

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5462530号
(P5462530)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月24日(2014.1.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/00 (2006.01) A 6 1 B 17/00 3 2 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 13 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2009-133992 (P2009-133992)	(73) 特許権者	504179255
(22) 出願日	平成21年6月3日(2009.6.3)		国立大学法人 東京医科歯科大学
(65) 公開番号	特開2010-279478 (P2010-279478A)		東京都文京区湯島 1-5-4 5
(43) 公開日	平成22年12月16日(2010.12.16)	(73) 特許権者	504203572
審査請求日	平成24年6月1日(2012.6.1)		国立大学法人茨城大学
			茨城県水戸市文京二丁目1番1号
		(74) 代理人	100079049
			弁理士 中島 淳
		(74) 代理人	100084995
			弁理士 加藤 和詳
		(74) 代理人	100085279
			弁理士 西元 勝一
		(74) 代理人	100099025
			弁理士 福田 浩志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 発熱装置及び生体組織接着装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有する発熱部と、

前記振動手段による振動を制御することで、前記発熱部が所定温度となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、を備える生体組織の接着に用いられる発熱装置。

【請求項 2】

前記所定温度が、前記樹脂部材の融点及び 250 のいずれかの温度未満である請求項 1 に記載の発熱装置。

【請求項 3】

前記樹脂部材が、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオライド、ポリフッ化ビニル、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂、四フッ化エチレン・六フッ化プロピレン共重合体、エチレン・四フッ化エチレン共重合体及びエチレン・クロロトリフルオロエチレン共重合体からなる群より選択される少なくとも一種である請求項 1 又は請求項 2 に記載の発熱装置。

【請求項 4】

第 1 の被着体である生体組織と、第 2 の被着体である生体組織又は生体組織接着性材料とを接着させるための生体組織接着装置であって、

前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体が互いに接触するように、前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体を挟持する挟持部と、

前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体に $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力が加えられるように、前記挟持部による挟持力を制御する挟持力制御部と、

振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有し、前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を加熱する発熱部と、

前記振動手段による振動を制御することで、前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の温度が $60 \sim 140$ となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、

前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を振動させる振動部と、

前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体が周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ で振動するように、前記振動部による振動を制御する振動制御部と、を備える生体組織接着装置。

【請求項 5】

前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体が振幅 $100 \mu\text{m}$ 未満で振動するように、前記振動制御部が前記振動部による振動を制御する請求項 4 に記載の生体組織接着装置。

【請求項 6】

前記挟持部により挟持されて互いに接触した状態にある前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の一方に前記発熱部が接触し、

前記発熱部が、前記発熱部と接触する被着体を加熱し、

前記振動部が、前記挟持部及び前記発熱部の少なくとも一方を振動させることにより、前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を振動させる請求項 4 又は請求項 5 に記載の生体組織接着装置。

【請求項 7】

前記挟持部により挟持されて互いに接触した状態にある前記第 1 の被着体と前記第 2 の被着体との間に前記発熱部が介在し、

前記発熱部が、前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を加熱し、

前記振動部が、前記発熱部を振動させることにより、前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を振動させる請求項 4 又は請求項 5 に記載の生体組織接着装置。

【請求項 8】

前記発熱部及び前記発熱制御部が前記振動部及び前記振動制御部を兼ね、前記発熱部が前記挟持部に挟持された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を振動させる請求項 4 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項に記載の生体組織接着装置。

【請求項 9】

第 1 の被着体である生体組織と、第 2 の被着体である生体組織又は生体組織接着性材料とを接着させるための生体組織接着装置であって、

前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の一方を他方に対して加圧する加圧部と、

前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体に $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力が加えられるように、前記加圧部による加圧を制御する加圧制御部と、

振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有し、前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を加熱する発熱部と、

前記振動手段による振動を制御することで、前記加圧部に加圧された前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の温度が $60 \sim 140$ となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、

前記第 1 の被着体及び前記第 2 の被着体の少なくとも一方を振動させる振動部と、

10

20

30

40

50

前記第1の被着体及び前記第2の被着体が周波数1～100kHzで振動するように、前記振動部による振動を制御する振動制御部と、を備える生体組織接着装置。

【請求項10】

前記第1の被着体及び前記第2の被着体が振幅100μm未満で振動するように、前記振動制御部が前記振動部による振動を制御する請求項9に記載の生体組織接着装置。

【請求項11】

前記加圧部により加圧されて互いに接触した状態にある前記第1の被着体及び前記第2の被着体の一方に前記発熱部が接触し、

前記発熱部が、前記発熱部と接触する被着体を加熱し、

前記振動部が、前記発熱部を振動させることにより、前記発熱部と接触する被着体を振動させる請求項9又は請求項10に記載の生体組織接着装置。

10

【請求項12】

前記発熱部及び前記発熱制御部が、前記振動部及び前記振動制御部を兼ね、前記発熱部が、前記発熱部と接触する被着体を振動させる請求項9～請求項11のいずれか1項に記載の生体組織接着装置。

【請求項13】

前記加圧部が、前記発熱部を前記第1の被着体及び前記第2の被着体の一方に対して加圧することにより、前記第1の被着体及び前記第2の被着体の一方を他方に対して加圧する請求項9～請求項12のいずれか1項に記載の生体組織接着装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、発熱装置及び生体組織接着装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織同士を接着させるために、縫合糸、接着剤、自動吻合器、ステープラー、クリップ等が用いられてきた。しかしながら、縫合糸には、縫合に時間がかかる（特に微細な縫合部）、熟練が必要である等の問題点があり、接着剤（例えばフィブリン糊、シアノアクリレート等）には、接着力が低い、安全性が低い（例えばフィブリン糊は感染性、シアノアクリレートは発ガン性）等の問題点があり、自動吻合器には、微細な部分への適用が困難である等の問題点があり、ステープラー、クリップ等には、接着に長時間を要する等の問題点がある。

30

【0003】

一方、超音波メス（振動モード）は、生体組織同士を凝固・接着できるが、超音波メスは、大きな振幅を得るためにホーン部が必要であり、装置の小型化が困難である。なお、超音波メスによる生体組織同士の接着は、メス刃が超音波振動して生じる摩擦熱により生体組織のコラーゲン組織が一部融解して生じると考えられている。高周波メスは、高周波により発熱（約100℃）し、生体組織同士を接着できるが、メス部が大きく、周辺にダメージを与える。電気メス（止血モード）は、高温（約300℃）で生体組織を焼き切ることにより止血できるが、生体組織同士の接着は困難である。

40

【0004】

生体組織と生体組織又は生体組織接着性材料とを接着させるための装置の提供を目的とした発明が開示されている（例えば、特許文献1参照。）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-229270号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

本発明は、新規な発熱装置及びこの発熱装置を用いた生体組織接着装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するための、本発明の発熱装置は、振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有する発熱部と、前記振動手段による振動を制御することで、前記発熱部が所定温度となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、を備え生体組織の接着に用いられる。

【0008】

本発明の発熱装置では、振動手段により振動を付与されることにより、発熱部における樹脂部材の振動を付与された部分が発熱する。

【0009】

本発明の発熱装置では、振動手段により樹脂部材に付与される振動が発熱制御部により制御されることで、発熱部が所定温度となるように発熱部の発熱が制御される。

【0010】

本発明の発熱装置では、樹脂部材のうち振動手段によって振動を付与された部分が発熱するため、振動を付与する範囲を調節することにより樹脂部材の発熱範囲を予め定められた範囲とすることができる。

【0011】

また、本発明の発熱装置は電熱ヒータ等の従来の発熱装置とは異なり、発熱部を発熱させるために樹脂部材に電流を供給する必要がない。そのため、電界の影響を受ける部材を加熱するのに本発明の発熱装置を用いることができる。

【0012】

樹脂部材に付与される振動の方向は、振動手段の樹脂部材への接触面に対して水平方向であってもよいし垂直方向であってもよいが、振動エネルギーを効率的に付加できることから垂直方向であることが好ましい。

【0013】

本発明の発熱装置においては、所定温度が、前記樹脂部材の融点及び250のいずれかの温度未満であることが好ましい。これにより、熱による樹脂部材の変形や破壊又は熱による振動手段の破損等を防ぐことができる。

【0014】

本発明の発熱装置に用いることのできる樹脂部材としては、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオライド、ポリフッ化ビニル、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂、四フッ化エチレン・六フッ化プロピレン共重合体、エチレン・四フッ化エチレン共重合体及びエチレン・クロロトリフルオロエチレン共重合体からなる群より選択される少なくとも一種であることが好ましい。上記樹脂部材は振動付与による発熱性能が高く、且つ、耐熱性に優れるため好ましい。

