

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4139123号
(P4139123)

(45) 発行日 平成20年8月27日 (2008. 8. 27)

(24) 登録日 平成20年6月13日 (2008. 6. 13)

(51) Int. Cl.

F I

C O 8 F 2/44 (2006. 01)

C O 8 F 2/44 C

C O 8 F 265/02 (2006. 01)

C O 8 F 265/02

C O 9 J 133/02 (2006. 01)

C O 9 J 133/02

C O 9 J 157/00 (2006. 01)

C O 9 J 157/00

請求項の数 5 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2002-106550 (P2002-106550)
 (22) 出願日 平成14年4月9日 (2002. 4. 9)
 (65) 公開番号 特開2003-12711 (P2003-12711A)
 (43) 公開日 平成15年1月15日 (2003. 1. 15)
 審査請求日 平成17年2月14日 (2005. 2. 14)
 (31) 優先権主張番号 09/844031
 (32) 優先日 平成13年4月27日 (2001. 4. 27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 599056437
 スリーエム イノベイティブ プロパティ
 ズ カンパニー
 アメリカ合衆国, ミネソタ 55144-
 1000, セント ポール, スリーエム
 センター
 (74) 代理人 100077517
 弁理士 石田 敬
 (74) 代理人 100092624
 弁理士 鶴田 準一
 (74) 代理人 100087871
 弁理士 福本 積
 (74) 代理人 100082898
 弁理士 西山 雅也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ミクロエマルジョン組成物並びにその製造及び使用方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 1 種以上の疎水性モノマー、1 種以上の親水性及び/又は両親媒性モノマー、1 種以上の開始剤を含む水性ミクロエマルジョン、及び、

(b) アクリル酸のポリマーもしくはコポリマーを含む少なくとも 1 種の増粘剤、を含む重合性組成物であって、前記増粘剤は 200, 000 ~ 800, 000 の分子量のポリマーを含む、重合性組成物。

【請求項 2】

前記増粘剤は実質的に直鎖状のポリマーを含む、請求項 1 記載の重合性組成物。

【請求項 3】

前記ポリマーは少なくとも 20 質量% のアクリル酸モノマーを含む、請求項 1 又は 2 記載の重合性組成物。

【請求項 4】

電解質、可塑剤、抗微生物剤、治療剤及びそれらの組み合わせからなる群より選ばれる 1 種以上の水溶性もしくは水分散性添加剤をさらに含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の重合性組成物。

【請求項 5】

請求項 1 記載の重合性組成物から得られる感圧性組成物。

【発明の詳細な説明】

【0001】

技術分野

本発明は、一般に、マイクロエマルジョンから製造される組成物、及び、かかる組成物の製造及び使用方法に関する。

【0002】

発明の背景

現代の医療は、電気信号又は電流が患者の体から受け取られ又は患者の体に送られる多くの医療手順を用いる。これらの手順において用いられる医療装置と患者の皮膚との間のインターフェースは、通常、生体医療電極を含む。このような電極は、通常、装置に電氣的に接続される導電体と、患者の皮膚に付着され又は接触される導電性媒体とを含む。

【0003】

生体医療電極を利用する治療手順及び装置は、痛み管理のための経皮電子神経刺激（TENS）装置、側弯症などの状態の治療のための神経筋刺激（NMS）技術、胸腔（chest cavity）に電気エネルギーを分配し、心臓の細動を除去するための除細動電極、及び、電気外科手術の間に生じる切開部に分配された電気エネルギーを受け取る分散用電極を含む。

【0004】

生体医療電極を利用する診断手順は心臓の活動をモニターし、そして心異常を診断する心電図（ECG）を含む。

【0005】

各々の診断、治療又は電気外科手順では、電解質を含有するイオン導電性媒体を有する少なくとも1つの生体医療電極は、対象の場所で哺乳類の皮膚に付着され又は接触して配置され、そしてまた、電気診断、電気治療又は電気外科装置に電氣的に接続される。生体医療電極の重要な部品は哺乳類の皮膚と、診断、治療又は電気外科装置とのインターフェースとして作用する導電性媒体である。

【0006】

これらの導電性媒体を配合する上で長期にわたって理解されてきた困難は導電性と患者の皮膚への付着性をバランスさせる必要があることである。導電性を提供するための最も良好な配合物は通常、親水性であり、そして皮膚と、電気診断、治療又は電気外科装置との間に要求されるイオン導電率を提供するためには水又は水性イオン系を必要とする。しかしながら、皮膚への付着性を提供するための最も良好な配合物は通常、疎水性である。現状技術は、通常、特定の電極において、付着性も導電性も最適化されずにバランスしたこれらの特性を有する。

【0007】

これらの相殺をバイパスするための1つの方法は、二連続（バイコンティニュアス）の親水性領域及び疎水性領域を有する導電性感圧接着剤を提供することである。このような接着剤はマイクロエマルジョンによって形成でき、そしてこのような接着剤の製造及び使用は同一譲受人の米国特許第5,670,557号、同第5,674,561号、同第5,779,632号、同第5,853,750号及び同第5,952,398号明細書に教示されており、それを参照により本明細書中に取り入れる。

【0008】

これらの接着剤は、一般に、配合後に許容される特性を有するが、製造工程の間に少なくとも1つの欠点を有する。マイクロエマルジョン溶液の粘度が低いために（例えば、50センチポアズ未満）、電極支持体上に厚く、均一なコーティングを分配することが容易でない。仕上がった二連続接着剤組成物の親水性部分及び疎水性部分は、マイクロエマルジョンの両方の相において重合を開始するときに同時に形成される。重合前には、組成物は従来のコーティング技術のためには不便なほど薄く、重合後には、組成物は不便なほど粘性になる。

【0009】

このことは、厚く均一なコーティングが望まれている生体医療電極では特に欠点となる。厚いコーティングは適切な付着性を提供しそして電極が急速に乾燥することを防止する。二連続接着剤が傷ドレッシングのために使用されるときには、厚いコーティングは吸収能

10

20

30

40

50

力を提供する。医薬輸送に使用されるときには、厚いコーティングは医薬担持のために重要である。

【 0 0 1 0 】

実用上、従来のナイフコーターなどの便利なコーティングに適切なレベルにまで組成物の粘度を上げるためにちょうど十分に、マイクロエマルジョンの部分重合を誘導することにより困難さは解決される。最終の重合工程は被覆された材料において誘導され、最終の二連続接着剤を生じる。この方法は、参照により本明細書中に取り入れる同一譲受人の米国特許第 5, 7 7 3, 4 8 5 号明細書において議論されているのと同様である。厄介ではあるが、このような方法は、良好な導電性及び良好な皮膚付着性を同時に有する感圧接着剤の均一でかつ厚いコーティングを形成する。

10

【 0 0 1 1 】

しかしながら、最初の部分重合の手はずに伴う余分な工程が負担になり、そして医療関係消費者への最終の電極のコストを増加させる。増粘剤の無差別的な添加によってはこの欠点は容易に克服できない。というのは、このような配合物は、一般に、コーティングの間にマイクロエマルジョンを不安定化させる傾向があるからである。

【 0 0 1 2 】

発明の要旨

本発明は、便利な塗布粘度を有しかつ単一の重合工程のみを必要とする、二連続の導電性感圧接着剤 (P S A) を製造するための方法を提供する。これは、マイクロエマルジョンと相容性があり、そして最終の接着剤の特性に損傷を与えないクラスの増粘剤の使用によって達成される。

20

【 0 0 1 3 】

より詳細には、1つの態様において、本発明は、(a) 1 種以上の疎水性モノマー、1 種以上の親水性及び / 又は両親媒性モノマー、1 種以上の開始剤を含む水性マイクロエマルジョン、及び、(b) アクリル酸のポリマーもしくはコポリマーを含む少なくとも 1 種の増粘剤、を含む、重合性組成物を提供する。

【 0 0 1 4 】

別の態様において、本発明は、(1) 1 種以上の疎水性モノマー、1 種以上の親水性及び / 又は両親媒性モノマー及び 1 種以上の開始剤を含む水性マイクロエマルジョンを提供すること、

30

(2) アクリル酸のポリマーもしくはコポリマーを含む少なくとも 1 種の増粘剤と、前記水性マイクロエマルジョンを組み合わせること、

(3) 増粘されたマイクロエマルジョンを基材上にコーティングすること、及び、

(4) 前記マイクロエマルジョンに放射線照射して、基材に接触した感圧接着剤組成物を形成させること、

の工程を一般に含む、基材に接触した、重合したマイクロエマルジョン感圧接着剤組成物の形成方法を提供する。

【 0 0 1 5 】

さらに別の態様において、本発明は、(1) 親水性モノマー及び / 又は両親媒性モノマーを約 1 0 0 / 0 ~ 約 0 / 1 0 0 の質量%比で混合して、第一の混合物を形成させること、

40

(2) 疎水性感圧接着剤を形成するのに適するガラス転移温度を有する疎水性モノマーを前記第一の混合物中に、約 8 0 / 2 0 ~ 約 1 0 / 9 0 の疎水性モノマー / 第一の混合物の質量%比で混合して、第二の混合物を形成させること、

(3) 界面活性剤を前記第二の混合物中に、約 5 / 9 5 ~ 約 3 0 / 7 0 の界面活性剤 / 第二の混合物の質量%比で混合して、第三の混合物を形成させること、

(4) 開始剤を前記第三の混合物中に、約 0 . 0 1 / 9 9 . 9 9 ~ 約 2 / 9 8 の開始剤 / 第三の混合物の質量%比で混合して、第四の混合物を形成させること、

(5) 独立に、水と、水溶性もしくは水分散性添加剤とを、約 1 0 0 / 0 ~ 約 8 0 / 2 0 の質量%比で混合して、水性混合物を形成させること、

(6) 前記水性混合物と、前記第四の混合物を、5 / 9 5 ~ 約 5 0 / 5 0 の水性混合物 /

50

第四の混合物の質量%比で混合して、マイクロエマルジョンを形成させること、

(7) 前記マイクロエマルジョンを、アクリル酸モノマーのポリマーもしくはコポリマーを含む増粘剤と、約0.5/99.5～約5/95の質量比で混合して、増粘されたマイクロエマルジョンを形成させること、

