(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2008 年2 月14 日 (14.02.2008)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2008/018412 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 17/58 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2007/065371

(22) 国際出願日: 2007 年8 月6 日 (06.08.2007)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2006-220113 2006 年8 月11 日 (11.08.2006) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): アルフレッサファーマ株式会社 (**ALFRESA PHARMA CORPORATION**) [JP/JP]; 〒5408575 大阪府大阪市中央区石町二丁目二番九号 Osaka (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長江 雅志 (**NAGAE, Masashi**) [JP/JP]; 〒2700216 千葉県野田市西高野２７８番地の５ アルフレッサファーマ株式会社千葉工場内 Chiba (JP). 山口 典俊 (**YAMAGUCHI, Noritoshi**) [JP/JP]; 〒5408575 大阪府大阪市中央区石町二丁目二番九号 アルフレッサファーマ株式会社内 Osaka (JP).

(74) 代理人: 早坂 巧 (**HAYASAKA, Takumi**); 〒5410041 大阪府大阪市中央区北浜２丁目５番１３号 北浜平和ビル２階 早坂国際特許事務所 Osaka (JP).

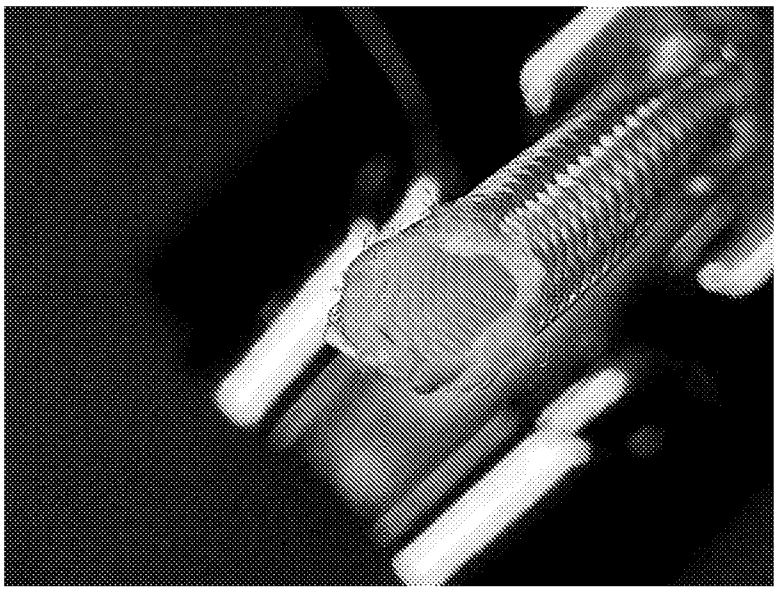
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

[続葉有]

(54) **Title:** BONE FASTENING HOLLOW CABLE

(54) 発明の名称: 骨締結用中空ケーブル



(57) **Abstract:** A bone fastening cable capable of bone fastening with a width satisfactory for wiping out the fear of bone depression or severance, which bone fastening hollow cable is improved so as to be capable of preventing any torsion at the time of fastening and so as to be easily passed through the interstice between the vertebral arch and the spinal cord in spinal surgery. The cable is a bone fastening hollow cable formed into a tubular configuration of roughly circular cross section by fiber knitting, which can be crushed by fastening of a fastening object to thereby be deformed into a belt configuration.

(57) 要約: 骨の陥凹や切損の懸念を除くのに十分な幅で骨を締結することのできる骨締結用ケーブルであって，締結に際して捩れを防止でき，脊椎手術において椎弓と脊髄との隙間に通し易い，改善された骨締結用のケーブルが開示されている。当該ケーブルは，締結対象物を締結することにより圧壊して帯状に変形させることのできる，繊維を編組して断面概略円形の管状に形成してなる，骨締結用中空ケーブルである。

