

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6707547号
(P6707547)

(45) 発行日 令和2年6月10日(2020.6.10)

(24) 登録日 令和2年5月22日(2020.5.22)

(51) Int.Cl.		F I	
CO8L	53/02 (2006.01)	CO8L	53/02
CO8L	91/00 (2006.01)	CO8L	91/00
CO8L	53/00 (2006.01)	CO8L	53/00
CO8K	13/02 (2006.01)	CO8K	13/02
GO9B	23/28 (2006.01)	GO9B	23/28

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-535550 (P2017-535550)	(73) 特許権者	000003296 デンカ株式会社 東京都中央区日本橋室町二丁目1番1号
(86) (22) 出願日	平成28年8月17日(2016.8.17)	(74) 代理人	110002077 園田・小林特許業務法人
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/074004	(72) 発明者	見山 彰 東京都町田市旭町三丁目5番1号 デンカ株式会社 デンカイノベーションセンター内
(87) 国際公開番号	W02017/030145	(72) 発明者	辻村 好彦 東京都中央区日本橋室町二丁目1番1号 デンカ株式会社内
(87) 国際公開日	平成29年2月23日(2017.2.23)	(72) 発明者	荒井 亨 東京都中央区日本橋室町二丁目1番1号 デンカ株式会社内
審査請求日	平成31年4月25日(2019.4.25)		
(31) 優先権主張番号	特願2015-161646 (P2015-161646)		
(32) 優先日	平成27年8月19日(2015.8.19)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 臓器モデル用樹脂組成物

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

成分(A)としてMFR(温度230、荷重2.16kgで測定)1g/10min、以下の水添ブロック共重合体100質量部と、成分(B)としてオイルを100質量部以上、1000質量部以下含有する臓器モデル用樹脂組成物であって、前記水添ブロック共重合体が芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体の水添物である、臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項2】

更に、成分(C)としてエチレン-スチレン-ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖を有する共重合体であるクロス共重合体を10質量部以上200質量部以下含有する請求項1に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項3】

更に、成分(D)としてポリプロピレン樹脂を含有する請求項1又は2に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項4】

更に、成分(E)として成分(E-1)である無機フィラーを含有する請求項1~3の何れか1項に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項5】

更に、成分(E)として成分(E-2)である有機繊維状フィラーを含有する請求項1~4の何れか1項に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項 6】

臓器モデル用樹脂組成物が熱可塑性樹脂組成物である請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項 7】

心臓モデル用、肝臓モデル用、または脾臓モデル用の樹脂組成物である請求項 1 ~ 6 の何れか 1 項に記載の臓器モデル用樹脂組成物。

【請求項 8】

成分 (A) として MFR (温度 230、荷重 2.16 kg で測定) が 1 g / 10 min 以下の水添ブロック共重合体、100 質量部に対し、成分 (B) としてオイルを 100 質量部以上、1000 質量部以下含有し、更に以下の成分 (C)、(E-1)、(E-2) から選ばれる単数または複数の成分を含む臓器モデル用樹脂組成物であって、前記水添ブロック共重合体が芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体の水添物である、臓器モデル用樹脂組成物。

10

成分 (C) として エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖を有する共重合体であるクロス共重合体を 10 質量部以上、50 質量部以下

成分 (E-1) として無機フィラーを 10 質量部以上、100 質量部以下

成分 (E-2) として有機繊維状フィラーを 10 質量部以上、30 質量部以下

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか何れか 1 項に記載の臓器モデル用樹脂組成物を用いた臓器モデル。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、臓器モデルに用いられる樹脂組成物に関する。例えば、人体等の切開や切開縫合等の手術手技の向上等、医師や技術者の訓練等の分野において利用される熱可塑性樹脂組成物に関する。

【背景技術】

【0002】

外科医による手術のなかでも手術用メス等の手術用切除具を用いた心臓等の臓器の執刀は、その執刀によって切開したときの深さが深すぎるとそれが致命傷となることから、慎重で熟練した手技が要求される作業であり、その手技の技術力が外科手術の成否の結果に直結することになると言っても過言ではない。

30

【0003】

従来、ヒトの内部臓器の手術の練習は、生体を使用できないことから、一般にブタ等の動物の内部臓器が用いられている。しかし、動物の内部臓器には鮮度が要求される。また、手技練習をする者が負傷したとき、その傷口から動物の内部臓器に含まれている病原菌等が感染する恐れがあると共に、手術用切除具の衛生管理や使用済みの内部臓器の廃棄に多大なコストが必要となる。生体の内部臓器の代わりにコンニャクを用いて手技練習を行うことも考えられているが、コンニャクの切開感や触感とはかなり異なることから、手技練習に適しているとはいえない。

40

【0004】

そこで、生体の代わりに、生体の臓器に類似させた臓器モデルを使用することが考えられる。臓器モデルとしては、例えば、シリコーン、ウレタンエラストマー、スチレンエラストマー等の軟質樹脂材料、いわゆるドライ系材料からなるモデルが提案されている（特許文献 1 参照）。しかし、これらの材料の切開感や触感とはかなり異なることから手技練習には適しているとはいえない。これらの材料は、軟質性を生体の臓器に近づけると、その力学的強度が大幅に低下してしまい、耐久性が低下してしまう、例えば、メスで切開した断面から裂け易い、という課題がある。従来のスチレン系エラストマーは、軟質性を臓器に近づけるためオイルの配合量を増やすと、保管中にオイルのシミ出し（ブリードアウト）が起こるといった課題を有している。シリコーンやウレタンエ

50

ラストマーは後硬化性であり、硬化させるまでに時間がかかり生産性が低いという課題がある。さらに、内型、外型からなる型に注型して臓器モデルを作成する際に、内型を取り出す際に切り込みを入れる必要があるが、その切れ込みを再接着する際にこれら後硬化性樹脂は再接着が難しいという課題がある。特定の接着剤を使用すれば接着することも可能ではあるが、接着剤は臓器モデル材料と比較し硬質であるために、接着後の感触が異なってしまうといった課題がある。

【0005】

人体のかわりになるものとして、単独もしくは2種類のポリビニルアルコールを溶解させた溶液を生体軟組織の鋳型に注入した後、冷却させることによってゲル化させ、得られた水性ゲル組成物を鋳型から取り出すことによって得られる生体軟組織の模型を使用することが提案されている（例えば特許文献2参照）。これらは相当量の部位分を含む、いわゆるウェット系材料として知られている。

10

【0006】

しかし、この生体軟組織の模型には、その製造段階で原料として2種類のポリビニルアルコールを必要とする場合が多いため、その組成の調製が煩雑である。また、溶媒として毒性の強いジメチルスルホキシドを必要とするため、ジメチルスルホキシドの除去のためのエタノール置換及び水置換という煩雑な操作を必要とするという課題がある。ポリビニルアルコール系の材料は一定の水分含量を維持する必要があるため、保管中の湿度管理や含水量の管理が必要であり、腐敗、カビ等の発生を防ぐための対策、例えば冷蔵庫保管が必要になり、長期の保管が困難で多くの場合数週間程度の使用期限が発生する。