(8) 前記増粘されたマイクロエマルジョンを基材上にコーティングすること、及び、

(9) 前記マイクロエマルジョンに放射線照射して、基材と接触した感圧接着剤組成物を形成させること、

の工程を一般に含む、基材と接触した、重合したマイクロエマルジョン感圧接着剤組成物の形成方法を提供する。

【0016】

さらに他の態様において、本発明は、上記組成物から上記方法により製造された感圧接着剤、生体医療電極、医療用皮膚カバー及び医薬輸送デバイスを提供する。

【0017】

発明の詳細な説明

本発明は、コーティングのために便利な粘度を有するマイクロエマルジョンによって二連続の導電性の感圧接着剤(PSA)を製造するための方法を提供する。本発明による、重合したマイクロエマルジョンPSAは、マイクロエマルジョンの水性相(水相)におけるラジカル重合性親水性もしくは両親媒性モノマーもしくはオリゴマーの同時重合及びマイクロエマルジョンの有機相(油相)中におけるラジカル重合性疎水性モノマーの同時重合から誘導されて、PSAを形成する。好ましくは、PSAは二連続の構造を有し、さらにより好ましくは、2種の固体の実質的に非孔質の二連続相を有する。ポリマーを形成するために使用される疎水性モノマーの選択及び重量%の選択は得られる組成物の感圧接着剤特性を最適化するように選択されることができる。

【0018】

実質的に非孔質で二連続の構造を有する本発明の好ましい重合したマイクロエマルジョンPSAは、親水性ポリマー及び疎水性ポリマーPSAの両方のバルク特性が同時に要求される用途に特に有用性を見出すであろう。

【0019】

I. 水性相

一般に、本発明の重合性マイクロエマルジョンは、水、ラジカル(共)重合性エチレン系不飽和極性親水性もしくは両親媒性モノマーもしくはオリゴマー、場合により存在する水溶性開始剤及び場合により存在する水溶性添加剤を含む水性相を含む。

【0020】

I. a. 水

マイクロエマルジョン組成物は、マイクロエマルジョンの合計質量を基準として、一般に、約2～約50質量%の水を含み、好ましくは約5～約30質量%、そして最も好ましくは約6～約25質量%の水を含む。好ましくは、マイクロエマルジョンは脱イオン水を含む。水性相はまた、最終使用におけるPSAの特性のために選択された水溶性及び/又は水分散性添加剤をも含んでよい。マイクロエマルジョン中に含まれる水の最も適切な質量%を決定するために、透明なマイクロエマルジョン領域に達するまで、水を漸増的に添加してよい。

【0021】

I. b. ラジカル(共)重合性エチレン系不飽和極性種

本発明の水性相は少なくとも1種のラジカル重合性エチレン系不飽和極性モノマーもしくはオリゴマーを含む。極性モノマーもしくはオリゴマーは、油不溶性(親水性)であることができ、又は、水溶性かつ油溶性(両親媒性)であることができる。好ましくは、水性相中の極性オリゴマーの使用は、本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAに実質的に非孔質の二連続構造を生成させることを促進する。

【0022】

モノマーは、一般に、油性相中に実質的に不溶性である極性モノマー及び油不溶性モノマー以外の極性モノマー(すなわち、水溶性でかつ油溶性である極性モノマー)からなる群

10

20

30

40

50

より選ばれる。

【 0 0 2 3 】

マイクロエマルジョン組成物は、重合したマイクロエマルジョン P S A の所望の特性により、マイクロエマルジョンの合計質量を基準として、累積的に、約 2 ~ 約 9 0 質量 %、好ましくは約 5 ~ 約 7 0 質量 %、そして最も好ましくは約 1 0 ~ 約 6 0 質量 % の、要求される親水性もしくは両親媒性のモノマーもしくはオリゴマーを含むであろう。

【 0 0 2 4 】

I . b . i . 極性エチレン系不飽和ラジカル (共) 重合性オリゴマー

油相中に実質的に不溶性であるか又は水溶性でかつ油溶性である、有用な極性エチレン系不飽和ラジカル (共) 重合性オリゴマーは、限定するわけではないが、ポリエチレンオキシドアクリレート、ポリエチレンオキシドジアクリレート、ポリエチレングリコールアクリレート、ポリエチレングリコールジアクリレート、ポリウレタンアクリレート、ポリウレタンジアクリレート、N - ビニルピロリドンマクロマー及びそれらの混合物を含む。ポリエチレンオキシドアクリレート及びポリエチレンオキシドジアクリレートは好ましい。最も好ましいオリゴマーは、入手容易性及び配合容易性の点から、ポリエチレンオキシドアクリレートを含む。有用なオリゴマーは、実質的に非孔質の二連続構造を好ましくは有するポリマー複合材の最適物性 (例えば、吸水性、非孔質性、強度) のために、通常、数平均分子量が約 1 0 0 ~ 約 1 0 0 , 0 0 0 であり、好ましくは約 1 0 0 ~ 約 6 0 , 0 0 0 であり、そして最も好ましくは約 1 0 0 ~ 約 5 0 0 0 である。

【 0 0 2 5 】

I . b . i i . 実質的に油不溶性ラジカル (共) 重合性エチレン系不飽和極性モノマー

第一のタイプの場合により存在する極性モノマーは油相中に実質的に不溶性である、水溶性ラジカル (共) 重合性エチレン不飽和極性モノマーである。用語「実質的に油不溶性」及び「水溶性」は、両方とも、油相中で約 0 . 5 質量 % 未満の溶解度を有し、そして与えられた温度 (好ましくは約 2 5 ~ 3 5) において、油相中の濃度 / 水性相中の濃度の分配比が約 0 . 0 0 5 未満であることを示すことを意味する。このようなモノマーは、非イオン性、例えばアクリルアミドであっても、又は、イオン性であってもよい。非イオン性モノマーとイオン性モノマーとの混合物を用いてもよい。これらの条件を満たすイオン性モノマーは、制限するわけではないが、ナトリウムスチレンスルホネート、アクリル酸カリウム、アクリル酸ナトリウム、メタクリル酸ナトリウム、アクリル酸アンモニウム、ナトリウム 2 - アクリルアミド - 2 - メチルプロパンスルホネート、4 , 4 , 9 - トリメチル - 4 - アゾニア - 7 - オキサ - デス - 9 - エン - 1 - スルホネート、N , N - ジメチル - N - (- メタクリルオキシエチル) アンモニウムプロピオネートベタイン、トリメチルアミンメタクリルアミド、1 , 1 - ジメチル - 1 - (2 , 3 - ジヒドロキシプロピル) アミンメタクリルアミド、及び、必要な溶解度要件を有する他の両性イオン性エチレン系不飽和モノマー、並びに、これらの混合物などを含む。好ましい油不溶性極性モノマーは、配合の容易さ及び重合したときの望ましい特性のために、アクリルアミド、ナトリウムスチレンスルホネート、アクリル酸ナトリウム、ナトリウム 2 - アクリルアミド - 2 - メチルプロパンスルホネート、メタクリル酸ナトリウム及びそれらの混合物からなる群より選ばれるものを含む。

【 0 0 2 6 】

I . b . i i i . (I . b . i i .) 以外のラジカル (共) 重合性エチレン系不飽和極性モノマー

当業界に既知の多くの極性モノマーは水及び油の両方に対するある程度の溶解度を示す。それらは油相中で約 0 . 5 % 以上の溶解度を有し、そして与えられた温度 (好ましくは約 2 5 ~ 3 0) において、油相中の濃度 / 水性相中の濃度の分配比が約 0 . 0 0 5 以上であることを示す。本発明のマイクロエマルジョンの水性相と油相との間に分配されうる有用な極性エチレン系不飽和ラジカル (共) 重合性モノマーは、制限するわけではないが、N - ビニルピロリドン、N - ビニルカプロラクタム、(メタ) アクリル酸、ヒドロキシエチル (メタ) アクリレート、イタコン酸、スチレンスルホン酸、N - 置換アクリルアミド

、N，N - 二置換アクリルアミド、N，N - ジメチルアミノエチルメタクリレート、2 - アクリルアミド - 2 - メチルプロパンスルホン酸及びそれらの混合物を含む。好ましい極性の分配されうるモノマーは、(メタ)アクリル酸、N - ビニルピロリドン、N - ビニルカプロラクタム、N，N - ジメチルアミノエチルメタクリレート、N，N - ジメチルアクリルアミド、スチレンスルホン酸、2 - アクリルアミド - 2 - メチルプロパンスルホン酸及びそれらの混合物を含む。最も好ましい極性の分配されうるモノマーは、アクリル酸、N - ビニルピロリドン、N - ビニルカプロラクタム、N，N - ジメチルアクリルアミド及びそれらの混合物を含み、それは二相ポリマー複合材に物理的強度などの好ましい特性を付与することができるからである。

【0027】

I . c . 水溶性開始剤

水性相は、場合により、熱開始剤、光開始剤及びそれらの混合物からなる群より選ばれる水溶性ラジカル重合開始剤をさらに含むことができる。

【0028】

I . c . i . 水溶性光開始剤

本発明において有用な水溶性光開始剤は電磁線（通常、紫外線）に暴露されたときにラジカルを発生し、そして親水性モノマー、親油性モノマー、(共)重合性オリゴマー、及び、存在するときには後述する(共)重合性界面活性剤の(共)重合のための開始剤として作用する光開始剤である。有用な水溶性光開始剤は、制限するわけではないが、イオン性部分、親水性部分又はその両方で置換されたベンゾフェノン、イオン性部分、親水性部分又はその両方で置換されたチオキサントン、及び、4 - 置換 - (2 - ヒドロキシ - 2 - プロピル)フェニルケトン(4 - 置換基がイオン性もしくは親水性部分である)を含む。このようなイオン性もしくは親水性部分は、制限するわけではないが、ヒドロキシ基、カルボキシ基及びカルボン酸塩の基を含む。有用な水溶性ベンゾフェノンは、制限するわけではないが、4 - トリメチルアミノメチルベンゾフェノンヒドロクロリド及びベンゾフェノンナトリウム4 - メタンスルホネートを含む。有用な水溶性チオキサントンは、制限するわけではないが、3 - (2 - ヒドロキシ - 3 - トリメチルアミノプロポキシ)チオキサントンヒドロクロリド、3 - (3 - トリメチルアミノプロポキシ)チオキサントンヒドロクロリド、チオキサントン3 - (2 - エトキシスルホン酸)ナトリウム塩、及び、チオキサントン3 - (3 - プロポキシスルホン酸)ナトリウム塩を含む。有用な水溶性フェニルケトンは、制限するわけではないが、(2 - ヒドロキシ - 2 - プロピル)(4 - ジエチレングリコールフェニル)ケトン、(2 - ヒドロキシ - 2 - プロピル)(フェニル - 4 - ブタンカルボキシレート)ケトン、4 - (2 - ヒドロキシエトキシ)フェニル - (2 - プロピル)ケトン、及びそれらの水溶性塩を含む。好ましい水溶性光開始剤は、4 - トリメチルアミノメチルベンゾフェノンヒドロクロリドである。

【0029】

水性相は、ミクロエマルジョン中の全(共)重合性種100重量部を基準として、使用されるときには約0.05 ~ 約1重量部の光開始剤を含むことができ、そして好ましくは約0.1 ~ 約1重量部の光開始剤を含むことができる。