WO 2008/018412 A1

SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

明 細 書

骨締結用中空ケーブル

技術分野

[0001] 本発明は，種々の骨手術において用いる，骨を締結するためのケーブルに関し，より詳しくは，損傷した骨同士，取り分け脊椎手術において，複数の隣接椎骨を癒合固定させるため骨移植を行う等して脊柱の不動性を獲得するに当たり，体内で椎骨を直接又は金属製固定器具と共に締結するために使用するケーブルに関する。

背景技術

[0002] 骨の固定（骨同士を癒合により一体化させることをいう。），例えば折れた骨の部分同士の固定や，骨移植術における損傷した骨と移植骨片との固定のためには，それらの骨同士を正しい位置関係で確りと密着させ，癒合が完了するまでのそれらの骨同士がずれないように，相互に強く保持しておく必要がある。この保持には，ステンレス鋼やチタニウム等の金属のワイヤー（針金）による骨の締結が従来長らく行われ，状況に応じて，種々の金属製のロッド（棒），フック，ボルト（ペディクルスクリュー又は椎弓根スクリュー）その他の器具と併用されていた。しかしながら，ワイヤーはその堅さのため，これを例えば脊椎手術において，椎弓の下側（ここに脊髄が通っている）に通す際に，脊髄に不用意に押し当てて重大な損傷を与えてしまうことのないよう，術者は細心の注意を払う必要がある。また手術後においても，骨に大きな力が繰り返し掛かった場合にワイヤーが切断することがあり，生じた断端によって脊髄が重大な損傷を受けるというリスクがある。このため，これらの問題を回避し，より安全な脊椎手術を可能にする目的で，最近ではワイヤーに代わって，繊維例えば合成繊維（例えば超高分子量ポリエチレン（「超高強度ポリエチレン」とも呼ばれる）のような高強度の合成繊維）や金属繊維で作られたケーブルが広く知られるようになってきた。合成繊維で作られた骨締結用のケーブルとしては，超高分子量ポリエチレン繊維を編組して作られた幅3mm又は5mmの薄いテープ状のものであるネスプロン（登録商標）ケーブルシステム（非特許文献1参照）が臨床において広く使用されている。その他に，繊維で作られた骨締結用のケーブルとしては，繊維を編組して作られた，断面が概

略円形の，すなわち方向性のない断面の，中実ケーブルが知られている（特許文献1参照）。

[0003] 脊柱は，軟骨板（椎間板）を介して一連に結合した椎骨（椎体及び椎弓からなる）により構成されており，椎弓は，脊髄を通す椎孔のアーチ状の枠組みを提供している。脊椎手術では，保持しようとする椎骨において椎弓の下側にケーブルを通して巻き掛け，これと隣接する椎骨と，或いは隣接して配置された金属製固定器具と共に，ケーブルの引張力を維持した状態で締結することにより，問題の椎骨を所定位置に保持する術式が頻繁に行われる。椎弓の下側には脊髄が通っており，ケーブルは，椎弓と脊髄との隙間に通される。このとき，円形断面の中実ケーブルは，テープ状のケーブルに比して幅を狭く作れるため，椎弓と脊髄との隙間に通し易い。このため，ケーブルが脊髄に接触するのを回避するのが容易であるという利点がある。しかしながらその反面，円形断面の中実ケーブルは締結したとき骨の陥凹や切損を起こし易いという欠点がある。これは，円形断面の中実ケーブルは幅が狭くしかも表面が全体的に丸い（すなわち平らでない）ため，骨とケーブルとの接触面積が狭く，締結により接触部分に圧力が集中して，骨がその負担に耐え切れず切り込まれることによる。これは取り分け，慢性関節リウマチや骨粗鬆症等により患部の骨が脆くなっている場合に著しい。骨の陥凹や切損が術中に起こった場合には，手術計画の変更を余儀なくされ，手術後に起こった場合には，再手術が必要になるばかりでなく，締結部位が脊椎のときには再手術までの間に脊髄損傷の事態を招くおそれがある。