20

【0007】

従って、近年、ヒトの内部臓器に近似した軟質性や触感等を有し、力学的強度や耐久性に優れ、ヒトの内部臓器の手技練習に好適に使用できる、水分を含まない、いわゆるドライ系材料を使用した臓器モデル用の材料開発が望まれている。

【0008】

内腔部を有する管の前記内腔部に配置される病変モデル（特許文献3）や、内腔部を有する管状体の途中に狭窄又は閉塞する形状をなし、管状組織に生じた病変部を模した疑似病変部材を備え、前記疑似病変部材は、少なくとも一部が塑性変形可能な材料で構成され、拡張を行なう拡張訓練に用いられることを特徴とする訓練用生体モデル（特許文献4）が記載されている。しかしながら、使用材料については、一般的な記載のみで、その特性、例えばMFRやブリードアウトに関する記載はない。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2008-241988号公報

【特許文献2】特開2007-316434号公報

【特許文献3】特開2010-178809号公報

【特許文献4】WO2010/095519号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0010】

本発明は、前記従来技術に鑑みてなされたものである。本発明は、例えば、ヒトの内部臓器と同様の弾性（軟質性）を有し、切開をしたときに切開部が内部臓器のように広がり、ヒトの内部臓器に近似した切開感や触感を有し、軟質性、力学的強度、耐久性に優れ、手術用メス等の手術用切除具を用いた手技練習やクリッピング等の手技練習に好適に使用できる樹脂組成物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】

【0011】

本発明は、成分(A)としてMFR（温度230、荷重2.16kgで測定）1g/10min以下の水添ブロック共重合体100質量部と、成分(B)としてオイルを含

50

有する臓器モデル用樹脂組成物であり、更に、成分(C)としてクロス共重合体を含有する該臓器モデル用樹脂組成物であり、更に、成分(D)としてポリプロピレン樹脂を含有する該臓器モデル用樹脂組成物であり、更に、成分(E)として成分(E-1)である無機フィラーを含有する該臓器モデル用樹脂組成物であり、更に、成分(E)として成分(E-2)である有機繊維状フィラーを含有する該臓器モデル用樹脂組成物であり、更に、臓器モデル用樹脂組成物が熱可塑性樹脂組成物である該臓器モデル用樹脂組成物である。

【発明の効果】

【0012】

本発明により、例えば、より生体の臓器に近い軟質性と感触を有し、高い力学的強度を有し、耐久性に優れ、取り扱いが容易な樹脂組成物を提供できる。

10

【発明を実施するための形態】

【0013】

<成分(A)：水添ブロック共重合体>

本発明で用いられる水添ブロック共重合体は、芳香族ビニルから導かれるブロック重合単位(X)と共役ジエンから導かれるブロック重合単位(Y)とからなる芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体の水添物(水素添加物または水素化物)であることが好ましい。

【0014】

このような構成の芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体の形態は、たとえばX(YX)_n又は(XY)_n[nは1以上の整数]で示される。これらの中では、X(YX)_nの形態のもの、特にX-Y-Xの形態のものが好ましい。X-Y-Xの形態のものとしては、ポリスチレン-ポリブタジエン-ポリスチレンブロック共重合体、ポリスチレン-ポリイソプレン-ポリスチレンブロック共重合体、ポリスチレン-ポリイソプレン・ブタジエン-ポリスチレンブロック共重合体からなる群から選択される1種以上の共重合体が好ましい。

20

【0015】

このような芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体では、ハードセグメントである芳香族ビニルブロック単位(X)が、共役ジエンゴムブロック単位(Y)の橋かけ点として存在して擬似架橋(ドメイン)を形成している。この芳香族ビニルブロック単位(X)間に存在する共役ジエンゴムブロック単位(Y)は、ソフトセグメントであってゴム弾性を有している。

30

【0016】

ブロック重合単位(X)を形成する芳香族ビニルとしては、スチレン、*m*-メチルスチレン、*o*-メチルスチレン、*p*-メチルスチレン、4-プロピルスチレン、4-ドデシルスチレン、4-シクロヘキシルスチレン、2-エチル-4-ベンジルスチレン、4-(フェニルブチル)スチレン、1-ビニルナフタレン、2-ビニルナフタレン等が挙げられる。これらの中では、スチレンが好ましい。

【0017】

ブロック重合単位(Y)を形成する共役ジエンとしては、ブタジエン、イソプレン、ペンタジエン、2,3-ジメチルブタジエン及びこれらの組合せ等が挙げられる。これらの中では、ブタジエン、イソプレン、ブタジエンとイソプレンとの組み合わせ(ブタジエン・イソプレンの共重合)からなる群から選択される1種以上の共役ジエンが好ましい。これらのうち1種以上の共役ジエンを組み合わせることもできる。ブタジエン・イソプレン共重合単位からなる共役ジエンブロック重合単位(Y)は、ブタジエンとイソプレンとのランダム共重合単位、ブロック共重合単位、テーパー共重合単位の何れであってもよい。

40

【0018】

上記のような芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体では、芳香族ビニルブロック重合単位(X)の含有量が5質量%以上50質量%以下であることが好ましく、20質量%以上40重量%以下であることがより好ましい。この芳香族ビニル単位の含有量は赤外

50

線分光、NMR分光法等の常法によって測定することができる。成分(A)のメルトフローレート(MFR(温度230、荷重2.16kg))は、1g/10分以下であり、好ましくは0.1g/10分未満である。MFR(温度230、荷重2.16kg)とは、JIS K7210に準拠し、温度230、荷重2.16kgの条件下で測定するMFRをいう。MFRが本値より高いと、オイルを添加した際にブリードアウトし易くなったり、力学的強度が低下したりしてしまう。

【0019】

上記のような芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体は、種々の方法により製造することができる。製造方法としては、(1)n-ブチルリチウム等のアルキルリチウム化合物を開始剤として、芳香族ビニル、次いで共役ジエンを逐次重合させる方法、(2)芳香族ビニル、次いで共役ジエンを重合させ、これをカップリング剤によりカップリングさせる方法、(3)リチウム化合物を開始剤として、共役ジエン、次いで芳香族ビニルを逐次重合させる方法等を挙げることができる。

10

【0020】

本発明で用いられる水添ブロック共重合体は、上記のような芳香族ビニル・共役ジエンブロック共重合体を公知の方法により水添した物(水素添加物または水素化物)であり、好ましい水添率は90モル%以上である。この水添率は、共役ジエンブロック重合単位(Y)中の炭素-炭素二重結合の全体量を100モル%としたときの値である。水添率が90モル%以上とは、炭素-炭素二重結合の90モル%以上が水素添加されていることを示す。このような水添ブロック共重合体(A)としては、ポリスチレン-ポリ(エチレン/プロピレン)ブロック(SEP)、ポリスチレン-ポリ(エチレン/プロピレン)ブロック-ポリスチレン(SEPS)、ポリスチレン-ポリ(エチレン/ブチレン)ブロック-ポリスチレン(SEBS)、ポリスチレン-ポリ(エチレン-エチレン/プロピレン)ブロック-ポリスチレン(SEEPS)等が挙げられる。より具体的には、SEPTON(クラレ(株)社製)、クレイトン(Kraton; シェル化学(株)社製)、クレイトンG(シェル化学(株)社製)、タフテック(旭化成(株)社製)(以上商品名)等が挙げられる。