【0030】

I . c . i i i . 水溶性開始剤

本発明において有用な水溶性開始剤は、熱にさらされたときにラジカルを発生し、親水性モノマー、親油性モノマー、(共)重合性オリゴマー、及び、存在する場合には、下記に記載されるとおりの(共)重合性界面活性剤の(共)重合を開始する開始剤を含む。適切な水溶性熱開始剤は、限定するわけではないが、過硫酸カリウム、過硫酸アンモニウム、過硫酸ナトリウム及びそれらの混合物；酸化還元開始剤、例えば、上記の過硫酸塩と、ナトリウムメタビスルフィット及びナトリウムビスルフィットなどの還元剤との反応生成物；及び4,4' - アゾビス(4 - シアノペンタノン酸)及びその水溶性塩(例えば、ナトリウム、カリウム塩)を含む。好ましい水溶性熱開始剤は過硫酸アンモニウムである。好ましくは、殆どの水溶性熱開始剤は約50 ~ 約70 の温度で使用され、一方、酸化還

10

20

30

40

50

元タイプの開始剤は約 30 ～ 約 50 の温度で使用される。使用されるときに、水溶性熱開始剤は、ミクロエマルジョン組成物中の (共) 重合性種 100 質量部に対して、約 0.05 ～ 約 1 質量部、好ましくは約 0.1 ～ 約 1 質量部で含まれることができる。

【0031】

I. d. 水溶性添加剤

水性相は特定の性質及び/又は外観を有する、重合したミクロエマルジョン P S A を製造するために、種々の水溶性添加剤を場合によりさらに含んでよい。各添加剤は所望の最終製品を製造するために選択される。例えば、もし、導電性ポリマーを所望するならば、電解質を添加することができる。もし着色剤入りポリマーを所望するならば、染料を添加することができる。有用な添加剤の例は、限定するわけではないが、水溶性架橋剤 (例えば、メチレンビスアクリルアミド)、可塑剤 (例えば、グリセリン及びポリアルキレングリコール)、pH 調節剤、電解質、染料、顔料、医薬活性化合物、生体学的活性化合物、補助溶剤、非共重合性極性オリゴマー、それらの混合物などを含む。特に、限定するわけではないが、塩化カリウム、塩化リチウム、塩化ナトリウム及びそれらの混合物を含む、電解質は、重合したミクロエマルジョン P S A が導電性を示すことが望まれるときに、本発明の種々の配合物中に有用であることが判った。合計の水性相 100 質量部を基準にして、10 質量部以下の電解質が含まれてよく、好ましくは約 0.5 質量部～約 5 質量部の電解質が含まれる。

10

【0032】

添加剤として有用な非共重合性極性オリゴマーは、限定するわけではないが、ポリ (N - ピニルピロリドン)、ポリエチレングリコール、ポリ (オキシエチレン) アルコール、ポリ (エチルイミン) 及びそれらの混合物を含む。このようなオリゴマーは、得られる重合したミクロエマルジョン P S A のバルク特性に影響を及ぼすために、例えば、材料に親水性を付与するために添加される。

20

【0033】

典型的な補助溶剤は、約 1 ～ 約 8 個の炭素原子を有する脂肪族アルコール (例えば、グリセリン)、ポリエーテル (例えば、ブチルセロソルブ (商標)、ブチルカルビトール (商標)、ヘキシルセロソルブ (商標) 及びヘキシルカルビトール (商標)、全て Union Carbide から市販) 及びそれらの混合物を含む。

【0034】

水性相に添加される本質的に全ての有機水溶性添加剤は、ミクロエマルジョンの有機相中にある溶解度を示すであろうということが認識されるであろう。各添加剤は水性相と有機相との間にそれ自体の分配比を有する。このように、特に特定しないかぎり、上記の水性相中の構成成分は有機相中にも見られ、そして有機相の性質にも影響を及ぼすであろう。上記の各々全ての添加剤の特定の分配比を定量化することは本発明の理解及び実施のために必要ではない。

30

【0035】

I I . 油相

用語「有機相」、「油相」及び「親油性相」は本明細書中において、相互互換的に使用される。

40

【0036】

重合を開始する前に、本発明のミクロエマルジョン組成物の油相は、疎水性感圧接着性ホモポリマーもしくはコポリマーを形成するのに適切な疎水性ラジカル (共) 重合性モノマー、ラジカル (共) 重合性極性モノマー、油溶性開始剤及び、場合により、反応性親油性添加剤を含む。

【0037】

I I . a . 疎水性ラジカル (共) 重合性モノマー

本発明のミクロエマルジョンの親油性相中に有用な疎水性ラジカル重合性エチレン系不飽和モノマーは、限定するわけではないが、アクリル酸の約 C 1 ～ 約 C 18 アルキルエステル、すなわち、アクリル酸と、約 C 1 ～ 約 C 18 アルコールとから誘導されるエステルか

50

らなる群より選ばれるものを含むが、但し、このようなモノマーは、感圧接着性を有する疎水性ポリマーを形成するのに適切なものである。

【0038】

得られる重合したマイクロエマルジョンPSAのガラス転移温度(T_g)は当業者に既知の技術によって決定できる。得られる重合したマイクロエマルジョンPSAのT_gは感圧接着性を有する疎水性ポリマーを形成するのに適する疎水性モノマーの選択により寄与される。約10未満のT_gは、頻繁に、感圧接着性を有する疎水性ポリマーを提供することになるであろう。約0未満のT_gは、より頻繁に、感圧接着性を有する疎水性ポリマーを提供することになるであろう。約-10未満のT_gは、最も頻繁に、感圧接着性を有する疎水性ポリマーを提供することになるであろう。

10

【0039】

これらの可能な疎水性モノマーの候補の中で、イソオクチルアクリレート、2-エチルヘキシルアクリレート及びn-ブチルアクリレートを含むアルキルアクリレートは、それらの使用のための入手容易性及びこのようなモノマーから形成される、得られる疎水性ポリマーのT_gの理由から、特に好ましい。

【0040】

有機相は、上記のアルキルアクリレートモノマーと共重合可能なラジカル重合性エチレン系不飽和モノマーをさらに含んでもよく、それにより、得られる重合したマイクロエマルジョンPSAのガラス転移温度(T_g)を、疎水性モノマーにより寄与されるT_gから改変することができる。好ましいモノマーは、スチレン、アクリロニトリル及びビニルエステル(例えば、酢酸ビニル、ビニルプロピオネート及びビニルネオペンタノエートなど)を含み、モノマーの選択は最終の固体の二連続ポリマーの所望の特性による。

20

【0041】

本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAは、マイクロエマルジョンの合計質量を基準として、一般に、約5~約80質量%、好ましくは約10~約70質量%、そして最も好ましくは約12~約60質量%の疎水性モノマーを含み、それにより、それから製造される、得られる重合したマイクロエマルジョンPSAに十分な強度、凝集性及び感圧接着性を付与する。

【0042】

上記のとおり、マイクロエマルジョンの各成分の%組成はコポリマーの所望の感圧接着性を基礎に当業者によって決定されるであろう。

30

【0043】

II.b.ラジカル(共)重合性極性モノマー

上記のI.b.ii.及びI.b.iii.に記載したラジカル重合性極性モノマーを使用するならば、マイクロエマルジョン組成物の有機相はこのような極性モノマーの一部を含むであろう。というのは、このような有機材料は上記のとおり、マイクロエマルジョンの水相と有機相との間で分配されるからである。記載される各モノマーはそれ自体の分配比を示し、その列挙は本発明の理解及び実施のために必要ない。

【0044】

II.c.油溶性開始剤

40

油相は油溶性ラジカル光重合開始剤(光開始剤)を含み、場合により、熱開始剤をさらに含む。

【0045】

II.c.i.油溶性光開始剤

有用な油溶性光開始剤は、一般に、電磁線(通常、紫外線)へさらされたときにラジカルを発生し、親水性モノマー及び/又はオリゴマー、親油性モノマー、及び、存在するときには、(共)重合性界面活性剤の(共)重合のための開始剤として作用するものを含む。有用な光開始剤は、限定するわけではないが、(1)ミヒラーケトン及びベンジルもしくはベンゾフェノンの混合物で、好ましくは約1:4の重量比の混合物、(2)米国特許第4,289,844号明細書に記載されるとおりのクマリンをベースとする光開始剤系(

50

参照により本明細書に取り入れる)及び(3)ジメトキシフェニルアセトフェノン及び/又はジエトキシアセトフェノンをベースとする系を含む。油溶性光開始剤は、有機相の一部としてマイクロエマルジョン中に最初に含められる。放射線照射時に、これにより生じるフリーラジカルは水性相中及び有機相中の両方の中のものモノマーの(共)重合、並びに、(共)重合性界面活性剤の共重合を行う。

【0046】

有機相はマイクロエマルジョン中の合計の(共)重合性種100質量部を基準として、約0.01~約5質量部の油溶性光開始剤を含む。

【0047】

II.c.i.i. 場合により存在しうる油溶性熱開始剤

10

油溶性熱開始剤は上記の光重合工程に次いで重合反応を完了させるために、本発明の二連続ポリマーの製造において場合により使用されてもよい。

【0048】

有用な油溶性熱開始剤は、熱にさらされたときにフリーラジカルを発生し、親水性モノマー、オリゴマー、親油性モノマー、及び、存在するときには、後述するような重合性界面活性剤の(共)重合を開始するものを含む。適切な油溶性熱開始剤は、限定するわけではないが、Vazo 64(商標)(2,2'-アゾビス(イソブチロニトリル))及びVazo 52(商標)(2,2'-アゾビス(2,4-ジメチルペンタンニトリル))(両方ともduPontから入手可能)などのアゾ系化合物、ベンゾイルペルオキシド及びラウロイルペルオキシドなどの過酸化物、及び、それらの混合物からなる群より選ばれるものを含む。好ましい油溶性熱開始剤は2,2'-アゾビス(イソブチロニトリル)である。

20

【0049】

有機相は、マイクロエマルジョン中、(共)重合性化合物の合計質量100部を基準にして、約0~約5質量部、典型的には使用されるときに約0.05~約5質量部、好ましくは使用されるならば約0.1~約5質量部の油溶性熱開始剤を含むことができる。