[0004] これに対し，テープ状のケーブルは，これにより骨を締結したとき円形断面のケーブルに比して幅広の平たい面の全体で骨表面と接触し，このため，骨を締め付ける力が分散して単位面積当たりでは圧力が低下することから，陥凹や切損を起こしにくい，という大きな利点を有する。その反面，このタイプのケーブルは，断面円形の中実ケーブルに比して幅広であるため，脊髄と椎弓の隙間にケーブルを通す際に縁が脊髄に接触し易く，接触を避けるには相応の技術を要する。更に，テープ状のケーブルは，骨に巻き掛ける際，術者に目視できない骨の背後の部位で不用意に捩れている（すなわち途中で表裏が反転している）場合が生じ易く，生じた捩れに気付かずこれを戻さないまま締結操作を完了してしまう場合が起こり得る。捩れた部分は，テープ状

のケーブルが折り返されて一部で重なり合っており，重なり合った部分において厚みが倍になると共に局所的に幅が減少している。従って，捩れに気付かず，捩れを戻さないまま締結すると，捩れ部分に接している骨表面が相対的に圧力を受けることとなり好ましくないほか，捩れ部分においてケーブル内の応力分布に乱れが生じてケーブルの強度にも悪影響を及ぼす。

[0005] このように，両タイプのケーブルには，それぞれ相反する長所及び欠点がある。脊椎手術において，ケーブルによる締結を，それ単独で或いはボルトやフック等のような金属製の固定器具との併用で利用する術式が広く普及しつつあることから，より多くの医師が使用するのに適するよう，取り扱い易く，安全確実な締結をより容易に行えるよう，両タイプのケーブルの長所を維持しつつ欠点を改善した骨締結用のケーブルに対する潜在的需要がある。

[0006] 特許文献1:特開平7－163583号公報

非特許文献1:「ネスプロンケーブルシステム」パンフレット，アルフレッサファーマ株式会社，2004年10月

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0007] 上記の背景において，本発明は骨の陥凹や切損の懸念を除くのに十分な幅を以って骨を締結することのできる骨締結用ケーブルであって，締結に際して捩れを防止でき，脊椎手術においては椎弓と脊髄との隙間に通し易いという利点をも有する，改善された骨締結用のケーブル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

[0008] 上記目的に沿って検討を重ねた結果，本発明者は，繊維を編組して作製した，断面が概略円形で，外径に比して十分な内径の管腔を有する円筒状の中空のケーブルであれば，椎弓と脊髄との隙間に通し易いため従来のケーブルと同様の利点が得られ，また捩れも生じにくく，且つ，締結時に骨表面に押し付けられ圧壊してテープ状となるため，骨の陥凹や切損が生じにくいという従来のテープの利点も得られることを見出し，これに基づき本発明を完成させた。

[0009] すなわち本発明は下記を提供するものである。

1．締結対象物を締結することにより圧壊して帯状に変形させることのできる，繊維を編組して断面概略円形の管状に形成してなる，骨締結用中空ケーブル。

2．内径に対する外径の比が，1．1～2．0である，上記1の骨締結用中空ケーブル。

3．内径が1．0～10．0mmである，上記1又は2の骨締結用中空ケーブル。

4．該繊維が，有機繊維及び／又は無機繊維である，上記1ないし3の何れかの骨締結用中空ケーブル。

5．該有機繊維が，ポリオレフィン，ポリアミド，ポリアクリロニトリル及び絹よりなる群より選ばれる1又は2以上の繊維であり，該無機繊維が，チタニウム，チタニウム合金及びステンレススチールよりなる群より選ばれる1又は2以上の繊維である，上記4の骨締結用中空ケーブル。