【0015】

本発明の第1の生体組織接着装置は、第1の被着体である生体組織と、第2の被着体である生体組織又は生体組織接着性材料とを接着させるための生体組織接着装置であって、前記第1の被着体及び前記第2の被着体が互いに接触するように、前記第1の被着体及び前記第2の被着体を挟持する挟持部と、前記挟持部に挟持された前記第1の被着体及び前記第2の被着体に $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力が加えられるように、前記挟持部による挟持力を制御する挟持力制御部と、振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有し、前記第1の被着体及び前記第2の被着体の少なくとも一方を加熱する発熱部と、前記振動手段による振動を制御することで、前記挟持部に挟持された前記第1の被着体及び前記第2の被着体の温度が60～140となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、前記挟持部に挟持された前記第1の被着体及び前記第2の被着体の少なくとも一方を振動させる振動部と、前記挟持部に挟持された前記第1の被着体及び前記第2の被着体が周波数1～100kHzで振

10

20

30

40

50

動するように、前記振動部による振動を制御する振動制御部と、を備える。

【0016】

本発明の第1の生体組織接着装置において、挟持部には、第1の被着体及び第2の被着体が互いに接触した状態で挟持される。

【0017】

本発明の第1の生体組織接着装置において、挟持部による挟持力が挟持力制御部により制御されることにより、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体には $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力が加えられる。

【0018】

本発明の第1の生体組織接着装置において、発熱部による発熱が発熱制御部により制御されることにより、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体は $60 \sim 140$ に加熱される。なお、発熱部は、第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を加熱するが、第1の被着体及び第2の被着体は互いに接触した状態にあるので、一方を加熱する場合であっても、一方に加えられた熱は他方に伝達され、他方も加熱されることとなる。

【0019】

本発明の第1の生体組織接着装置において、振動部による振動が振動制御部により制御されることにより、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体は周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ で振動する。なお、振動部は、第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を振動させるが、第1の被着体及び第2の被着体は互いに接触した状態にあるので、一方を振動させる場合であっても、一方に加えられた振動は他方に伝達され、他方も振動することとなる。また、第1の被着体及び第2の被着体に加えられる振動の方向は特に限定されるものではなく、例えば、第1の被着体及び第2の被着体の接触面と略平行な方向であってもよいし、第1の被着体及び第2の被着体の接触面と略垂直な方向であってもよい。

【0020】

したがって、本発明の第1の生体組織接着装置において、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体は、互いに接触した状態にあり、かつ、第1の被着体及び第2の被着体には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、 $60 \sim 140$ の温度、 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ の周波数の振動が付加される。これにより、第1の被着体及び第2の被着体は迅速かつ強固に接着する。また、第1の被着体及び第2の被着体に上記圧力、温度及び振動が付加されたとき、第1の被着体及び第2の被着体に与えられる損傷は少ない。なお、第1の被着体及び第2の被着体に付加される圧力は $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ であることが好ましく、温度は $80 \sim 110$ であることが好ましく、振動の周波数は $10 \sim 60 \text{ kHz}$ であることが好ましい。

【0021】

本発明の第1の生体組織接着装置において、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体が振幅 $100 \mu\text{m}$ 未満で振動するように、振動制御部が振動部による振動を制御することが好ましい。

【0022】

第1の被着体及び第2の被着体に、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、 $60 \sim 140$ の温度、 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ の周波数の振動が付加される限り、第1の被着体及び第2の被着体に付加される振動の振幅は限定されない。しかしながら、 $100 \mu\text{m}$ 以上の振幅を得るためには、大型の振動素子、ホーン部等が必要であり、装置の小型化が困難である。これに対して、本発明の第1の生体組織接着装置において、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体を振幅 $100 \mu\text{m}$ 未満で振動させる場合、小型の振動素子を使用でき、ホーン部を設ける必要もないので、装置の小型化が可能となる。装置を小型化させることにより、内視鏡手術、血管内治療等での利用が可能となる。

【0023】

本発明の第1の生体組織接着装置の構成は、例えば、第1の被着体及び第2の被着体の厚み等に応じて適宜変更できる。なお、第1の被着体及び第2の被着体の厚みとは、第1

10

20

30

40

50

の被着体及び第2の被着体の接触面に対して垂直方向の厚みを意味する。

【0024】

本発明の第1の生体組織接着装置は、例えば、挟持部により挟持されて互いに接触した状態にある第1の被着体及び第2の被着体の一方に発熱部が接触し、発熱部が、発熱部と接触する被着体を加熱し、振動部が、挟持部及び発熱部の少なくとも一方を振動させることにより、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を振動させる構成をとることができる。本構成の場合、第1の被着体及び第2の被着体のうち互いに接着し合う部分に、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、 $60 \sim 140$ の温度、 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ の周波数の振動を付加しやすくするために、第1の被着体及び第2の被着体の厚みは小さいことが好ましく、第1の被着体及び第2の被着体の厚みは、通常0.01～5mm、好ましくは0.1～1mmである。

10

【0025】

本発明の第1の生体組織接着装置は、例えば、挟持部により挟持されて互いに接触した状態にある第1の被着体と第2の被着体との間に発熱部が介在し、発熱部が、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を加熱し、振動部が、発熱部を振動させることにより、挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を振動させる構成をとることができる。本構成の場合、第1の被着体及び第2の被着体のうち互いに接着し合う部分に、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、 $60 \sim 140$ の温度、 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ の周波数の振動を付加しやすいので、第1の被着体及び第2の被着体の厚みは大きくてもよく、第1の被着体及び第2の被着体の厚みは、通常0.01～10mm、好ましくは0.1～5mmである。

20

【0026】

本発明の第1の生体組織接着装置では、発熱部及び発熱制御部が振動部及び振動制御部を兼ね、発熱部が挟持部に挟持された第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を振動させる構成をとることができる。発熱部では振動手段により樹脂部材に対して振動が付与されるが、この振動により第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方を振動させることが可能となる。発熱制御部により振動手段の振動を $1 \sim 100 \text{ kHz}$ の周波数、好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$ の周波数に制御することにより、発熱部から第1の被着体及び第2の被着体の少なくとも一方に所定の振動が付与される。発熱部及び発熱制御部が振動部及び振動制御部を兼ねることにより、生体組織接着装置をさらに小型化可能となる。

30

【0027】

本発明の第2の生体組織接着装置は、第1の被着体である生体組織と、第2の被着体である生体組織又は生体組織接着性材料とを接着させるための生体組織接着装置であって、前記第1の被着体及び前記第2の被着体の一方を他方に対して加圧する加圧部と、前記第1の被着体及び前記第2の被着体に $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力が加えられるように、前記加圧部による加圧を制御する加圧制御部と、振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材と前記樹脂部材に振動を付与する振動手段とを有し、前記第1の被着体及び前記第2の被着体の少なくとも一方を加熱する発熱部と、前記振動手段による振動を制御することで、前記加圧部に加圧された前記第1の被着体及び前記第2の被着体の温度が $60 \sim 140$ となるように前記発熱部の発熱を制御する発熱制御部と、前記第1の被着体及び前記第2の被着体の少なくとも一方を振動させる振動部と、前記第1の被着体及び前記第2の被着体が周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ で振動するように、前記振動部による振動を制御する振動制御部と、を備える。

40

【0028】

本発明の第2の生体組織接着装置において、加圧部が第1の被着体及び第2の被着体の一方を他方に対して加圧することにより、第1の被着体及び第2の被着体は互いに接触する。

【0029】

本発明の第2の生体組織接着装置において、加圧部による加圧が加圧制御部により制御されることにより、第1の被着体及び第2の被着体には $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$

50

の圧力が加えられる。なお、第1の被着体及び第2の被着体に圧力が加えられるためには、第1の被着体及び第2の一方が他方に対して加圧されたときの反作用として、当該他方が当該一方を押し返すことが必要となる。したがって、当該他方としては、このような反作用を発揮し得る被着体（例えば、血管等のように生体に固定された組織）が選択される。

【0030】

本発明の第2の生体組織接着装置において、発熱部による発熱が発熱制御部により制御されることにより、第1の被着体及び第2の被着体は60～140 に加熱される。なお、発熱部は、第1の被着体及び第2の被着体の一方又は両方を加熱するが、第1の被着体及び第2の被着体は互いに接触した状態にあるので、一方を加熱する場合であっても、一方に加えられた熱は他方に伝達され、他方も加熱されることとなる。

10

【0031】

本発明の第2の生体組織接着装置において、振動部による振動が振動制御部により制御されることにより、第1の被着体及び第2の被着体は周波数1～100kHzで振動する。なお、振動部は、第1の被着体及び第2の被着体の一方又は両方を振動させるが、第1の被着体及び第2の被着体は互いに接触した状態にあるので、一方を振動させる場合であっても、一方に加えられた振動は他方に伝達され、他方も振動することとなる。また、第1の被着体及び第2の被着体に加えられる振動の方向は特に限定されるものではなく、例えば、第1の被着体及び第2の被着体の接触面と略平行な方向であってもよいし、第1及び第2の被着体の接触面と略垂直な方向であってもよい。

