加振式及び冷却式血液凝固付着抑制電気メスの開発*

中島 悠也^{*1}, 梅原 徳次^{*2}, 野老山 貴行^{*2}, 赤上 陽一^{*3}

Development of a Radio Knife Suppressing the Adhesion of Coagulated Blood

Yuya NAKASHIMA^{*1}, Noritsugu UMEHARA, Takayuki TOKOROYAMA and Yoichi AKAGAMI^{*1} Nagoya University, Department of Mechanical Science and Engineering
Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

Radio knife is a common tool in surgery. However it has a severe issue that it strongly adheres to the human body frequently through the coagulation of blood and/or human tissues. In order to overcome this issue, we developed the new tip for the radio knife that has ability to reduce surface temperature by vibrating or cooling. It was conducted that the new tip was evaluated in the scratch test between the tips and coagulated blood on the radio knife tip. As a result, adhesion force for the vibrated tip decreased to 36 % comparing to normal tip, and adhesion force for the cooled tip decreased to 17 % comparing to normal tip. From the results of dropped blood on stainless steel at several heating temperature, adhesive force was low when the blood heated lower than 65 °C, on the other hand, it was high when the blood heated higher than 80 °C. To prevent the coagulation adheres on radio tip and to keep the ability of cutting, the temperature difference between radio knife tip surface and the vicinity is important.

Key Words : Radio Knife, Cautery Knife, Adhesion, Coagulation, Vibration, Cooling

1. 結 言

電気メスは電気メス先端と対極板の貼り付けられた人体の距離が小さくなると、大気が絶縁破壊し、落雷のような放電が起こり、この放電が着地した部分の人体内の水分が急激に加熱されて水蒸気爆発を起こすことで切開が行われる手術器具である^(1,2)。細小血管や毛細管から出血が起こると術部が見えなくなるため、止血が必要となる。電気メスには切開及び凝固モードと呼ばれる操作方法があり、出血部の毛細血管などを焦がして止血が可能である。著者らは電気メス先端チップに焦げ付いた凝固血液の付着力を測定するため、焦げの側方からステンレス鋼平板を用いたスクラッチ試験法を提案し、焦げの付着力を定量的に評価可能であることを報告している⁽³⁾。電気メスは既に多くの手術で利用されているが、手術中に電気メス先端に血液及び組織が凝固して焦げ付き、切開及び止血ができなくなるという問題がある。特に肝臓の手術において、止血作業に障害が生じることが問題となっている⁽³⁾。この問題を解決する手段として手術現場では電気メスに付着した焦げを、やすりによる手作業で取り除いている。以上のような問題点から焦げの付着しない電気メス先端チップの開発が求められている。本研究では、「焦げ付きが付着しにくい」電気メス先端チップを開発するため、電気メス先端チップに通常使用されているステンレス鋼を用い、メス先端を強制的に加振する方法及び強制的に冷却する方法を試み、付着力に及ぼす影響について明らかにした。電気メス先端チップを圧電振動子により振動、もしくは電気メス先端チップ内に冷却水の流路を設け、通水することで試験片の冷却

* 原稿受付 2011 年 9 月 8 日

^{*1} 学生員, 名古屋大学大学院工学研究科機械理工学専攻 (〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町)^{*2} 正員, 名古屋大学大学院工学研究科機械理工学専攻^{*3} 正員, (財) 秋田県産業技術総合研究センター
(〒010-1623 秋田県秋田市新屋町字砂奴寄 4-11)