6．繊維を平織り又は斜文織することにより形成されているものである，上記1ないし5の何れかの骨締結用中空ケーブル。

発明の効果

[0010] 上記の各構成になる本発明は，骨の締結前には円筒状のケーブルの形態であるため，椎弓と脊髄との隙間に通す操作が容易である。また円形断面であるため，テープ状のケーブルのように途中で捩れるということが極めて起こりにくく，そのため骨の背後で捩れているのに気付かずに締結してしまうことが防止できる。しかも，締結時にケーブルに加えられる引張力により骨表面に強く押し付けられて圧壊し平たいテープ状へと変形するため，円形断面の中実ケーブルと異なり骨との接触面が幅広となって，骨を締め付ける力が分散される結果，従来の円形断面の中実ケーブルに比して骨の陥凹や切損を起こしにくいという利点がある。こうして，本発明によれば，骨締結用の従来の円形断面のケーブルの利点とテープ状のケーブルの利点とを併せ持ち，従来の円形断面のケーブルの欠点であった骨の陥凹や切損の起し易さ，及び従来のテープ状のケーブルの欠点であった椎弓と脊髄との隙間への通しにくさ及び捩れの問題を，何れも解消することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は，二重ループによる締結の模式図である。

[図2]図2は平織りの模式図である。

[図3]図3は，斜文織の模式図である。

[図4]図4は，実施例1bの中空ケーブルの断端付近の拡大写真である。

発明を実施するための最良の形態

[0012] 本発明におけるケーブルは，断面概略円形の中空ケーブルであり，骨等の硬質の締結対象物に巻き掛けて締め付けるまで，すなわち締結対象物の締結に使用するまでは，その断面状態を維持できる程度の硬さを有するように作製される。これは，例えば樹脂製の断面円形の長いワイヤーやチューブ等を芯材として用い，その周りに繊維を緻密に編組するだけで容易に達成できる。すなわちそのようにして作製した中空ケーブルは，芯材を抜き取った後も，骨に巻き掛ける際例えば椎弓の内側において脊髄との隙間に通す際には，骨表面に未だ強く押し付けられていないため概略円形の断面形状を維持できる。またそのような硬さを有していても，骨に巻き掛けた後にケーブルの両端を引き絞って骨を締結するときは，ケーブルの側面が骨表面に強く押し付けられるため，圧壊しテープ状へと変形してその平たい面で骨に接触することとなる。編組の方式は特に限定されず，例えば，平織（図2），斜文織（綾織）（図3）等適宜であってよい。

[0013] 本発明のケーブルを構成する繊維としては，有機繊維及び無機繊維の何れも用いることができる。有機繊維は，柔軟性に優れる点で金属繊維よりも好ましい。

[0014] 有機繊維としては，ポリエチレン，ポリプロピレン等のポリオレフィン，ポリエチレンテレフタレート，ポリ乳酸，ポリグリコール酸，ポリグリコール酸・乳酸，ポリジオキサノン等のポリエステル，ナイロン6，ナイロン66等のポリアミド，その他ポリアクリロニトリル等の種々の合成繊維や絹等のような天然繊維を用いることができる。生分解性の繊維であるポリ乳酸，ポリグリコール酸，ポリグリコール酸・乳酸，ポリジオキサノン等は，骨を締結しておくべき期間があまり長くなく，その後は分解され吸収されて消滅してしまうのが好ましい場合に用いることができる。またこれらの繊維は，生体との親和性が高いため，他の繊維に加えて（例えば合撚する等により）使用することにより，当該他の繊維を主体とするケーブルの生体親和性を高めるために用いることもできる。

[0015] これら種々の有機繊維は，1種のものを単独で用いてもよく，2種以上を併せて，例

えば強い締結力を得るための高強度の繊維を主とし，これに別の繊維を併せて編組してもよい。また，有機繊維はX線透過性であるため，骨締結術後のケーブルの状態についてX線診断することはできないが，原料樹脂にX線不透過材料（例えばバリウム化合物）を混煉して紡糸した繊維を本発明において用いることもできる。そのようなX線不透過の繊維を少なくとも1部に用いて作製したケーブルは，X線画像として捕捉できるため，これを骨の締結に用いれば，骨締結術後の患者におけるケーブル締結状態の検査が容易となる，という点で有用である。また，特に高強度の繊維として，ポリエチレン繊維の一種である超高分子量ポリエチレン繊維（分子量40万以上）は，引張強さ及び引張弾性率が大きいため，本発明において使用する繊維として特に適している。