20

【0032】

したがって、本発明の第2の生体組織接着装置において、第1の被着体及び第2の被着体は、互いに接触した状態にあり、かつ、第1の被着体及び第2の被着体には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、60～140の温度、1～100kHzの周波数の振動が付加される。これにより、第1の被着体及び第2の被着体は迅速かつ強固に接着する。また、第1の被着体及び第2の被着体に上記圧力、温度及び振動が付加されたとき、第1の被着体及び第2の被着体に与えられる損傷は少ない。なお、第1の被着体及び第2の被着体に付加される圧力は $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ であることが好ましく、温度は80～110であることが好ましく、振動の周波数は10～60kHzであることが好ましい。

30

【0033】

本発明の第2の生体組織接着装置において、第1の被着体及び第2の被着体が振幅100µm未満で振動するように、振動制御部が振動部による振動を制御することが好ましい。

【0034】

第1の被着体及び第2の被着体に、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ の圧力、60～140の温度、1～100kHzの周波数の振動が付加される限り、第1の被着体及び第2の被着体に付加される振動の振幅は限定されないが、本発明の第2の生体組織接着装置において、第1の被着体及び第2の被着体を振幅100µm未満で振動させる場合、小型の振動素子を使用でき、ホーン部を設ける必要もないので、装置の小型化が可能となる。装置を小型化させることにより、内視鏡手術、血管内治療等での利用が可能となる。

40

【0035】

本発明の第2の生体組織接着装置は、例えば、加圧部により加圧されて互いに接触した状態にある第1の被着体及び第2の被着体の一方に発熱部が接触し、発熱部が、発熱部と接触する被着体を加熱し、振動部が、発熱部を振動させることにより、発熱部と接触する被着体を振動させる構成をとることができる。この構成において、第1の被着体又は第2の被着体と発熱部との接触を確実なものとするために、加圧部が、発熱部を第1の被着体及び第2の被着体の一方に対して加圧することにより、第1の被着体及び第2の被着体の一方を他方に対して加圧することが好ましい。加圧部が、発熱部を第1の被着体及び第2の被着体の一方に対して加圧することにより、発熱部は第1の被着体及び第2の被着体の

50

一方と確実に接触することができる。

【0036】

本発明の第2の生体組織接着装置では、発熱部及び発熱制御部が振動部及び振動制御部を兼ね、発熱部が、発熱部と接触する被着体を振動させる構成をとることができる。発熱部では振動手段により樹脂部材に対して振動が付与されるが、この振動により発熱部と接触する被着体を振動させることが可能となる。発熱制御部により振動手段の振動を1～100kHzの周波数、好ましくは10～60kHzの周波数に制御することにより、発熱部から、発熱部と接触する被着体に所定の振動が付与される。発熱部及び発熱制御部が振動部及び振動制御部を兼ねることにより、生体組織接着装置をさらに小型化可能となる。

【発明の効果】

10

【0040】

本発明によれば、新規な発熱装置及びこの発熱装置を用いた生体組織接着装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】第一実施形態に係る生体組織接着装置を示す部分断面概略図である。

【図2】第二実施形態に係る生体組織接着装置を示す部分断面概略図である。

【図3】第三実施形態に係る生体組織接着装置を示す部分断面概略図である。

【図4】実施例におけるサンプル1及びサンプル2の評価結果を示す図である。

【図5】実施例におけるサンプル1及びサンプル3の評価結果を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0042】

以下、本発明について図面に基づいて詳細に説明する。

[第1実施形態]

第1実施形態に係る生体組織接着装置1aは、被着体T1及びT2を接着させるための生体組織接着装置であって、図1に示すように、振動及び圧力を付与されることで発熱する樹脂部材10aと樹脂部材10aに振動を付与する振動手段11aとを有し、樹脂部材10aが被着体T1に接触するように構成された発熱部5aと、発熱部5aと一体に構成された部材21aと、部材22aと、の間に被着体T1及びT2を挟持する挟持部2aと、部材22aを部材21aの方向へ加圧する加圧部3aと、加圧部3aによる加圧(挟持力)を制御する挟持力制御部4aと、振動手段11aによる振動を制御することで、発熱部5aが所定温度となるように発熱部5aによる発熱を制御する発熱制御部6aと、微小振動を発生させる振動部7aと、振動部7aが発生する微小振動を制御する振動制御部8aとを備える。

30

【0043】

被着体T1及びT2の種類は特に限定されるものではなく、被着体T1及びT2の両方が生体組織であってもよいし、一方が生体組織であり、他方が生体組織接着性材料であってもよい。生体組織としては、例えば、循環器系組織、消化器系組織、皮膚組織、腱組織、靭帯組織、間柔組織、血管組織、代謝系組織、脳組織、リンパ系組織、筋組織等が挙げられる。生体組織接着性材料は、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ (好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$)の圧力、 $60 \sim 140$ (好ましくは $80 \sim 110$)の温度、 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ (好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$)の周波数の振動が付加されたときに生体組織と接着できる限り特に限定されるものではなく、例えば、湿潤コラーゲン、ポリウレタン、ピニロン、ゼラチン、これらの複合材料等が挙げられる。被着体T1及びT2は、生体組織接着性材料自体であってもよいし、生体組織接着性材料からなる部分を有する医療用器具であってもよい。医療器具としては、例えば、ステント、ステントグラフト(カバードステント)、人工血管、癒着防止膜、創傷被覆材、血管カテーテル、カニユーラ、モニタリングチューブ、人工腎臓、人工心肺、体外循環用血液回路、人工腎臓用A-Vシャント、人工血管、人工心臓、人工心臓弁、血液の一時的バイパスチューブ、人工透析用血液回路、血液バッグ、血液成分分離装置のディスポーザブル回路、透析膜、人工肝

40

50

臓、ナノ粒子被覆材、バイオセンサー被覆材、経皮デバイス、動静脈シャント、ペースメーカー、中心静脈栄養カテーテル、心臓ラッピング用ネット等が挙げられる。被着体 T 1 及び T 2 の厚み（被着体 T 1 及び T 2 の接触面に対して垂直方向の厚み）は特に限定されるものではないが、通常 0.01 ~ 5 mm、好ましくは 0.1 ~ 1 mm である。第 1 実施形態に係る装置 1 a は比較的薄い被着体同士の接着に適している。

【0044】

被着体 T 1 及び T 2 が生体組織と生体組織接着性材料との組み合わせである場合、生体組織と生体組織接着性材料との接着力は、通常 0.1 ~ 2 MPa、好ましくは 0.5 ~ 1 MPa である。

【0045】

本発明の医療器具がステントである場合、後述する図 3 に示す装置 1 c を使用してステントを血管の内壁に接着させることができる。

【0046】

図 1 に示すように、挟持部 2 a は、部材 2 1 a 及び 2 2 a を有し、部材 2 1 a 及び 2 2 a の間に、被着体 T 1 及び T 2 を挟持する。部材 2 1 a 及び 2 2 a の形状、大きさ等、並びに、2 2 a の被着体接触面の形状、大きさ等は、部材 2 1 a 及び 2 2 a の間に被着体 T 1 及び T 2 を挟持できる限り特に限定されるものではない。部材 2 1 a 及び 2 2 a の形状は、例えば、板状、クリップ状、ピンセット状等である。2 2 a の被着体接触面の形状は、例えば、平面、曲面、鋸歯状、剣山状等である。2 2 a の材質は、被着体 T 1 及び T 2 と接着しない限り特に限定されるものではなく、例えば、ステンレス、ポリエステル、セロファン、テフロン（登録商標）、乾燥コラーゲン、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、絹、これらの複合材料等である。

【0047】

発熱部 5 a は、樹脂部材 1 0 a と樹脂部材 1 0 a に振動を付与する振動手段 1 1 a とを有する。樹脂部材 1 0 a の種類としては特に限定されるものではないが、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオライド、ポリフッ化ビニル、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂、四フッ化エチレン・六フッ化プロピレン共重合体、エチレン・四フッ化エチレン共重合体及びエチレン・クロロトリフルオロエチレン共重合体からなる群より選択される少なくとも一種であることが好ましい。樹脂部材 1 0 a は、ガラスクロス、ナイロン糸等を内部に含んでいてもよい。

【0048】

発熱部 5 a における樹脂部材 1 0 a の被着体接触面の形状は、例えば、平面、凹面、凸面、波状等である。また、樹脂部材 1 0 a の被着体接触面に対して垂直方向の厚みとしては、1 ~ 50 mm が好ましく、2 ~ 10 mm がさらに好ましい。また、樹脂部材 1 0 a としては、セラミックス、ガラス、ガラスセラミックス等の無機材料や、カーボンファイバー、ポリアーテル・エーテル・ケトン樹脂（PEEK）、ポリアミド、ポリイミド等の有機材料を芯材として用い、この芯材の表面にポリテトラフルオロエチレン等の樹脂層を形成したものであってもよい。なお、樹脂部材 1 0 a が芯材を含む場合の樹脂部材 1 0 a の厚みとは、芯材と樹脂層との合計の厚みをいう。

【0049】

振動手段 1 1 a としては、樹脂部材 1 0 a に振動を付与可能な震動源であれば特に限定されるものではなく、電気モータ、超音波モータ、ピエゾ素子、小型スピーカー等を用いることができる。振動部材 1 0 a に付与される振動としては、樹脂部材 1 0 a を構成する樹脂の種類にも依存するが 1 ~ 100 kHz が好ましく、12 k ~ 50 kHz がさらに好ましい。本実施形態においては、振動手段 1 1 a は樹脂部材 1 0 a に、振動手段 1 1 a が樹脂部材 1 0 a と接する面に対して垂直方向の振動を付与する。

