

明 細 書

発明の名称：医療用針

技術分野

[0001] 本発明は、針本体と、ハブと、プロテクタとを備える医療用針に関する。

背景技術

[0002] 採血針は、医療用針の１種である。採血針は、例えば、被採血者（以下、「ドナー」とも表記する）から血液を採取する採血キットに組み込まれる。この場合、採血針は、チューブを介してバッグに接続される。採血針は、中空体である針本体と、ハブと、プロテクタとを備える。針本体の長手方向における基端部は、ハブに差し込まれる。針本体の長手方向における先端は、ハブから露出する。先端は、ドナーの血管に刺入される。

[0003] ハブには、前記チューブが接続される。針本体の基端部は、ハブを介して前記チューブに接続される。従って、針本体の先端から採取された血液は、該針本体の中空内部を通過してチューブに流入する。チューブを通過した血液は、バッグに流入する。

[0004] 特公平１－１７３８１号公報に記載されるように、使用前の採血針において、プロテクタはハブに接合されている。従って、ハブから露出した先端は、プロテクタに覆われる。換言すれば、先端はプロテクタによって保護される。採血針によって血液を採取するとき、採血を行うユーザは、ハブに対してプロテクタを相対的に捻る。その結果、プロテクタがハブから分離する。ユーザは、分離したプロテクタをハブから引き離す。これにより、針本体の先端がプロテクタから露出する。

[0005] ハブ及びプロテクタのそれぞれの素材は、樹脂組成物である。樹脂組成物においては、基材樹脂に対して可塑剤が添加されている。可塑剤は、基材樹脂の柔軟性を維持する。基材樹脂は、例えば、ポリ塩化ビニル（ＰＶＣ）である。特公平１－１７３８１号公報では、ＰＶＣが基材樹脂であるときの好適な可塑剤として、フタル酸エステル又はトリメリット酸エステル等が挙げ

られている。

発明の概要

[0006] フタル酸エステルの中では、従来、フタル酸ジ－２－エチルヘキシル（以下、「DEHP」と表記する）が多用されていた。これに対し、近時、トリメリット酸エステルが可塑剤として多く採用されつつある。しかしながら、本発明者らの鋭意検討によれば、トリメリット酸エステルを用いて作製されたハブ及びプロテクタが示す特性は、DEHPを用いて作製されたハブ及びプロテクタが示す特性と相違する。すなわち、可塑剤をDEHPからトリメリット酸エステルに単に代替しただけでは、所望の特性を得ることが容易ではない。このため、例えば、プロテクタをハブから分離することが容易ではないという不都合がある。また、ハブに対して針本体が位置ズレを起こす懸念がある。

[0007] 本発明は、上述した課題を解決することを目的とする。

[0008] 本発明の一実施形態によれば、針本体と、前記針本体の長手方向における基端部を支持するハブと、前記針本体を保護するプロテクタとを備える医療用針であって、前記プロテクタは、前記針本体における前記ハブから露出した部位を覆う針被覆部を有し、前記針被覆部は、前記ハブに対して分離可能に接合され、前記ハブは第１樹脂組成物からなり、且つ前記針被覆部は第２樹脂組成物からなり、前記第１樹脂組成物は、ポリ塩化ビニルとトリメリット酸エステルとを含有し、且つトリメリット酸エステルの割合が１０～２０phrであり、前記第２樹脂組成物は、ポリ塩化ビニルとトリメリット酸エステルとを含有し、且つトリメリット酸エステルの割合が４０～５０phrである、医療用針が提供される。

[0009] 本発明によれば、硬度が適切であるために回転トルクを伝達することが容易なプロテクタが得られる。従って、ハブからプロテクタを容易に分離することができる。また、ハブは、針本体に対して優れた保持力を示す。このため、針本体がハブに対して位置ズレを起こす懸念が払拭される。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、医療用針の一種である採血針の斜視図である。