[0016] 無機繊維としては，チタニウム，チタニウム合金及びその合金，ステンレススチールなど，骨締結用ケーブルとして従来用いられている材料を使用することができる。

[0017] また，所望により有機繊維と無機繊維とを併せて用いてケーブルを作製することも可能である。例えば，X線透過性の有機繊維に無機繊維を一部組み込んで作製した中空ケーブルは，X線画像中で捕捉できるため，患者内のケーブルの締結状態のX線検査を可能にする。

[0018] 本発明の骨締結用中空ケーブルは，締結対象物を締結することにより圧壊させたとき平たいテープ状になるよう，外径に比して十分な大きさの内径（すなわち管腔の径）を有するものであることが好ましい。このためには，内径に対する外径の比が1．1～2．0であるのが好ましく，1．1～1．5であるのが更に好ましい。

[0019] 本発明の骨締結用中空ケーブルの好ましい内径は，締結しようとする部位や求める締結力に応じて種々であるが，通常好ましくは，1．0～10mm，より好ましくは1．5～10mmである。

[0020] 本発明の骨締結用中空ケーブルは，脊椎手術において従来のケーブルに比べ取り分け有利に使用することができるが，身体の他の部位の骨を締結する場合にも，取り扱いの容易さ，骨の陥凹や切損の発生防止，及び捩れが回避できるという点で，有利に使用することができる。

[0021] 本発明の骨締結用中空ケーブルは，作製時の芯材を含んだままで供給し，手術室

において芯材を抜き取るようにしてもよく，搬送，保管において不用意に圧迫を受けないよう箱等に包装して供給する場合には，芯材を抜き取った中空ケーブルのみの状態で供給してもよい。

実施例

[0022] 以下，典型的な実施例を参照して本発明を更に具体的に説明するが，本発明がそれらの実施例に限定されることは意図しない。

[0023] 〔実施例1〕

超高分子量ポリエチレン繊維よりなる100デニール（デニール：9000m当たりの質量（g））の糸を2本重ねで用いて，スピンドル数24で平織により中空繊維を作製した。芯材として外径2mmのポリテトラフルオロエチレン樹脂チューブを用い，その周りに株式会社コクブンリミテッド製No. 101（中型）丸ひも機によって，巻き取り側ギアとスピンドル側ギアのギア比を変えることにより（100／45，100／40，又は100／32）編みの密度を変えた3通りの中空ケーブルを作製した（それぞれ，実施例1a，1b及び1c）。作製した中空ケーブルは何れも，芯材を抜き取っても，締結対象物を締結することにより圧迫するまでは，断面円形の形状を維持した。これらの中空ケーブルの内径は何れも2mmであった。表1にこれらの中空ケーブルの単位長さ当たりの糸の巻き数，及びケーブルの外径を示す。また図4に，実施例1bの中空ケーブルの断端の写真を示す。

[0024] 実施例1a及び1cの中空ケーブルの各々につき，図1に模式的に示すように二重にして結んだループを形成して引張試験機の2本の丸いパイプに巻き掛けて上下方向から牽引し，ループの固定が維持される最大の牽引力（以下，「最大固定強度」という。）を測定した。結果は表2に示す。

[0025] また，実施例1b及び1cの中空ケーブルの各々につき，図1に模式的に示すように，2本の丸いパイプに，二重にして結んだループを形成して巻き付け締結したときの，丸いパイプに接触しているケーブル部分の幅及び厚さ（それぞれ，「締結時幅」及び「締結時厚さ」という。）を，それぞれ測定した。結果は表3に示す。

[0026] 〔実施例2〕

実施例1で用いた糸の代わりに，超高分子量ポリエチレン繊維よりなる250デニー

ルの糸を，重ねずに1本で用い，実施例1と同様の方法で，3通りの中空ケーブルをそれぞれ作製した(それぞれ，実施例2a，2b，及び2c)。作製した中空ケーブルは，芯材を抜き取っても，締結対象物を締結することにより圧迫するまでは，断面円形の形状を維持していた。これらの中空ケーブルの内径は何れも2mmであった。表1にこれらの中空ケーブルの外径及び単位長さ当たりの糸の巻き数を示す。