E-mail: tokoroyama@mech.nagoya-u.ac.jp

による凝固血液付着抑制効果を検討し、凝固血液の付着抑制に有効な振動・冷却条件を提案した。

2. 実験方法及び試験片

2・1 試験片

現行の電気メス先端チップを模擬した平板試験片としてステンレス鋼 SUS304 を用い、厚さ、幅、長さが $0.5\text{ mm} \times 3\text{ mm} \times 60\text{ mm}$ の板状の試験片形状となるように加工した。強制的に加振を行う試験片（振動型試験片と記述）は平板試験片の先端 30 mm から 50 mm の位置にバイモルフ型圧電振動子（寸法 $20\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 0.85\text{ mm}$ 、共振周波数 6.1 kHz ）をエポキシ樹脂により接着し作製された。模式図を図 1(a)に示す。振動型試験片先端の振動振幅は圧電素子への印加電圧の調節により、 $0 \sim 19\text{ }\mu\text{m}$ の範囲で与えられた。次に、強制的に冷却を行う試験片（冷却型試験片と記述）は外径 2.41 mm 、肉厚 0.21 mm のステンレス鋼 SUS304 管の先端 15 mm の部分を加圧して塑性変形させ、幅 $3\text{ mm} \times$ 厚さ 1 mm の平板状の中空板材とした。変形加工した先端はアーク溶接により終端され、電気メスチップ先端から冷媒として用いた冷却水が漏れることのないようにした。冷却型試験片の冷却は内部に $23\text{ }^{\circ}\text{C}$ の冷却水を流量 $0 \sim 120\text{ ml/min}$ で供給することにより行われた。冷却型試験片の模式図を図 1(b)に示す。冷却水は導入口から冷却型試験片内部の先端付近に流入し、先端から 15 mm 付近の出口から流出する機構となっている。

Fig. 1 Schematic side view of (a) vibration type radio knife and (b) cooling type radio knife tip with water flowing port

2・2 実験方法

2・2・1 電気メス先端チップ模擬試験

電気メス先端チップ模擬試験の実験装置の概略図を図 2 に示す。電気メス先端チップを模擬した試験片は電気メス電源装置に接続され、ステンレス製の容器に満たされた牛血液中に先端から 5 mm 挿入される。容器は電気メス電源装置に接続され、次の手順により試験片表面へ凝固血液の付着を生じさせた。振動型試験片は振動周波数を 6.8 kHz に設定し、出力調整により振幅 $0 \sim 19\text{ }\mu\text{m}$ で変化させ、冷却型試験片は試験片内部に $23\text{ }^{\circ}\text{C}$ に冷却した水を $0 \sim 120\text{ ml/min}$ で供給し電気メスの冷却を行った状態で電気メスの出力を 50 W 、出力モードを切開に設定し、試験片を振動もしくは冷却させ、 20 秒間電気メスの出力を行った。この際、電気メス先端チップ近傍の温度は赤外線カメラにより測定された。赤外線カメラの焦点距離 100 mm における 1 画素の分解能は $180\text{ }\mu\text{m}$ であり、視野範囲は $570 \times 430\text{ mm}$ である。1 秒間に 10 フレーム測定する動画モードにて撮影を行った。赤外線カメラは電気メス及び血液表面を俯角 45° となる撮影可能な位置にカメラ固定台に固定された。撮影中電気メス表面が焦げ付きにより覆われると、電気メス表面温度の正確な測定は困難となるため、撮影された電気メス近傍の ($0 \sim 10\text{ mm}$) 範囲における温度分布を計測し、最高温度はこの近傍内における最高温度とした。凝固血液は水分を含んでいるため、スクラッチ試験時にスクラッチ面内の水分が潤滑作用を持たないようにするため、試験片表面に付着した凝固血液を大気中で 90 分乾燥させ、その後スクラッチ試験を行った。図 3 に電気メスに付着した凝固血液の付着力を測定するためのスクラッチ試験機の概略図を示す。

2・2・2 加熱温度による凝固血液付着試験

電気メスの放電に伴う血液の熱変性凝固を模擬するため、ステンレス鋼 SUS304 板状試験片上に牛血液を $5\text{ }\mu\text{l}$ 滴下し、試験片背面に設置したセラミックヒータにより、 $45 \sim 100\text{ }^{\circ}\text{C}$ の範囲で 12 分間加熱して凝固血液の作製を行った。この凝固血液に対して図 3 に示すスクラッチ試験機を用いて付着力の測定を行い、放電による熱変性温度と凝固付着力との関係を明らかにした。スクラッチ試験機は X 方向荷重及び Z 方向荷重が測定

Fig. 2 Schematic image of coagulation deposition apparatus

Fig. 3 Schematic image of scratching test apparatus for coagulation on test tips

Fig. 4 Schematic image of each force balance on radio knife specimen and pin with coagulated blood

