

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7682019号

(P7682019)

(45)発行日 令和7年5月23日(2025.5.23)

(24)登録日 令和7年5月15日(2025.5.15)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 K	9/16 (2006.01)	A 6 1 K	9/16
A 6 1 K	9/50 (2006.01)	A 6 1 K	9/50
A 6 1 K	47/02 (2006.01)	A 6 1 K	47/02
A 6 1 K	47/26 (2006.01)	A 6 1 K	47/26
A 6 1 K	47/34 (2017.01)	A 6 1 K	47/34

請求項の数 13 外国語出願 (全47頁) 最終頁に続く

(21)出願番号	特願2021-85890(P2021-85890)
(22)出願日	令和3年5月21日(2021.5.21)
(62)分割の表示	特願2019-208044(P2019-208044) の分割
原出願日	平成26年12月16日(2014.12.16)
(65)公開番号	特開2021-120413(P2021-120413 A)
(43)公開日	令和3年8月19日(2021.8.19)
審査請求日	令和3年6月18日(2021.6.18)
審判番号	不服2023-4578(P2023-4578/J1)
審判請求日	令和5年3月17日(2023.3.17)
(31)優先権主張番号	61/916,555
(32)優先日	平成25年12月16日(2013.12.16)
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)

(73)特許権者	596060697 マサチューセッツ インスティテュート オブ テクノロジー アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 2 1 3 9 ケンブリッジ, マサチューセッツ ・アヴェニュー・7 7
(73)特許権者	515116467 トキタエ エルエルシー アメリカ合衆国, 9 8 0 0 7 ワシントン 州, ベルビュー イーストゲート ウェ イ サウスイースト 1 4 3 6 0
(74)代理人	100078282 弁理士 山本 秀策
(74)代理人	100113413 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 マイクロモールド成形された、または3次元印刷されたパルス放出ワクチン製剤

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生分解性かつ生体適合性のポリマーシェルの含む複数のポリマーマイクロ粒子であって、前記シェルは、治療用、予防用または診断用薬剤からなる群から選択される薬剤を含むコア空間を画定し、前記シェルは、多層構造物であり、3次元印刷またはマイクロモールドニングによって生成されており、前記薬剤は、分解時に前記生体適合性のポリマーシェルの前記コア空間から放出され、前記複数のポリマーマイクロ粒子は個体への投与に好適である、複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項 2】

3次元印刷によって作製されている、請求項 1 に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項 3】

前記コア空間に、前記薬剤が充填、ピペッティングまたは噴射されている、請求項 1 または 2 に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項 4】

前記コア空間がキャッピングされている、請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項 5】

21ゲージの針を通して送達することができる、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項 6】

10

20

２３ゲージの針を通して送達することができる、請求項１～４のいずれかに記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項７】

前記複数のポリマーマイクロ粒子が安定化剤を含み、前記安定化剤が、糖、油、脂質、および炭水化物からなる群から選択され、好ましくは糖であり、最も好ましくはスクロース、トレハロース、およびそれらの組み合わせからなる群から選択される糖であり、必要に応じて糖ガラスの形態である化合物を含む、請求項１～６のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項８】

前記ポリマーが加水分解による生分解性であり、好ましくはポリエステルであり、最も好ましくはポリ（乳酸）、ポリ（グリコール酸）、およびそれらのコポリマーからなる群から選択される、請求項１～７のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

10

【請求項９】

１０～９０日の間隔で、好ましくは３０～６０日の間隔で放出を提供する、請求項１～８のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項１０】

前記複数のポリマーマイクロ粒子が、注射用であるか、または移植用であるか、または鼻、肺、口腔、膣および直腸表面からなる群から選択される粘膜表面に適用可能である、請求項１～９のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項１１】

20

前記複数のポリマーマイクロ粒子が、ポリ（乳酸-コ-グリコール酸）（PLGA）である前記ポリマーを含み、必要に応じて、前記複数のポリマーマイクロ粒子が緩衝剤をさらに含み、必要に応じて、前記緩衝剤が、水酸化マグネシウム、水酸化アルミニウムおよびミリスチン酸からなる群から選択される、請求項１～１０のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【請求項１２】

マイクロモルディングによって形成されている、請求項１に記載の複数のポリマーマイクロ粒子であって、前記複数のポリマーマイクロ粒子は、前記複数のポリマーマイクロ粒子の集団内で均一なマイクロメートルスケールの寸法および薬物搭載を含む、複数のポリマーマイクロ粒子。

30

【請求項１３】

前記薬剤をそれを必要とする個体に送達する方法における使用のための、請求項１～１２のいずれか１項に記載の複数のポリマーマイクロ粒子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

発明の分野

本発明は概して、ワクチンの複数回の放出を提供する注射用ワクチン製剤の分野内にある。

【背景技術】

40

【０００２】

発明の背景

ワクチンは典型的には抗原の初期用量、続いて初期投与後の、典型的には１０～６０日後の規定の回数の１またはそれを超えるブースター用量を含む。世界の大部分で、ブースター用量の投与の必要性は、ワクチンの実用性を明らかに制限し、ならびに農業適用における経費および困難を増加させる。

【０００３】

ポリマーミクロスフェアは、効果的なワクチン送達ベヒクルである可能性を有する。それらは抗原提示細胞（APC）のターゲティングを強化する能力を有し、そして抗原の制御された、持続放出の可能性を有し、それによって複数回のワクチン接種の必要性を排除