[0027] 実施例2a及び2cの中空ケーブルの各々につき，実施例1と同様にして最大固定強度を測定した。結果は表2に示す。また，実施例2b及び2cについて，実施例1と同様にして，締結時幅及び締結時厚さを，それぞれ測定した。結果は表3に示す。

[0028] 〔実施例3〕

実施例2で用いた250デニールの糸を2本重ねで用いて実施例1と同様の方法で(但しギア比は，100／45及び100／40)，2通りの中空ケーブルをそれぞれ作製した(それぞれ，実施例3a及び3b)。作製した中空ケーブルは，芯材を抜き取っても，締結対象物を締結することにより圧迫するまでは，断面円形の形状を維持していた。これらの中空ケーブルの内径は何れも2mmであった。表1にこれらの中空ケーブルの単位長さ当たりの糸の巻き数，及びケーブルの外径を示す。

[0029] 実施例3a及び3bの中空ケーブル各々につき，実施例1と同様にして最大固定強度を測定した。結果は表2に示す。また，これらにつき，実施例1と同様にして，締結時幅及び締結時厚さを，それぞれ測定した。結果は表3に示す。

[0030] [表1]

表１．糸の巻き数及びケーブルの外径

実施例	糸の使用本数	ギア比	単位長さ当たりの糸の巻き数（回／cm）	ケーブル外径（mm）
1a	100d×2本	100／45	13	2．25
1b	100d×2本	100／40	16	2．30
1c	100d×2本	100／32	20	2．34
2a	250d×1本	100／45	14	2．35
2b	250d×1本	100／40	17	2．39
2c	250d×1本	100／32	20	2．42
3a	250d×2本	100／45	14	2．75
3b	250d×2本	100／40	17	2．85

d:デニール

[0031] [表2]

表２．最大固定強度（単位：Ｎ）

実施例１		実施例２		実施例３	
a	935．5	a	1225．2	a	2279．9
b	－	b	－	b	2118．1
c	791．3	c	1242．2		

[0032] [表3]

表３．締結時幅及び締結時厚さ（単位：ｍｍ）

実施例１			実施例２			実施例３		
a	締結時幅	－	a	締結時幅	－	a	締結時幅	2．5
	締結時厚さ	－		締結時厚さ	－		締結時厚さ	1．025
b	締結時幅	1．5	b	締結時幅	2．0	b	締結時幅	3．0
	締結時厚さ	0．417		締結時厚さ	0．504		締結時厚さ	1．199
c	締結時幅	1．5	c	締結時幅	2．0			
	締結時厚さ	0．432		締結時厚さ	0．531			

[0033] 表2及び3より，実施例1～3の各中空ケーブルは，骨締結術において広く行われる二重にしたループの状態で，十分な最大固定強度を示し，締結後の引張られ且つ圧壊した状態において，テープ状に変形して片面全体で引張試験機の丸いパイプ

の表面に(従って, 骨の締結時には骨表面に)接触することが分かる。

産業上の利用可能性

[0034] 本発明の骨締結用中空ケーブルは, 骨締結術において, 取り扱い易く, 骨の陥凹や切損を起こす虞が少なく, 捩れが防止でき, 脊椎手術での脊髄との接触を防ぎ易い, 優れた骨締結用ケーブルとして用いることができる。

