

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4399031号
(P4399031)

(45) 発行日 平成22年1月13日(2010. 1. 13)

(24) 登録日 平成21年10月30日(2009. 10. 30)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 M 36/04 (2006. 01)

A 6 1 M 37/04

A 6 1 N 5/10 (2006. 01)

A 6 1 N 5/10

Z

請求項の数 4 (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平10-505086
 (86) (22) 出願日 平成9年7月4日(1997. 7. 4)
 (65) 公表番号 特表2000-514326(P2000-514326A)
 (43) 公表日 平成12年10月31日(2000. 10. 31)
 (86) 国際出願番号 PCT/NL1997/000385
 (87) 国際公開番号 WO1998/001184
 (87) 国際公開日 平成10年1月15日(1998. 1. 15)
 審査請求日 平成16年4月1日(2004. 4. 1)
 審判番号 不服2007-19878(P2007-19878/J1)
 審判請求日 平成19年7月17日(2007. 7. 17)
 (31) 優先権主張番号 1003528
 (32) 優先日 平成8年7月5日(1996. 7. 5)
 (33) 優先権主張国 オランダ(NL)

(73) 特許権者

デルフト インスツルメンツ インテレク
 チュアル プロパティ ベー. ファウ.
 オランダ国 エヌエルー2 6 0 0 エムデ
 ー デルフト ポストビュッス 7 2

(74) 代理人

弁理士 西教 圭一郎

(74) 代理人

弁理士 杉山 毅至

(74) 代理人

弁理士 廣瀬 峰太郎

(74) 代理人

弁理士 竹内 三喜夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 近接照射療法用のカプセルとガイドワイヤとの結合体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近接照射療法で適用される放射性源を包含するカプセル(1)とガイドワイヤ(2)との結合体において、

カプセル(1)がアダプタ(8, 20)を介してガイドワイヤ(2)に取り付けられ、該アダプタ(8, 20)は、ガイドワイヤ(2)より高い可撓性をもつケーブルまたは細線から成り、

アダプタ(8, 20)が、ガイドワイヤ(2)より小さい直径を有し、

アダプタ(8, 20)およびガイドワイヤ(2)が、互いに溶接され、アダプタ(8, 20)を構成するケーブルまたは細線とガイドワイヤ(2)との縦の中心線が一致することを特徴とする結合体。

10

【請求項 2】

ガイドワイヤ(2)に連結されたアダプタの末端においてアダプタ(2)の周りにケーシング(24)を置き、ケーシング(24)は頭部表面でガイドワイヤ(2)に溶接されていることを特徴とする請求項1記載の結合体。

【請求項 3】

ケーシング(24)およびガイドワイヤ(2)が、同一の外径を有することを特徴とする請求項2記載の結合体。

【請求項 4】

アダプタ(8, 20)が、ガイドワイヤ自体より細いより多数のフィラメントを有する短

20

いケーブル部分から成ることを特徴とする請求項 1 記載の結合体。

【発明の詳細な説明】

この発明は、近接照射療法で適用される放射性源を包含するカプセルとガイドワイヤとの結合体に関する。

このような結合体は、実際面で既知であり、たとえば、米国特許第 4, 861, 520 号を参照としてここに組み入れた。

腫瘍、または血管の壁部分のような人体の特定の内部領域の局部放射性照射治療のためには、米国特許第 4, 861, 520 号に記載のように、中空の注射針、可撓性の管やカテーテル等を経由して、放射性源をもつカプセルを治療すべき領域に送り届けることが可能である。この目的のために、通常は、いわゆる「後負荷」手法が利用される。まず、カテーテル等が体内に置かれ、それから、ガイドワイヤの遠位端部に取り付けたカプセルが遠隔制御装置の助けで治療領域に送り届けられる。

