

O1-1

カテーテル式カーディアックアブレーション術における  
ポップ現象発生機序解明のための研究

Basic study toward the elucidation of pop phenomenon induced  
by the catheter cardiac ablation treatment

井上 正樹<sup>1)</sup>、高橋 清文<sup>2)</sup>、青木 洸二<sup>1)</sup>、金子 誠<sup>1)</sup>、渡邊 宣夫<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>芝浦工業大学

<sup>2)</sup> (株) セント・ジュード・メディカル

Masaki INOUE, Koji Aoki, Makoto Kaneko, and Nobuo Watanabe: Shibaura Institute of Technology

Kiyofumi Takahashi: St. Jude Medical Japan Co., Ltd.

**Abstract:** The catheter cardiac ablation is the invasive surgery which cuts accessory conduction pathway causing the arrhythmia. However, this treatment has a risk of the sudden fluid bumping inside myocardium (which is called “pop phenomenon”) leading to the blood leakage known as “cardiac tamponade”. Our research goal is to elucidate the mechanism of the pop phenomenon. For this goal, we should firstly make the experimental setup, which enable us to mimic the resistive heat generation during the ablation treatment, such as the temperature of 37°C and the electric resistance of 70Ω. We prototyped the experimental setup and evaluated the relationship between electric resistance and the distance between the two electrodes. The result showed the electric resistance of 90Ω when the electrodes’ distance was zero. Further study will minimize the electric resistance and utilize our experimental system which can mimic the clinical application condition for elucidation of pop phenomenon.

**Key Words:** catheter cardiac ablation, pop phenomenon

1.研究背景

カテーテルカーディアックアブレーションは、不整脈の原因となる副電導路を遮断する低侵襲な不整脈治療である。この術式では Fig.1 に示すように、先端に電極のついたアブレーションカテーテルを大腿静脈などの血管から心臓内部に挿入し、電極から高周波電流を流して心筋の一部にある標的部、つまり副電導路に加担している心筋細胞を焼灼する<sup>(1)</sup>。しかし、過度な加熱による心筋内水分の突沸による心臓破裂が起こり、血液漏洩がまれに生じることが報告されている<sup>(3)</sup>。これは Pops と呼ばれ、患者が手術中に死亡する原因の一つとされている。この現象が起きるメカニズムは未だ解明されていない。

2.研究目的

上記の研究背景を踏まえ、我々は臨床で使用されるアブレーション装置 (IBI-1500T12 Cardiac Ablation Generator, S.T.JUDE MEDICAL) を用いて、Pops 発生機序を解明する事を最終目標として研究活動中である。この目標に向けた第一段階として、本研究では臨床でのアブレーション術時に発生する電流・抵抗熱を in vitro 実験にて再現可能にする実験システムを構築することを第一目的とした。また、臨床現場で本装置を用いて計測される電極間抵抗は心筋とアブレーション先端が接触しない状態でおおよそ 70Ω、加えて心筋とアブレーション先端が接触した状態で 90Ωになることが経験的に知られる。したがって、これらの条件を再現可能な In vitro 実験システムを構築する事を第一目標とした。

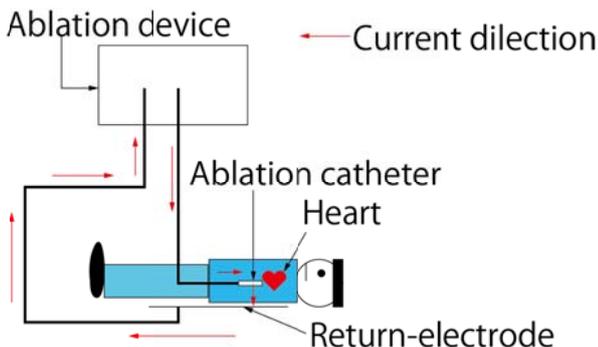


Fig.1 Schematic drawing of Clinical ablation treatment for the arrhythmia patient