請求の範囲

[1] 締結対象物を締結することにより圧壊して帯状に変形させることのできる，繊維を編組して断面概略円形の管状に形成してなる，骨締結用中空ケーブル。

[2] 内径に対する外径の比が，１．１～２．０である，請求項1の骨締結用中空ケーブル。

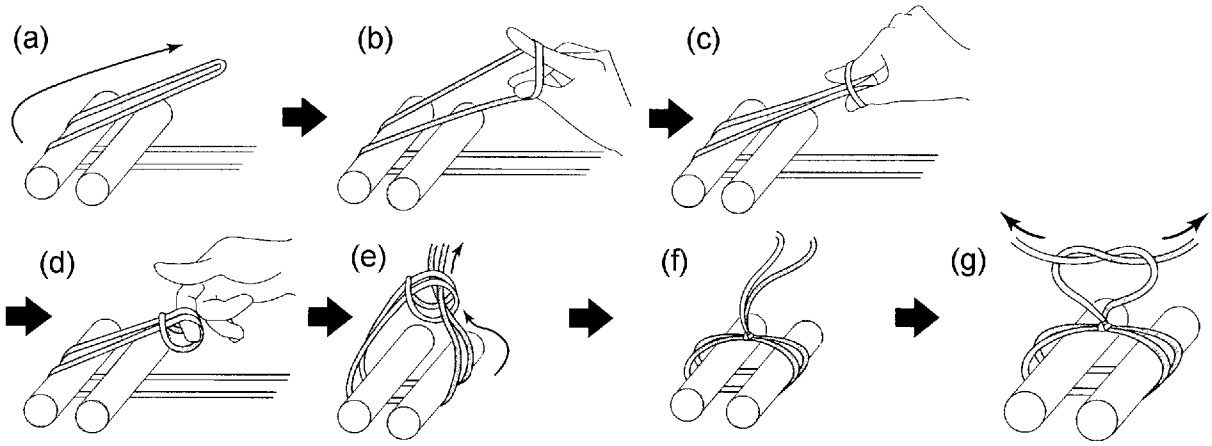
[3] 内径が1．0～10．0mmである，請求項1又は2の骨締結用中空ケーブル。

[4] 該繊維が，有機繊維及び／又は無機繊維である，請求項1ないし3の何れかの骨締結用中空ケーブル。

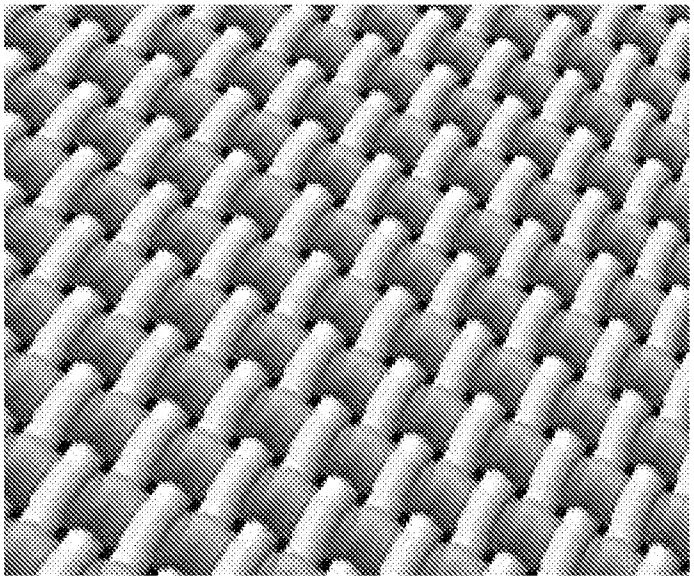
[5] 該有機繊維が，ポリオレフィン，ポリアミド，ポリアクリロニトリル及び絹よりなる群より選ばれる1又は2以上の繊維であり，該無機繊維が，チタニウム，チタニウム合金及びステンレススチールよりなる群より選ばれる1又は2以上の繊維である，請求項4の骨締結用中空ケーブル。