カプセルとガイドワイヤとの結合体は、一方においては、カテーテル等の湾曲部をたどることが可能である高い可撓性を、また、他方においては、カプセルが、ガイドワイヤの助けでカテーテルを通して遠位端部のほうへ押し込まれ得るように、ある程度の硬さを持たねばならない。血管内近接照射療法に適用するためには、カテーテルは、通常は、1.5 mm 程度またはそれ以下の内径を持つ。カプセルの長さは、カプセル中に置かれた放射性源の所望強度次第であるが、この直径の数倍程度、たとえば、5 ~ 7 mm の値域になければならない。カプセル自体およびガイドワイヤとの結合部は可撓性ではないので、ガイドワイヤとカプセルとの結合体の前方部分は比較的低い程度の可撓性を持っている。そのため、カプセルが、大きい湾曲度を持つカテーテルの湾曲部を通過できないか、または、や

っとのことで通過できる幾らかの可能性がある。

この発明は、略述した問題点を減じ、かつ、一般的には、大きく湾曲した進路をカテーテル等において通過しなければならない状況を含む数多くの状況において、確実に適用し得るカプセルとガイドワイヤとの結合体を利用可能とすることを意図する。

この目的のために、上記の型の結合体は、カプセルがアダプタを介してガイドワイヤに取り付けられ、該アダプタは、ガイドワイヤの可撓性より大きい可撓性をもつケーブルまたは細線から成ることを特徴とする。

以下に、いくつかの実施形態の添付図面を参照して、本発明をさらに詳しく記述する。

図 1 は、本発明に従う結合体の第 1 の実施形態の略図を示し、

図 2 は、本発明に従う結合体の第 2 の実施形態の略図を示す。

図 1 は、近接照射療法用のカプセル 1 とガイドワイヤ 2 との結合体の第 1 の実施形態の略図を示す。図に示すように、このカプセルは、1 つまたはそれ以上の放射性源、たとえば、イリジウムの小さいロッド 3 から成る。ガイドワイヤ 2 は、既知のように細いケーブル 4 から成り、該ケーブル 4 の近位端部には、カプセルの付いたガイドワイヤを操作するために、結合要素 5 が設けられている。通常は、ケーブル 4 はカプセル 1 と本質的に同一の直径を有する。ケーブル 4 はしなやかでもあり堅固でもあるので、一方においては、カテーテル等を通してカプセルを押し込むために使用され得て、また、他方においては、カテーテル等の湾曲した通路をたどることが可能である。ケーブルの直径は、カテーテル等の内径よりずっと小さくしなくてもよく、これは、そうでなければカテーテル等の中でケーブルが曲がりくねった状態で静止する恐れがあり、それによって、カテーテル等の近位端部に関するカプセルの位置がもはや明らかに特定されないからである。

既知の結合体においては、このカプセルは、たとえば、レーザ溶接部のような接続片 6 を介してケーブルの遠位端部に取り付けられている。結果として、ガイドワイヤの前方末端はむしろ堅固な実体を形成し、それによって、カテーテル等において大きく曲がった湾曲部をカプセルがたどる能力を制限する。本発明に従って、接続片を持つカプセルは、ケーブル 4 の遠位端部に直接的にではなく、むしろ、ケーブル 4 より高い可撓性を有する細線またはケーブル形のアダプタを通して取り付けられるので、カプセルとガイドワイヤとの結合体の前方末端の可撓性はそのために改良されている。この所望の高い可撓性は、より可撓性の材料の細線もしくはケーブル、および / または、より可撓性の細線もしくはケー

ブルを与える構成物を適用することにより得られる。かくして、アダプタは、たとえば、ガイドワイヤと同じ直径をもつが、ガイドワイヤ自体よりも細い多数のフィラメントをもつ短いケーブル部分から構成してもよい。そのような実施形態は図 1 に示されている。アダプタは図 1 中に 8 で表され、アダプタの一方の末端は、たとえば、レーザ溶接部を介して末端表面とカプセル 3 とが軸方向に対面するように、または、該カプセル上に置かれた接続片 6 を介して取り付けられ、それによって、縦の中心線は本質的にお互いの延長上にある。他方の末端は、同様にして、たとえば、レーザ溶接部 10 を介して、その頭部表面がガイドワイヤの遠位端部に取り付けられる。