[図2]図2は、採血針の要部縦断面図である。

[図3]図3は、ハブからプロテクタを分離するときの回転トルクの平均値を示すグラフである。

[図4]図4は、ハブから針本体を引き抜くときの引張強度の平均値を示すグラフである。

[図5]図5は、ハブに対してプロテクタを脱着するときの脱着力の平均値を示すグラフである。

[図6]図6は、サンプルA及びサンプルBに対して小角X線散乱（SAXS）測定を行って得られたSAXS散乱曲線である。

[図7]図7は、サンプルAのSAXS散乱曲線につきカーブフィッティングを行った結果を示すチャートである。

[図8]図8は、理想結晶の模式図である。

[図9]図9は、非晶質の模式図である。

[図10]図10A及び図10Bは、サンプルAの組織の模式図である。

[図11]図11は、サンプルBのSAXS散乱曲線につきカーブフィッティングを行った結果を示すチャートである。

[図12]図12A及び図12Bは、サンプルBの組織の模式図である。

[図13]図13は、サンプルA及びサンプルBに対して広角X線散乱（WAXS）測定を行って得られたWAXS散乱曲線である。

[図14]図14は、サンプルAのWAXS散乱曲線についてのピーク分離解析チャートである。

[図15]図15は、サンプルBのWAXS散乱曲線についてのピーク分離解析チャートである。

発明を実施するための形態

[0011] 以下では、本発明に係る医療用針として採血針を例示する。しかしながら、本発明は採血針に特に限定されない。

[0012] 図1は、採血針10の斜視図である。図2は、採血針10の要部縦断面図

である。採血針１０は、針本体１２と、針ハブ１４（ハブ）と、プロテクタ１６とを備える。

[0013] 図１及び図２に示すように、針本体１２は、小径で長尺な円管体である。針本体１２は、長手方向における一方の端部である基端部２０と、長手方向における他方の端部である先端２２とを有する。針本体１２には、内孔２４が形成されている。内孔２４は血液の流路であり、基端部２０から先端２２にわたって延在する中空内部である。内孔２４が形成されていることにより、針本体１２が中空体となっている。

[0014] 針本体１２の基端部２０は、針ハブ１４に差し込まれている。具体的に、針ハブ１４には、該針ハブ１４の軸線方向に沿って延在する貫通孔２６が形成されている。貫通孔２６は、針ハブ１４における針本体１２を向く遠位端２８の先端面から、突出部３０の突出端面まで延在している。貫通孔２６は、導入孔３２と、保持孔３４と、連通孔３６とを含む。導入孔３２は、針ハブ１４の遠位端２８の先端面で開口する。保持孔３４は、導入孔３２と連通孔３６との間に介在する。

[0015] 導入孔３２は、針ハブ１４の近位端３８から遠位端２８に向かうにつれて、テーパ状に拡径している。針本体１２の基端部２０は、導入孔３２から差し込まれた後、保持孔３４に押し込まれる。針本体１２の基端部２０は、接着剤を介して保持孔３４の内壁に接合される。

[0016] 針ハブ１４の近位端３８には、挿入穴４０が形成されている。挿入穴４０の底面には、円筒状の突出部３０が設けられている。突出部３０は、針ハブ１４の近位端３８に向かって突出する。しかしながら、突出部３０の全体は、挿入穴４０に収まっている。すなわち、突出部３０は、挿入穴４０から露出していない。

[0017] 挿入穴４０には、チューブ４２の遠位端が挿入される。チューブ４２の遠位端は、突出部３０に嵌合される。チューブ４２の内孔４４は、連通孔３６を介して、針本体１２の内孔２４に連通する。