20

【0021】

水添率は、核磁気共鳴スペクトル解析(NMR)等の公知の方法により測定する。

【0022】

本発明では、水添ブロック共重合体(A)として、SEEPSが好ましい。水添ブロック共重合体(A)の形状は、混練前のオイル吸収作業の観点から、粉末又は無定形(クラム)状が好ましい。

30

【0023】

<成分(B):オイル>

成分(B)であるオイルとしては、パラフィン系プロセスオイル、ナフテン系プロセスオイル、芳香族系プロセスオイルや流動パラフィン等の鉱物油系オイル、シリコンオイル、ヒマシ油、アマニ油、オレフィン系ワックス、鉱物系ワックス等が挙げられる。これらの中では、パラフィン系及び/又はナフテン系のプロセスオイルが好ましい。プロセスオイルとしては、ダイアナプロセスオイルシリーズ(出光興産社製)、JOMOプロセスP(ジャパンエナジー社製)等が挙げられる。

40

成分(B)であるオイルは、例えば、樹脂組成物を軟質化し、臓器モデルの弾性率や硬度を調整するために用いる。上記のうち1種以上のオイルを組み合わせることもできる。

成分(B)であるオイルは、事前に成分(A)である水添ブロック共重合体に吸収させておくのが作業性の点で好ましい。

【0024】

成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、100質量部以上が好ましい。成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して1000質量部以下であり、7

50

00質量部以下が好ましく、500質量部以下がより好ましく、400質量部以下が更に好ましく、300質量部以下がより更に好ましく、280質量部以下が最も好ましい。オイルの使用量は上記の範囲内で、実際にモデルとなる臓器の部位、病変により調製される。成分(B)であるオイルの使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して100質量部未満だと軟質性が不足する場合があります、1000質量部を超えるとオイルを吸蔵できないためコンパウンドができない。オイルが500質量部を超えるとオイルが染み出す(ブリードアウト)場合がある。

【0025】

<成分(C):クロス共重合体>

成分(C)であるクロス共重合体とは、配位重合工程とこれに続くアニオン重合工程又はラジカル重合工程からなる製造方法により得られる共重合体である。クロス共重合体の製造方法の具体例は以下の通りである。まず配位重合工程において、シングルサイト配位重合触媒を用い、オレフィン、芳香族ビニル、芳香族ポリエンからオレフィン-芳香族ビニル-芳香族ポリエン共重合体を製造する。次に、本オレフィン-芳香族ビニル-芳香族ポリエン共重合体及び芳香族ビニルモノマーの共存下で、アニオン重合又はラジカル重合を行うことによりクロス共重合体を得る。またクロス共重合体は、オレフィン-芳香族ビニル-芳香族ポリエン共重合体鎖(主鎖と記載される場合もある)と芳香族ビニル重合体鎖(側鎖と記載される場合もある)を有する共重合体である。クロス共重合体及びその製造方法は、WO2000/37517号公報、USP6559234号公報、WO2007/139116号公報、特開2009-120792号公報に記載されている。成分(C)であるクロス共重合体を使用することにより、臓器モデルの感触を生体の臓器に近づけることができる。

【0026】

ここで芳香族ビニルとしては、スチレン及び各種の置換スチレン、例えば、p-メチルスチレン、m-メチルスチレン、o-メチルスチレン、o-t-ブチルスチレン、m-t-ブチルスチレン、p-t-ブチルスチレン、p-クロロスチレン、o-クロロスチレン等が挙げられる。これらの中では、工業的な観点から、スチレン、p-メチルスチレン、p-クロロスチレンからなる群から選択される1種以上の芳香族ビニルが好ましく、スチレンが最も好ましい。これらのうち1種以上の芳香族ビニルを組み合わせることもできる。

【0027】

ここでオレフィンとしては、エチレン、炭素数3~20の α -オレフィン等が挙げられる。炭素数3~20の β -オレフィンとしては、プロピレン、1-ブテン、1-ヘキセン、4-メチル-1-ペンテン、1-オクテンが挙げられる。本発明においてはオレフィンの範疇に環状オレフィンも含まれる。環状オレフィンとしては、ビニルシクロヘキサン、シクロペンテン、ノルボルネン等が挙げられる。これらの中では、エチレン、プロピレン、1-ブテン、1-ヘキセン、1-オクテンからなる群から選択される1種以上のオレフィンが好ましく、エチレンがより好ましい。これらのうち1種以上のオレフィンを組み合わせることもできる。

【0028】

ここで芳香族ポリエンとは、10以上30以下の炭素数を持ち、複数の二重結合(ビニル基)と単数又は複数の芳香族基を有し、かつ、配位重合可能なモノマーであり、二重結合(ビニル基)の1つが配位重合に用いられて重合した状態において残された二重結合がアニオン重合可能な芳香族ポリエンである。これらの中では、ジビニルベンゼンが好ましく、ジビニルベンゼンとしては、オルトジビニルベンゼン、パラジビニルベンゼン、メタジビニルベンゼンからなる1種以上が好ましい。これらのうち1種以上を組み合わせることもできる。

【0029】

本発明に最も好ましく用いられるクロス共重合体は、配位重合により得られるエチレン-スチレン-ジビニルベンゼン共重合体及びスチレンモノマーの共存下で、アニオン重合

10

20

30

40

50

を行うことにより得られる共重合体であり、エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖（主鎖と記載される場合もあり、軟質成分）とポリスチレン鎖（側鎖と記載される場合もあり、硬質成分）を有する共重合体である。特にクロス共重合体の軟質性は、その軟質ポリマー鎖成分（ソフトセグメント）であるエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖のスチレン含有量、軟質成分と硬質成分の含まれる比率、軟質成分鎖と硬質成分鎖を結合するジビニルベンゼン成分の含有量、エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖やポリスチレン鎖の分子量と前記ジビニルベンゼン含有量により規定されるクロス共重合体全体の分子流動性（MFR値）といった、様々なパラメーターにより決定される。本発明の樹脂組成物の貯蔵弾性率は、エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖の含有量が高くなりエチレン鎖の結晶性が下がる程、又は軟質成分であるエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖の含有量が増加する程低下する。

10

さらに好ましくは以下の（１）～（３）の条件をすべて満たすクロス共重合体である。

（１）エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の芳香族ビニル化合物ユニットの含量が５モル％以上４０モル％未満、芳香族ポリエンユニット含量０．０１モル％以上０．２モル％以下、残部がエチレンユニット含量である。

（２）エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の重量平均分子量が５万以上３０万以下、分子量分布（ M_w / M_n ）が１．８以上６以下であり、好ましくは１．８以上３以下である。