Fig. 5 The representative data of scratching for coagulated blood on radio knife specimen by pin

できるようにひずみゲージを貼り付けた平行板バネ，XZ 軸電動ステージを用いて作製された．スクラッチを行うピンはステンレス鋼（SUS304）円筒（ $\phi 6\text{ mm} \times 21\text{ mm}$ ）の底面から半円部分を軸方向に 6 mm の深さまで切削除去加工し，残された半円筒部を 45° の角度で面取りを行い，最終的に円筒底面に $0.5 \times 6\text{ mm}$ の直線部分が残るように先端を加工して焦げの付着した平板に対してピン表面が線接触となるようにした．凝固血液以外の平面部分でこのピンの先端を接触させ，荷重が 0 N で接触する位置まで Z 軸を移動させ，その後ピンの上部に死荷重を乗せて 1.96 N の垂直荷重を与えた．垂直荷重を与えた後 X 軸ステージを 2 mm/s にて移動させ，ピン先端が凝固血液と接触し焦げを取り去る際の水平力を測定した．凝固血液をスクラッチする際の力のつり合いの模式図を図 4 に，測定された代表的な結果を図 5 に示す．スクラッチ試験により測定された最大付着力 F_{MAX} にはステンレス鋼に付着した凝固血液を削り取るために必要なせん断力とピンとステンレス鋼板材の間に働く摩擦力が含まれている．このとき凝固血液を削り取るために必要なせん断力を凝固血液の付着力と定義した．凝固血液にピンが接触し，凝固血液が破断するまでの間は試験片に対してピンは停止しているため，ステンレス鋼板材とピンの間に働いている摩擦力は静止摩擦力と考えられる．図 5 に示すように本実験で測定された最大付着力 F_{MAX} ，凝固血液の付着力 F ，ステンレス鋼板材とピン間に働く静止摩擦力を F_S とおくと，これらの力の関係は

$$F_{MAX} = F_S + F \quad (1)$$

となる．X 軸自動ステージ動作時に測定される摩擦力の立ち上がりのピーク値を F_S とし，測定された最大のピーク値を F_{MAX} として得た後，上式から付着力を算出した．

3. 実験結果

3・1 振動型電気メスチップの凝固血液付着力

Fig. 6 Pictures of the vibrated specimen after coagulation experiments (a) conventional, (b) vibration amplitude $7\text{ }\mu\text{m}$, (c) vibration amplitude $14\text{ }\mu\text{m}$ and (d) vibration amplitude $19\text{ }\mu\text{m}$

Fig. 7 The relationship between vibration amplitude and adhesion force of conventional and vibrated tips

図 6 に試験後の平板試験片及び振動型試験片の外観写真と，図 7 に平板試験片及び振動型試験片の試験片表面に付着した凝固血液の付着力に及ぼす振動振幅の影響を示す．図中の Conventional は平板試験片，Vibrated は振動型試験片を示す．図 6 に示すように試験片の振動振幅の増加に伴い試験片への凝固血液の付着量が減少する様子が観察された．また，図 7 に示すように振動型試験片では振動振幅 19 μm において凝固血液の付

Fig. 8 Pictures of the cooled specimen after coagulation experiments

(a) conventional, (b) cooling 0 ml/min, (c) cooling 60 ml/min and (d) cooling 120 ml/min

Fig. 9 The relationship between flow rate and adhesion force of conventional and cooled tips

着力が Conventional に比べ最大 36 % まで減少した。この結果から電気メス先端を振動させることにより、血液の凝固が抑制され、振動振幅を増加させることに伴い、試験片に対する凝固血液付着力が減少することが明らかになった。