[0018] 図１及び図２に示すように、プロテクタ１６は、中空状の部材である。プ

ロテクタ 16 は、内層 50 と、外層 52 とを有する。すなわち、プロテクタ 16 は、内層 50 と外層 52 との二重構造になっている。内層 50 は、針本体 12 を遮蔽するように覆う針被覆部である。針本体 12 において、内層 50 によって覆われる部分は、針ハブ 14 の遠位端 28 から露出した部分である。針本体 12 において、針ハブ 14 の遠位端 28 から露出した部分には、先端 22 が含まれる。外層 52 は、内層 50 を覆う。すなわち、内層 50 は、外層 52 の内部に収容されている。このように、外層 52 は外方被覆部である。

[0019] 採血針 10 には、突出部 30 に対してチューブ 42 が接続される前に、挿入穴 40 の開口に封止フィルムが貼付される。この状態で、採血針 10 に対し、高圧蒸気による滅菌処理が施される。この滅菌処理の最中に、プロテクタ 16 の内層 50 又は外層 52 の少なくとも一方が、針ハブ 14 の遠位端 28 に接合する。これにより、内層 50 の内部（針本体 12 の収納空間）が無菌に保たれた状態で、プロテクタ 16 と針ハブ 14 との間がシールされる。

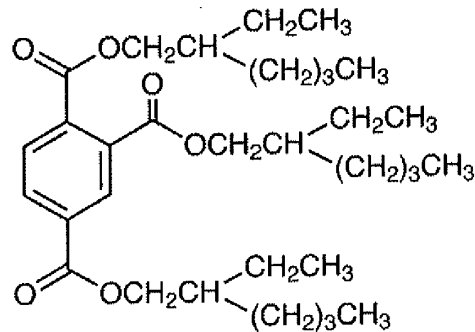
[0020] 採血針 10 を使用するときには、ユーザは、プロテクタ 16 を一方の手で把持し、且つ針ハブ 14 を他方の手で把持する。次に、ユーザは、プロテクタ 16 又は針ハブ 14 を捻る。その結果、プロテクタ 16 と針ハブ 14 とが互いに分離する。これにより、針本体 12 が露出する。必要に応じ、プロテクタ 16 は、針本体 12 を覆うようにして針ハブ 14 に装着される。この場合、プロテクタ 16 は、針ハブ 14 に対して着脱可能である。

[0021] 以上の構成において、針ハブ 14 は第 1 樹脂組成物からなる。また、プロテクタ 16 の内層 50 は第 2 樹脂組成物からなる。第 1 樹脂組成物及び第 2 樹脂組成物について説明する。

[0022] 第 1 樹脂組成物は、基材樹脂と可塑剤とを含有する。本実施形態において、基材樹脂はポリ塩化ビニル（PVC）である。可塑剤は、トリメリット酸エステルである。トリメリット酸エステルの具体例としては、トリメリット酸トリブチル又はトリメリット酸トリス（2-エチルヘキシル）等が挙げられる。以下、トリメリット酸トリス（2-エチルヘキシル）を「TOTM」

とも表記する。TOTMの化学構造式を、以下に示す。

[0023] [化1]



[0024] 第1樹脂組成物において、トリメリット酸エステルの割合は、10～20 phrである。すなわち、基材樹脂であるPVCの重量が100であるとき、トリメリット酸エステルの重量は10～20である。トリメリット酸エステルの割合が10 phr未満であると、針ハブ14の硬さが大となる。従って、プロテクタ16を針ハブ14から分離することが容易ではない。また、プロテクタ16を針ハブ14から分離した後にプロテクタ16を針ハブ14に装着することも容易ではない。トリメリット酸エステルの割合が20 phrを超えると、針ハブ14の硬さが小となる。従って、針本体12が針ハブ14に対して位置ズレを起こす懸念がある。

[0025] すなわち、トリメリット酸エステルの割合を10～20 phrの範囲内とすることにより、プロテクタ16を針ハブ14から分離すること、及び、プロテクタ16を針ハブ14に装着することが容易である。また、針本体12を針ハブ14で強固に保持した状態が保たれる。第1樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの一層好ましい割合は、13～18 phrである。

