

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4461580号
(P4461580)

(45) 発行日 平成22年5月12日 (2010.5.12)

(24) 登録日 平成22年2月26日 (2010.2.26)

(51) Int. Cl.

F I

H O 1 B 11/20 (2006.01)

H O 1 B 11/20

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

H O 1 B 7/04 (2006.01)

H O 1 B 7/04

H O 1 B 7/17 (2006.01)

H O 1 B 7/18

H

H O 1 B 7/295 (2006.01)

H O 1 B 7/34

B

請求項の数 2 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-200099 (P2000-200099)
 (22) 出願日 平成12年6月28日 (2000.6.28)
 (65) 公開番号 特開2002-15628 (P2002-15628A)
 (43) 公開日 平成14年1月18日 (2002.1.18)
 審査請求日 平成17年8月26日 (2005.8.26)

(73) 特許権者 000005120
 日立電線株式会社
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100068021
 弁理士 絹谷 信雄
 (72) 発明者 田中 寛大
 茨城県日立市日高町5丁目1番1号 日立
 電線株式会社 日高工場内
 (72) 発明者 瀬谷 修
 茨城県日立市日高町5丁目1番1号 日立
 電線株式会社 日高工場内
 審査官 高木 康晴

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用プローブケーブル及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療用の超音波診断装置等に用いられ、複数本の同軸線をシースで被覆した医療用プローブケーブルにおいて、上記シースを、内層と外層の2層構造とし、内層を酸素指数が25以上且つ、上記外層の酸素指数よりも5以上大きい配合のビニルで形成すると共に、外層を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成したことを特徴とする医療用プローブケーブル。

【請求項2】

医療用の超音波診断装置等に用いられ、複数本の同軸線をシースで被覆した医療用プローブケーブルの製造方法において、上記シースを、内層と外層の2層構造とし、内層を酸素指数が25以上且つ、外層の酸素指数よりも5以上大きい配合のビニルで形成すると共に、外層を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成し、これら2層を同時に押出成形してシースを形成することを特徴とする医療用プローブケーブルの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用の超音波診断装置等に用いられ、複数本の同軸線をシースで被覆した医療用プローブケーブル及びその製造方法に係り、特に、医療用機能の要求を満たし、しかも、難燃性に優れた医療用プローブケーブル及びその製造方法に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

医療用の超音波診断装置では、探触子と機器間を接続するために医療用プローブケーブルが使用されている。このプローブケーブルは、複数本の同軸線をシースで被覆したものである。

【 0 0 0 3 】

従来の医療用プローブケーブルは、使用するとき患者の肌に触れるため、ケーブルの最も外側にあたるシースには、医療用機能の要求を満たす溶出物試験：厚生省告示第301号V(2)に合格することを要求されている。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の医療用プローブケーブルは、シースに溶出物試験に合格する特別の配合を用いているため、難燃性は考慮されていない。このシースでは、一般のシース用PVC(ポリ塩化ビニル)グレードに比較すると難燃性を向上させるのは困難で、その配合製造コストも割高である。

【 0 0 0 5 】

このため、難燃性に優れた低コストの医療用プローブケーブルを実現するのは困難であるという問題がある。

【 0 0 0 6 】

なお、実公平7-43866号公報、特開平7-272550号公報、特開平9-231837号公報、特開平11-162268号公報、実用新案登録番号第2575811号に関連技術が開示されている。

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明の目的は、医療用機能の要求を満たし、しかも、難燃性に優れた医療用プローブケーブルを低コストで提供することにある。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するために創案されたものであり、請求項1の発明は、医療用の超音波診断装置等に用いられ、複数本の同軸線をシースで被覆した医療用プローブケーブルにおいて、上記シースを、内層と外層の2層構造とし、内層を酸素指数が25以上且つ、上記外層の酸素指数よりも5以上大きい配合のビニルで形成すると共に、外層を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成した医療用プローブケーブルである。

【 0 0 0 9 】

請求項2の発明は、医療用の超音波診断装置等に用いられ、複数本の同軸線をシースで被覆した医療用プローブケーブルの製造方法において、上記シースを、内層と外層の2層構造とし、内層を酸素指数が25以上且つ、上記外層の酸素指数よりも5以上大きい配合のビニルで形成すると共に、外層を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成し、これら2層を同時に押出成形してシースを形成する医療用プローブケーブルの製造方法である。