【0050】

II.d. 場合により存在しうる反応性親油性添加剤

有機相は、限定するわけではないが、油溶性架橋剤、連鎖移動剤及びそれらの混合物を含む、1種以上のラジカル反応性成分を場合によりさらに含んでよい。有用な架橋剤の例は、限定するわけではないが、ジビニルベンゼン、1,4-ブタンジオールジアクリレート、1,6-ヘキサジオールジアクリレート、1,8-オクタンジオールジアクリレートなどの約C₄~約C₈アルキルジアクリレート、及びそれらの混合物を含む。好ましい架橋剤は1,6-ヘキサジオールジアクリレートである。架橋剤は、もし添加されるならば、最終のポリマーの凝集強さなどの物性を変更する。有機相は、合計の油相100質量部を基準として、約0~約10質量部又はそれ以上の架橋剤を場合によりさらに含み、典型的には、使用されるならば、約0.1~約2質量部の架橋剤を含む。架橋剤の使用量は、溶剤中の不溶性、弾性率及び内部強度などのポリマーの物性を決定するであろう。そのような適用では、有機相は、通常、油相100質量部を基準として、約0.1~約5質量部の架橋剤を含む。当業者は所望の物性を得るために適切な架橋剤の量を決定することができるであろう。また、当業者は本発明の配合物中に使用されうる架橋剤の量の実用上の上限はないことを理解するであろう。

30

40

【0051】

有機相は連鎖移動剤を場合によりさらに含んでよい。有用な連鎖移動剤の例は、四臭化炭素、アルコール、メルカプタン及びそれらの混合物を含む。存在するときには、好ましい連鎖移動剤はイソオクチルチオグリコレートである。油相は合計油相質量100部を基準として、約0.5質量部以下の連鎖移動剤をさらに含んでよく、使用されるならば、通常、約0.01質量部~約0.5質量部、好ましくは約0.05質量部~約0.2質量部の連鎖移動剤が含まれる。

【0052】

II.e. 場合により存在しうる非反応性親油性添加剤

50

油相は、１種以上の非反応性油溶性添加剤を場合によりさらに含むことができる。種々の非反応性油溶性添加剤はミクロエマルジョン中に含まれることができる。これらの材料は、特定の物性又は外観を有する最終ポリマー系を製造するために添加される。このような、場合により存在する親油性添加剤の例は、限定するわけではないが、当業界においてよく知られているフタレートエステル類のうちの１種などの可塑剤からなる群より選ばれるものを含む。油相は、油相１００質量部を基準に約０～約２０質量部の可塑剤を場合によりさらに含んでよく、使用されるならば、通常、約５～約２０質量部、好ましくは約８～約１５質量部の可塑剤を含む。

【００５３】

III. 界面活性剤

非イオン性及びイオン性（アニオン性及びカチオン性）界面活性剤も、ミクロエマルジョン組成物を製造するのに本発明において一般に使用される。界面活性剤はミクロエマルジョン中に存在するモノマーと共重合性であっても、又は、非共重合性であってもよい。界面活性剤は好ましくは共重合性であり、それにより、得られる重合したミクロエマルジョンは水に対して、より低い感受性となる。耐水性が要求されないときには、非共重合性界面活性剤は一般的にコストが低いことから好ましい。

【００５４】

１．非イオン性界面活性剤

非イオン性界面活性剤は、通常、有機脂肪族もしくはアルキル芳香族疎水性化合物と親水性であるエチレンオキシドなどのアルキレンオキシドとの縮合生成物である。遊離水素が存在するカルボキシ、ヒドロキシ、アミド又はアミノ基を有する殆どどの疎水性化合物もエチレンオキシドと縮合して非イオン性界面活性剤を生成することができる。縮合生成物のエチレンオキシド鎖の長さは調節されて、所望の疎水性要素と親水性要素とのバランス（親水性－疎水性バランス、すなわち、HLB）を達成することができる。界面活性剤のHLBは界面活性剤の親水性（水嗜好性もしくは極性）基及び親油性（油嗜好性もしくは非極性）基のサイズ及び強さのバランスを表現するものである。ミクロエマルジョンを製造するための本発明のための非イオン性界面活性剤の有用なHLBは約６～約１９であり、好ましくは約９～約１８であり、そして最も好ましくは約１０～約１６である。有用な非イオン性界面活性剤は非（共）重合性非イオン性界面活性剤、エチレン系不飽和共重合性非イオン界面活性剤及びそれらの混合物を含む。

【００５５】

１．a．非（共）重合性非イオン性界面活性剤

特に適切な非反応性非イオン性界面活性剤は、上記に規定したHLBを達成するために、直鎖もしくは枝分かれ形態の、約８～約２０個の炭素原子を含む脂肪アルコールなどの高級脂肪アルコールが、約３～約１００モル、好ましくは約５～約４０モル、最も好ましくは約５～約２０モルのエチレンオキシドと縮合した縮合生成物を含む。このような非イオン性エトキシ化脂肪アルコール界面活性剤の例はUnion CarbideからのTergitol（商標）15-Sシリーズ及びICIからのBrij（商標）界面活性剤である。Tergitol（商標）15-S界面活性剤は、C₁₁～C₁₅第二級アルコールポリエチレングリコールエーテルを含む。Brij（商標）58界面活性剤はポリオキシエチレン（２０）セチルエーテルであり、そしてBrij（商標）76界面活性剤はポリオキシエチレン（１０）ステアリルエーテルである。

【００５６】

他の適切な非反応性非イオン性界面活性剤は、上記に規定したHLBを達成するために、約６～１２個の炭素原子を直鎖もしくは枝分かれ鎖形態で含むアルキルフェノール１モルと、約３～約１００モル、好ましくは約５～約４０モル、最も好ましくは約５～約２０モルのエチレンオキシドとのポリエチレンオキシド縮合物を含む。非反応性非イオン性界面活性剤の例は、Rhone-PoulencからのIgepal（商標）CO及びCAシリーズである。Igepal（商標）CO界面活性剤はノニルフェノキシポリ（エチレンオキシ）エタノールを含む。Igepal（商標）CA界面活性剤はオクチルフェノキシポリ（エチレンオキシ）エタノールを含む。

【 0 0 5 7 】

使用可能な非反応性非イオン性界面活性剤の別の群は、約 6 ~ 約 19、好ましくは約 9 ~ 約 18、そして最も好ましくは約 10 ~ 約 16 の HLB 値を有するエチレンオキシド及びプロピレンオキシドもしくはブチレンオキシドのブロックコポリマーを含む。このような非イオン性ブロックコポリマー界面活性剤の例は、BASF からの Pluronic (商標) 及び Tetronic (商標) シリーズの界面活性剤を含む。Pluronic (商標) 界面活性剤は、エチレンオキシド - プロピレンオキシドブロックコポリマーを含む。Tetronic (商標) 界面活性剤はエチレンオキシド - プロピレンオキシドブロックコポリマーを含む。

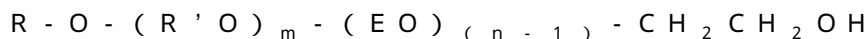
【 0 0 5 8 】

さらに他の満足できる非反応性非イオン性界面活性剤は、限定するわけではないが、HLB が約 6 ~ 約 19、好ましくは約 9 ~ 約 18、そして最も好ましくは約 10 ~ 約 16 である、ソルビタン脂肪酸エステル、ポリオキシエチレンソルビタン脂肪酸エステル及びポリオキシエチレンステアレートを含む。このような脂肪酸エステル非イオン性界面活性剤の例は、ICI からの Span (商標)、Tween (商標) 及び Myrj (商標) 界面活性剤を含む。Span (商標) 界面活性剤は $C_{12} \sim C_{18}$ ソルビタンモノエステルを含む。Tween (商標) 界面活性剤は、ポリ (エチレンオキシド) $C_{12} \sim C_{18}$ ソルビタンモノエステルを含む。Myrj (商標) 界面活性剤はポリ (エチレンオキシド) ステアレートを含む。

【 0 0 5 9 】

1. b. エチレン系不飽和共重合性非イオン性界面活性剤

本発明の重合性マイクロエマルジョン組成物中に取り込むのに適切な非イオン性界面活性剤は、エチレン系不飽和共重合性非イオン性界面活性剤であり、限定するわけではないが、一般式



(式中、R は (約 C_{12} ~ 約 C_{18}) アルケニル、アクリリル、アクリリル (約 C_{11} ~ 約 C_{10}) アルキル、メタクリリル、メタクリリル (約 C_{11} ~ 約 C_{10}) アルキル、ビニルフェニル及びビニルフェニレン (約 C_{11} ~ 約 C_6) アルキルからなる群より選ばれ、

R' O は、2 個を超え、好ましくは 3 又は 4 個の炭素原子を有するエポキシ化合物から誘導される二価アルキレンオキシ基、例えば、プロピレンオキシド、ブチレンオキシドなど、及びそれらの組み合わせからなる群より選ばれ、

E は二価エチレン基であり、

m は約 5 ~ 約 100 の整数であり、

n は約 5 ~ 約 100 の整数であり、m 及び n の比率は約 20 : 1 ~ 約 1 : 20 である) に該当するものを含む。

【 0 0 6 0 】

m 及び n の比率の変更は重合性界面活性剤の HLB を変更するであろうことが理解されるであろう。本発明の非イオン性界面活性剤に要求される HLB は約 6 ~ 約 19 であり、好ましくは約 9 ~ 約 18 であり、そして最も好ましくは約 10 ~ 約 16 である。このような共重合性非イオン性界面活性剤の例は、Mazon BSN 185, 186 及び 187 の商品名で PPG Industries から入手可能なアルキレンポリアルコキシエタノール界面活性剤である。Mazon BSN (商標) 界面活性剤はアルキレンポリアルコキシエタノールを含む。

【 0 0 6 1 】

2. アニオン性界面活性剤

アニオン性界面活性剤は、通常、(約 C_6 ~ 約 C_{20}) アルキル、アルキルアリアルおよびアルケニル基からなる群より選ばれる疎水性部分と、スルフェート、スルホネート、ホスフェート、ポリオキシエチレンスルフェート、ポリオキシエチレンスルホネート、ポリオキシエチレンホスフェート並びにこのようなアニオン性基のアルカリ金属塩、アンモニウム塩及び第三級アミノ塩からなる群より選ばれるアニオン性基を含む。(約 C_2 ~ 約 C_{18}) アルケニルポリオキシプロピレンもしくは(約 C_2 ~ 約 C_{18}) ポリオキシブチレンを疎水性部分として含み、そしてポリオキシエチレンスルフェートであるアニオン性基を含む特定のエチレン系不飽和共重合性界面活性剤もマイクロエマルジョンを製造するのに