【0050】

図 1 に示すように、部材 2 2 a は、軸部材 G 1 を中心として回動できるように、ロッド R 1 を介してアーム部 A R 1 に取り付けられている。図 1 に示すように、アーム部 A R 1 には、部材 2 2 a を回動させるための加圧部 3 a が設けられている。加圧部 3 a は、部材

10

20

30

40

50

22aを回動させる動力源として、例えば、電気モータ、超音波モータ、 piezo素子等を有しており、部材22aを回動させることにより、部材22aを部材21aの方向へ加圧する。ワイヤーの一端を部材22aに接続し、ワイヤーの他端を外部から引っ張ることにより部材22aを部材21aの方向へ加圧してもよい。

【0051】

図1に示すように、部材22aの被着体接触面には、挟持部2aによる挟持力（すなわち、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2に加えられる圧力）を検出するセンサS1が設けられている。センサS1及び加圧部3aは挟持力制御部4aに電氣的に接続されており、挟持力制御部4aは、センサS1で検出された圧力等に基づき、挟持部2aによる挟持力（すなわち、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2に加えられる圧力）が $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ （好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ ）となるように、加圧部3aによる加圧を制御する。

10

【0052】

発熱部5aにおける樹脂部材10aの被着体接触面には、被着体T1及びT2の温度を検出するセンサS2が設けられている。センサS2及び発熱部5aは発熱制御部6aに電氣的に接続されており、発熱制御部6aは、センサS2で検出された温度等に基づき、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2の温度が $60 \sim 140$ （好ましくは $80 \sim 110$ ）となるように、発熱部5aによる発熱を制御する。なお、センサS2は、直接的には被着体T1の温度を検出するが、被着体T1に加えられた熱が被着体T2に伝達される結果、被着体T1の温度は被着体T2の温度の影響を受けるので、被着体T1の温度変化等に基づき、被着体T2の温度をも検出できる。

20

【0053】

図1に示すように、部材21aは、ロッドR2を介して振動部7aに取り付けられており、振動部7aは、アーム部AR2に取り付けられている。振動部7aは、微小振動の発生源として、例えば、超音波振動素子、超小型モーター、磁性体（磁性体を用いる場合、外部から変動磁場を照射する）等の振動素子を有している。振動部7aから発生した微小振動は、振動伝達部材であるロッドR2を介して部材21aに伝達される。部材21aに伝達された微小振動は、部材21aと一体に構成された発熱部5aを介して被着体T1及びT2に伝達される。部材21aに加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態では被着体T1及びT2の接触面と略平行な方向である（図1中の矢印Aで示す方向）。振動部7aには、振動部7aによる微小振動を制御する振動制御部8aが電氣的に接続されており、振動制御部8aは、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2の微小振動の周波数が $1 \sim 100 \text{ kHz}$ （好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$ ）となるように、振動部7aが発生する微小振動を制御する。また、振動制御部8aは、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2の振動の振幅が $100 \mu\text{m}$ 未満、好ましくは $20 \mu\text{m}$ 未満となるように、振動部7aが発生する微小振動を制御する。なお、微小振動の振幅の下限値は通常 $0.1 \mu\text{m}$ 、好ましくは $0.2 \mu\text{m}$ である。挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2を振幅 $100 \mu\text{m}$ 未満で振動させる場合、小型の振動素子を使用でき、ホーン部を設ける必要もないので、装置1aの小型化が可能となる。

30

【0054】

図1に示すように、アーム部AR1はアーム部AR2に固定され、アーム部AR2は、把持部（図示せず）、カテーテル（図示せず）、ガイドワイヤー（図示せず）等に接続される。

40

【0055】

装置1aは、以下のようにして被着体T1及びT2を接着する。

挟持部2aには、被着体T1及びT2が互いに接触した状態で挟持される。このとき、挟持部2aによる挟持力が挟持力制御部4aにより制御されることにより、挟持部2aに挟持された被着体T1及びT2には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ （好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ ）の圧力が加えられる。

【0056】

50

また、発熱体 5 a が発生した熱は、樹脂部材 1 0 a の被着体接触面を介して被着体 T 1 及び T 2 に伝達され、被着体 T 1 及び T 2 は加熱される。このとき、発熱体 5 a による発熱が発熱制御部 6 a により制御されることにより、挟持部 2 a に挟持された被着体 T 1 及び T 2 は 6 0 ~ 1 4 0 (好ましくは 8 0 ~ 1 1 0) に加熱される。なお、発熱体 5 a が発生した熱は最初に被着体 T 1 に加えられるが、被着体 T 1 及び T 2 は互いに接触した状態にあるので、被着体 T 1 に加えられた熱は被着体 T 2 に伝達され、被着体 T 2 も加熱されることとなる。

【 0 0 5 7 】

さらに、振動部 7 a が発生した微小振動は、振動伝達部材であるロッド R 2 を介して部材 2 1 a と一体に構成された発熱部 5 a に伝達される。このとき、振動部 7 a による振動が振動制御部 8 a により制御されることにより、挟持部 2 a に挟持された被着体 T 1 及び T 2 は、周波数 1 ~ 1 0 0 k H z (好ましくは 1 0 ~ 6 0 k H z) で振動する。なお、振動部 7 a から発生した微小振動は最初に被着体 T 1 に加えられるが、被着体 T 1 及び T 2 は互いに接触した状態にあるので、被着体 T 1 に加えられた振動は被着体 T 2 に伝達され、被着体 T 2 も振動することとなる。また、被着体 T 1 及び T 2 に加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態では被着体 T 1 及び T 2 の接触面と略平行な方向である (図 1 中の矢印 A で示す方向) 。

【 0 0 5 8 】

したがって、挟持部 2 a に挟持された被着体 T 1 及び T 2 は、互いに接触した状態にあり、かつ、被着体 T 1 及び T 2 には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ (好ましくは $10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$) の圧力、6 0 ~ 1 4 0 (好ましくは 8 0 ~ 1 1 0) の温度、周波数 1 ~ 1 0 0 k H z (好ましくは 1 0 ~ 6 0 k H z) の振動が付加される。被着体 T 1 及び T 2 に上記圧力、温度及び振動を付加する時間は、通常 2 ~ 2 4 0 秒、好ましくは 1 0 ~ 1 2 0 秒である。これにより、被着体 T 1 及び T 2 は迅速かつ強固に接着する。また、被着体 T 1 及び T 2 に上記圧力、温度及び振動が付加されたとき、被着体 T 1 及び T 2 に与えられる損傷は少ない。

【 0 0 5 9 】

第 1 実施形態においては、振動部 7 a が部材 2 1 a を振動させる構成とされているが、振動部 7 a が加圧部 3 a と部材 2 2 a との間に設けられ、部材 2 2 a を振動させるように構成されてもよい。

【 0 0 6 0 】

また、第 1 実施形態においては、発熱部 5 a 及び発熱制御部 6 a が、振動部 7 a 及び振動制御部 8 a を兼ね、振動手段 1 1 a が樹脂部材 1 0 a に付与する振動を被着体 T 1 及び T 2 に伝達する構成としてもよい。

【 0 0 6 1 】

第 1 実施形態においては、発熱部 5 a 及び発熱制御部 6 a により発熱装置が構成される。第 1 実施形態に係る発熱装置は電熱ヒータ等の従来の発熱装置とは異なり、発熱部 5 a を発熱させるために被着体 T 1 と接する樹脂部材 1 0 a に電流を供給する必要がない。そのため、電界の影響を受ける被着体 (例えば、脳神経等の脳組織) に対して第 1 実施形態の生体組織接着装置は有効である。

【 0 0 6 2 】

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態に係る生体組織接着装置 1 b は、被着体 T 3 及び T 4 を接着するための装置であって、図 2 に示すように、部材 2 1 b 及び 2 2 b の間に被着体 T 3 及び T 4 を挟持する挟持部 2 b と、被着体 T 3 及び T 4 の間に介在し、部材 2 3 b の片側に部材 2 3 b 側から順に振動手段 1 1 b 及び樹脂部材 1 0 b が設けられた発熱部 5 b と、部材 2 1 b を部材 2 2 b の方向へ加圧する加圧部 3 1 b と、部材 2 2 b を部材 2 1 b の方向へ加圧する加圧部 3 2 b と、加圧部 3 1 b 及び 3 2 b による加圧 (挟持力) を制御する挟持力制御部 4 b と、振動手段 1 1 b による振動を制御することで、発熱部 5 b が所定温度となるように発熱部 5 b による発熱を制御する発熱制御部 6 b と、微小振動を発生させる振動部 7 b と