3・2 冷却型電気メスチップの凝固血液付着力

図 8 に試験後の平板試験片及び冷却型試験片の外観写真と、図 9 に平板試験片及び冷却型試験片の試験片表面に付着した凝固血液の付着力に及ぼす冷却水流量の影響を示す。図中の Cooled は冷却型試験片を示す。図 8 に示すように冷却水の供給量の増加に伴い試験片への凝固血液の付着量が減少する様子が観察された。また、図 9 に示すように冷却型試験片では冷却水流量 120 ml/min において凝固血液の付着力が Conventional に比べ最大 17 % まで減少した。また、冷却水流量 120 ml/min では試験片への凝固血液の付着がほとんど生じなかった。また、実験後には血液を保持しているステンレス容器内に凝固血液が残されていることが目視で確認された。このことから冷却型電気メスチップ表面には凝固血液の付着が少なく、凝固血液のみを電気メス近傍に作製できる能力があることが明らかとなった。

Fig. 10 Variation of adhesion force as a function of temperature of test tip

3・3 ステンレス平板への凝固血液付着力に及ぼす加熱温度の影響

図 10 に血液の加熱温度に対する凝固血液の付着力の関係を示す. この結果からステンレス鋼表面の温度が約 65~80℃の範囲において, 凝固血液の付着力が上昇していた. 加熱温度 65℃以下では凝固血液の付着力が約 0.6 N, 加熱温度 80℃以上では凝固血液の付着力が約 3.7 N であり, 加熱温度の上昇により凝固血液の付着力は最大約 6 倍となることが明らかとなった.

4. 考 察

4・1 凝固血液の付着力増加に及ぼす血液熱変性の影響

図 7 に示す付着力と電気メス表面温度の測定結果から, 血液の加熱温度が増加することに伴い, 65~80℃の温度範囲をしきい値として付着力が急激に増加していた. この原因として, 血液中ヘモグロビンの熱変性の影響が考えられる. タンパク質の二次構造の状態を測定できる分光法⁽⁴⁾として報告されている円偏光 2 色性 (Circular Dichroism, CD) 分析はヘモグロビンの熱変性に伴う二次構造の変化を明らかにする分析方法である. 血液の主成分であるヘモグロビンの熱変性曲線測定報告によると⁽⁵⁾, 熱変性の発生は 58~75℃の間で生じていることが示されている. 図 10 に示すように 65~80℃の範囲で電気メスへの血液付着力の急激な増加が生じており, CD 分析により報告された熱変性温度と凝固血液付着力の変化の傾向がほぼ一致していた. CD 分析により報告された熱変性曲線を-7℃ずらして図 10 に外挿した結果を図 11 に示す. 図に示す実線部分は CD 分析により報告された熱変性曲線である. CD 分析結果の実線部分と凝固付着力の増加傾向が一致するため, 凝固血液の付着力増加の原因はヘモグロビンの熱変性の影響であると考えられる. 本研究で得られた実験結果が CD 分析結果の温度に対してずれが生じる原因として, 報告された CD 分析はヘモグロビン単体に対して行われたことに対し, 図 7 に示す付着力と測定温度の結果はヘモグロビン単体ではなく, 血液に対して行われたため, 試料の差異が影響しているものと考えられる.

一方, 電気メスチップの振動により凝固血液の付着力が減少する (図 7) 理由として, 振動に伴う試験片近傍に生じる血液の流れによる熱の散逸によって, 試験片表面温度が低下したものと考えられる. これは, 赤外線カメラにより電気メス出力中の試験片表面の温度を計測した際, 平板試験片では表面温度 88.4℃, 凝固血液付着力 3.79 N に対し, 振動型試験片 (振幅 7 μm) では 80.9℃, 2.71 N, 振幅 14 μm では 78.8℃, 2.31 N, 及び振幅 19 μm では 72.5℃, 1.25 N となっており, 表面温度の低下順に凝固血液付着力が減少している