10

20

30

40

50

本発明において有用である。本発明において有用であるさらなるアニオン性界面活性剤の例を以下において議論する。

【0062】

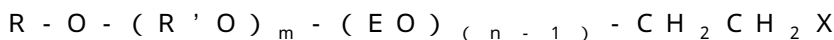
2. a. 非反応性アニオン性界面活性剤

本発明において使用されうる非反応性アニオン性界面活性剤は、限定するわけではないが、アルキルもしくはアルキルアリアルスルフェートもしくはスルホネート（約 C_6 ~ 約 C_{20} ）、例えば、ナトリウムラウリルスルフェート（Stepan Co. から Polystep（商標）B-3 として市販）及びナトリウムドデシルベンゼンスルホネート（Rhone-Poulenc から Siponate（商標）DS-10 として市販）；界面活性剤中のエチレンオキシド繰り返し単位が約 30 単位を下回り、好ましくは約 20 単位を下回り、最も好ましくは約 15 単位を下回るポリオキシエチレン（約 C_6 ~ 約 C_{20} ）アルキルもしくはアルキルフェノールエーテルスルフェート、例えば、Stepan Co. から市販の Polystepa B-1 及び Rhone-Poulenc からの Alipal（商標）EP110 及び 115；界面活性剤中のエチレンオキシド繰り返し単位が約 30 単位を下回り、好ましくは約 20 単位を下回り、最も好ましくは約 15 単位を下回る、リン酸の（約 C_6 ~ 約 C_{20} ）アルキルもしくはアルキルフェノキシポリ（エチレンオキシ）エチルモノエステル及びジエステル並びにその塩、例えば、GAF からの Gafac（商標）PE-510 及び Gafac（商標）RE-610 を含む。

【0063】

2. b. エチレン系不飽和共重合性アニオン性界面活性剤

マイクロエマルジョン組成物中に取り込むのに適切なアニオン性界面活性剤は、限定するわけではないが、下記式



（式中、R は約 C_2 ~ 約 C_{18} アルケニル、アクリリル、アクリリル（約 C_1 ~ 約 C_{10} ）アルキル、メタクリリル、メタクリリル（約 C_1 ~ 約 C_{10} ）アルキル、ビニルフェニル及びビニルフェニレン（約 C_1 ~ 約 C_6 ）アルキルからなる群より選ばれ、

R'O は、2 個を超え、好ましくは 3 又は 4 個の炭素原子を有するエポキシ化合物から誘導される二価アルキレンオキシ基、例えば、プロピレンオキシ及びブチレンオキシ並びにこのようなアルキレンオキシ基の混合物からなる群より選ばれ、

E は二価エチレン基であり、

m は約 5 ~ 約 100 の整数であり、

n は約 5 ~ 約 100 の整数であり、m 及び n の比率は約 20 : 1 ~ 約 1 : 20 である）のエチレン系不飽和共重合性アニオン性界面活性剤を含む。

【0064】

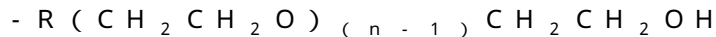
m 及び n の比率の変更は重合性界面活性剤の HLB を変更するであろうことが理解されるであろう。本発明のアニオン性共重合性界面活性剤に要求される HLB は、X-基を除いて約 3 ~ 約 16 である。X はスルホネート、スルフェート、ホスフェート及びこのようなアニオン性基のアルカリ金属塩もしくはアンモニウム塩もしくは第三級アミノ塩からなる群より選ばれるアニオン性基である。このような共重合性アニオン性界面活性剤の例は、PPG Industries, Inc. からの Mazon SAM 211 である。

【0065】

3. カチオン性界面活性剤

本発明において有用なカチオン性界面活性剤は、限定するわけではないが、少なくとも 1 個のより高分子量の基と 2 個又は 3 個のより低分子量の基とが共通の窒素原子に結合してカチオンを形成している第四級アンモニウム塩であって、その電氣的にバランスさせるアニオンがハロゲン化物（臭化物、塩化物など）、アセテート、ニトリット及び低級アルコスルフェート（メソスルフェートなど）からなる群より選ばれる第四級アンモニウム塩を含む。窒素上のより高分子量の置換基はしばしば約 10 ~ 約 20 個の炭素原子を含む高級アルキル基であり、そしてより低分子量の基は約 1 ~ 約 4 個の炭素原子の低級アルキル、例えばメチル又はエチルであることができ、ある場合には、ヒドロキシなどで置換されていてよい。置換基の 1 つ以上はアリール部分を含んでよく、又は、ベンジル又はフェニル

などのアリアルで置換されていてよい。可能なより低分子量の置換基には、また、ヒドロキシル末端基を有するポリエチレンオキシ部分などの低級ポリアルコキシ部分によって置換された、約 1 ~ 約 4 個の炭素原子の低級アルキル、例えばメチル又はエチルも含まれ、そして一般式



(式中、R は窒素に結合した $C_1 \sim C_4$ 二価アルキル基であり、そして n は約 1 ~ 約 15 の整数である) に該当するものを含む。または、このような末端ヒドロキシルを有する低級ポリアルコキシ部分の 1 つ以上は上記の低級アルキルを介して第四級窒素に結合するのではなく、この第四級窒素に直接的に結合していてもよい。本発明における使用に有用な第四級アンモニウムハロゲン化物界面活性剤は、限定するわけではないが、Akzo Chemical Inc. からのメチル - ビス (2 - ヒドロキシエチル) ココ - アンモニウムクロリド又はオレイルアンモニウムクロリド (それぞれ Ethoquad (商標) C/12 及び O/12) 及びメチルポリオキシエチレン (15) オクタデシルアンモニウムクロリド (Ethoquad (商標) 18/25) を含む。

【0066】

IV. 増粘剤

本発明に有用な増粘剤はアクリル酸モノマーから部分的又は完全に形成される親水性ポリマーを含む。アクリル酸の親水性コポリマー、好ましくは、少なくとも 20%、好ましくは少なくとも 80% のアクリル酸残基を含むものも有用と考えられるが、アクリル酸のホモポリマーは一般に好ましいと考えられる。増粘剤の分子量は約 200,000 ~ 800,000 であってよく、400,000 ~ 700,000 は好ましいと考えられる。

【0067】

生体医療電極

電解質を含む、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A を用いる生体医療電極は、診断 (モニタリングを含む) 及び治療目的に有用である。最も基本的な形態において、生体医療電極は、哺乳類の皮膚と接触する導電性媒体と、導電性媒体と電気診断、治療又は電気外科装置とのインターフェースをなす電気通信手段とを含む。

【0068】

図 1 及び 2 は、剥離ライナー 12 上にある、使い捨ての診断用心電図 (ECG 又は EKG) 用もしくは経皮電気神経刺激 (TENS) 用電極 10 を示している。電極 10 は、保護剥離ライナー 12 の除去時に、患者の哺乳類皮膚と接触するための生体適合性でかつ接着性の導電性媒体の領域 14 を含む。電極 10 は、導電性媒体の領域 14 と接触する導電性インターフェース部分 18 を有する導電体部材と、電気機器 (示していない) との機械及び電気接触のための導電性媒体の領域 14 を超えて延在しているタブ部分 20 を含む。電気通信のための手段 16 は、少なくとも導電性媒体の領域 14 と接触している側 22 の上に被覆された導電性層 26 を含む。

【0069】

典型的な導電体部材 16 は約 0.05 ~ 約 0.2 ミリメートルの厚さのポリエステルフィルムなどの材料のストリップを含み、そして約 2.5 ~ 12 μm 、好ましくは約 5 μm の厚さの銀 / 塩化銀のコーティング 26 を 22 の側の上に有することが期待される。3M Company, St. Paul, MN から Scotchpar として市販され又は ICI Americas, Hopewell, VA から Mellinex 505-300, 329 又は 339 フィルムとして市販されているポリエステルフィルムであって、Ercon, Inc., Waltham, MA から R-300 インクとして市販されている銀 / 塩化銀インクでコーティングされているものは導電体部材 16 のために現在好ましい。TENS 用導電体部材 16 は、Lydall, Inc., Troy, NY から Manniweb として市販されているポリエステル / セルロース繊維のウェブなどの不織ウェブから製造されていてよく、そしてその 22 の側に Acheson Colloids Company, Port Huron, Mich. から SS24363 として市販されているカーボンインク層 26 を有してよい。電極クリップ (示していない) と導電体部材 16 との間の機械接触を改良するために、導電性コーティング 26 を有する 22 の側とは反対側のタブ部分 20 に接着剤でバックリングされたポリエチレンテープを適用してもよい。3M

社からBlendermテープとして市販されている外科用テープはこの目的のために使用されてよい。

【0070】

又は、導電体部材は、米国特許第5,506,059号明細書の開示にしたがって、硫黄反応性表面を有する非導電性の可撓性ポリマーフィルム、その表面上に付着されておりそして相互作用する金属層及び場合により存在しうる金属ハロゲン化物層の多層構造体であってよく、上記明細書の開示を参照により本明細書中に取り込む。部材16の導電性インターフェース部分18は、重合したマイクロエマルジョンPSAの領域14に対面するポリマーフィルム基材の側の上に少なくとも存在する硫黄反応性表面上に付着されている金属層、その金属層上に被覆された、場合により存在しうる金属ハロゲン化物層及び接触領域14を含む。電気装置との機械及び電気接触のために脱分極は必要ないので、場合により存在しうる金属ハロゲン化物層はタブ部分20にまで延在する必要はない。

10

【0071】

又は、導電体部材16は、非導電性の可撓性ポリマーフィルム、導電性層、及び、無機酸化物、好ましくは二酸化マンガンの薄い追従性の脱分極性層の多層構造体であってもよい。ともにブレンドされた導電性層及び脱分極性層を有するフィルムの多層構造体である。これらの別態様の両方は、米国特許第5,505,200号明細書の開示にしたがって構成されていてよく、その開示を参照により本明細書中に取り入れる。部材の導電性インターフェース部分は、重合したマイクロエマルジョンPSAの領域14に対面するポリマーフィルムの側の上に少なくとも被覆されている導電性層、及び、導電性層の上に被覆されている薄い脱分極層及び接触領域14を含む。電気装置との機械及び電気接触のために脱分極は必要ないので、脱分極層はタブ部分20には延在しない。

20

【0072】

導電性接着剤領域又は非導電性接着剤領域のいずれかとしての本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAを使用することができる生体医療電極の制限しない例は、米国特許第4,524,087号、同第4,539,996号、同第4,554,924号、同第4,848,353号(全てEngel);同第4,846,185号(Carim);同第4,771,713号(Roberts);同第4,715,382号(Strand);同第5,012,810号(Strandら);同第5,133,356号(Bryanら)明細書に開示された電極を含み、これらの開示を参照により本明細書中に取り込む。

30

【0073】

非導電性生体適合性感圧接着剤の境界領域をも用いる電極において、このような境界領域は本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAを使用する場合では、任意的に存在しうるものとなる。望ましくは、このような境界領域はもはや必要ではないのでなくすることができる。