（３）クロス共重合体中に含まれるエチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の含量が４０質量％以上９０質量％以下の範囲にある。

20

本発明において最も好ましいクロス共重合体は、WO 2007 / 139116号公報、及び特開 2009 - 120792号公報に記載の、A硬度（デュロメーターAによる硬度）が５０以上８５以下のクロス共重合体である。

【 0030 】

以下本発明で用いられるクロス共重合体について説明する。本クロス共重合体は、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖を有する共重合体であり、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖が芳香族ポリエンユニットを介して結合していることを特徴としている。エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖が芳香族ポリエンユニットを介して結合していることは、以下の観察可能な現象で証明できる。ここでは代表的なエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖がジビニルベンゼンユニットを介して結合している例について示す。すなわち配位重合工程で得られたエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体と、本共重合体とスチレンモノマーの存在下でのアニオン重合を経て得られるクロス共重合体の¹H - NMR（プロトンNMR）を測定し、両者のジビニルベンゼンユニットのビニル基水素（プロトン）のピーク強度を適当な内部標準ピーク（エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体に由来する適当なピーク）を用いて比較する。ここで、クロス共重合体のジビニルベンゼンユニットのビニル基水素（プロトン）のピーク強度（面積）が、エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体のジビニルベンゼンユニットの同ピーク強度（面積）と比較して５０％未満、好ましくは２０％未満である。アニオン重合（クロス化工程）の際にスチレンモノマーの重合と同時にジビニルベンゼンユニットも共重合し、エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖がジビニルベンゼンユニットを介して結合されるために、アニオン重合後のクロス共重合体ではジビニルベンゼンユニットのビニル基の水素（プロトン）のピーク強度は大きく減少する。実際にはジビニルベンゼンユニットのビニル基の水素（プロトン）のピークはアニオン重合後のクロス共重合体では実質的に消失している。詳細は公知文献「ジビニルベンゼンユニットを含有するオレフィン系共重合体を用いた分岐型共重合体の合成」、荒井亨、長谷川勝、日本ゴム協会誌、p 382、vol. 82（2009）に記載されている。

30

40

【 0031 】

別な観点から、本クロス共重合体において、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポ

50

リエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖が芳香族ポリエンユニットを介して結合している（一例としてエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖がジビニルベンゼンユニットを介して結合している）ことは、以下の観察可能な現象で証明できる。すなわち本クロス共重合体に対し、適当な溶媒を用いソックスレー抽出を十分な回数行った後においても、含まれるエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖を分別することができない。通常、本クロス共重合体に含まれるエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖と同一組成のエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体とポリスチレンは、沸騰アセトンによるソックスレー抽出を行うことで、アセトン不溶部としてエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体に、アセトン可溶部としてポリスチレンに分別できる。しかし、本クロス共重合体に同様のソックスレー抽出を行った場合、アセトン可溶部としてクロス共重合体に含まれる比較的少量のポリスチレンホモポリマーが得られるが、大部分の量を占めるアセトン不溶部には、NMR測定を行うことでエチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体鎖とポリスチレン鎖が共に含まれていることが示され、これらはソックスレー抽出で分別できないことがわかる。これについてもその詳細は公知文献「ジビニルベンゼンユニットを含有するオレフィン系共重合体を用いた分岐型共重合体の合成」、荒井亨、長谷川勝、日本ゴム協会誌、p 382、vol. 82 (2009)に記載されている。

【0032】

以上から本発明に用いられるクロス共重合体を規定する表現としては、成分(C)：クロス共重合体は、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖を有する共重合体であり、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖が芳香族ポリエンユニットを介して結合している共重合体である。

さらに好ましくは以下の(1)～(3)の条件をすべて満たす共重合体である。

(1) エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の芳香族ビニル化合物ユニットの含量が5モル%以上40モル%未満、芳香族ポリエンユニット含量0.01モル%以上0.2モル%以下、残部がエチレンユニット含量である。

(2) エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の重量平均分子量が5万以上30万以下、分子量分布(Mw/Mn)が1.8以上6以下であり、好ましくは1.8以上3以下である。

(3) クロス共重合体中に含まれるエチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の含量が40質量%以上90質量%以下の範囲にある。

【0033】

さらに別な観点から、本クロス共重合体を説明する。本クロス共重合体は、配位重合工程とクロス化工程からなる重合工程を含む製造方法で得られ、配位重合工程として、シングルサイト配位重合触媒を用いてエチレンモノマー、芳香族ビニル化合物モノマーおよび芳香族ポリエンの共重合を行ってエチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体を合成し、次にクロス化工程として、このエチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体と芳香族ビニル化合物モノマーの共存下、アニオン重合開始剤によるアニオン重合により製造される共重合体である。クロス化工程において使用される芳香族ビニル化合物モノマーとしては、配位重合工程で重合液中に残留する未反応モノマーを用いても、これに新たに芳香族ビニル化合物モノマーを添加しても良い。重合液へのアニオン重合開始剤の添加により、アニオン重合が開始されるが、この場合重合液中に、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の芳香族ポリエンユニットと比較し、圧倒的に多く含まれる芳香族ビニル化合物モノマーから実質的にアニオン重合が開始し、芳香族ビニル化合物モノマーを重合しながら、エチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体の芳香族ポリエンユニットのビニル基も共重合しつつ、重合は進行する。そのため、得られるクロス共重合体は、主鎖であるエチレン - 芳香族ビニル化合物 - 芳香族ポリエン共重合体とクロス鎖である芳香族ビニル化合物重合体鎖がグラフトスルー形式で結合した構造（交差結合）が多く含まれると考えられる。

【0034】

以上から本発明に用いられるクロス共重合体を規定する表現としては、成分(C)：クロス共重合体は、エチレン-芳香族ビニル化合物-芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖のグラフトスルー共重合体であり、エチレン-芳香族ビニル化合物-芳香族ポリエン共重合体鎖と芳香族ビニル化合物重合体鎖が芳香族ポリエンユニットを介して結合しており、さらに以下の(1)~(3)の条件をすべて満たす共重合体である。

(1)エチレン-芳香族ビニル化合物-芳香族ポリエン共重合体の芳香族ビニル化合物ユニットの含量が5モル%以上40モル%未満、芳香族ポリエンユニット含量0.01モル%以上0.2モル%以下、残部がエチレンユニット含量である。

(2)エチレン-芳香族ビニル化合物-芳香族ポリエン共重合体の重量平均分子量が5万以上30万以下、分子量分布(Mw/Mn)が1.8以上6以下であり、好ましくは1.8以上3以下である。

(3)クロス共重合体中に含まれるエチレン-芳香族ビニル化合物-芳香族ポリエン共重合体の含量が40質量%以上90質量%以下の範囲にある。

【0035】

成分(C)であるクロス共重合体の使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、10質量部以上が好ましい。成分(C)であるクロス共重合体の使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、200質量部以下が好ましく、100質量部以下がより好ましく、50質量部以下が更に好ましい。成分(C)であるクロス共重合体の使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して200質量部より多いと、樹脂組成物の弾性回復性が低下したり、オイルがブリードアウトしやすくなったりする場合がある。

