科学研究費助成事業 研究成果報告書

令和 4年 6月24日現在

機関番号: 3 1 3 0 5 研究種目: 若手研究 研究期間: 2019~2021

課題番号: 19K20678

研究課題名(和文)電気凝固で血管壁同士を溶接することで,瞬時に微小血管吻合ができるデバイスの開発

研究課題名(英文)Development of Quick Microvascular Anastomotic Device via Electrocautery Welding of Vascular Wall

研究代表者

舘 一史(Tachi, Kazufumi)

東北医科薬科大学・医学部・講師

研究者番号:40377544

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,200,000円

研究成果の概要(和文):微小血管吻合を血管断端同士を電気凝固させることで「溶接」することで行う微小血管吻合器の開発研究を行った.まずは,ピンセットタイプの試作品を作製し,口径約5mm血管で吻合実験を行った.電力が一定の閾値を超えると,吻合部の強度が強くなった.次に,口径3mmの血管を対象にデバイスを試作した.デバイスの本体部分はリング状構造とした.通電部分の金属の形状を変化させて,吻合実験を行った.結果は血管壁の金属の接触部以外の部分がタンパク変性してしまい,吻合部分の強度も十分に得られなかった.血管の水分含有量,使用する金属の種類,高周波発生装置の電流の種類や強度などのパラメータを最適化する必要があると考えらえた.

研究成果の概要(英文): We developed prototypes of microvascular anastomotic device which connect (anastomose) a couple of vascular vessels by welding the vessels' stumps through electrocoagulation given by high frequency generator. By doing so, we assumed that microvascular anastomosis which usually is performed under operative microscope by a skilled surgeon using micro-needle-strings with long operating time and massive effort, would be more easily and promptly performed using the device. Firstly, we made forceps-type prototypes to evaluate the strength of the anastomosis; then made ring-type prototypes with different forms of metallic parts through which the electricity passes achieving welding of the two vessels. Results: large area of the vessel wall was damaged while the electricity generated heat which led to boiling of the vessel walls. The strength of the anastomosis performed by the device was not enough to prevent the two vessels to take apart. Further improvement is needed.

研究分野: マイクロサージャリー, 創傷外科

キーワード: マイクロサージャリー 微小血管吻合 血管吻合器 デバイス 機械 溶接 電気凝固 血管吻合

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等に ついては、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属します。

1.研究開始当初の背景

口径 1mm 前後の小さい血管同士をつなぐ技術を,微小血管吻合といい,組織移植を行う際に行われる外科手技である.通常,顕微鏡下に術者が小さい針糸を使用して,血管を縫い合わせることで行われる.吻合部に血栓ができた場合,再吻合しない限り,移植組織は壊死に陥るため,術者の責任が重い.手技も難しいため,長時間の精神的,体力的負担を術者に強いてきた.そこで,これまでに微小血管吻合を自動で行うデバイスの開発が行われてきた.1986 年に Östrup らが開発したリングピン型のデバイス(Ostrup LT, Berggren A. Ann Plast Surg 17: 521-525, 1986)が,現在広く用いられている微小血管吻合器であるが,血管の口径差や,より細い血管,動脈吻合などには対応できず,新しい微小血管吻合用のデバイスが望まれてきた.

2.研究の目的

本研究の目的は,血管断端に電極を当てて通電し,タンパク変性を生じさせ,血管同士を「溶接」することで微小血管吻合を瞬時に行うことを可能にする新しい微小血管吻合用デバイスを開発することである.これによって,安定的な手術成績と手術時間の大幅な短縮につながると考えた.また,将来的には,iPS細胞等から作られる再生組織の培養や移植は微小血管吻合で行われると想定し,それらの吻合は人力では吻合不可能であると考えられ,本研究はそれを実現する手段となりえるのではないかと考えた.

3. 研究の方法

最終的には,2個1組のリング型のデバイスの作製を目標とした.このデバイスで血管断端を挟み込み,リングの前面についた金属部分の接触面で挟まれた血管の部分が通

電され,血管壁のタンパク凝固から 溶接される(図 1).

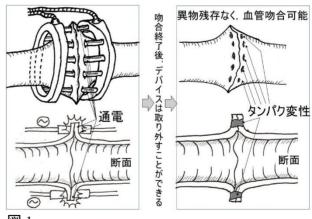


図 1

(1)ピンセット型デバイスの作製と最適化

まず最初に,大型の**ピンセットタイプの試作品**を作製し,ウシやブタの血管を採取し,溶接実験を行い,通電する電力,ピンセットの金属棒の太さ等をパラメータとして,**吻合部の物理的な強度が最大になるように**最適化した.

(2)通電部分がリング型デバイスでの実験

対象血管の口径も3mm とそれまでよりも対象口径を小さくして 実験を行った.