3.方法

3-1 試作した実験システム

試作した実験システムを Fig.2 に示す。本システムは、37°Cの恒温槽の中に入れられたアクリル製血液チャンバー (Fig.5) の中でアブレーション実験を行う構成である。アブレーションカテーテル先端から出た電流は、血液中を伝わり、対極板の役割のステンレス M3 ボルト・導線を介してアブレーション本体まで流れる。

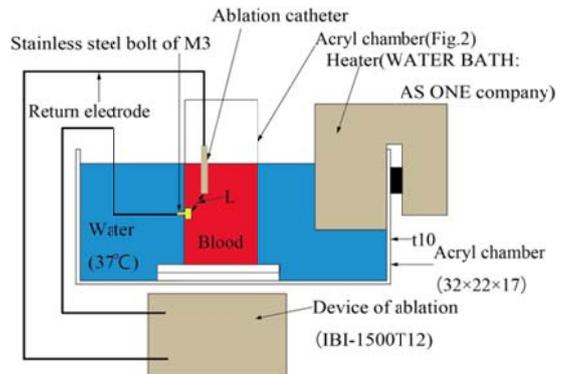


Fig.2 Experimental setup of in vitro-ablation treatment in the porcine blood



Fig.3 Experimental view corresponding to the Fig. 2

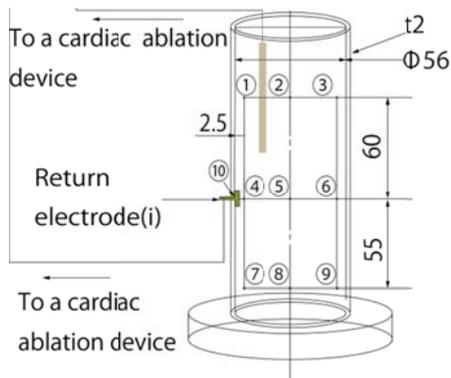


Fig. 4 Acrylic blood chamber: In the figure the number between 1 and 10 represents the position of the ablation tip during the blood experiment to measure the electric resistance between the ablation tip and the return-electrode (the stainless M3 bolt) where is located number four in above drawing.

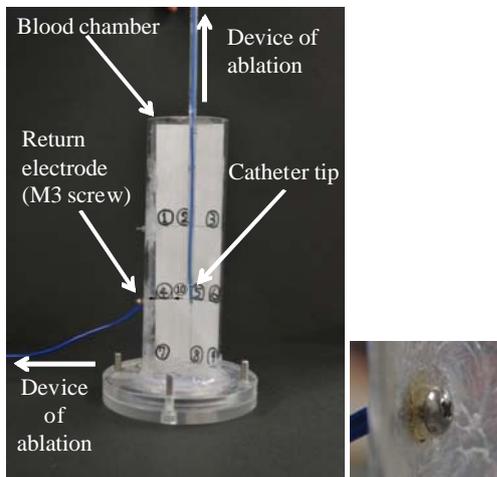


Fig.5-a

Fig.5-b

Fig.5: (a) Picture of the acrylic chamber with the two electrodes (the ablation tip coming from the upper direction, and the return electrode fixed at the chamber side wall) corresponding to Fig.4. (b): Expanded view of the return electrode

### 3-2 実験方法

Fig.5 に示したアクリルチャンパーの中にクエン酸ナトリウム水溶液にてあらかじめ抗凝固療法がなされた豚血液 400cc を入れ、37°C に維持する。そして、chamber 中央部⑩位置に固定した M3 ボルトへ chamber 外側から電極をつなげた。カテーテル先端チップを chamber 内で①～⑩の位置へ移動させる事で電極間距離 (Fig.2 中、L で表わす距離) を調節しながら、アブレーション装置に表示される電極間抵抗を計測した。この計測は、同じ点で 2 度行った。用いた血液のヘマトクリット値は 34% であった。