[0026] 第2樹脂組成物は、基材樹脂と可塑剤とを含有する。本実施形態において、基材樹脂はPVCである。可塑剤は、トリメリット酸エステルである。トリメリット酸エステルの具体例としては、トリメリット酸トリブチル又はTOTMが挙げられる。

[0027] 第2樹脂組成物において、トリメリット酸エステルの割合は、40～50

p h rである。すなわち、基材樹脂であるP V Cの重量が1 0 0であるとき、トリメリット酸エステルの重量は4 0～5 0である。トリメリット酸エステルの割合が4 0 p h r未満であると、プロテクタ1 6の硬さが大となる。このため、プロテクタ1 6を針ハブ1 4から分離するとき大きなトルクが必要となる。トリメリット酸エステルの割合が5 0 p h rを超えると、プロテクタ1 6の硬さが小となる。従って、プロテクタ1 6を把持したときに該プロテクタ1 6が若干圧潰される。また、針ハブ1 4に対して相対的に捻ったとき、接合箇所が延伸する。以上のような理由から、プロテクタ1 6を針ハブ1 4から分離することが容易ではない。

[0028] すなわち、トリメリット酸エステルの割合を4 0～5 0 p h rの範囲内とすることにより、プロテクタ1 6を針ハブ1 4から分離することが容易である。また、分離したプロテクタ1 6を針ハブ1 4に装着することも容易である。第2樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの一層好ましい割合は、4 5～4 7 p h rである。

[0029] 本実施形態において、内層5 0及び外層5 2の素材は同一の第2樹脂組成物である。すなわち、内層5 0及び外層5 2におけるトリメリット酸エステルの割合は同一である。この場合、プロテクタ1 6の作製が容易である。又は、内層5 0の第2樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの割合と、外層5 2の第2樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの割合とが異なってもよい。

[0030] 内層5 0の素材と外層5 2の素材とが異なってもよい。この場合においても、内層5 0は上記の第2樹脂組成物を素材として形成される。外層5 2の素材の好適な具体例としては、ポリエチレン又はポリカーボネート等が挙げられる。

[0031] 本実施形態に係る採血針1 0は、基本的には以上のように構成される。次に、採血針1 0の作用効果について説明する。

[0032] 採血針1 0には、使用前に高圧蒸気による滅菌処理が施される。この滅菌処理の最中に、プロテクタ1 6の内層5 0又は外層5 2の少なくとも一方が

、針ハブ１４の遠位端２８に接合する。

- [0033] 採血針１０を使用するとき、ユーザは、針ハブ１４の突出部３０に対し、チューブ４２の遠位端を接続する。なお、チューブ４２の近位端は、この時点でバッグ（不図示）に接続されている。その後、ユーザは、プロテクタ１６及び針ハブ１４を把持する。次に、ユーザは、針ハブ１４に対してプロテクタ１６を相対的に捻る。その結果、プロテクタ１６と針ハブ１４との接合箇所が破断する。換言すれば、プロテクタ１６が針ハブ１４から分離する。
- [0034] ここで、針ハブ１４の素材は、上記した第１樹脂組成物である。プロテクタ１６の素材は、上記した第２樹脂組成物である。第１樹脂組成物からなる針ハブ１４と、第２樹脂組成物からなるプロテクタ１６とを接合した場合、小さな回転トルクでプロテクタ１６と針ハブ１４とを容易に分離することができる。
- [0035] プロテクタ１６が針ハブ１４から分離されることに伴い、針本体１２の先端２２がプロテクタ１６から露出する。ユーザは、針本体１２の先端２２を、患者の血管に刺入する。その後、針本体１２を介して血管から血液が採取される。血液は、針本体１２の内孔２４と、針ハブ１４の連通孔３６と、チューブ４２の内孔４４とを介して、バッグに流入する。所定量の血液がバッグに採取された後、ユーザは、針本体１２の先端２２を血管から引き抜く。
- [0036] 針ハブ１４の素材は、第１樹脂組成物である。第１樹脂組成物からなる針ハブ１４は、針本体１２に対して優れた保持力を示す。従って、採血針１０を血管から引き抜くとき、針本体１２が針ハブ１４と一体的に移動する。
- [0037] 使用済みの採血針１０においては、針本体１２に対してプロテクタ１６が被せられる。これにより、針本体１２が何らかの物体に刺さることが回避される。針ハブ１４の素材は第１樹脂組成物である。プロテクタ１６の素材は第２樹脂組成物である。第１樹脂組成物からなる針ハブ１４に対して第２樹脂組成物からなるプロテクタ１６を装着する場合、装着が容易である。また、その後に針ハブ１４からプロテクタ１６を取り外すことも容易である。
- [0038] なお、本発明は、上述した開示に限らず、本発明の要旨を逸脱することな