デバイス (プラスチック部分) は 3D プリンタで作製した.通電部分にリング型の銅ワッシャーを使用して,プラスチック部分に取り付けた.トリやブタの静脈を採取して,吻合溶接実験を行った.

(3)通電部分が環状に配置された銅ワイヤーのデバイスでの実験

血管の損傷部位を減少させるために通電部分の面積を減らすため,銅ワイヤーを使用した.銅ワイヤーを断続的な環状構造として配置した.0.1mm,0.2mm,0.3mmの銅線を通電部分として組み込んだデバイスを作製した.電気凝固装置(バイポーラーコアギュレーター)の出力強度を変化させて,口径 3~4mm のトリの静脈を使用して溶接実験を行った.

4. 研究成果

(1)ピンセット型デバイスの作製と最適化

吻合部強度は電力および電流出力装置のゲインと強い正の相関を認め,通電時間との相関は有意差がなかった(図 2). 従って,電力の強度によって,吻合部の強度が調整できると考えられた.

;	通電時	間(秒)	→							
-	1sec	2sec	3sec	4sec	5sec	6sec	7sec	8sec	9sec	10sec
4G	0.215	0.479	0.849	1.307	1.690	2.562	2.998	4.029	4.644	15.067
5G	0.236	0.603	1.020	1.340	2.808	3.676	3.880	4.979	6.486	8.915
6G	0.615	2.120	2.826	3.268	6.700	6.084	8.834	25.040	26.910	9.930
7G	0.921	2.760	4.980	10.200	6.790	12.102	20.650	20.696	17.127	19.833
8G	1.730	1.994	7.500	9.907	14.917	10.140	17.873	29.947	29.280	38.967
9G	1.547	5.207	15.790	22.307	27.833	34.160	48.253	54.107	58.230	114.333
10G	3.130	10.187	18.670	28.973	50.433	46.380	64.073	83.040	89.490	109.933
★ ゲイ:	ン								電力	J(VA)
	吻台	部強	度 0		1	2		3	4	

図 2

(2) 通電部分がリング型デバイスでの実験

通電部分がリング状構造であると通電面積が大きくなり,溶接不要な部分に通電してしまう結果となった.また,通電範囲が広いのにもかかわらず,溶接部分の強度は弱かった(図 3).



(3) 通電部分が環状に配置された銅ワイヤーのデバイスでの実験

(2)の実験では、接触面積が大きいため、不要な通電部分が多くなり、結果として吻合部の強度が減少したと考えられた.そこで、通電部分を銅ワイヤーとして、環状に配置したプロトタイプを作製し、通電部分を少なくして、同様の実験を行った.結果は、(2)と同様で、通電部分以外の部分もタンパク変性しており、また、溶接部の強度は弱かった.途中、血管内の水分が沸騰し、音が鳴るのを確認した(図 4).



図 4

(4) 実験結果の考察

実験(2),(3)ともに肝心な**溶接部分の強度が弱く**,攝子で軽く牽引するだけで,離開する結果となった.また,**ワイヤーの太さや通電時間などを変更しても**,結果の再現性が低いことも課題となった.原因として以下のことが考えられた.

血管の水分含有量

血管の水分含有量が多いと,通電エネルギーが水分の蒸発に使われ,血管の 吻合部が 茹で上がる」状態となって広範囲にタンパク変性が生じた可能性. 吻合部の血管壁のタンパク凝固は水分の沸騰によって「煮込まれる」べきで はなく,限局的な炭化によるべきと考えられた.血管は冷凍したものを解凍して使用してたため,血管内に不要な水分が多く残っていた可能性も考えられた.

電気凝固装置の高周波の種類等の問題

いわゆる電気メスの出力装置は多種存在するが 現在実験に使用したものは , 低価格モデルで凝固させる性能が不十分である可能性も考えらえた .

血管の通電部分の金属の種類

通電部分の金属の種類によって結果が変わった可能性が考えられた。実際の 臨床でも,ステンレス製のハンドピースを使用すると,攝子の先端に焦げ付 きが多くなり,凝固が不十分になることをよく観察する.一方,銀やチタン などは,先端の焦げ付きが少なく,よい凝固が得られることが経験上分かっている.

今後,これらの考察を踏まえて,吻合部の強度の改善につながるか検討する必要がある.

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕	計1件(うち招待講演	0件 / うち国際学会	0件)
--------	------------	-------------	-----

1 . 発表者名 舘 一史

2 . 発表標題

溶接型自動血管吻合機の開発研究

3 . 学会等名

日本形成外科学会基礎学術集会

4.発表年

2019年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

_

6. 研究組織

_						
		氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考		

7.科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------