【0074】

幾つかの場合には、電気通信のために手段は米国特許第4,848,353号明細書に見られるような、生体医療電極の周囲から延在している導電性タブであってよく、又は、米国特許第5,012,810号明細書に見られるような、絶縁性パッキング部材中にスリット又はシームを介して延在している導電性部材であってよい。或いは、電気通信のための手段は米国特許第4,846,185号明細書に開示されているようなアイレットまたは他のスナップ型コネクタであってよい。さらに、電気通信のための手段は、米国特許第4,771,783号明細書に見られるようなリードワイヤーであってよい。使用する電気通信手段のタイプに関係なく、電解質を含む本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAは、診断(モニタリングを含む)、治療又は電気外科の目的のための生体医療電極上の導電性接着剤の領域として存在することができる。

40

【0075】

本発明の生体医療電極を用いることができる別のタイプの診断手順は、患者の心臓の電波パターンの長期間モニタリングであり、それにより、パターンの異常を検知することである。好ましい生体医療電極の構造は、米国特許第5,012,810号(Strandら)明細書

50

に開示されており、それを参照により取り入れる。本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A はそこに示した態様のいずれかにおいて、イオン導電性媒体として使用することができる。好ましくは、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A は米国特許第 5, 0 1 2, 8 1 0 号明細書の図 2、3 及び 4 に示されている態様の生体医療電極における導電性接着剤の領域として使用される。

【 0 0 7 6 】

図 3 及び 4 は、米国特許第 5, 0 1 2, 8 1 0 号明細書の図 2 及び 3 にそれぞれ実質的に対応する。電極 4 0 は絶縁構造体 4 1 と導電体部材 4 2 とを含む。

【 0 0 7 7 】

絶縁構造体 4 1 は第一のセクション及び第二のセクション 4 4 及び 4 5 を含み、それらは一緒にあって、絶縁構造体 4 1 の対抗面 4 6 及び 4 7 を画定している。図 3 に見られるように、各セクション 4 4 及び 4 5 はそれぞれ延びた縁部分 5 0 及び 5 1 を含む。縁部分 5 0 及び 5 1 は境界領域 5 2 及び 5 3 をそれぞれ含み、それぞれ、その境界領域は各セクション 4 4 及び 4 5 の周囲部分を含みかつ縁 5 0 及び 5 1 に沿って延在している。そのようにして、セクション 4 4 及び 4 5 は互いに実質的に平行に延在するように配向されており、縁部分 5 0 及び 5 1 が互いに重なっており、それにより、境界部分 5 2 及び 5 3 は重なっている。シーム 6 0 は縁部分 5 0 と 5 1 との間で形成されている。「実質的に平行」とは、セクション 4 4 及び 4 5 が必ずしも正確に平行であることを意味しない。例えば、導電体部材 4 2 の厚さのために、正確な共通平面の整合配置から外れていてもよい。

【 0 0 7 8 】

導電体部材 4 2 は、上記の生体医療導電体 1 6 と実質的に同様であり、上記のタブ部分 2 0 に対応するタブ部分 6 1 を有し、そして上記のインターフェース部分 1 8 に対応するパッド部分 6 2 を有する。生体医療導電体部材 1 6 と同様に、導電体部材 4 2 は上記の態様のいずれかであってもよい。この態様において、導電体部材 4 2 は有機硫黄表面 6 4 を有する非導電性の可撓性有機ポリマー基材 6 3、それに付着した金属層 6 5、及び、場合により、金属ハロゲン化物層 6 6 の多層構造体であり、上記の米国特許第 5, 5 0 6, 0 5 9 号明細書の開示により製造される。

【 0 0 7 9 】

部材 4 2 のパッド部分 6 2 は領域 7 0 と接触する金属ハロゲン化物層 6 6 を場合により有する、導電性接着剤の領域 7 0 に対面する金属フィルムの部分を含む。脱分極は電気装置との機械及び電気接触のために必要ないので、金属ハロゲン化物層 6 6 はタブ部分 6 1 へ延在する必要はない。場合により、接着剤でバックリングされたポリエチレンテープは図 1 及び 2 の態様と同様にタブ部分 6 1 に適用されることができ、それにより、機械接触が改良される。

【 0 0 8 0 】

一般に、電極 4 0 は、導電体部材 4 2 のタブ部分 6 1 がシーム 6 0 を通して、そして表面又はサイド 4 6 の部分の上を突出しているような構造である。結果として、図 3 及び 4 に見られるように、導電体部材 4 2 のパッド部分 6 2 は絶縁構造体 4 1 の片側 4 7 の上に配置され、導電体部材 4 2 のタブ部分 6 1 は絶縁構造体 4 1 の反対側 4 6 に配置されている。タブ部分 6 1 がシーム 6 0 を超えて延在しているところ以外は、シームは接着剤などの手段によりシールされていることが理解されるであろう。

【 0 0 8 1 】

図 4 に見られるように、タブ部分 6 1 の下側表面 6 8 は両面粘着テープストリップ 6 9 の手段によりセクション 4 5 に固着されていることが示されている。すなわち、タブ部分 6 1 とセクション 4 5 との図 1 の付着は、図 4 に示されるように上に対してでなく、タブ部分 6 1 の下にある接着剤 6 9 の手段によるものである。

【 0 0 8 2 】

図 4 において、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A の導電性接着剤の領域 7 0 は概して導電性部材 4 2 の下に配置されていることが示されている。場合により、導電性接着剤の領域 7 0 は、パッド部分 6 2 を有する側の絶縁構造体 4 1 にも貼り付けられている

生体適合性皮膚用接着剤の領域 7 1 によって囲まれているであろう。しかしながら、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A の疎水性感圧接着性バルク特性のために、領域 7 1 はなくてもよく、又は、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A であってもよい。

【 0 0 8 3 】

図 4 において、剥離ライナー 7 5 の層は場合により存在しうる皮膚用接着剤 7 1、導電性接着剤 7 0 及びパッド部分 6 2 を有する電極 4 0 の側に対して配置されていることを示す。場合により、図 4 に示されているように、スペーサー 7 6 又はタブ 7 6 は剥離ライナー 7 5 と絶縁構造体 4 1 の部分との間に配置され、分離を容易にすることができる。

【 0 0 8 4 】

種々の剥離ライナー 7 5 は用いられてよく、例えば、皮膚接着剤及び導電性接着剤から容易に分離されるシリコーン剥離型コーティングで被覆されたポリエステルもしくはポリプロピレン材料などのポリマーを含むライナーである。

【 0 0 8 5 】

種々の材料は、絶縁構造体 4 1 のセクション 4 4 及び 4 5 を形成するのに使用されてよい。一般に、使用者に心地よく、強くかつ薄い可撓性材料は好ましい。好ましい材料はポリマーフォーム、特に、ポリエチレンフォーム、不織パッド、特にポリエステル不織パッド、種々のタイプの紙及び透明フィルムである。透明のフィルムの制限しない例は、0.05 mm の厚さの ICI Americas, Hopewell, VA から Melinex ポリエステルフィルムとして市販されているポリエステルフィルム及び 3 M 社から Transpore 非エンボス加工テープとして市販されている外科用テープなどのポリエステルフィルムを含む。

【 0 0 8 6 】

最も好ましい材料は例外的な可撓性、延伸回復性及び呼吸性を示すメルトブローンポリウレタン繊維から製造された不織パッドである。本発明による電極において絶縁構造体 4 1 に使用されうるメルトブローンポリウレタン材料は、一般に、欧州特許公報 0 3 4 1 8 7 5 (Meyer) 及び対応する米国特許第 5, 230, 701 号明細書 (Meyer ら) に記載されており、参照により本明細書中に取り入れる。

【 0 0 8 7 】

場合により、絶縁構造体は電極 4 0 の残部と接触する表面上に皮膚用接着剤を有する。

【 0 0 8 8 】

絶縁構造体 4 1 における使用に好ましいウェブ材料 (メルトブローンポリウレタン) は約 $60 \sim 140 \text{ g/m}^2$ (好ましくは約 120 g/m^2) のウェブ基本重量を有する。このような材料は、適切な引張り強さ及び湿分蒸気透過速度を有する。好ましい湿分蒸気透過速度は、ASTM E 96 - 80 により、21 及び 50 % 相対湿度で試験したときに、約 $500 \sim 3000 \text{ g 水/m}^2 / 24 \text{ 時間}$ (好ましくは約 $500 \sim 1500 \text{ g 水/m}^2 / 24 \text{ 時間}$) である。このような材料についての利点は、それから形成されるウェブは良好な弾性及び延伸回復性を示すように製造されうることである。このことは、電極が、対象体の移動にともなって電極の一体性を損失することなく及び/又は皮膚用接着剤により与えられたシールを損なうことなく全ての方向に良好に伸長されうることを意味する。50 % の延伸後に全ての方向に少なくとも 85 % の延伸回復率を有する材料は好ましい。

【 0 0 8 9 】

種々の寸法は本明細書中に開示された生体医療電極のために使用されうることが理解されるであろう。一般に、約 $3.5 \sim 4.5 \text{ cm} \times 5.5 \sim 10 \text{ cm}$ の絶縁構造体は期待される典型的な用途に非常に適するであろう。約 $200 \sim 600 \text{ mm}$ の厚さは典型的な用途において、適度な強度及び望ましい低いレリーフ又はプロファイルを提供する。

【 0 0 9 0 】

もし、重合したマイクロエマルジョン P S A が使用されず又は領域 7 1 がなくされないならば、皮膚用接着剤として種々の材料は使用されてよいことが理解されるであろう。通常、アクリレートエステル接着剤は好ましいであろう。アクリレートエステルコポリマー接着剤は特に好ましい。このような材料は、一般に、米国特許第 2, 973, 826 号、同再発行特許第 24, 906 号、同再発行特許第 33, 353 号、同第 3, 389, 827 号

10

20

30

40

50

、同第4, 112, 213号、同第4, 310, 509号、同第4, 323, 557号、同第4, 732, 808号、同第4, 917, 928号、同第4, 917, 929号及び欧州特許公報0051 935号明細書に記載されており、それら全てを参照により本明細書中に取り入れる。

【0091】

特に、約95～約97質量%のイソクチルアクリレートと、約5～約3%のアクリルアミドとを有し、内部粘度が1.1～1.25dl/gである接着性コポリマーは現在好ましい。

【0092】

接着剤69として有用な接着剤は両面粘着テープの形態の上記のアクリレートエステル接着剤のいずれかであることができる。現在好ましい接着剤は、内部粘度が約1.3～1.45dl/gであることを除いては皮膚用接着剤のために現在好ましい接着剤と同一の接着剤である。

【0093】

導電性接着剤の領域70のために、導電性媒体の領域14のために有用であるとして上記に記載したような導電性接着剤は好ましい。

【0094】

種々の層の寸法及び関連したその形態は、図4において幾分か強調されて示されており、その構造の理解を容易にするものであることが理解されるであろう。一般に、導電性部材42の多層構造にもかかわらず、導電性部材42において非常にわずかなS型の曲がりを有する全体にわたって実質的に平坦な外観は配列によって得られる。