【 0 0 1 0 】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の好適実施の形態を添付図面にしたがって説明する。

【 0 0 1 1 】

図1は、本発明の好適実施の形態である医療用プローブケーブルの断面図を示したものである。

【 0 0 1 2 】

図1に示すように、本発明の医療用プローブケーブル1は、医療用の超音波診断装置等に用いられる。この医療用プローブケーブル1は、例えば、ケーブル中心部の介在2の外周に撚り合わせられる5本の同軸線3a~eと、撚り合わせた同軸線3a~eの外周に巻

10

20

30

40

50

き付けられる押さえ巻テープ４と、押さえ巻テープ４の外周に形成されるシールド５と、このシールド５を被覆するシース６とで構成される。

【００１３】

シース６は、内層７と外層８の２層構造としており、内層７を、難燃性材料で形成すると共に、外層８を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成している。

【００１４】

次に、医療用プローブケーブル１をより詳細に説明する。

【００１５】

表１は、図１に示した医療用プローブケーブル１の構造例及び燃焼試験結果を示したものである。

【００１６】

【表１】

項 目		単 位	規 格 値	
線 心 数		—	70	
内 部 導 体	AWGサイズ	—	40	
	構 成	本/mm	7/0.03 (銀めっき銅合金線)	
	外 径	mm	0.09	
絶 縁 体	材 質	—	発泡PFA	
	標準厚	mm	0.135	
補 強 層	材 質	—	ポリエステルテープ巻き	
	標準厚	mm	0.01	
外 部 導 体	材 質	—	すずめっき銅合金線の横巻	
	標準厚	mm	0.025	
ジャケット	材 質	—	ポリエステルテープ巻き	
	標準厚	mm	0.02	
	標準外径	mm	0.46	
より合せ外径		mm	4.8	
バインドテープ巻厚		mm	0.1	
シールド編組	材 質	—	すずめっき軟銅線	
	標準厚	mm	0.2	
一層目シース	標準厚	mm	0.25	
	酸素指数	—	27	
	標準厚	mm	0.4	
二層目シース	材 質	—	ビニル(溶出物試験合格品)	ビニル(溶出物試験合格品)
	酸素指数	—	22	22
	標準厚	mm	0.3	0.7
仕上り外径(約)		mm	6.8	
燃 焼 試 験 結 果 (n=3)		—	n=3本とも試験クリア	n=3本ともNG

【００１７】

表１に示すように、各同軸線３a～eは、内部導体、絶縁体、補強層、外部導体、ジャケットからなる同軸芯線１４芯を１ユニットとしている。５ユニットの同軸線３a～eの総線心数は７０本である。

【００１８】

各同軸線３a～eの製造手順を説明する。内部導体には、例えば、線径が０．０３mmの銀めっき銅合金線を７本用いて撚り合わせたAWGサイズが４０のものをを用いた。撚り合わせた内部導体の外径は、約０．０９mmである。絶縁体として、例えば、発泡PFA（ふっ素樹脂）を用い、撚り合わせた内部導体を被覆する。絶縁体の標準厚は、約０．１３５mmである。補強層には、例えば、ポリエステルテープを用い、絶縁体の外周に巻き付ける。補強層の標準厚は、約０．０１mmである。外部導体として、例えば、すずめっ

き銅合金線を用い、補強層の外周に横巻で巻き付ける。外部導体の標準厚は、約 0.025 mm である。ジャケットには、例えば、ポリエステルテープを用い、外部導体の外周に巻き付ける。ジャケットの標準厚は、約 0.02 mm である。

【0019】

このような手順で製造した同軸芯線 1 本あたりの標準外径は、約 0.46 mm となる。そして、14 芯の同軸芯線をより合わせて各同軸線 3a ~ e を製造し、5 ユニットの同軸線 3a ~ e を、ケーブル中心部の介在 2 の外周に撚り合わせる。より合わせ外径は、約 4.8 mm である。