、振動部 7 b が発生する微小振動を制御する振動制御部 8 b とを備える。

【 0 0 6 3 】

被着体 T 3 及び T 4 の種類は特に限定されるものではなく、被着体 T 3 及び T 4 の両方が生体組織であってもよいし、一方が生体組織であり、他方が生体組織接着性材料であってもよい。生体組織及び生体組織接着性材料の具体例は上記と同様である。被着体 T 3 及び T 4 の厚み（被着体 T 3 及び T 4 の接触面に対して垂直方向の厚み）は特に限定されるものではないが、通常 0 . 0 1 ~ 1 0 mm、好ましくは 0 . 1 ~ 5 mm である。第 2 実施形態に係る装置 1 b は比較的厚い被着体同士の接着に適している。

【 0 0 6 4 】

図 2 に示すように、挟持部 2 b は、部材 2 1 b 及び 2 2 b を有し、部材 2 1 b 及び 2 2 b の間に被着体 T 3 及び T 4 を挟持する。部材 2 1 b 及び 2 2 b の形状、大きさ等、部材 2 1 b 及び 2 2 b の被着体接触面の形状、大きさ等は、部材 2 1 b 及び 2 2 b の間に被着体 T 3 及び T 4 を挟持できる限り特に限定されるものではない。部材 2 1 b 及び 2 2 b の形状は、例えば、板状、クリップ状、ピンセット状等である。部材 2 1 b 及び 2 2 b の被着体接触面の形状は、例えば、平面、曲面、鋸歯状、剣山状等である。部材 2 1 b 及び 2 2 b の材質は、被着体 T 3 及び T 4 と接着しない限り特に限定されるものではなく、例えば、ステンレス、ポリエステル、セロファン、テフロン（登録商標）、乾燥コラーゲン、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、絹、これらの複合材料等である。

【 0 0 6 5 】

図 2 に示すように、部材 2 1 b は、軸部材 G 2 を中心として回動できるように、ロッド R 3 を介してアーム部 A R 3 に取り付けられており、部材 2 2 b は、軸部材 G 3 を中心として回動できるように、ロッド R 4 を介してアーム部 A R 3 に取り付けられている。図 2 に示すように、アーム部 A R 3 には、部材 2 1 b を回動させるための加圧部 3 1 b、及び部材 2 2 b を回動させるための加圧部 3 2 b が設けられている。加圧部 3 1 b 及び 3 2 b は、それぞれ部材 2 1 b 及び 2 2 b を回動させる動力源として、例えば、電気モータ、超音波モータ、 piezo 素子等を有しており、加圧部 3 1 b は、部材 2 1 b を回動させることにより、部材 2 1 b を部材 2 2 b の方向へ加圧し、加圧部 3 2 b は、部材 2 2 b を回動させることにより、部材 2 2 b を部材 2 1 b の方向へ加圧する。ワイヤーの一端を部材 2 1 b に接続し、ワイヤーの他端を外部から引っ張ることにより部材 2 1 b を部材 2 2 b の方向へ加圧してもよいし、ワイヤーの一端を部材 2 2 b に接続し、ワイヤーの他端を外部から引っ張ることにより部材 2 2 b を部材 2 1 b の方向へ加圧してもよい。

【 0 0 6 6 】

図 2 に示すように、部材 2 1 b 及び 2 2 b の被着体接触面には、それぞれ挟持部 2 b による挟持力（すなわち、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 に加えられる圧力）を検出するセンサ S 3 及び S 4 が設けられている。センサ S 3 及び S 4 並びに加圧部 3 1 b 及び 3 2 b は挟持力制御部 4 b に電氣的に接続されており、挟持力制御部 4 b は、センサ S 3 及び S 4 で検出された圧力等に基づき、挟持部 2 b による挟持力（すなわち、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 に加えられる圧力）が $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ （好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ ）となるように、加圧部 3 1 b 及び 3 2 b による加圧を制御する。挟持力制御部 4 b は、通常、加圧部 3 1 b により部材 2 1 b に加えられる部材 2 2 b の方向への圧力と、加圧部 3 2 b により部材 2 2 b に加えられる部材 2 1 b の方向への圧力が等しくなるように、加圧部 3 1 b 及び 3 2 b による加圧を制御する。

【 0 0 6 7 】

発熱部 5 b は、部材 2 3 b の片側に部材 2 3 b 側から順に振動手段 1 1 b 及び樹脂部材 1 0 b が設けられて構成される。部材 2 3 b の形状、大きさ等、及び、部材 2 3 b の被着体 T 3 への接触面の形状、大きさ等は、互いに接触した状態にある被着体 T 3 及び T 4 の間に介在させることができ、且つ、振動手段 1 1 b 及び樹脂部材 1 0 b を部材 2 3 b の片側に設けることができる限り特に限定されるものではない。部材 2 3 b の形状は、例えば、板状、棒状等である。部材 2 3 b の被着体 T 3 への接触面の形状は、例えば、平面、曲

10

20

30

40

50

面、鋸歯状、剣山状等である。

【0068】

樹脂部材10bの種類としては特に限定されるものではないが、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオライド、ポリフッ化ビニル、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂、四フッ化エチレン・六フッ化プロピレン共重合体、エチレン・四フッ化エチレン共重合体及びエチレン・クロロトリフルオロエチレン共重合体からなる群より選択される少なくとも一種であることが好ましい。樹脂部材10bは、ガラスクロス、ナイロン糸等を内部に含んでいてもよい。樹脂部材10bの被着体接触面の形状は、例えば、平面、凹面、凸面、波状等である。また、樹脂部材10bの被着体T4との接触面に対して垂直方向の厚みとしては、1～50mmが好ましく、2～10mmがさらに好ましい。また、樹脂部材10bとしては、セラミックス、ガラス、ガラスセラミックス等の無機材料や、カーボンファイバー、PEEK、ポリアミド、ポリイミド等の有機材料を芯材として用い、この芯材の表面にポリテトラフルオロエチレン等の樹脂層を形成したものであってもよい。なお、樹脂部材10bが芯材を含む場合の樹脂部材10bの厚みとは、芯材と樹脂層との合計の厚みをいう。

10

【0069】

振動手段11bとしては、樹脂部材10bに振動を付与可能な震動源であれば特に限定されるものではなく、 piezo素子、小型スピーカー等を用いることができる。樹脂部材10bに付与される振動としては、樹脂部材10bを構成する樹脂の種類にも依存するが1～100kHzが好ましく、12k～50kHzがさらに好ましい。本実施形態においては、振動手段11bは樹脂部材10bに、振動手段11bが樹脂部材10bと接する面に対して垂直方向の振動を付与する。

20

【0070】

樹脂部材10bの被着体T4への接触面には、被着体T4の温度を検出するセンサS5が設けられている。センサS5及び発熱部5bは発熱制御部6bに電氣的に接続されており、発熱制御部6bは、センサS5で検出された温度等に基づき、挟持部2bに挟持された被着体T4の温度が60～140（好ましくは80～110）となるように、発熱部5bによる発熱を制御する。

【0071】

図2に示すように、部材23bはロッドR5を介して振動部7bに取り付けられており、振動部7bは、ロッドR6を介してアダプタAPに取り付けられており、アダプタAPはアーム部AR3に取り付けられている。振動部7bは、微小振動の発生源として、例えば、超音波振動子、小型モーター、磁性体（磁性体を用いる場合、外部より変動磁場を照射する）等の振動素子を有している。振動部7bから発生した微小振動は振動伝達部材であるロッドR5を介して部材23bに伝達され、発熱部5bを振動させる。発熱部5bに加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態では被着体T3及びT4の接触面と略平行な方向である（図2中の矢印Bで示す方向）。振動部7bには、振動部7bによる微小振動を制御する振動制御部8bが電氣的に接続されており、振動制御部8bは、挟持部2bに挟持された被着体T3及びT4の微小振動の周波数が1～100kHz（好ましくは10～60kHz）となるように、振動部7bが発生する振動を制御する。また、振動制御部8bは、挟持部2bに挟持された被着体T3及びT4の振動の振幅が100μm未満、好ましくは20μm未満となるように、振動部7bが発生する微小振動を制御する。なお、微小振動の振幅の下限値は通常0.1μm、好ましくは0.2μmである。挟持部2bに挟持された被着体T3及びT4を振幅100μm未満で振動させる場合、小型の振動素子を使用でき、ホーン部を設ける必要もないので、生体組織接着装置1bの小型化が可能となる。なお、振動部7bから発生した微小振動は、ロッドR6を介してアダプタAPに伝達されるが、アダプタAPは微小振動を吸収することができる機構（例えば、弾性部材を利用した微小振動の吸収機構）を有しているため、アーム部AR3には伝達されないようになっている。アダプタAPは、把持部（図示せず）、カテーテル（図示せず）、ガイドワイヤー（図示せず）等に接続される。

30

40

50

【 0 0 7 2 】

生体組織接着装置 1 b は、以下のようにして被着体 T 3 及び T 4 を接着する。

挟持部 2 b には、被着体 T 3 及び T 4 が互いに接触した状態で挟持され、互いに接触した状態にある被着体 T 3 及び T 4 の間には発熱部 5 b が介在する。このとき、挟持部 2 b による挟持力が挟持力制御部 4 b により制御されることにより、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ (好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$) の圧力が加えられる。

