還流しながら通電を行う“irrigated-tip”アブレーションが主流となっている.

しかしながら, 本項でも述べた如く, 心筋焼灼深達度の予測が困難である. そこで, 超音波, マイクロ波, 光干渉断層法などを用い, real time で焼灼範囲を観察する technology が開発されている. それらの technology を併用する事により, 予め決定した焼灼深度に達した時点で焼灼を自動的に終了する

プログラムの開発が可能と思われる。さらに、将来的には、カテーテルを用いることなく、体外より、放射線あるいは、high intensity focused ultrasoundにより、ピンポイントのアブレーションが可能となる事が予想され、事実、Cyber Heart 社では、linear accelerator を使用して、体外よりのアブレーションの治験を開始している。

本総説は、近藤一彦、Min Nuo、Xinchun Yang、小島利明、斎藤頼、大久保公恵、橋本賢一、永嶋孝一、奥村恭男、小沢友紀雄との共同研究をもとにまとめました。

Conflict of interest

Ichiro Watanabe reports no financial conflicts of interest.

文 献

- Fontaine G. Cardiology Journal 2009; 16: The serendipitous discovery of fulguration. (high energy DC ablation).
- Gallagher JJ, Svenson RH, Kasell HJ, et al. Catheter technique for closed-chest ablation of the atrioventricular conduction system. *N Engl J Med* 1982; **1248**: 194–200.
- Scheinman MM, Morady F, Fletcher RD, et al. Catheter-induced ablation of the atrioventricular junction to control refractory supraventricular arrhythmias. *JAMA* 1982; **248**: 851–855.
- Hartzler GO. Electrode catheter ablation of refractory focal ventricular tachycardia. *J Am Coll Cardiol* 1983; **2**: 1107–1113.
- 高橋信博、徳竹英一、渡辺一郎、他。心室自動能に対する副交感神経の影響。第1回日本心電学会学術集会。名古屋市、1984年10月。
- 渡辺一郎、高橋信博、斎藤 頼、他。Catheter Ablationにより作成した完全房室ブロックの心室性補充調律に対する自律神経の影響。心臓ペースング 1990; **6**: 350–352.
- Lavergne TH, Guize L, Heuzy JY, et al. Closed-chest atrioventricular junction ablation by high-frequency energy transcatheter desiccation. *Lancet* 1985; **328**: 858–859.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波エネルギーを用いた房室結節のカテーテル焼灼を成功させる条件について。心臓ペースング 1990; **6**: 84–87.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波を用い房室結節のカテーテル焼灼を行う際のカテ先温度の変化についての検討。心臓ペースング 1990; **6**: 96–99.
- 近藤一彦、渡辺一郎、八杉忠男。高周波エネルギーを用いた房室接合部カテーテルアブレーションを成功させる条件についての実験的検討。日大医誌 1992; **51**: 715–722.
- 近藤一彦、渡辺一郎、小島利明、他。高周波エネルギーによる経カテーテル房室接合部アブレーションを成功させる条件についての実験的検討。心電図 1993; **13**: 189–197.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波カテーテル・アブレーションによる房室結節伝導修飾術に関する実験的検討。心臓ペースング 1991; **7**: 571–575.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波房室接合部アブレーションにより第2度 A-V block が作成された犬の経過観察。心臓ペースング 1991; **7**: 478–481.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波を用いたカテーテル心内膜心筋焼灼術の基礎的研究。心臓ペースング 1990; **6**: 92–95.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。高周波心筋焼灼時のインピーダンス上昇に関連する因子に関しての実験的検討。心臓ペースング 1991; **7**: 473–477.
- 近藤一彦、渡辺一郎、斎藤 頼、他。新しい高周波アブレーション装置“NL-50”の開発。心臓ペースング 1991; **7**: 568–570.
- Yang X, Watanabe I, Kojima T, et al. Microwave ablation of the atrioventricular junction in vivo and ventricular myocardium in vivo and in vitro. Effects of varying power and duration on lesion volume. *Jap Heart J* 1994; **35**: 175–191.
- Watanabe I, Nakai T, Yanagawa S, et al. Catheter ablation of ventricular myocardium. The use of Repetitive short time constant capacitive shocks to increase lesion volume. *Jap Heart J* 1997; **38**: 107–115.
- Watanabe I, Masaki R, Min N, et al. Cooled-tip ablation results in increased radiofrequency power delivery and lesion size in the canine heart. Importance of catheter-tip temperature monitoring for prevention of popping and impedance rise. *J Interv Card Electrophysiol* 2002; **6**: 9–16.
- Watanabe I, Min N, Okumura Y, et al. Temperature-controlled cooled-tip radiofrequency ablation in left ventricular myocardium. Avoidance of steam pop during ablation. *Int Heart J* 2010; **51**: 193–198.
- Nagashima K, Watanabe I, Okumura Y, et al. Efficacy and feasibility of pericardial endoscopy by a subcutaneous approach. *Europace* 2011; **13**: 1501–1503.
- Hashimoto K, Watanabe I, Okumura Y, et al. Comparison of endocardial and epicardial lesion size following Large-tip and extra-large-tip transcatheter cryoablation. *Circ J* 2009; **73**: 1619–1626.
- Nagashima K, Watanabe I, Okumura Y, et al. Lesion formation by ventricular septum ablation with irrigated electrodes – Comparison of bipolar and sequential unipolar ablation. *Circ J* 2011; **75**: 565–570.
- Nagashima K, Watanabe I, Okumura Y, et al. Epicardial ablation with irrigated electrodes –Effect of bipolar vs. unipolar ablation on lesion formation–. *Circ J* 2012; **76**: 322–327.
- Cox JL. The surgical treatment of atrial fibrillation. IV. Surgical technique. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1991; **101**: 584–592.
- Swartz JF, Pellersels G, Silvers J. A catheter-based curative approach to atrial fibrillation in humans. *Circulation* 1994; **88** (suppl 1): I-335.
- Haissaguerre M, Gencel L, Fischer B, et al. Successful catheter ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994; **5**: 1045–1052.
- Watanabe I, Okumura Y, Kogawa R, et al. Linear catheter ablation of the right atrium for rapid atrial pacing-induced sustained atrial fibrillation in dogs. Comparison of large-tip, coil-tip, and cooled-tip catheter ablations. *Int Heart J* 2012; **53**: 375–382.
- Watanabe I, Min N, Okumura Y, et al. Use of novel irrigated balloon catheter to generate continuous right atrial lesions by radiofrequency ablation. *Int Heart J* 2009; **50**: 365–376.
- Watanabe I, Min Nuo, Okumura Y, et al. Temperature-controlled cooled-tip radiofrequency linear ablation of the atria guided by a realtime position management system.
- Haissaguerre M, Jaïs P, Shah DC, et al. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med* 1998; **339**: 659–666.
- Ohkubo K, Watanabe I, Okumura Y, et al. A novel technique for improved lesions in the coronary sinus. Comparison of bipolar and unipolar ablation. *Int Heart J* 2012; **53**: 129–132.