【0020】

撚り合わせた同軸線 3a ~ e の外周には、押さえ巻テープ（バインドテープ）4 を巻き付ける。押さえ巻テープ 4 の巻厚は、約 0.1 mm である。押さえ巻テープ 4 は、シース作業時の断熱効果や外傷防止の役目を兼ねており、撚り合わせた同軸線 3a ~ e が乱れないようにするものである。

10

【0021】

押さえ巻テープ 4 の外周には、シールド 5 として、例えば、すずめっき軟銅線編組を施す。シールド 5 の標準厚は、約 0.2 mm である。シールド 5 は、医療用プローブケーブル 1 が微弱な電圧・電流で使用されることから、医療用プローブケーブル 1 に近接する他のケーブルなどからの影響を軽減・保護するためのものである。

【0022】

さて、シールド 5 を被覆するシース 6 を説明する。

20

【0023】

本発明では、シース 6 を、内層 7（一層目シース）と外層 8（二層目シース）の 2 層構造としている。

【0024】

内層 7 は、例えば、酸素指数が 27 の難燃性材料であるビニルで形成している。内層 7 の標準厚は、約 0.65 mm である。一方、外層 8 は、例えば、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成している。このビニルの酸素指数は 22 である。外層 8 の標準厚は、約 0.3 mm である。このように、内層 7 には、酸素指数が 25 以上且つ、外層 8 の酸素指数と 5 以上の差がある配合のビニルを用い、内層 7 の割合がシース 6 全体の 50% 以上となるようにするとよい。

30

【0025】

シース 6 は、例えば、押出し機により、内層 7 と外層 8 の 2 層を同時に押出成形して形成され、このシース 6 でシールド 5 を被覆するようにしている。

【0026】

以上の手順で医療用プローブケーブル 1 を製造すると、仕上がり外径は約 6.8 mm となる。

【0027】

次に、本発明の医療用プローブケーブル 1 の燃焼試験結果を説明する。

【0028】

この燃焼試験は、アメリカの U L (Underwriters Laboratories Inc.) 規格で規定された燃焼試験 (VW - 1) である。

40

【0029】

本発明の医療用プローブケーブル 1 との比較のために、試料として 3 本の医療用プローブケーブル 1 と、3 本の従来の医療用プローブケーブルについて燃焼試験を行った。試験に用いた従来の医療用プローブケーブルは、本発明におけるシース 6 を、すべて外層 8 で形成したものであり、その他の構成は医療用プローブケーブル 1 と同様のものである。

【0030】

表 1 に示すように、本発明の医療用プローブケーブル 1 は、内層 7 を難燃性材料で形成しているので、全ての試料が燃焼試験をクリアした。一方、従来のプローブケーブルは、シース全体が医療用機能の要求を満たす外層 8 のみで形成されており、難燃性を考慮して

50

いないことから、全ての試料が燃焼試験をクリアできなかった。

【 0 0 3 1 】

本発明の特徴は、シースを２層にした構造にある。もともと、シースに要求される特性（溶出物試験：厚生省告示第 3 0 1 号 V（ 2 ）に合格品）は、患者の肌に触れるために要求されているものである。つまり、本当にその特性を必要とするのは表面のみである。

【 0 0 3 2 】

よって、本発明は、被覆するシースを２層の構造にし、内層を、難燃性材料で形成すると共に、外層を、医療用機能の要求を満たす溶出物試験に合格する配合のビニルで形成している。

【 0 0 3 3 】

こうする事により、最外層には溶出物試験に合格する配合のビニルが被覆されているため、患者の肌に触れても問題ないままで、しかも、UL規格の燃焼試験（VW - 1）に合格するプローブケーブルにすることができる。

【 0 0 3 4 】

本実施の形態のように、内層がシース全体の 5 0 % 以上となるように形成すれば、高価な材料である、溶出物試験に合格する配合を今までの使用量の半分以下にすることができるため、材料費の低減も図ることができる。

【 0 0 3 5 】

また、内層と外層を別々に被覆する方法は、内層と外層間に空気が入り、エアークレが生じるが、本発明においては、内層と外層の２層を同時に押出成形してシースを形成しているため、内層と外層がしっかり密着し、エアークレが生じることもない。