【 0 0 7 3 】

また、発熱部 5 b が発生した熱は、樹脂部材 1 0 b の被着体接触面を介して被着体 T 4 及び T 3 に伝達され、被着体 T 3 及び T 4 は加熱される。このとき、発熱部 5 b による発熱が発熱制御部 6 b により制御されることにより、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 は $60 \sim 140$ (好ましくは $80 \sim 110$) に加熱される。

10

【 0 0 7 4 】

さらに、振動部 7 b が発生した微小振動は、振動伝達部材であるロッド R 5 を介して発熱部 5 b に伝達される。発熱部 5 b は被着体 T 3 及び T 4 の間に介在するので、発熱部 5 b の振動は被着体 T 3 及び T 4 に伝達される。このとき、振動部 7 b による振動が振動制御部 8 b により制御されることにより、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 は、周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ (好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$) で振動する。また、被着体 T 3 及び T 4 に加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態では被着体 T 3 及び T 4 の接触面と略平行な方向である (図 2 中の矢印 B で示す方向)。

20

【 0 0 7 5 】

したがって、挟持部 2 b に挟持された被着体 T 3 及び T 4 は、互いに接触した状態にあり、かつ、被着体 T 3 及び T 4 には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ (好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$) の圧力、 $60 \sim 140$ (好ましくは $80 \sim 110$) の温度、周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ (好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$) の振動が付加される。被着体 T 3 及び T 4 に上記圧力、温度及び振動を付加する時間は、通常 $2 \sim 240$ 秒、好ましくは $10 \sim 120$ 秒である。これにより、被着体 T 3 及び T 4 は迅速かつ強固に接着する。また、被着体 T 3 及び T 4 に上記圧力、温度及び振動が付加されたとき、被着体 T 3 及び T 4 に与えられる損傷は少ない。なお、被着体 T 3 及び T 4 のうち、発熱部 5 b が介在することにより互いに接触できない部分は接着されない。

30

【 0 0 7 6 】

第 2 実施形態においては、振動部 7 b が発熱部 5 b を振動させる構成とされているが、振動部 7 b が部材 2 1 b 及び部材 2 2 b の少なくとも一方を振動させるように構成されてもよい。

【 0 0 7 7 】

また、第 2 実施形態においては、発熱部 5 b 及び発熱制御部 6 b が、振動部 7 b 及び振動制御部 8 b を兼ね、振動手段 1 1 b が樹脂部材 1 0 b に付与する振動を被着体 T 3 及び T 4 に伝達する構成としてもよい。

【 0 0 7 8 】

第 2 実施形態においては、発熱部 5 b 及び発熱制御部 6 b により発熱装置が構成される。第 2 実施形態に係る発熱装置は電熱ヒータ等の従来の発熱装置とは異なり、発熱部 5 b を発熱させるために被着体 T 4 と接する樹脂部材 1 0 b に電流を供給する必要がない。そのため、電界の影響を受ける被着体 (例えば、脳神経等の脳組織) に対して第 2 実施形態の生体組織接着装置は有効である。

40

【 0 0 7 9 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態に係る生体組織接着装置 1 c は、血管 B 内に挿入されたステント S T を血管 B の内壁に接着させるための生体組織接着装置であって、図 3 に示すように、部材 2 4 c の片側に部材 2 4 c 側から順に振動手段 1 1 c 及び樹脂部材 1 0 c が設けられた発熱部 5 c と、発熱部 5 c を血管 B の内壁の方向へ加圧するバルーン部 3 c と、バルーン部 3 c

50

による加圧を制御する加圧制御部 4 c と、発熱部 5 c による発熱を制御する発熱制御部 6 c と、微小振動を発生させる振動部 7 c と、振動部 7 c が発生する微小振動を制御する振動制御部 8 c とを備える。

【 0 0 8 0 】

ステント S T の表面は、湿潤コラーゲン、ポリウレタン、ビニロン、ゼラチン、これらの複合材料等の生体組織接着性材料でコーティングされている。

【 0 0 8 1 】

図 3 に示すように、バルーン部 3 c は、バルーンカテーテル 9 c に通じており、バルーンカテーテル 9 c を通じてバルーン部 3 c の内部に流体を圧入することにより、バルーン部 3 c は、膨張して、血管 B の狭窄部を拡張するとともに、発熱部 5 c を血管 B の内壁の方向へ加圧する。発熱部 5 c における樹脂部材 1 0 c のステント接触面には、ステント S T 及び血管 B に加えられる圧力を検出するセンサ S 6 が設けられている。センサ S 6 及びバルーン部 3 c に流体を圧入する装置（図示せず）は加圧制御部 4 c に電氣的に接続されており、加圧制御部 4 c は、センサ S 6 で検出された圧力等に基づき、ステント S T 及び血管 B に加えられる圧力が $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ （好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ ）となるように、バルーン部 3 c による加圧を制御する。

【 0 0 8 2 】

発熱部 5 c は、部材 2 4 c の片側に部材 2 4 c 側から順に振動手段 1 1 c 及び樹脂部材 1 0 c が設けられて構成される。部材 2 4 c の形状、大きさ等は、部材 2 4 c をステント S T 内に挿入でき、且つ、振動手段 1 1 c 及び樹脂部材 1 0 c を部材 2 4 c の片側に設けることができる限り特に限定されるものではない。部材 2 4 c の形状は、例えば、板状、棒状等である。部材 2 4 c の材質は、ステント S T に接着しない限り特に限定されるものではなく、例えば、ステンレス、ポリエステル、テフロン（登録商標）、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、絹、アラミド樹脂、ポリエーテルエーテルケトン樹脂、シリコーン樹脂、ポリカーボネート樹脂、これらの複合材料等である。

【 0 0 8 3 】

樹脂部材 1 0 c の種類としては特に限定されるものではないが、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオライド、ポリフッ化ビニル、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂、四フッ化エチレン・六フッ化プロピレン共重合体、エチレン・四フッ化エチレン共重合体及びエチレン・クロロトリフルオロエチレン共重合体からなる群より選択される少なくとも一種であることが好ましい。樹脂部材 1 0 c は、ガラスクロス、ナイロン糸等を内部に含んでいてもよい。樹脂部材 1 0 c のステント接触面の形状は、例えば、平面、凹面、凸面、波状等である。また、樹脂部材 1 0 c のステント接触面に対して垂直方向における厚みとしては、1 ~ 5 0 mm が好ましく、2 ~ 1 0 mm がさらに好ましい。また、樹脂部材 1 0 c としては、セラミックス、ガラス、ガラスセラミックス等の無機材料や、カーボンファイバー、PEEK、ポリアミド、ポリイミド等の有機材料を芯材として用い、この芯材の表面にポリテトラフルオロエチレン等の樹脂層を形成したものであってもよい。なお、樹脂部材 1 0 c が芯材を含む場合の樹脂部材 1 0 c の厚みとは、芯材と樹脂層との合計の厚みをいう。

【 0 0 8 4 】

振動手段 1 1 c としては、樹脂部材 1 0 c に振動を付与可能な震動源であれば特に限定されるものではなく、 piezo 素子、小型スピーカー等を用いることができる。樹脂部材 1 0 c に付与される振動としては、樹脂部材 1 0 c を構成する樹脂の種類にも依存するが 1 ~ 1 0 0 k H z が好ましく、1 2 k ~ 5 0 k H z がさらに好ましい。本実施形態においては、振動手段 1 1 c は樹脂部材 1 0 c に、振動手段 1 1 c が樹脂部材 1 0 c と接する面に対して垂直方向の振動を付与する。

【 0 0 8 5 】

図 3 に示すように、樹脂部材 1 0 c のステント接触面には、ステント S T 及び血管 B の内壁の温度を検出するセンサ S 7 が設けられている。センサ S 7 及び発熱部 5 c は発熱制御部 6 c に電氣的に接続されており、発熱制御部 6 c は、センサ S 7 で検出された温度等

に基づき、ステント S T 及び血管 B の内壁の温度が 60 ~ 140 (好ましくは 80 ~ 110) となるように、発熱部 5 c による発熱を制御する。なお、センサ S 7 は、直接的にはステント S T の温度を検出するが、ステント S T に加えられた熱が血管 B の内壁に伝達される結果、ステント S T の温度は血管 B の内壁の温度の影響を受けるので、ステント S T の温度変化等に基づき、血管 B の内壁の温度をも検出できる。