【0036】

成分(C)であるクロス共重合体を配合する場合、本発明の樹脂組成物の硬度が上昇する場合があるので、成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、200質量部以上が好ましい。成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、700質量部以下が好ましく、500質量部以下がより好ましい。オイルの使用量は上記の範囲内で、実際にモデルとなる臓器の部位、病変により調製される。成分(B)であるオイルの使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して200質量部未満だと軟質性が不足する場合があり、700質量部を超えるとオイルが染み出す(ブリードアウト)場合がある。

【0037】

<成分(D)：ポリプロピレン樹脂>

成分(D)であるポリプロピレン樹脂は、プロピレンを主体とする重合体である。成分(D)であるポリプロピレン樹脂の中では、ホモポリプロピレン(ホモPP)、ブロックポリプロピレン(ブロックPP)、ランダムポリプロピレン(ランダムPP)からなる群から選択される1種以上のポリプロピレンが好ましい。これらのうち1種以上のポリプロピレンを組み合わせて用いることもできる。成分(D)であるポリプロピレン樹脂の立体規則性としては、アイソタクティック、シンジオタクティックの何れでも良い。成分(D)であるポリプロピレン樹脂は、樹脂組成物の耐熱性や力学的強度の向上のために用いる。

【0038】

成分(D)であるポリプロピレン樹脂の使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、5質量部以上が好ましい。成分(D)であるポリプロピレン樹脂の使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、100質量部以下が好ましく、60質量部以下がより好ましい。成分(D)であるポリプロピレン樹脂の使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して100質量部を超えると、樹脂組成物の硬度が上がり過ぎてしまう場合がある。

【0039】

成分(D)であるポリプロピレン樹脂を配合する場合、本発明の樹脂組成物の硬度が上昇する場合があるので、成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、200質量部以上が好ましい。成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、700質量部以下が好ましく、500質量部以下がより好ましい。オイルの使用量は上記の範囲内で、実際にモデルとなる臓器の部位、病変により調製される。成分(B)であるオイルの使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して200質量部未満だと軟質性が不足する場合があります、700質量部を超えるとオイルが染み出す(ブリードアウト)場合がある。

【0040】

<成分(E)：フィラー>

成分(E)であるフィラーは、樹脂組成物の触感の向上や伸びと応力の調整のために用いることができる。成分(E)であるフィラーとしては、成分(E-1)である無機フィラー又は成分(E-2)である有機繊維状フィラー等が挙げられる。

成分(E-1)である無機フィラーとしては、炭酸カルシウム、タルク、クレー(粘土)、珪酸カルシウム、炭酸マグネシウム、水酸化マグネシウム、マイカ、硫酸バリウム、酸化チタン、水酸化アルミニウム、シリカ、アルミナ、カーボンブラック等が挙げられる。これらの中では、炭酸カルシウム、シリカ、アルミナ、タルク、クレーからなる群から選択される1種以上が好ましく、炭酸カルシウムがより好ましい。

【0041】

成分(E-2)である有機繊維状フィラーとしては炭素繊維、カーボンナノファイバー、カーボンナノチューブ、コイル状カーボンファイバー等の導電性フィラー、ポリエチレンファイバー、ポリプロピレンファイバー、ポリビニールアルコールファイバー(ビニロン繊維)、ナイロンファイバーやセルロースファイバー、木粉、木材パルプ等が挙げられる。これらの中では、ビニロン繊維、ポリエチレン繊維(ポリエチレンファイバー)からなる群から選択される1種以上が好ましい。有機繊維状フィラーを用いる場合は、そのガラス転移温度や結晶融点、分解温度よりも、成形加工の温度を低くすることが好ましい。そのガラス転移温度や結晶融点より成型加工温度が高くなる場合にはあらかじめ電子線等で有機繊維状フィラーを架橋させておくのが好ましい。本明細書では、繊維とファイバーは同じ意味である。

上記無機または有機フィラーの中でも特に繊維状フィラーが好ましく用いられる。本繊維状フィラーは、コイル状やその他の任意の形状を含む概念である。繊維状フィラーの長さについて、好ましくは10 μ m~20mm、特に好ましくは100 μ m~10mmである。繊維直径に対する長さの比について、好ましくは10~1000の範囲である。

【0042】

成分(E-1)である無機フィラーの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、10質量部以上、200質量部以下が好ましく、10質量部以上、100質量部以下がより好ましい。成分(E-2)である有機繊維状フィラーの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、10質量部以上、100質量部以下が好ましく、10質量部以上、30質量部以下がより好ましい。

【0043】

成分(E)であるフィラーを配合する場合、本発明の樹脂組成物の硬度が上昇する場合があるので、成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、200質量部以上が好ましい。驚くべきことにフィラー、好ましくは繊維状フィラーを入れることによりオイルの染み出し(ブリードアウト)が抑制される。そのため成分(E)であるフィラーを配合する場合は、成分(B)であるオイルの使用量は、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して、好ましくは700質量部以下である。オイルの使用量は上記の範囲内で、実際にモデルとなる臓器の部位、病変により調製される。成分(B)であるオイルの使用量が、成分(A)である水添ブロック共重合体100質量部に対して200質量部未満だと軟質性が不足する場合があ

10

20

30

40

50

り、700質量部を超えるとオイルが染み出す（ブリードアウト）場合がある。

【0044】

本発明の目的を阻害しない範囲で、例えば、顔料、染料等の着色剤、香料、酸化防止剤、抗菌剤等の添加剤を使用しても良い。本発明の臓器モデルを生体の臓器に近似させるために、着色剤により生体の臓器に近似した色に着色することが好ましい。

【0045】

本発明の樹脂組成物は、オイルや添加物のブリードアウト（染み出し）がなく、成形加工が容易で、かつ軟質で、生体の臓器に近い感触と実用的な力学的強度、耐引き裂き性を有するので、臓器モデル用の熱可塑性樹脂組成物として好適である。

以上に示してきた本組成の熱可塑性樹脂組成物は、臓器に近い軟質性と力学物性を有するために例えば、以下のような軟質性と力学物性を有することが好ましい。

【0046】

本発明の樹脂組成物のE硬度は3～50が好ましい。本発明の樹脂組成物の引張り弾性率は0.02～1MPaが好ましい。本発明の樹脂組成物の50%モジュラス（引張試験における伸び50%の時点での応力）は0.005～0.3MPaが好ましく、0.03～0.2MPaがより好ましい。臓器モデル用樹脂組成物の耐久性の尺度である糸引裂き強度は2N以上が好ましく、3N以上がより好ましい。本発明の樹脂組成物の糸引裂き伸びは10mm以上が好ましい。本発明の樹脂組成物の戻り試験後残留ひずみは15%以下が好ましい。