【 0 0 3 6 】

【発明の効果】

以上説明したことから明らかなように、本発明によれば次のごとき優れた効果を発揮する。

【 0 0 3 7 】

（ 1 ）医療用機能の要求を満たし、しかも、難燃性に優れている。

【 0 0 3 8 】

（ 2 ）低コストである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の好適実施の形態を示す断面図である。

【符号の説明】

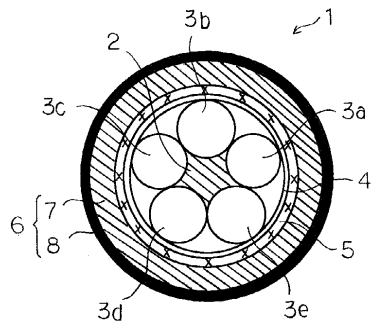
- 1 医療用プローブケーブル
- 3 a ~ e 同軸線
- 6 シース
- 7 内層
- 8 外層

10

20

30

【図 1】



フロントページの続き

(56)参考文献 実用新案登録第2575811(JP, Y2)

特開平05-205537(JP, A)

特開平11-049911(JP, A)

特開平09-324070(JP, A)

特開平07-272550(JP, A)

特開平02-195606(JP, A)

特開平07-245021(JP, A)

特開平05-217430(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H01B 11/20

A61B 8/00

H01B 7/04

H01B 7/17

H01B 7/295

专利名称(译)	医用探针电缆及其制造方法		
公开(公告)号	JP4461580B2	公开(公告)日	2010-05-12
申请号	JP2000200099	申请日	2000-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立电线株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立电线株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立电线株式会社		
[标]发明人	田中寛大 瀬谷修		
发明人	田中 寛大 瀬谷 修		
IPC分类号	H01B11/20 A61B8/00 H01B7/04 H01B7/17 H01B7/295		
FI分类号	H01B11/20 A61B8/00 H01B7/04 H01B7/18.H H01B7/34.B H01B7/295		
F-TERM分类号	4C301/EE17 4C301/GA20 4C301/GB33 4C301/GB34 4C601/EE14 4C601/GB41 4C601/GB42 5G311/AB06 5G311/AC04 5G311/AC06 5G311/AD03 5G313/AA10 5G313/AB09 5G313/AC07 5G313/AE10 5G315/CA03 5G315/CA04 5G315/CB06 5G319/GA03 5G319/GA08		
审查员(译)	泰阳高木		
其他公开文献	JP2002015628A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供满足医疗功能要求的探针电缆，并且具有优异的阻燃性和低成本。解决方案：在用于医疗的超声波诊断装置等的探头电缆1中，其中多个同轴电线3a至3e由护套6涂覆，护套6制成2层由内层7和外层8组成的结构，内层7由阻燃材料形成，外层8由具有组成的塑料形成，以通过洗脱测试，满足医疗需求功能。

項 目	単 位	規 格 値
線 心 数	—	70
AWG#1x*	—	40
内 部 導 体	構 成	7/0.08 (鋳めっき銅合金線)
外 径	mm	0.09
材 質	—	発泡PFA
絶 縁 体	標 準 厚	mm 0.135
補 強 層	材 質	ポリエステルテープ巻き
標 準 厚	mm	0.01
外 部 導 体	材 質	すずめっき銅合金線の横巻
標 準 厚	mm	0.025
材 質	—	ポリエステルテープ巻き
ジャケッ	標 準 厚	mm 0.02
標準外径	mm	0.45
より 合 せ 外 径	mm	4.8
バインドテープ巻厚	mm	0.1
シールド編組	材 質	すずめっき軟銅線
標 準 厚	mm	0.2
一層目シース	標 準 厚	mm 0.25
酸素指数	—	27
標 準 厚	mm	0.4
材 質	—	ビニル(溶出物試験合格品) ビニル(溶出物試験合格品)
二層目シース	酸素指数	— 22
標 準 厚	mm	0.3 0.7
仕 上 り 外 径 (約)	mm	6.8 6.8
燃 焼 試 験 結 果 (n=3)	—	n=3本とも試験クリア n=8本ともNG