く、種々の構成を採り得る。

- [0039] 例えば、医療用針は採血針 10 に特に限定されない。医療用針の他の具体例としては、注射針又は穿刺針等が挙げられる。

実施例

- [0040] [実施例 1]

PVC に対して 15 phr の TOTM を添加した第 1 樹脂組成物から針ハブ 14 を作製した。針ハブ 14 には、針本体 12 の基端部 20 を支持させた。その一方で、PVC に対して 45 phr、46 phr 又は 47 phr の TOTM をそれぞれ添加した第 2 樹脂組成物から、複数種のプロテクタ 16 を個別に作製した。その後、針ハブ 14 にプロテクタ 16 を装着し、高圧蒸気滅菌装置において滅菌処理を施した。これにより、複数種の採血針 10 を得た。

- [0041] 次に、トルク力測定器のクランプでプロテクタ 16 を保持した。また、検査者が針ハブ 14 を手で把持し、且つ前記トルク力測定器を残る一方の手で把持した。その後、プロテクタ 16 に回転トルクを付与し、プロテクタ 16 が針ハブ 14 から分離したときの回転トルクを測定した。50 個の採血針 10 について回転トルクを測定し、平均値を算出した。

- [0042] 比較のため、従来技術に係る採血針を作製した。以下、これを比較例とする。比較例における針ハブの素材は、PVC に対して DEHP を添加した樹脂組成物である。比較例におけるプロテクタの素材は、PVC に対して DEHP を添加した樹脂組成物である。上記と同様に、50 個の比較例について、プロテクタが針ハブから分離したときの回転トルクの平均値を算出した。

- [0043] 以上の結果を、グラフにして図 3 に併せて示す。なお、図 3 の縦軸は回転トルクを表す。回転トルクの単位は、 $\text{cN} \cdot \text{m}$ である。この図 3 から、本実施形態に係る採血針 10 における回転トルクの平均値が、比較例における回転トルクの平均値よりも小さいことが分かる。

- [0044] 特に図示はしていないが、PVC に対して 16 phr、17 phr 又は 18 phr の TOTM を添加した第 1 樹脂組成物から針ハブ 14 を作製した場

合も、図3と略同様の結果が得られた。すなわち、本実施形態に係る採血針10によれば、従来技術に係る採血針よりも、針ハブ14からプロテクタ16を分離することが容易である。

[0045] [実施例2]

PVCに対して15phr、16phr、17phr又は18phrのTOTMをそれぞれ添加した第1樹脂組成物から、複数種の針ハブ14を個別に作製した。針ハブ14には、針本体12の基端部20を支持させた。次に、針ハブ14を固定クランプで把持し、且つ針本体12を移動クランプで把持した。この状態で、移動クランプを固定クランプから離間する方向に移動させ、針本体12に引張強度を付与した。これにより、針ハブ14から針本体12が離脱するときの引張強度を測定した。100個の試験片について引張強度を測定し、平均値を算出した。プロテクタを設けていない比較例についても同様に、100個の試験片について引張強度を測定し、平均値を算出した。