【0047】

臓器モデルとしては、心臓、肝臓、膵臓が好ましい。心臓、肝臓、膵臓の臓器モデルは手術の訓練に使用される。心臓、肝臓、膵臓の臓器モデルは、模擬手術時の切開端や縫合状態の維持が難しいという課題がある。即ち、メスで切開した端部から使用中に機械的な応力によって更に引き裂かれる現象、縫合した糸の張力により引き裂かれてしまう現象が発生するという課題がある。従来の素材は、糸引裂き強度や伸びが十分ではないためこれらの現象が起こりやすい。本発明の樹脂組成物は、生体の臓器、特にヒトの臓器と同等レベルの十分な糸引裂き強度や伸びを示すため、心臓、肝臓、膵臓の臓器モデル用として好ましい。例えば臓器モデル用の臓器3Dデータは以下のサイトから購入、ダウンロードすることが可能である。

<http://www.3dscanstore.com/>

<http://3dprint.nih.gov/>

<http://3-d-craft.com/press/2607>

<http://www.model-wave.com/>

【0048】

さらに本発明の樹脂組成物は、上記軟質性と力学物性に加え、生体臓器の触感に近いことが好ましい。ここで生体臓器の触感に近いという観点からは外科を専攻している医師、臓器モデルの製造に従事している専門家の意見を参考に判断できるが、触感の数値化は好ましくは最大静止摩擦力または静止摩擦係数で表現できる。荷重10gの時の最大静止摩擦力が140g以上、静止摩擦係数が1.4以上の場合が好ましい。ここで静止摩擦係数とは、最大静止摩擦力/加重で示される。本条件を満たすことで、しっとり感等といった生体臓器の触感に近づけることができる。本条件を満たす、本発明の最も好ましい配合組成としては成分(A)である水添ブロック共重合体、100質量部に対し成分(B)であるオイルが100質量部以上、1000質量部以下、好ましくは700質量部以下であり、これを共通として、更に以下の成分(C)、(E-1)、(E-2)から選ばれる単数または複数の成分を含む樹脂組成物である。

成分(C)であるクロス共重合体を10質量部以上、100質量部以下、好ましくは50質量部以下。

成分(E-1)である無機フィラーが10質量部以上、100質量部以下。

成分(E-2)である有機繊維状フィラーが10質量部以上、30質量部以下。

【0049】

10

20

30

40

50

本発明の樹脂組成物を製造するには、公知の適当なブレンド法、混練方法を用いることができる。例えば、単軸のスクリュウ押出機、二軸のスクリュウ押出機、パンバリー型ミキサー、プラストミル、コニーダー、加熱ロールなどで熔融混合を行うことができる。熔融混合を行う前に、ヘンシェルミキサー、リボンブレンダー、スーパーミキサー、タンブラーなどで各原料を均一に混合しておくこともよい。熔融混合温度はとくに制限はないが、100～300、好ましくは150～250が一般的である。

【0050】

本発明の樹脂組成物は、公知の成型方法により臓器モデルに成形することができる。例えば押し出し成形、注型成形、射出成形、真空成形、ブロー成形等、目的の臓器モデルに合わせ様々な成型方法を用いることができる。以上、本発明の実施形態について述べたが、これらは本発明の例示であり、上記以外の様々な構成を採用することもできる。

【0051】

本発明の樹脂組成物は、公知の成型方法により臓器モデルに成形するが、内型（中子）と外型を用い、その間の空間に注型し成形する場合など、内型を取り出す際に樹脂成形体に切り込みを入れてそこから内型を取り出すことがある。その際に、切り込みを接着し臓器モデルを完成させる場合がある。また、射出成形等で複数の臓器部分を別々に成形し、その後接着させて臓器モデルを完成させる場合がある。教育用臓器モデルの場合、手術用メスなどで切開した後に切開面を接着させ修復させられれば繰り返し使用でき便利である。

この様に臓器モデルに用いられる樹脂組成物は接着性が容易であればその有用性、利便性が高まる。本発明の樹脂組成物の場合、公知のウレタン樹脂等の後硬化性軟質樹脂（架橋軟質樹脂）と比較し、それ自身、あるいは他の材料と接着が容易であるという利点がある。硬化性軟質樹脂も接着剤で接着させることが可能であるけれども、接着強度が低く、さらに接着剤は一般に硬いため、接着後の感触が悪化してしまう場合がある。本発明の樹脂組成物の場合は、熱可塑性、非架橋であり、若干の局部的な加熱や加温で熔融接着が可能であり、また適当な良溶媒を塗布した後に塗布面を貼り合わせるだけで強固に接着できる利点がある。

この際、良溶媒に、本発明の樹脂組成物の成分（A）を少量溶解した接着剤を使用しても良い。これらの場合、接着後の感触を悪化させる心配も無い。

【実施例】

【0052】

以下、本発明の理解のために実施例を示すが、本発明は本実施例に限定されるものではない。特記しない限り、 23 ± 1 の環境下で実施した。

【0053】

（1）材料

成分（A）

・SEEPS（SEPTON4055、クラレ社製）、MFR（温度230、荷重2.16kg）0.0g/10分（0.0g/10分とは流動しないことをいう）、スチレン含有量30質量%、水添率90モル%以上

・SEEPS（SEPTON4033、クラレ社製）、MFR（温度230、荷重2.16kg）0.1g/10分未満、スチレン含有量30質量%、水添率90モル%以上

・SEEPS（SEPTON-J3341、クラレ社製）、MFR（温度230、荷重2.16kg）0.0g/10分（0.0g/10分とは流動しないことをいう）、スチレン含有量40質量%、水添率90モル%以上

比較成分（A）

・SEEPS（SEPTON2007クラレ社製）、MFR（温度230、荷重2.16kg）2.4g/10分、スチレン含有量30質量%、樹脂形状：クラム状

成分（B）パラフィンオイル（出光興産社製PW-90）

成分（C）クロス共重合体（デンカ（株）社製）、主鎖スチレン含有量17モル%、ジビニルベンゼン含有量0.05モル%、主鎖分子量Mw10.1万、Mw/Mn=2.2、

クロス共重合体中に含まれる主鎖エチレン - スチレン - ジビニルベンゼン共重合体の割合は 82 質量%、A 硬度 70

成分 (D) ポリプロピレン (ホモ P P、プライムポリマー社製ホモポリプロピレン J 106 G)

成分 (E - 1)

炭酸カルシウム (日東粉化工業社製 N S # 100)

成分 (E - 2)

ポリエチレン繊維 (P E 繊維) (三井化学社製、ケミベスト F D S S - 2 (繊維長 0.6 mm))

ビニロン繊維 (クラレ社製、ビニロン繊維 R M 182 (繊維長 4 mm))

10

【0054】

(2) 混練方法

成分 (A) である水添ブロック共重合体 (S E P T O N 4055 等) は、無定形の粉末でメーカーより供給される。混練数日前に、水添ブロック共重合体に対し、所定量のオイルを滴下し十分に染みこませておいた。ブラベンダープラスチックコーダー (ブラベンダー社製 P L 2000 型) を使用し、原料を投入し、180、回転速度 50 回 / 分、6 分間混練しサンプルを作製した。