【0095】

別の生体医療電極構造は断面で図9に示されている。電極80はスナップ84によりカバーされている開口部83を有する非導電性バッキング82を有し、スナップ84を通してスタッド又はアイレット85が突き抜けている。スナップ84はアイレット85に固定されており、電気計器への電気接続点を提供している。本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAの領域86はアイレット84及びバッキング82をカバーしている。剥離ライナー88は使用前のPSA領域86を保護する。バッキング82は絶縁構造体41と同一又は同様の材料から製造されてよい。アイレット85はプラスチックの金属メッキされたアイレット（例えば、Micron Products, Fitchburg, MAから市販されている、銀メッキされそして塩素化されたABSプラスチックアイレット）であることができる。スナップ84は金属製スナップ（例えば、Eyelets for Industry of Thomason, CTから市販されているステンレススチールアイレットNo. 304）であることができる。電極80において本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAが生体適合性皮膚用接着剤及びイオン導電性媒体の両方として作用することができるので電極80は特に好ましい。比較により、非接着性であるがイオン導電性であるゲルパッドを生体適合性皮膚用接着剤のスカートが包囲する必要があるモニタリング用電極、例えば、3M社から市販されているRed Dot（商標）ブランドの電極は、より複雑な構造体である。

【0096】

導電性接着剤として本発明を用いることができる生体医療電極の他の例は、米国特許第4, 527, 087号、同第4, 539, 996号、同第4, 554, 924号、同第4, 848, 353号（全てEngel）、同第4, 846, 185号（Carim）、同第4, 771, 713号（Roberts）、同第4, 715, 382号（Strand）、同第5, 133, 356号（Bryanら）に開示された電極を含み、それらの開示を参照により本明細書中に取り込む。このような電極の製造方法は、本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAがこれらの特許に開示されている導電性接着剤の領域及び場合により皮膚用接着剤の領域で代替されうることを除いてはこのような特許において開示されている。これら種々の電極構造体に含まれるのは、米国特許第4, 848, 353号（Engel）明細書の図4及び5に開示されるような特に好ましい電極構造体であり、そこで、導電性接着剤36は本発明の重合したマイクロエマルジョンPSAで置き換えられ、また、生体適合性PSA32は場合によりなくし

10

20

30

40

50

てよく、又は、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A で置き換えられてよい。

【 0 0 9 7 】

診断用 E K G 手順のために使用されるときに、図 1 及び 2 に示されている電極又は米国特許第 4 , 5 3 9 , 9 9 6 号明細書に示されている電極は好ましい。モニタリング心電図 (E C G) 手順のために使用されるときに、図 3 及び 4 に示されている電極及び米国特許第 4 , 5 3 9 , 9 9 6 号、同第 4 , 8 4 8 , 3 5 3 号、同第 5 , 0 1 2 , 8 1 0 号及び同第 5 , 1 3 3 , 3 5 6 号明細書中に開示されている電極は好ましい。

【 0 0 9 8 】

幾つかの場合に、生体医療用導電体は米国特許第 4 , 8 4 8 , 3 5 3 号明細書に見られるように、生体医療電極の周囲から延在している導電性タブであることができ、又は、米国特許第 5 , 0 1 2 , 8 1 0 号明細書に見られるように、絶縁性バックング部材中のスリット又はシームを通して延在している導電体部材であることができる。さもなければ、電気通信のための手段は、米国特許第 4 , 8 4 6 , 1 8 5 号明細書に開示されているように、アイレット又は他のスナップタイプのコネクターであることができる。又は、米国特許第 5 , 0 1 2 , 8 1 0 号明細書に見られるような導電性タブはそれに固定されたアイレット又は他のスナップタイプのコネクターを有することができる。

【 0 0 9 9 】

医療用皮膚カバー

本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A を使用し、場合により、抗微生物剤及び他の生体活性剤を含む、医療用皮膚カバーは、哺乳類皮膚又は哺乳類皮膚開口部の処置のために有用であり、好ましくは感染可能性に対し、そして湿分蒸気及び皮膚からの滲出物の透過のためにも有用である。

【 0 1 0 0 】

図 6 は、バックング材料 9 2 と、バックング材料 9 2 上に被覆された本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A の層 9 4 を有し、剥離ライナー 9 6 で使用まで保護されている医療用皮膚カバー 9 0 の断面図を示す。好ましくは、抗微生物剤 9 8 はバックング材料 9 2 の上の被覆の前に剤 9 8 を添加することにより層 9 4 中に含まれる。又は、層 9 4 は米国特許第 4 , 9 3 1 , 2 8 2 号 (Asmus ら) による充填シーラントとして使用されてよく、この開示を参照により本明細書中に取り入れる。

【 0 1 0 1 】

使用のために、剥離ライナー 9 6 は除去され、そして重合したマイクロエマルジョン P S A の層 9 4 は医療用テープ、負傷ドレッシング、一般的な臨床医学的用途の包帯又は水湿分吸収特性を有する他の医療用デバイスの一部として患者の皮膚に適用されることができる。

【 0 1 0 2 】

接着剤層 9 4 は、医療用テープ、ドレッシング、包帯などとしての使用のために高い湿分蒸気透過性を有する幾つかのバックング材料のいずれかから選択されるバックング材料 9 2 の層の上に被覆されることができる。適切なバックング材料は、米国特許第 3 , 6 4 5 , 8 3 5 号及び同第 4 , 5 9 5 , 0 0 1 号明細書に開示されているものを含み、それらの開示を参照により本明細書中に取り込む。押出成形可能なポリマーとして市販されている種々のフィルムの他の例は、E. I. DuPont de Nemours and Company, Wilmington, DE から入手可能な Hytrel (商標) 4056 及び Hytrel (商標) 3548 のブランドのポリエステルエラストマー、B. F. Goodrich, Cleveland, OH から入手可能な Estane ブランドのポリウレタン、又は、K. J. Quinn & Co., Maiden, MA から入手可能な Q-thane ブランドのポリウレタンを含む。

【 0 1 0 3 】

適切なバックング材料の層 9 2 と組み合わせられた、重合したマイクロエマルジョン P S A の層 9 4 はドレッシングとして使用できる。

【 0 1 0 4 】

本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A は優れた湿分蒸気透過特性を有する。接着剤

10

20

30

40

50

層 9 4 の湿分蒸気透過速度はバック層 9 2 の湿分蒸気透過速度に近く（すなわち、80 % 以内）であり、そしてときどき、それを超え、それにより、湿分蒸気及び体滲出物は哺乳類皮膚から容易に輸送されることができる。

【 0 1 0 5 】

本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A は、米国特許第 5 , 2 7 0 , 3 5 8 号明細書に記載されるように、連続の感圧接着剤マトリックス中に分散した別個のゲル粒子として使用されて、医療用途で有用な二相複合材を形成することもでき、その開示を参照により本明細書中に取り入れる。

【 0 1 0 6 】

接着剤層 9 4 は直接コーティング、ラミネーション及びホットラミネーションを含む種々の方法によりバック層 9 2 上に被覆されることができる。その後、剥離ライナー 9 6 は、直接コーティング、ラミネーション及びホットラミネーションを用いて適用することができる。

10

【 0 1 0 7 】

ラミネーション及びホットラミネーションの方法は、バック層材料層 9 2 への接着剤層 9 4 の層の上への圧力の適用又は熱と圧力の適用を伴う。ホットラミネーションのための温度は約 5 0 ~ 約 2 5 0 であり、そしてラミネーション及びホットラミネーションの両方に適用される圧力は約 0 . 1 k g / c m ² ~ 約 5 0 k g / c m ² である。

【 0 1 0 8 】

医薬輸送デバイス

20

本発明の親水性感圧接着剤組成物を用い、そして場合により、局所、経皮もしくはイオン泳動性治療剤及び賦形剤、溶剤又は浸透性向上剤を含む、医薬輸送デバイスは、哺乳類皮膚に又は皮膚を通して医薬もしくは他の活性剤を輸送するために有用である。

【 0 1 0 9 】

図 7 は、バック層 1 0 2、その上に被覆された、本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A を含む層 1 0 4 を有し、そして剥離ライナー 1 0 6 により保護されている経皮もしくは局所医薬輸送デバイス 1 0 0 の断面図を示す。医薬もしくは他の治療剤を収容するために、層 1 0 2 と層 1 0 4 との間に他の層が存在してもよい。または、図 7 に示されるように、医薬及び他の薬剤 1 0 8 は接着剤層 1 0 4 中に分散される。

【 0 1 1 0 】

30

バック層 1 0 2 は、当業者に知られておりそして医薬輸送デバイスに有用であるどのバック層材料であってもよい。このようなバック層材料の制限しない例は、ポリエチレン、エチレン - 酢酸ビニルコポリマー、ポリエチレン - アルミニウム - ポリエチレン複合材、及び、3 M 社から市販されている ScotchPak (商標) ブランドのバック層である。

【 0 1 1 1 】

剥離ライナー 1 0 6 は、当業者に知られているどの剥離ライナーであってもよい。このような市販の剥離ライナーの制限しない例は、H.P.Smith Co. から市販されているシリコーン処理されたポリエチレンテレフタレートフィルム及び 3 M 社からブランド名 ScotchPak (商標) 剥離ライナーで市販されているフルオロポリマーで被覆したポリエステルフィルムを含む。

40

【 0 1 1 2 】

治療剤 1 0 8 は当業者に知られておりそして患者の皮膚に局所的に又は皮膚を通して経皮的に又はイオン泳動的に輸送することが認可されているどの治療活性材料であってもよい。経皮輸送デバイスにおいて有用な治療剤の制限しない例は、局所もしくは経皮適用に使用される活性薬剤もしくはその塩、又は、傷治癒を促進するのに使用される成長因子である。薬剤もしくは薬理学的活性剤として特定される他の治療剤は米国特許第 4 , 8 4 9 , 2 2 4 号及び同第 4 , 8 5 5 , 2 9 4 号明細書並びに P C T 特許公報 W O 8 9 / 0 7 9 5 1 に開示されている。

【 0 1 1 3 】

50

賦形剤又は侵入性向上剤も当業者に知られている。侵入性向上剤の制限しない例はエタノール、メチルラウレート、オレイン酸、イソプロピルミリスレート及びグリセロールモノラウレートを含む。当業者に知られている他の侵入性向上剤は米国特許第4,849,224号及び同第4,855,294号明細書並びにPCT特許公報WO89/07951に開示されている。

【0114】

経皮輸送デバイスの製造方法はその構造による。

【0115】

図7に示す医薬輸送デバイス100は以下の一般方法を用いて製造できる。適切な溶剤中に、治療剤108及び所望により存在しうる賦形剤を溶解することにより溶液を調製し、それをマイクロエマルジョン中に混合し、この混合は組成物を形成する前に、組成物の形成の間に、又は、既に形成された組成物中に直接的に行なう。得られた装填された接着剤組成物を、バッキング層102上に被覆する。剥離ライナー106は装填された接着剤層104を覆うように取り付けられる。