[0046] 結果を図4に示す。なお、図4の縦軸の単位はNである。図4から、本実施形態に係る採血針10における引張強度の平均値が、比較例における引張強度の平均値と略同等であることが分かる。すなわち、本実施形態においても、針ハブ14が針本体12に対して十分な保持力を示す。従って、針本体12が針ハブ14に対して位置ズレを起こし難い。

[0047] [実施例3]

PVCに対して15phr、16phr、17phr又は18phrのTOTMをそれぞれ添加した第1樹脂組成物から、複数種の針ハブ14を個別に作製した。針ハブ14には、針本体12の基端部20を支持させた。その一方で、PVCに対して45phrのTOTMを添加した第2樹脂組成物から、プロテクタ16を作製した。その後、針ハブ14にプロテクタ16を装着し、高圧蒸気滅菌装置において滅菌処理を施した。これにより、複数種の採血針10を得た。

[0048] 針ハブ14からプロテクタ16を分離した後、針ハブ14を固定クランプ

で把持し、且つプロテクタ 16 を移動クランプで把持した。次に、移動クランプを固定クランプに向かって移動させ、該プロテクタ 16 を針ハブ 14 に装着した。また、移動クランプを固定クランプから離間する方向に移動させ、針ハブ 14 に装着したプロテクタ 16 を該針ハブ 14 から引き抜いた。この装着及び引き抜きに要した脱着力を測定した。100 個の採血針 10 について脱着力を測定し、平均値を算出した。比較例についても同様に、100 個の脱着力の平均値を算出した。

[0049] 結果を図 5 に示す。なお、図 5 の縦軸の単位は N である。図 5 から、本実施形態に係る採血針 10 における脱着力の平均値が、比較例における脱着力の平均値と略同等であることが分かる。特に図示はしていないが、PVC に対して 46 phr 又は 47 phr の TOTM を添加した第 2 樹脂組成物からプロテクタ 16 を作製した場合も、図 5 と略同様の結果が得られた。

[0050] すなわち、本実施形態においては、プロテクタ 16 を針ハブ 14 に装着することと、針ハブ 14 に装着したプロテクタ 16 を該針ハブ 14 から離脱させることが容易である。

[0051] [実施例 4]

PVC に対して 45 phr の TOTM を添加した樹脂組成物を円筒形状に成形して成形品を得た。この成形品から、円環形状の試料片を切り出した。これをサンプル A とする。これとは別に、PVC に対して 45 phr の DEHP を添加した樹脂組成物から、サンプル A と同一形状の試験片を得た。これをサンプル B とする。

[0052] サンプル A 及びサンプル B につき、Bruker AXS 社製の NANO STAR を用い、真空雰囲気下で小角 X 線散乱 (SAXS) 測定をそれぞれ行った。X 線として CuK α 線を用い、出力は 45 kV / 120 mA とした。カメラ長は 104.4 cm とし、露光時間は 180 分とした。波長を横軸とし、且つ強度を縦軸とした SAXS 散乱曲線を図 6 に示す。さらに、サンプル A の SAXS 散乱曲線につきカーブフィッティングを行った。結果を図 7 に示す。

[0053] ここで、図8に理想結晶を模式的に示す。理想結晶では、原子が規則的に配列している。図9に非晶質を模式的に示す。非晶質では、原子の配列は不規則である。図6及び図7から、サンプルAの組織では、図10Aに示すように、結晶部分と非晶質部分とが混在しているものの、非晶質部分の乱れが少なく、且つ結晶部分と非晶質部分とが明確に分離していると推察される。換言すれば、図10Bに示すように、サンプルAでは、結晶部分と非晶質部分との境界が明確である。