【0086】

図 3 に示すように、部材 24 c はロッド R 7 を介して振動部 7 c に取り付けられており、振動部 7 c は、ロッド R 8 に取り付けられている。振動部 7 c は、微小振動の発生源として、例えば、超音波振動子、小型モーター、磁性体(磁性体を用いる場合、外部より変動磁場を照射する)等の振動素子を有している。振動部 7 c から発生した微小振動は、振動伝達部材であるロッド R 7 を介して部材 24 c に伝達され、発熱部 5 c を振動させる。発熱部 5 c に加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態ではステント S T 及び血管 B の内壁の接触面と略平行な方向である(図 3 中の矢印 C で示す方向)。振動部 7 c には、振動部 7 c による微小振動を制御する振動制御部 8 c が電氣的に接続されており、振動制御部 8 c は、ステント S T 及び血管 B の内壁の微小振動の周波数が 1 ~ 100 kHz (好ましくは 10 ~ 60 kHz) となるように、振動部 7 c が発生する振動を制御する。また、振動制御部 8 c は、ステント S T 及び血管 B の内壁の振動の振幅が 100 μm 未満、好ましくは 20 μm 未満となるように、振動部 7 c が発生する微小振動を制御する。なお、微小振動の振幅の下限値は通常 0.1 μm、好ましくは 0.2 μm である。ステント S T 及び血管 B の内壁を振幅 100 μm 未満で振動させる場合、小型の振動素子を使用でき、ホーン部を設ける必要もないので、装置 1 c の小型化が可能となる。ロッド R 8 は、把持部(図示せず)、カテーテル(図示せず)、ガイドワイヤー(図示せず)等に接続される。

【0087】

装置 1 c は、以下のようにしてステント S T 及び血管 B の内壁を接着する。

バルーンカテーテル 9 c を通じてバルーン部 3 c の内部に流体が圧入されると、バルーン部 3 c は、膨張して、血管 B の狭窄部を拡張するとともに、発熱部 5 c を血管 B の内壁の方向へ加圧することによりステント S T を血管 B の内壁に対して加圧する。これにより、ステント S T 及び血管 B の内壁は互いに接触する。このとき、バルーン部 3 c による加圧が加圧制御部 4 c により制御されることにより、ステント S T 及び血管 B の内壁には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ (好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$) の圧力が加えられる。

【0088】

また、発熱部 5 c が発生した熱は、樹脂部材 10 c のステント接触面を介してステント S T 及び血管 B の内壁に伝達され、ステント S T 及び血管 B の内壁は加熱される。このとき、発熱部 5 c による発熱が発熱制御部 6 c により制御されることにより、ステント S T 及び血管 B の内壁は 60 ~ 140 (好ましくは 80 ~ 110) に加熱される。なお、発熱部 5 c が発生した熱は最初にステント S T に加えられるが、ステント S T 及び血管 B の内壁は互いに接触した状態にあるので、ステント S T に加えられた熱は血管 B の内壁に伝達し、血管 B の内壁も加熱されることとなる。

【0089】

さらに、振動部 7 c が発生した微小振動は、振動伝達部材であるロッド R 7 を介して発熱部 5 c に伝達される。発熱部 5 c はステント S T と接触するので、発熱部 5 c の振動はステント S T 及び血管 B に伝達される。このとき、振動部 7 c による振動が振動制御部 8 c により制御されることにより、ステント S T 及び血管 B の内壁は、周波数 1 ~ 100 kHz (好ましくは 10 ~ 60 kHz) で振動する。なお、振動部 7 c が発生した微小振動は最初にステント S T に加えられるが、ステント S T 及び血管 B の内壁は互いに接触した状態にあるので、ステント S T に加えられた振動は血管 B の内壁に伝達され、血管 B の内壁も振動することとなる。また、ステント S T 及び血管 B の内壁に加えられる振動の方向は特に限定されるものではないが、本実施形態ではステント S T 及び血管 B の内壁の接触

面と略平行な方向である（図3中の矢印Cで示す方向）。

【0090】

したがって、ステントST及び血管Bの内壁は、互いに接触した状態にあり、かつ、ステントST及び血管Bの内壁には、 $9 \times 10^2 \sim 1 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ （好ましくは $1 \times 10^4 \sim 5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ ）の圧力、 $60 \sim 140$ （好ましくは $80 \sim 110$ ）の温度、周波数 $1 \sim 100 \text{ kHz}$ （好ましくは $10 \sim 60 \text{ kHz}$ ）の振動が付加される。ステントST及び血管Bの内壁に上記圧力、温度及び振動を付加する時間は、通常 $2 \sim 240$ 秒、好ましくは $10 \sim 120$ 秒である。これにより、ステントST及び血管Bの内壁は迅速かつ強固に接着する。また、ステントST及び血管Bの内壁に上記圧力、温度及び振動が付加されたとき、ステントST及び血管Bの内壁に与えられる損傷は少ない。

10

【0091】

第3実施形態においては、発熱部5c及び発熱制御部6cが、振動部7c及び振動制御部8cを兼ね、振動手段11cが樹脂部材10cに付与する振動をステントST及び血管Bに伝達する構成としてもよい。

【0092】

第3実施形態においては、発熱部5c及び発熱制御部6cにより発熱装置が構成される。第3実施形態に係る発熱装置は電熱ヒータ等の従来の発熱装置とは異なり、発熱部5cを発熱させるためにステントSTと接する樹脂部材10cに電流を供給する必要がない。そのため、電界の影響を受ける被着体（例えば、脳神経等の脳組織）に対して第3実施形態の生体組織接着装置は有効である。

20

【実施例】

【0093】

[試験例1]

本試験例は、樹脂部材に振動を付与した際の、樹脂部材の発熱状態を確認するための試験である。

【0094】

芯材としての $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ 、厚さ 1.75 mm のセラミックス板（商品名：マイクロセラミックヒーター、坂口電熱社製）に、PTFE（ポリテトラフルオロエチレン）フロログラス粘着テープ（商品名：チューコーフローAGF-110、中興化成工業株式会社製）を3周巻き付け、セラミックス板の両面に厚さ 0.4 mm の樹脂層を形成してサンプル1とした。対照として、PTFEフロログラス粘着テープを巻き付けていないセラミックス板をサンプル2とした。

30

サンプル1をステンレス製の板状部材（横幅 7 mm 、縦幅 5 mm 、厚み 3 mm ）と振動発生装置（商品名：ナノ振動装置、ミワテック製、サンプルと接触して振動を付与する部分の大きさは $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ ）との間に 0.4 N/mm^2 の圧力で挟持し、振動発生装置により、樹脂層に対して振動幅が $5 \mu\text{m}$ で周波数 12 kHz のセラミックス板の厚さ方向の振動（縦振動）を付与した。このときのサンプル1における振動を付与された部分の温度変化をサーモグラフィー（商品名：サーモトレーサー、NEC製）で測定した。振動付与時間に対する温度変化を図4に示す。また、サンプル2に対してもサンプル1と同じ振動幅と周波数の振動を付与し、その温度変化を同様にして測定した。測定結果を図4に示す。図4から、サンプル2についても振動付与時間の経過とともに温度上昇が観察されたが、サンプル1の温度上昇には及ばないことがわかる。

40

【0095】

芯材を用いることなくPTFEフロログラス粘着テープを5周巻き、PTFEフロログラス粘着テープを10層とした、厚みが 1.3 mm のPTFEフロログラス粘着テープのみからなるサンプル3を得た。サンプル3を用いてサンプル1と同様に評価した。得られた結果をサンプル1の結果とともに図5に示す。PTFEフロログラス粘着テープのみからなるサンプル3においても、芯材としてセラミックス板を用いたサンプル1と同様に発熱した。また、サーモグラフィーによる観察から、サンプル3は、振動発生装置のサンプルと接触して振動を付与する部分とサンプル3との接触箇所ではなく、サンプル3の内部

50

から発熱することが明らかとなった。このことは、樹脂部材への振動付与による発熱は摩擦以外のメカニズムにより生ずることを示唆すると考えられる。

【 0 0 9 6 】

また、PTFEフロログラス粘着テープの層数を10層（厚み1.3mm）、15層（厚み2mm）及び20層（厚み2.8mm）に変化させた以外はサンプル3と同様にしてサンプル4乃至6を作成し、サンプル1と同様に評価した。振動付与60秒後の各サンプルの温度は、サンプル4が132、サンプル5が117、サンプル6が90であった。

【 0 0 9 7 】

PTFEフロログラス粘着テープの代わりにPTFE粘着テープ（商品名；チューコーフローASF-110、中興化成工業株式会社製、3周巻き付け）又はテフロン（登録商標）シールテープ（商品名：テフロン（登録商標）シールテープ、東京硝子機械社製、10周巻き付け）を用いた以外はサンプル3の場合と同様にしてサンプル7（厚み0.4mm）及びサンプル8（厚み0.4mm）を作成し、サンプル1と同様に評価した。振動付与60秒後の各サンプルの温度は、サンプル7が210、サンプル8が210であった。

10

【 0 0 9 8 】

PTFEフロログラス粘着テープの代わりに、厚さ2～3mmの、PTFE板（商品名：PTFEシート、サンブラテック社製）及びPFA（テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）板（商品名：PFAシート、ニチアス社製）を用いて各々サンプル9及びサンプル10とし、サンプル1と同様に評価した。振動付与60秒後の各サンプルの温度は、サンプル9が150、サンプル10が160であった。