【0116】

実施例

2種の親水性モノマー、すなわち、アクリル酸10.19gとポリオキシエチレンアクリレート23.78gとを混合することにより第一の混合物を形成した。後者はShin-Nakamura Chemical Co. Ltd., Wakayama, JapanからAM90Gエステルとして市販されている。その後、疎水性モノマーの役割を担うイソオクチルアクリレート14.89gを第一の混合物に添加し、第二の混合物を形成した。その後、PPG IndustriesからSAM211として市販されている重合性アニオン界面活性剤11.6gを第二の混合物に添加し、第三の混合物を形成した。その後、重合を誘導することができる開始剤0.05gを第三の混合物に添加して、第四の混合物を形成した。詳細には、Ciba Geigy, Hawthorne, NYからIrgacure(商標)651として市販されている2,2-ジメトキシ-2-フェニルアセトフェノンを使用した。次に、水19.2g及びKCl0.8gを含む水性混合物を調製した。この水性混合物と第四の混合物とをいっしょに混合してマイクロエマルジョンを形成した。

【0117】

例1～6の各々において、この基礎エマルジョンに対して、増粘性ポリマーとして試験している特定量の物質をさらに添加し、増粘されたマイクロエマルジョンを形成しようと試みた。これらの実験についての材料、量及び観測結果を表1に示す。

【0118】

【表1】

表1

例	試験物質	添加される重量 (グラム)	粘度, cp	観測結果
1	ポリアクリル酸溶液	6.0	300	透明
2	ポリアクリル酸溶液	4.0	100	透明
3	ポリビニルピロリドン	1.0	475	乳濁
4	ポリビニルピロリドン	1.0	75	霜状
5	ポリビニルピロリドン	1.0	100	ゲル粒子
6	グアーガム	0.2	75	ゲル粒子

【 0 1 1 9 】

例 1

この例における試験物質は分子量が約 5 5 0 , 0 0 0 であるポリアクリル酸の 1 7 % 水溶液であった。試験物質は標準的な合成技術を用いてモノマーから製造した。詳細には、重合は熱で活性化される開始剤である過硫酸カリウムにより開始され、そして反応を窒素雰囲気下で 7 6 で行なった。試験物質をミクロエマルジョンに添加したときに、ミクロエマルジョンは透明で安定なままであったが、粘度は 3 0 0 c p s まで増加し、この粘度は従来の技術を用いて非常に容易に加工可能なものとする。

【 0 1 2 0 】

例 2

この例における試験物質は B.F. Goodrich, Cleveland, OH から Good-rite K-702 として市販されており、分子量が約 2 4 0 , 0 0 0 であるポリアクリル酸 2 5 % 水溶液である。ここでも、ミクロエマルジョンは透明で安定なままであったが、より小さい粘度増加を達成するために、ずっと多量の増粘剤が要求された。

【 0 1 2 1 】

例 3

この例における試験物質は ISP Technologies, Wayne, NJ から K - 3 0 として市販されており、分子量が約 6 6 , 0 0 0 のポリビニルピロリドン (P V P) である。これは失敗例であり、溶液がミクロエマルジョンの脱安定化に首尾一貫した乳濁外観を示し、そして使用不可能であった。ポリアクリル酸と同様に、P V P は主鎖に結合した極性部分を有するビニルポリマーであるが、増粘剤として不適切であるようであり、そしてアクリル酸基の重要性を示したことになる。

【 0 1 2 2 】

例 4

この例における試験物質は ISP Technologies から K - 9 0 として市販されており、分子量が約 1 , 5 0 0 , 0 0 0 のポリビニルピロリドン (P V P) である。これもさらなる失敗例であり、溶液が一貫して霜状外観を示し、そして使用不可能であった。

【 0 1 2 3 】

例 5

この例における試験物質は ISP Technologies から K - 1 2 0 として市販されており、分子量が約 3 , 5 0 0 , 0 0 0 のポリビニルピロリドン (P V P) である。これもさらなる失敗例であり、溶液が可視性ゲル粒子を示し、そして使用不可能であった。

【 0 1 2 4 】

例 6

この例における試験物質はガラクトース単位とマンノース単位とから形成された、分子量が約 2 2 0 , 0 0 0 の天然ポリマーであるグアーガムであった。それは Rhone Poulenc, Vernon, TX から粉末形態で市販されている。これもさらなる失敗例であり、溶液は可視性ゲル粒子を示し、そして使用不可能であった。従来の導電性接着剤において増粘させる化合物は特殊なケースの二連続導電性接着剤において有効でないことを示している。

【 0 1 2 5 】

例 7

ミクロエマルジョンを以下のとおりに調製した。アクリル酸 1 4 g と、Shin-Nakamura Chemical Co. Ltd., Wakayama, Japan から A M 9 0 G エステルとして市販されているポリオキシエチレンアクリレート 1 4 g の 2 種の親水性モノマーを混合することにより第一の混合物を形成した。これに、疎水性モノマーの役割を担うイソオクチルアクリレート 1 4 g を添加した。この第二の混合物に、ICI から入手可能な 1 8 g の界面活性剤 Brij (商標) 9 7 を添加して、第三の混合物を形成した。その後、Ciba Geigy Corp. から入手可能な 0 . 5 g の Irgacure (商標) 2 9 5 9 を添加して、第四の混合物を形成した。その後、水 2 3 g 、K C l 1 . 2 g 及びプロピレングリコール 1 0 g を含む水性混合物を調製した。この水性混合物と第四の混合物とをいっしょに合わせてミクロエマルジョンを得た。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 6 】

このマイクロエマルジョンに、例 1 により調製した、分子量が約 5 5 0 , 0 0 0 であるポリ
アクリル酸の 1 7 % 水溶液を添加した。この溶液をマイクロエマルジョンに加えたときに、
マイクロエマルジョンは透明で安定なままであり、そして粘度は約 2 0 0 c p s に増加し、
従来の技術を用いて容易に加工可能であった。

【 0 1 2 7 】

例 8

例 1 の増粘されたマイクロエマルジョンを、その後、ナイフコーターを用いて基材としての
剥離ライナー上に被覆した。2 5 ミル (0 . 6 4 m m) の厚さのコーティングが得られる
ようにナイフを設定した。Sylvania, Danvers, MA から市販されている 3 5 0 ブラックラ
イトを用いて紫外線に暴露することにより、被覆されたマイクロエマルジョン中で重合を誘
導した。1 8 0 0 m J / c m ² の合計照射量を約 7 分間にわたって適用し、導電性の二連
続接着剤を形成した。この導電性接着剤は人の皮膚に対する優れた付着性を有した。

【図面の簡単な説明】

【図 1】哺乳類の患者の心臓の状態を診断又はモニターするために使用される、本発明の
重合したマイクロエマルジョン P S A を含む生体医療電極の上面図である。

【図 2】図 1 の生体医療電極の断面図である。

【図 3】心臓の状態のより長期間にわたる診断又はモニターのために使用される、本発明
の重合したマイクロエマルジョン P S A を含むモニタリング用生体医療電極の上面図である
。

【図 4】図 3 のモニタリング用生体医療電極の断面図である。

【図 5】本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A 及びスタッドコネクタを含む別の
モニタリング用生体医療電極の断面図である。

【図 6】本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A を含む医療用哺乳類皮膚カバーの断
面図である。

【図 7】本発明の重合したマイクロエマルジョン P S A を含む医薬輸送デバイスの断面図で
ある。

【符号の説明】

- 1 0 ... 電極
- 1 2 ... 保護用剥離ライナー
- 1 4 ... 生体適合性で接着性の導電性媒体の領域
- 1 6 ... 電気通信手段
- 1 8 ... 導電性インターフェース部分
- 2 0 ... タブ部分

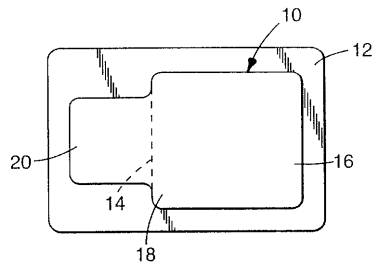
10

20

30

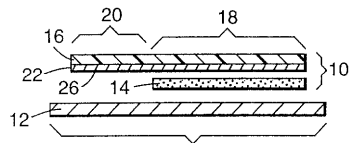
【図 1】

図 1



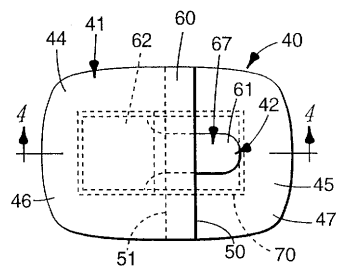
【図 2】

図 2



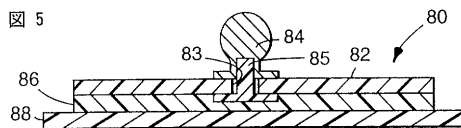
【図 3】

図 3



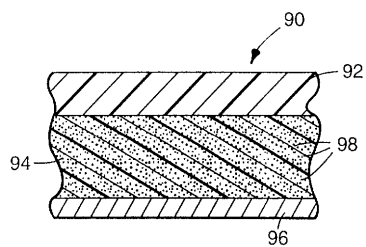
【図 5】

図 5



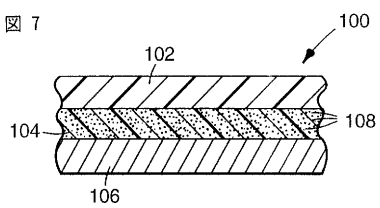
【図 6】

図 6



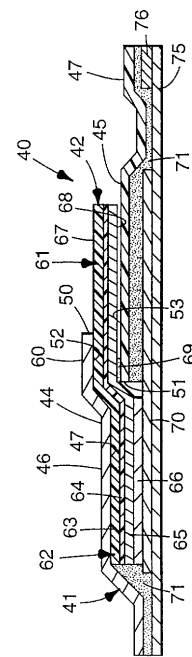
【図 7】

図 7



【図 4】

図 4



フロントページの続き

(74)代理人 100081330

弁理士 樋口 外治

(72)発明者 ローザ ウイ

アメリカ合衆国, ミネソタ 55144-1000, セント ポール, スリーエム センター

(72)発明者 チュン アイ・ヤン

アメリカ合衆国, ミネソタ 55144-1000, セント ポール, スリーエム センター

審査官 吉 澤 英一

(56)参考文献 国際公開第00/004079(WO, A1)

特開平11-061090(JP, A)

特開平03-220280(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

C08F 2/00-2/60

C08F 265/00

C09J 1/00-201/10