[0054] サンプルBのSAXS散乱曲線についても同様に、カーブフィッティングを行った。結果を図11に示す。図6及び図11から、サンプルBの組織では、図12Aに示すように、非晶質部分の乱れがサンプルAに比べて大きく、且つ結晶部分と非晶質部分とが明確に分離していないと推察される。すなわち、図12Bに示すように、サンプルBでは、結晶部分と非晶質部分との間に、結晶と非晶質とが混在する遷移領域が形成される。従って、結晶部分と非晶質部分との境界が不明確である。

[0055] 図10Bに示す組織では、結晶部分と非晶質部分との界面に応力が集中する。これに対し、図12Bに示す組織では、結晶部分と非晶質部分との界面に応力が集中することは比較的困難である。上記した実施形態において針ハブ14からプロテクタ16を分離することが容易であるのは、このことが理由であると考えられる。

[0056] [実施例5]

カメラ長を4.55cmとし、露光時間を60分とした以外は上記と同様にして、サンプルA及びサンプルBにつき、広角X線散乱(WAXS)測定をそれぞれ行った。波長を横軸とし、且つ強度を縦軸としたWAXS散乱曲線を図13に示す。

[0057] サンプルAのWAXS散乱曲線につきピーク分離解析を行った。結果を図14に示す。図14中の一点鎖線は、結晶部分に由来するピークである。図14中の破線は、非晶質部分に由来するピークである。結晶部分に由来するピークの面積の総和と、非晶質部分に由来するピークの面積とに基づき、下

記の式に基づいて結晶化度が算出される。

[0058] [数1]

$$\text{結晶化度}[\%]=\frac{\text{結晶部分のピーク面積の総和}}{\text{結晶部分の面積のピーク面積の総和}+\text{非晶質部分のピーク面積}}\times 100$$

[0059] 上記の式から算出されたサンプルAの結晶化度は、57%であった。

[0060] サンプルBのWAXS散乱曲線についてもピーク分離解析を行った。結果を図15に示す。図14と同様に、一点鎖線は結晶部分に由来するピークを示し、細破線は非晶質部分に由来するピークを示す。上記の式から算出されたサンプルBの結晶化度は、59%であった。

[0061] サンプルAの結晶化度は、サンプルBの結晶化度よりも小さい。しかしながら、サンプルAでは、上記したように、結晶部分と非晶質部分との間に明確な界面が介在する。本実施形態に係る採血針10では、このことに基づき、小さな回転トルクでプロテクタ16を針ハブ14から分離することができると推察される。

請求の範囲

- [請求項1] 針本体と、前記針本体の長手方向における基端部を支持するハブと、前記針本体を保護するプロテクタとを備える医療用針であって、前記プロテクタは、前記針本体における前記ハブから露出した部位を覆う針被覆部を有し、前記針被覆部は、前記ハブに対して分離可能に接合され、前記ハブは第1樹脂組成物からなり、且つ前記針被覆部は第2樹脂組成物からなり、前記第1樹脂組成物は、ポリ塩化ビニルとトリメリット酸エステルとを含有し、且つトリメリット酸エステルの割合が10～20phrであり、前記第2樹脂組成物は、ポリ塩化ビニルとトリメリット酸エステルとを含有し、且つトリメリット酸エステルの割合が40～50phrである、医療用針。
- [請求項2] 請求項1記載の医療用針において、前記第1樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの割合が13～18phrであり、且つ前記第2樹脂組成物におけるトリメリット酸エステルの割合が45～47phrである、医療用針。
- [請求項3] 請求項1又は2記載の医療用針において、トリメリット酸エステルがトリメリット酸トリス（2－エチルヘキシル）である、医療用針。
- [請求項4] 請求項1～3のいずれか1項に記載の医療用針において、前記プロテクタは、前記針被覆部を覆う外方被覆部を有する、医療用針。
- [請求項5] 請求項4記載の医療用針において、前記外方被覆部の素材が、前記針被覆部と同一の第2樹脂組成物である、医療用針。