### 4.結果

Table.1 に Fig4 中①～⑩の各位置にカテーテル電極先端を固定し計測した抵抗値を示す。なお、Fig.4 中の⑩とは、カテーテル先端が M3 ボルトと接触する位置を意味する。加えて、対極板としての M3 ボルト (Fig.5b) の位置から各カテーテル先端位置までの距離を電極間距離 L として定義し、Fig.6 に横軸に電極間距離 L [mm]、縦軸に電極間抵抗 R [Ω] として両者の関係を示した。

Table 1: The measured electric resistance [Ω] between the two electrodes within the porcine blood: In the Table, the number of data point corresponding to Fig.4 is listed with the electrodes' distance (L) [mm].

| Test 1 | ①<br>(60.05) | ②<br>(66.21) | ③<br>(80.39) | ④<br>(2.5) | ⑤<br>(28) |
|--------|--------------|--------------|--------------|------------|-----------|
|        | 141          | 127          | 142          | 95         | 118       |
| Test 2 | ①            | ②            | ③            | ④          | ⑤         |
|        | 143          | 125          | 141          | 95         | 114       |
|        | 125          | 132          | 125          | 142        | 10        |

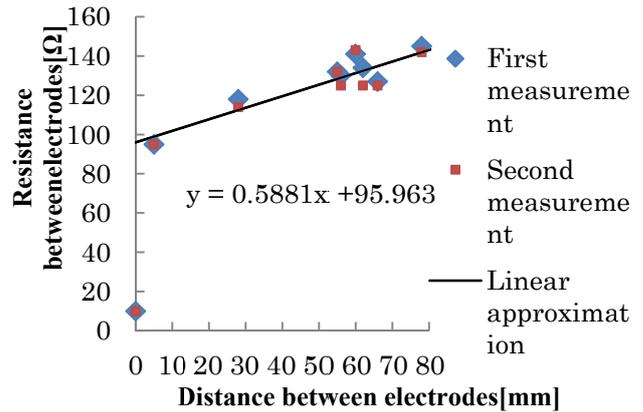


Fig.6 Relationship between resistance and distance

### 5.考察

今回の実験で血液の電気抵抗は電極間距離と比例関係を示した。導電体についての電気抵抗と導電体長さとの比例関係は従来、明らかである<sup>(3)</sup>。Fig.2 のように、電極とカテーテル先端までの距離を L [m]、断面積を A [m<sup>2</sup>]、電気抵抗率を ρ [Ω · m] で表すと、導体の電気抵抗 R は、

$$R = \rho \cdot L \div A$$

で表わされる。ということは、本実験においては L は電極とカテーテル先端までの距離、R は電極間電気抵抗と言えるから本実験データは同一の傾向で、妥当である。また、電極との距離が 2.5mm 未満で最も 70Ω に近くなることが分かった。しかし、最も 70Ω に近い値で 95Ω と 20Ω 以上の差があるので更に改良を重ねる必要がある。具体的な改良案として、Fig.5-b で示すボルトをより大きい規格にするなどして、上式中 A (Return-electrode 側の血液に触れる面積) を大きくとる事で、解決できると考える。

### 6.結論

臨床のアブレーション術を In vitro 環境下で再現するための実験システムを試作した。試作システムの妥当性評価のため、血液チャンバに血液を満たして電極間距離と電気抵抗値との関係の評価した。電極間距離ゼロに対し電気抵抗が 95Ω と 70Ω より大きい値を示した。対極板側の血液接触部の面積を大きくとる事で、臨床治療時に発生する電流・電気抵抗状態を模擬できると考える。今後は、アブレーション模擬実験装置の電気抵抗問題を解決して、ポップ現象解明へ役立てる。

### 参考文献

- (1)相澤義房, 奥村謙, 改訂 2 版カテーテルアブレーション～基本から最新治療まで～, メジカルビュー社, p.19, 2010
- (2)red H.M.WITTKAMPF, Ph.D et al, RF Catheter Ablation: Lesions on Lesions, Pace vol.29 p.1285-1297, 2006
- (3)島谷信, 電気・電子工学の基礎, 産業図書, p.14, 1998