本発明の好適な実施形態に従って、ガイドワイヤとカプセルとの結合体の遠位端部のより大きな可撓性は、ガイドワイヤ自身およびカプセルより小さい直径をもつアダプタを適用することにより得られる。より小さい直径をもつ細線またはケーブルとは、大きい直径をもつ同様の細線またはケーブルより大きい可撓性を自動的に意味する。この効果は、もちろん、よりしなやかな材料、および / または、より可撓性の細線もしくはケーブルを与える構築物および / または結合体を適用することにより増強され得る。それ故、たとえば、ガイドワイヤ自体より多数でより細いフィラメントからアダプタを構築することができる。そのような実施形態は図 2 に示されている。直径を小さくしたアダプタは 20 で表され、一方の末端における頭部表面で、たとえば、レーザ溶接部 21 を介して適切な接続片 22 と連結され、該接続片 22 はカプセル 1 に連結される。他方の末端において、アダプタ 20 は、たとえば、レーザ溶接部 23 を介して、頭部表面とガイドワイヤの遠位端部とが対面するように取り付けられる。両方の末端においては、アダプタの縦の中心線は、また本質的にガイドワイヤまたは接続片のそれぞれ、および、カプセルの中心線と一致している。示された例においては、短いケーシング 24 もまた用いられ、該ケーシングは、ガイドワイヤに付けられたアダプタの末端上に置かれ、ガイドワイヤに溶接されている。ケーシングの内径は、ケーシングがアダプタの周りにきちんと合うようになっているが、一方においては、ケーシングの外径はガイドワイヤ 2 の直径と本質的に等しい。

そのようなケーシングの利用は、数多くの曲げの後でも、アダプタの最も外部のフィラメントが溶接部から緩んで突き出ることを予防する。実用的な実施形態においては、ガイドワイヤは、たとえば、 1×19 のフィラメントから組み立てられた 0.9 mm の直径をもつケーブルで構成してもよいが、一方では、より可撓性のアダプタは、 7×7 のフィラメントから組み立てられた 0.72 mm の直径をもつケーブルで構成してもよい。ケーシングは、たとえば、 $\pm 2 \text{ mm}$ の長さを有してもよい。実用的な実施形態においては、アダプタは、たとえば、 $10 \sim 15 \text{ cm}$ の長さを有してもよいが、一方、結合体の全長は約 2 m であってもよい。

上記に従い、種々の変形は当業者にとって自明である。このことは、単に実施例として提供された寸法、さらに、ケーブルの構造および材料の選択についても当然当てはまる。そのような変形は、本発明の範囲内にあると見なされる。

10

20

30

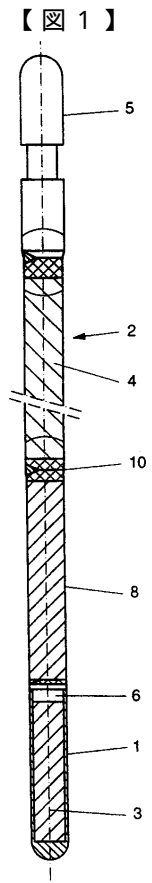


FIG. 1

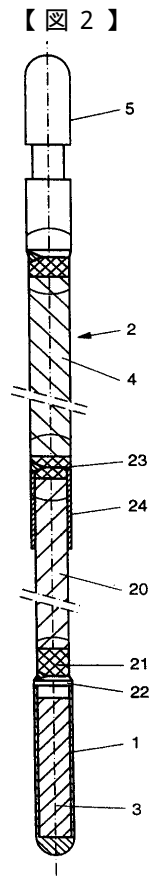


FIG. 2

フロントページの続き

(72)発明者 レフラー, エドガー ゲルマン

ドイツ国 デー—4 7 5 3 3 クレーフェ プレッセールベルクシュトラッセ 7 2

(72)発明者 フィスヘール, アリー ライテ

オランダ国 エヌエル—3 9 7 2 エスイェー ドリーベルヘン ウェー . バニングラーン 3 3

合議体

審判長 亀丸 広司

審判官 黒石 孝志

審判官 蓮井 雅之

(56)参考文献 米国特許第4 8 6 1 5 2 0 (U S , A)

特開平8 - 1 1 2 2 8 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 36/04

A61N 5/10