[6] 繊維を平織り又は斜文織することにより形成されているものである，請求項1ないし5の何れかの骨締結用中空ケーブル。

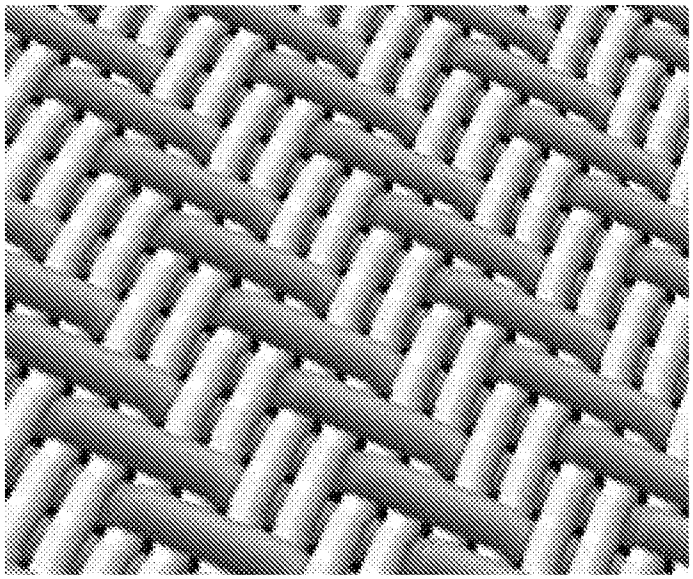
[図1]



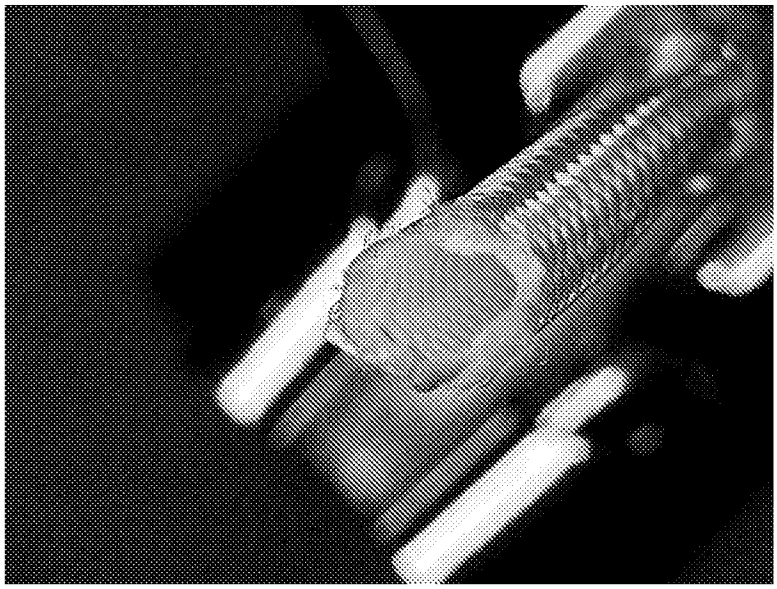
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2007/065371

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B17/58(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B17/58

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2006/060911 A1 (SOCOVAR SOCIETE EN COMMANDITE), 15 June, 2006 (15.06.06), Description, page 19, line 5 to page 29, line 8; Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-6
A	WO 2002/087415 A2 (POLY-4 MEDICAL, INC.), 07 November, 2002 (07.11.02), Full text; all drawings & US 6589246 B1	1-6
A	WO 1997/011654 A1 (PIONEER LABORATORIES INC.), 03 April, 1997 (03.04.97), Full text; all drawings & US 5649927 B1	1-6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
20 August, 2007 (20.08.07)	28 August, 2007 (28.08.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００７／０６５３７１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B17/58(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B17/58

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００７年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
X	WO 2006/060911 A1 (SOCOVAR SOCIETE EN COMMANDITE) 2006.06.15, 明細書第19頁第5行-第29頁第8行、第1-5図 （ファミリーなし）	1-6
A	WO 2002/087415 A2 (POLY-4 MEDICAL, INC.) 2002.11.07, 全文、全図 & US 6589246 B1	1-6
A	WO 1997/011654 A1 (PIONEER LABORATORIES INC.) 1997.04.03, 全文、全図 & US 5649927 B1	1-6

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２０．０８．２００７	国際調査報告の発送日 ２８．０８．２００７
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　３Ｉ　９６２３ 寺澤　忠司 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３４６