Fig. 11 Variation of adhesion force with heating temperature

ためである。また同様に、図 9 に示すように電気メスチップの冷却により凝固血液の付着力が減少する理由として、電気メスチップの冷却に伴い試験片表面温度が低下したことが考えられる。これは、冷却型試験片(流量 0 ml/min) では表面温度 82.9 °C、付着力 4.33 N、流量 60 ml/min では 73.4 °C、2.20 N、及び流量 120 ml/min では 57.1 °C、0.63 N となっており、表面温度の低下順に凝固血液付着力が減少していたためである。試験片表面温度の低下により付着力が減少する理由は、血液の温度が低下することで血液中のヘモグロビンの熱変性が抑制されたためであると考えられる。ここで、図 7 及び図 9 の凝固血液付着力を図 11 にプロットした結果を図 12 に示す。図 12 に示す Heated specimen はヒータ加熱により作製した凝固血液の付着力測定結果、Conventional, Vibrated 及び Cooled は電気メス先端チップ模擬試験の結果である。電気メス先端チップ模擬試験により測定された付着力の結果は、ステンレス鋼上に滴下した血液のヒータ加熱により測定された付着力と温度の関係に類似した傾向を示すことから、血液中のヘモグロビンの熱変性の抑制により凝固血液の付着力が抑制されたと考えられる。図 12 から、電気メス先端電極への凝固血液の付着を抑制するためには電気メス先端電極表面温度を熱変性終了温度 T_1 以下にする必要があり、特に表面温度を熱変性開始温度 T_0 以下にすることで電気メス先端電極への凝固血液付着が生じなくなると考えられる。

Fig. 12 Variation of adhesion force of coagulated blood on radio knife tip with surface temperature

Fig. 13 Variation of temperature of blood with position from radio knife tip

Fig. 14 Variation of temperature difference with surface temperature of radio knife tip

4・2 電気メス先端近傍血液の電気メス出力に伴う温度変化

血液中に挿入された電気メス先端近傍の血液の温度変化は赤外線カメラにより測定された。測定は電気メス出力の開始前から行い、電気メス表面温度が一定の値に飽和するまで行った。振動型、冷却型及び通常のいずれの試験片においても、電気メス近傍の温度は約 20 秒後には一定の値となっていた。代表的な実験結果として図 13 に電気メス表面からの距離と温度の関係を示す。

電気メス先端電極の振動及び冷却により血液の温度分布の波形が表面から 2 mm 程度の位置に極値を持つように変化していた。このように電気メス先端電極表面温度が低く、表面から離れた位置で高温となる温度分布が電気メスとしては理想的であると考えられる。電気メス先端電極表面温度を低下させることにより血液の熱変性が抑制され、凝固血液が付着せず、表面から離れた位置で温度が上昇すると血液の熱変性及び凝固が起こり、止血ができるためである。その際、図 12 に示すように電気メス先端電極表面温度は熱変性開始温度 T_0 以下にし、表面から離れた位置での血液の温度は熱変性終了温度 T_1 以上になることが理想的であると考えられる。 T_0 と T_1 の温度差は 18 °C と大きいため、電気メス先端電極表面温度と電気メス先端電極周辺の血液の温度にできる限り差が生じる方がよいと考えられる。

図 13 に示す電気メス表面 ($x = 0$) から x 軸方向に離れていくと、徐々に変化する温度が測定されている。その際の極大値を最高温度 T_{MAX} 、電気メス表面温度 T_s との差を ΔT とし、電気メス表面温度 T_s と温度差 ΔT の関係をまとめたものを図 14 に示す。図に示すように平板試験片では温度差 ΔT が 2.0 °C であった。また、振動型では振動振幅の増加に伴い温度差 ΔT が 13.1 °C から 8.4 °C へ減少した。一方、冷却型では冷却水流量の増加に伴い温度差 ΔT が 6.1 °C から 14.0 °C へ増加していたことが明らかとなった。

冷却型試験片において電気メス先端電極表面温度の低下に伴い、温度差 ΔT が増加するため、止血能力を保持しつつ、電気メス先端電極への凝固血液の付着を抑制するためには、電気メス先端電極を強制振動するよりも冷却した方が効果的であることが明らかとなった。

5. 結 言

本研究では、医療用メスとして用いられる電気メスの先端電極に付着する凝固血液の付着抑制を目的として、電気メス先端電極の振動及び冷却を行う凝固血液付着抑制電気メス先端電極を提案し、その効果を明らかにした。具体的には血液中に浸した電気メスに高周波電圧を印加し、電気メス先端電極に付着した凝固