【0055】

(3) 試験片作成方法

サンプルシート作製は、以下に従った。

20

物性評価用の試料は加熱プレス法 (180、時間 5 分、圧力 50 k g / c m²) により成形した各種厚さ (1.0 mm、5.0 mm) のシートを用いた。

【0056】

(4) E 硬度

5.0 mm 厚シートを重ね、J I S K 7215 プラスチックのデュロメーター硬度試験法に準じ、 2.3 ± 1 の条件にてタイプ E のデュロメーター硬度を求めた。この硬度は瞬間値である。

【0057】

(5) 引張り試験 (引張り弾性率、50%モジュラス)

J I S K 6251 に準拠し、1.0 mm 厚さシートを 2 号 1 / 2 号型テストピース形状にカットし、島津製作所製 A G S - 100 D 型引張り試験機を用い、 2.3 ± 1 の条件にて引張り速度 100 mm / m i n にて測定した。本発明における引張弾性率は初期引張弾性率である。

30

【0058】

(6) 糸引裂き試験 (糸引裂き強度、糸引裂き伸び)

縦 35 mm、横 25 mm、1.0 mm 厚さのシートに、縦方向 5 mm、横方向 12.5 mm の位置にて手術用糸 (ブレードシルク 3 号) を通し、その糸を速度 100 mm / m i n で引張り、シートが破断するまでの強度と伸びを測定した。

【0059】

(7) 戻り性試験 (戻り試験後残留ひずみ)

40

縦 75 mm、横 25 mm、1.0 mm 厚さのシートをチャック間距離 25 mm、引張り速度 100 mm / m i n で 50% 延伸させ、30 秒間保持し、その後 100 mm / m i n の速度で荷重ゼロに戻したときの伸びの値を残留ひずみとして評価した。

【0060】

(8) 触感 (触器官能テスト)

外科を専攻している医師、臓器モデルの製造に従事している 4 名に触感を観察してもらい、以下の評価基準に基づいて評価した (1 人当たり 0 ~ 2 点で評価した)。4 人の合計が 4 点以上の場合を合格とし、6 点以上を優れた触感であるとした。

〔評価基準〕

: 2 点、生体臓器に十分に近似している。

50

： 1点、生体臓器にある程度は近似している。

x： 0点、生体臓器と近似していない。

【0061】

(9) 触感評価

触感評価には厚さ1.0mmのシートを使用した。

株式会社トリニティラボ社製トライボマスターType:TL201Ts、指モデル触覚接触子付きを使用し、荷重10g、速度10mm/sec.、データ取り込み速度1ミリsec.、測定長30mmで測定し、時間に対する摩擦力の関係を測定し、最大静止摩擦力、静止摩擦係数を求めた。

【0062】

(10) 接着性試験

1. 端面接着試験、一辺が25mm、厚さ5mmのシート2枚を、5mm×25mmの端面で接着し2枚のシートの引っ張り試験を行う。

2. 剪断強度試験、一辺が25mm、厚さ5mmのシート2枚を、10mm×25mmの面で重ね合わせて接着し、2枚のシートの引っ張り試験を行う。

3. T型剥離試験、一辺が25mm、厚さ5mmのシート2枚を、20mm×25mmの面で重ね合わせて接着し、2枚のシートの5mmの未接着部分をT型に剥離試験を行う。

上記1、2、3の試験では、接着面にトルエンを塗布し、手で貼り合わせ、一晚23℃で放置した試験片を使用した。

【0063】

実施例1~10

本発明の条件を満たす水添ブロック共重合体SEEPS(SEPTON4055、クラレ社製)を使用し、表1に示す組成で混練を行い、熱可塑性樹脂組成物を得て各物性の評価を行った。熱可塑性樹脂組成物の組成を表1に示す。物性測定結果を表2に示す。

【0064】

実施例11

本発明の条件を満たす水添ブロック共重合体SEEPS(SEPTON4033、クラレ社製)を使用し、表1に示す組成で混練を行い、熱可塑性樹脂組成物を得て各物性の評価を行った。熱可塑性樹脂組成物の組成を表1に示す。物性測定結果を表2に示す。

【0065】

実施例12~15

本発明の条件を満たす水添ブロック共重合体SEEPS(SEPTON-J3341、クラレ社製)を使用し、表1に示す組成で混練を行い、熱可塑性樹脂組成物を得て各物性の評価を行った。熱可塑性樹脂組成物の組成を表1に示す。物性測定結果を表2、3に示す。

【0066】

参考例1~4

訓練用生体臓器である、新鮮な豚の心臓を用い、表3に示す部位ごとに、表3に示す方向に沿って、上記物性測定を行った。右心筋/繊維垂直とは、豚の心臓の右室心筋を、筋繊維とは垂直方向に沿って物性測定を行ったことをいう。右心筋/繊維平行とは、豚の心臓の右室心筋を、筋繊維と平行方向に沿って物性測定を行ったことをいう。大動脈/垂直とは、豚の心臓の大動脈を、大動脈とは垂直方向に沿って物性測定を行ったことをいう。大動脈/輪切りとは、豚の心臓の大動脈を輪切り方向に沿って物性測定を行ったことをいう。結果を表3に示す。

【0067】

比較例1~2

本発明の条件を満たさない水添ブロック共重合体であるSEEPS(SEPTON2007クラレ社製)を比較成分(A)として用いたこと以外は実施例1及び実施例7と同じ組成、同じ条件で混練を行った。SEPTON2007はペレットで供給されるため、オイルを事前に吸収させることは困難であり、一旦熱トルエンに溶解した後、トルエン溶液を

10

20

30

40

50

、急速に攪拌する大過剰のメタノール中に徐々に投入しメタノール析出させ、無定形のポリマー粒子（クラム状）とし、オイルを吸収させやすい形状とした。これにオイルを加えて一週間放置したがオイルを完全には吸収しなかった。そこで、樹脂成分と吸収しなかったオイルを上記（２）混練方法により混練した。得られた樹脂組成物はオイルのブリードアウト（染み出し）が激しく、実用に適さず、正確な配合組成が不明なことから、物性の測定は行わなかった。