20

【 0 0 9 9 】

PTFEフロログラス粘着テープの代わりに、厚さ2～3mmの、ポリエチレンテレフタレート（PET）板（サンブラテック社製）、ポリメチルメタクリレート（PMMA）板（サンブラテック社製）及びポリ塩化ビニル（PVC）板（サンブラテック社製）を用いて各々サンプル11、サンプル12及びサンプル13とし、サンプル1と同様に評価した。サンプル11に対して振動付与5秒で40に達した後、振動付与60秒後には120であった。サンプル12に対して振動付与5秒で100に達した後、振動付与60秒後には145であった。サンプル13に対して振動付与5秒で50に達した後、振動付与60秒後には150であった。サンプル11乃至13について振動付与60秒後の各サンプルを確認したところ、熱により溶解し変形していた。

30

【 0 1 0 0 】

芯材としての長辺5mm、短辺5mm、厚さ2mmのPTFE板（サンブラテック社製）に、PTFEフロログラス粘着テープ（商品名：チューコーフローAGF-110、中興化成工業株式会社製）を3周巻き付け、PTFE板の両面に厚さ0.4mmの樹脂層を形成してサンプル14とした。サンプル14を用いた以外はサンプル1と同様に評価したところ、振動付与60秒後のサンプル14の温度は、260であった。

【 0 1 0 1 】

40

[試験例 2]

本試験例は、本発明の生体組織接着装置を用いた生体組織の接着試験である。

【 0 1 0 2 】

生体組織材料の接合としては、食用ブタの大動脈を用いた。ブタ大動脈から脂肪組織を除去し、平均厚さ1.0～1.5mmの部位を15×15mmに成形し、組織サンプルとした。

超音波メス（商品名：ソノペット、ミワテック社製）および第1実施形態に係る生体組織接着装置による生体組織の接着性を検討した。

【 0 1 0 3 】

（生体組織接着装置）

50

樹脂部材としてポリテトラフルオロエチレン（PTFE）を、振動手段としてピエゾ駆動を用い、振動手段の樹脂部材への接触面に対して垂直方向の振動を、樹脂部材に対して付与した。振動手段による振動周波数を20kHz、振幅を5μmとした。このときの血管組織片（被着体）の温度は200であった。また、振動部による振動を20kHz、振幅を5μmと、挟持部による挟持力を $3.9 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ と、圧着時間を30秒とした。上記条件により2枚の血管組織片の接着を試みた。

【0104】

（超音波メス）

周波数55.5kHz、振幅100μm、温度120、圧着時間5秒及び圧力 $3.9 \times 10^4 \text{ N/m}^2$ を2枚の血管組織片に付加し、2枚の血管組織片の接着を試みた。

10

【0105】

接合実験の結果、超音波メスと超音波接合装置では生体組織同士の接合も可能であった。

しかし、超音波メスが薄い大動脈同士（厚さ約0.5mm）でしか接着しなかったのに対し、超音波接合装置では比較的厚い大動脈同士（厚さ約1.0mm）においても接合可能であった。

【符号の説明】

【0106】

1a, 1b, 1c・・・生体組織接着装置

2a, 2b・・・挟持部

20

3a, 31b, 32b・・・加圧部

3c・・・加圧部（バルーン部）

4a, 4b・・・挟持力制御部

4c・・・加圧制御部

5a, 5b, 5c・・・発熱部

6a, 6b, 6c・・・発熱制御部

7a, 7b, 7c・・・振動部

8a, 8b, 8c・・・振動制御部

10a, 10b, 10c・・・樹脂部材

11a, 11b, 11c・・・振動手段

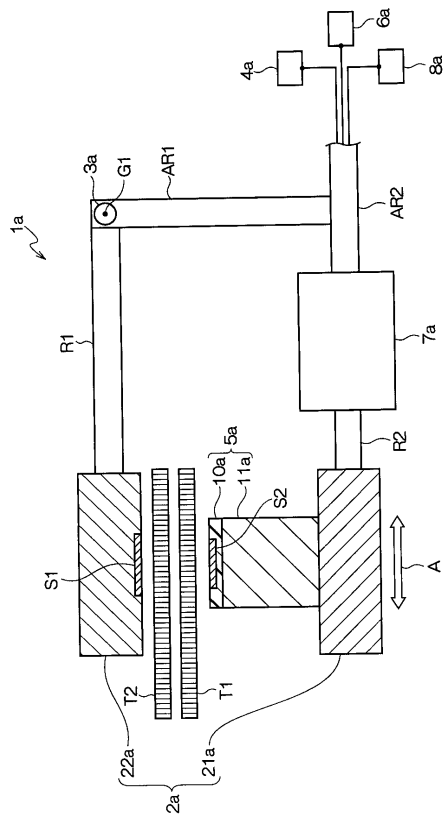
30

T1, T2, T3, T4・・・被着体（生体組織又は生体組織接着性材料）

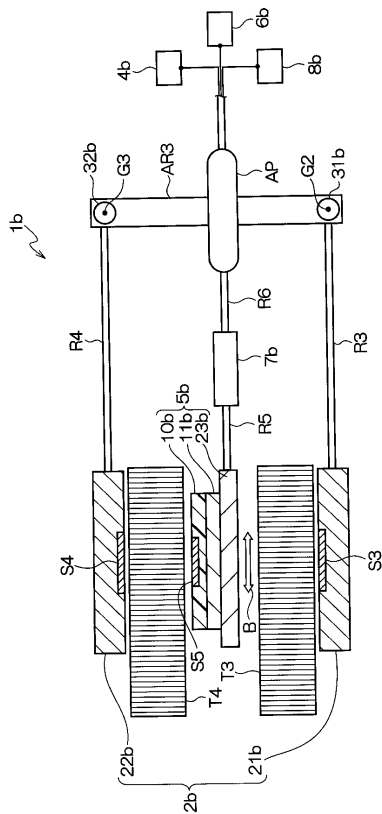
B・・・被着体（血管）

ST・・・被着体（ステント）

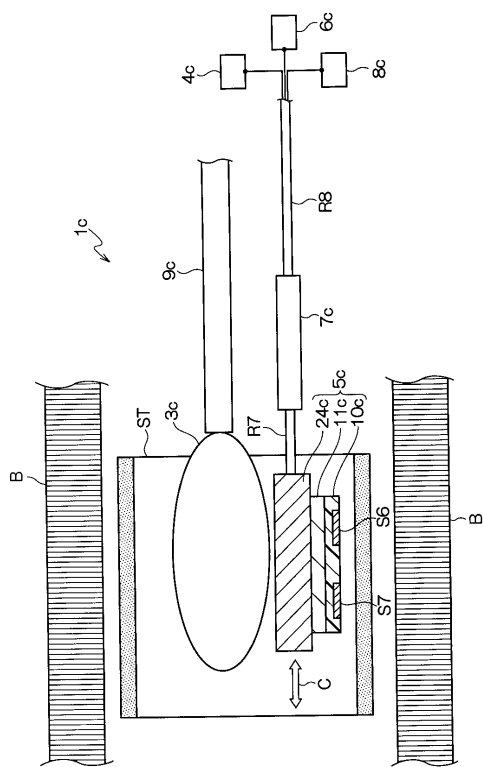
【図1】



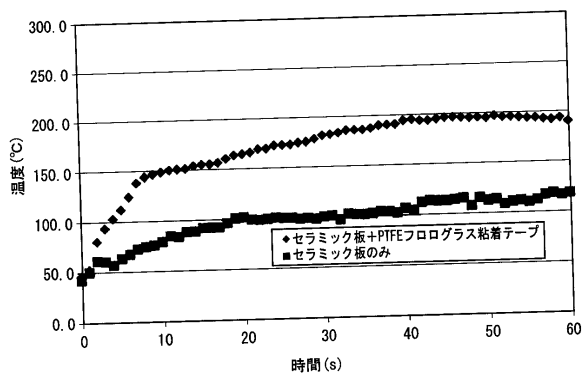
【図2】



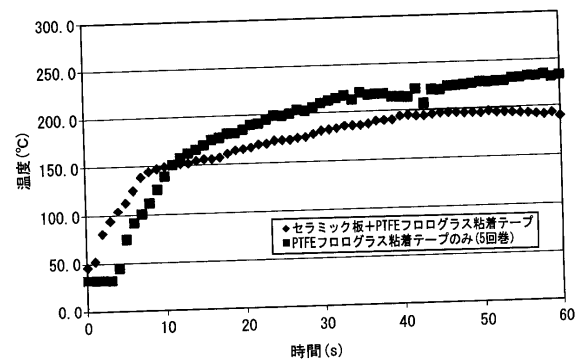
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (72)発明者 岸田 晶夫
東京都文京区湯島一丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内
- (72)発明者 木村 剛
東京都文京区湯島一丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内
- (72)発明者 船本 誠一
東京都文京区湯島一丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内
- (72)発明者 増澤 徹
茨城県日立市中成沢町四丁目12番1号 国立大学法人茨城大学 工学部内

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特開昭64-075223(JP,A)
特開2006-006410(JP,A)
特表2007-527748(JP,A)
特開2003-111771(JP,A)
国際公開第2007/100063(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00
A61B 18/00 - 18/16