血液に対してスクラッチ試験を行い、付着力測定を行った。また、血液の加熱温度が凝固血液の付着力に及ぼす影響を明らかにするため、血液をセラミックヒータにより一定温度で加熱し、ステンレス鋼板材に付着した凝固血液に対してスクラッチ試験による付着力測定を行った。得られた結論を以下に示す。

- (1) 電気メス先端電極の振動及び冷却により電気メス先端電極に付着する凝固血液量及び凝固血液の付着力が減少した。振動振幅の増加に伴い凝固血液の付着量及び付着力が減少し、振動振幅 19 μm で凝固血液の付着力は振動を行わない場合と比較して最大 36 %に減少した。冷却型電気メスでは冷却水流量の増加に伴い凝固血液の付着量及び付着力が減少し、特に冷却水流量 120 ml/min では凝固血液の付着が生じず、凝固血液の付着力は冷却を行わない場合と比較して最大 17 %まで減少した。
- (2) ステンレス鋼板材の上に滴下した血液を 45～100 $^{\circ}\text{C}$ の範囲で 12 分間加熱した。その結果、血液の加熱温度 65～80 $^{\circ}\text{C}$ の間で凝固血液の付着力が増加し、加熱温度 65 $^{\circ}\text{C}$ 以下では凝固血液の付着力が約 0.6 N、加熱温度 80 $^{\circ}\text{C}$ 以上では凝固血液の付着力が約 3.7 N となった。この結果から加熱温度により凝固血液の付着力は最大約 6.1 倍になることが明らかになった。
- (3) 血液凝固による電気メスの止血能力を保持し、電気メス先端電極への凝固血液の付着を防ぐためには電気メス先端電極表面と電気メス先端電極周辺の血液との温度差が大きくなることが重要である。
- (4) 振動及び冷却を行わない場合は、電気メスとその近傍血液との温度差は約 2.0 $^{\circ}\text{C}$ であったが、振動周波数 6.8 kHz 振動振幅 19 μm において温度差は約 8.4 $^{\circ}\text{C}$ となり、振動及び冷却を行わない場合に比べて約 6.4 $^{\circ}\text{C}$ 増加した。一方、電気メス先端の冷却では冷却水温度 23 $^{\circ}\text{C}$ 、冷却水流量 120 ml/min の場合、温度差は約 14.0 $^{\circ}\text{C}$ であり振動及び冷却を行っていない場合に比べて約 12.0 $^{\circ}\text{C}$ に増加した。これらの結果から、電気メスを強制振動させる方法に比べ電気メスを強制冷却する方が血液凝固による止血能力を有しながら電気メスに対する血液凝固付着を抑制できた。

文 献

- (1) 都築正和, 須磨幸蔵, 竹中栄一, 釘宮豊城, 小野哲章, 歌代一郎, “医用工学シリーズ⑧ 治療と ME”, コロナ社, (1988), p. 33.
- (2) 歌代一郎, “切開と凝固のメカニズム—電気メスはなぜ切れるかなど—”, 医科器械学, Vol. 47, No. 12 (1977), pp. 633-638.
- (3) 中島悠也, 梅原徳次, 野老山貴行, 赤上陽一, “材料充填した微小溝の付与による電気メスチップの焦げ付き抑制”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 77, No. 779 (2011), pp. 2916-2921.
- (4) 山本雄造, 猪飼伊和夫, 波多野悦郎, 寺嶋宏明, 山本成尚, 寫原康行, 山岡義生, “CUSA と水流滴下式バイポーラによる肝離断”, 外科, Vol. 64, No. 5 (2002), pp. 530-531.
- (5) 小林長夫, 村中厚哉, “円偏光二色性及び磁気円偏光二色性を用いた有機分子の幾何構造・電子構造の高精度解析”, 有機合成化学協会誌, Vol. 64, No. 7 (2006), pp. 735-743.
- (6) Zerlin, KFT., Kasischke, N., Digel, I., Digel, CM., Kelemen, AT., Artmann, D., Porst, P., Kayser, P., Linder, GM., Artmann, “Structural transition temperature of hemoglobins correlates with species' body temperature”, *European biophysics journal with biophysics letters, Information, and Communication Engineers*, Vol. 37 (2007), pp. 1-2.