【 0 0 6 8 】

比較例 3

現行の心臓のモデルに用いられている後硬化型ウレタン樹脂（ポリウレタン）の物性測定値を表 3 に示す。

【 0 0 6 9 】

【表 1】

【表1】	水添ブロック共重合体 SEPTON4055	水添ブロック共重合体 SEPTON4033	水添ブロック共重合体 SEPTON-J3341	水添ブロック共重合体 SEPTON2007	ハラフィンオイル (PW-90)	クロス共重合体	ホモPP (J106G)	炭酸カルシウム (NS#100)	PE繊維 (FDSS-2)	ビニロン繊維
実施例 1	100	-	-	-	300	-	-	-	-	-
実施例 2	100	-	-	-	200	-	-	-	-	-
実施例 3	100	-	-	-	100	-	-	-	-	-
実施例 4	100	-	-	-	300	-	30	-	-	-
実施例 5	100	-	-	-	300	-	20	-	-	-
実施例 6	100	-	-	-	300	-	10	-	-	-
実施例 7	100	-	-	-	300	40	-	-	-	-
実施例 8	100	-	-	-	300	-	-	120	-	-
実施例 9	100	-	-	-	300	-	-	40	-	-
実施例 10	100	-	-	-	500	15	-	-	-	-
実施例 11	-	100	-	-	300	-	-	-	-	-
実施例 12	-	-	100	-	300	20	-	-	-	-
実施例 13	-	-	100	-	300	-	-	-	20	-
実施例 14	-	-	100	-	300	-	-	-	40	-
実施例 15	-	-	100	-	300	-	-	-	-	20
比較例 1	-	-	-	100	300	-	-	-	-	-
比較例 2	-	-	-	100	300	40	-	-	-	-
比較例 3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

表 1 の単位は質量部である。

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

【表 2】

実施例／比較例	E硬度	引張り弾性率 (MPa)	50% モジュラス (MPa)	糸引裂き 強度 (N)	糸引裂き 伸び (mm)	戻り試験後 残留ひずみ (%)	触感評価		
							触感官能 テスト 合計点	最大静止摩 擦力 gf	静止摩擦係数 (最大静止摩擦 力と荷重の比)
実施例 1	12	0.09	0.02	3.5	121	0	4	92	9.2
実施例 2	24	0.25	0.09	7.1	120	4	4	130	13.0
実施例 3	46	0.70	0.23	8.7	47	0	4	47	4.7
実施例 4	45	0.42	0.16	6.3	36	12	5	124	12.4
実施例 5	32	0.29	0.10	4.5	31	8	4	116	11.6
実施例 6	21	0.15	0.04	4.0	30	0	4	97	9.7
実施例 7	23	0.18	0.06	7.1	108	0	7	201	20.1
実施例 8	18	0.15	0.05	8.8	137	15	6	123	12.3
実施例 9	19	0.14	0.05	6.7	113	4	7	198	19.8
実施例 1 0	6	0.03	0.03	7.3	207	0	7	167	16.7
実施例 1 1	22	0.14	0.05	3.2	29	0	4	128	12.8
実施例 1 2	11	0.07	0.03	3.5	67	0	7	165	16.5

10

20

【 0 0 7 1 】

【表 3】

実施例／比較例	E硬度	引張り弾性率 (MPa)	50% モジュラス (MPa)	糸引裂き 強度 (N)	糸引裂き 伸び (mm)	戻り試験後 残留ひずみ (%)	触感評価		
							触感官能 テスト 合計点	最大静止摩 擦力 gf	静止摩擦係数 (最大静止摩擦 力と荷重の比)
実施例 1 3	26	0.20	0.07	3.5	20	12	6	148	14.8
実施例 1 4	43	0.69	0.18	3.7	15	12	4	90	9.0
実施例 1 5	40	0.82	0.28	4.7	24	6	7	180	18.0
比較例 1	オイルのブリードアウト(染み出し)が激しく、測定せず。								
比較例 2	オイルのブリードアウト(染み出し)が激しく、測定せず。								
比較例 3	24	0.20	0.07	2.0	19	16	4	21	2.1
ポリウレタン									
参考例 1	14	0.17	0.11	3.4	29	8	未測定	未測定	未測定
豚心臓									
右心筋／繊維垂直	20	0.21	0.17	3.3	25	3	未測定	未測定	未測定
参考例 2									
豚心臓	25	0.30	0.20	11.0	33	0	未測定	未測定	未測定
右心筋／繊維平行									
参考例 3	17	0.16	0.08	9.2	41	6	未測定	未測定	未測定
豚心臓									
大動脈／垂直									
参考例 4									
豚心臓									
大動脈／輪切り									

30

40

【 0 0 7 2 】

表 2、3 に示された結果から、本発明の成分、組成を満たす各実施例で得られた臓器モデル用熱可塑性樹脂組成物は何れも臓器に近い軟質性（E 硬度、引張り弾性率、50%モジュラス）と感触を有し、高い力学的強度（糸引裂き強度、糸引裂き伸び）を有し、耐久性に優れ、取り扱いが容易な臓器モデル用の熱可塑性樹脂組成物である。比較例 3 の樹脂は、力学的強度（糸引裂き強度、糸引裂き伸び）が低く、耐久性に課題がある。

さらに、成分（C）であるクロス共重合体の配合について本発明規定の最も好ましい範

50

囲を満たす実施例 7、実施例 10、及び実施例 12 は、軟質性と力学的強度に加え、触感評価（触感官能テスト、及び静止摩擦係数）も好ましい条件を満たしている。

さらに、成分（E - 1）である無機フィラーの配合について本発明規定の最も好ましい範囲を満たす実施例 9 は、軟質性と力学的強度に加え、触感評価も好ましい条件を満たしている。

さらに、成分（E - 2）である有機繊維状フィラーの配合について本発明規定の最も好ましい範囲を満たす実施例 13 及び実施例 15 は、軟質性と力学的強度に加え、触感評価も好ましい条件を満たしている。

【0073】

実施例 16、シートの接着性試験

10

表 4 にシートの接着性試験結果を示す。シートは実施例 11 の樹脂組成物シートを使用した。本発明の樹脂組成物シートは、トルエン溶媒を接着面に塗布し貼り合わせるだけでも実用上十分な接着力を示すことができる。これに対し、比較例の後硬化型ウレタン樹脂（ポリウレタン）はこの様な手法では接着させることができない。

【0074】

【表 4】

【表4】

実施例 16	①端面接着試験	②剪断強度試験	③T型剥離試験
実施例 11 の樹脂シート	18N	材破: 接着面以外で破断	5N
比較例 3 のポリウレタン	接着せず	接着せず	接着せず

20

表 4 の材破は材料破壊をいう。

【0075】

前記サイトよりダウンロード臓器（心臓）3Dデータを元に射出成形型を作成し、上大静脈、下大静脈、肺動脈を含む右心房、右心室臓器モデルを、実施例 12 の樹脂組成物を用い射出成形により成形した。静脈から心房、心室、肺動脈にかけて切り込みを入れ内型を取り出した。取り出しの際、切り込み端が応力によりさらに裂けること無く内型の取り出しが可能であった。さらに切り込み面にトルエンを塗布し密着させることで再接着し、右心房、右心室臓器モデルを作成できた。

30

【0076】

従って、本実施例の臓器モデル用熱可塑性樹脂組成物は、手術用切除具を用いた手技練習やクリッピング等の手技練習用に好適に使用することができる。本実施例の臓器モデル用熱可塑性樹脂組成物は、ある程度繰返し使える訓練用の臓器モデル用熱可塑性樹脂組成物にも好適である。

フロントページの続き

審査官 内田 靖恵

(56)参考文献 特開平07 - 175407 (JP, A)
特開平09 - 208836 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

C08L	53/00 - 53/02
C08L	91/00
C08K	13/02
G09B	23/28 - 28/34