50

する可能性がある。さらにポリマーマトリックスは、不適な外部環境からのシールドとして作用でき、そして有害反応を低減させ、そして免疫低下した個体において、ワクチン株によって引き起こされる問題を抑制する可能性を有する。PLGAミクロスフェアは、バースト放出を伴う、および伴わない単回免疫化用に開発された。PLGAが提供する生分解性の性質および持続放出特性を考慮すると、PLGAから製剤化されたミクロスフェアは、ワクチンの送達に有用であり得る。Kirbyら、Chapter 13: Formation and Characterisation of poly(lactide-co-galactide) PLGA microspheres (2013) にまとめられている。PLGA系のマイクロ粒子は、ダブルエマルジョン溶剤蒸発、ナノ沈殿、クロソフロー濾過、塩析技術、エマルジョン拡散法、ジェットミリングおよび噴霧乾燥によって従来の生成される。Kirbyら、Chapter 13: Formation and Characterisation of poly(lactide-co-galactide) PLGA microspheres (2013) にまとめられている。PLGAミクロスフェアを製剤化して、アジュバントとして作用できる、薬物およびタンパク質を含む様々な部分 (moiety) を組み込むこともできる。これらの方法によって生成されたPLGA粒子を凍結乾燥し、そして後の使用および送達のために保存できることが企図されてきた。

【0004】

Hanesら、Adv. Drug. Del. Rev., 28: 97 - 119 (1997) は、ポリマーミクロスフェアを作製して、サブユニットタンパク質およびペプチド抗原を、それらの天然形態で連続様式またはパルス様式で数週間から数か月間、信頼でき、そして再現性のある動態で送達して、ブースター免疫化の必要性を取り除く試みに関して報告している。ミクロスフェアは、カプセル封入された抗原に及ぼすそれらの保護効果および腸管のパイエル板によって取り込まれるそれらの能力ゆえに、経口ワクチン送達のキャリアとしての可能性を有している。ポリマーマトリックス内に捕捉されるか、またはこれに代えて、ポリマー自体の骨格に組み込まれ、そしてポリマーが分解する場合に抗原と同時に放出される、サイトカインを含むワクチンアジュバントの共送達によって、抗原のためのこれらの最適なデポ製剤の効力が強化され得る。

【0005】

Clellandら、J. Controlled Rel., 47 (2): 135 - 150 (1997) によって報告されるように、後天性免疫不全症候群 (AIDS) のためのサブユニットワクチン (例えば、gp120) の投与は、反復免疫化を擬似するシングルショットワクチンによって促進できる。gp120のパルス放出を提供するポリ (乳酸 - コ - グリコール酸) (PLGA) ミクロスフェアを作製した。ポリマー溶剤として塩化メチレンまたは酢酸エチルのいずれかを用いて、水中油中水型マイクロカプセル化法を使用してミクロスフェアを作製した。タンパク質は、2つの別個の段階において、生理学的条件下で放出された: 初日に初期バーストが放出され、そして数週間または数か月後にタンパク質の第2バーストが放出された。タンパク質の第2バーストはPLGAの固有粘度およびラクチド/グリコリド比 (バルク浸食) に依存した。

【0006】

これらの研究により、注射用マイクロ粒子を使用してワクチン応答を達成することが可能であることが実証される。しかしながら、そのような生成物はヒトまたは動物使用のためにまだ承認されていない。抗原の効果的な搭載、カプセル封入および放出の均一性、ならびに抗原性に影響を及ぼさない、溶剤の極度な低レベルを達成することは困難である。

【0007】

熱に安定な製剤の開発によってワクチン流通のための「コールドチェーン」の必要性を無くすことで、年間約2億ドルを節約し得ると推測されている。これらの戦略の実行に伴う困難の原因は、適切な凍結保護 (cryoprotectant) 方法の欠如にある。Kirbyら、Chapter 13: Formation and Characterisation of poly(lactide-co-galactide) PLGA

10

20

30

40

50

microspheres (2013) にまとめられている。ナノワクチンに関する類似の情報および開示を、Gregoryら、Frontiers in Cell and Infect. Microbio. 3: Article 13 (2013) に見出すことができる。Nandedkar、J. Biosci. 34: 995 - 1003 (2009)。ミクロスフェアに含まれるタンパク質の安定化には問題が多い。多くの種類の安定化賦形剤が研究されている。KimおよびPack、BioMEMS and Biomedical Nanotechnology. 1: 19 - 50 (2006) にまとめられている。加えて、ミクロスフェア製作に使用されるポリマーの種類、その分解速度、分解生成物の酸性度、疎水性等もまた、組み込まれたタンパク質の安定性に影響し得る。

【0008】

10

したがって、2回またはそれを超える回数でカプセル封入された抗原の放出を提供する注射用ポリマー製剤を提供することは本発明の目的である。

【0009】

カプセル封入された抗原に損傷を与えず、そして安定化できる注射用ポリマー製剤を提供することは本発明のさらなる目的である。

2回またはそれを超える回数でカプセル封入された抗原の放出を提供する注射用ポリマー製剤のマイクロモルディングおよび3次元印刷のための方法および材料、ならびに得られた製剤を提供することが本発明のなおさらなる目的である。

【先行技術文献】

【非特許文献】

20

【0010】

【文献】Kirbyら、Chapter 13: Formation and Characterisation of polylactide-co-galactide PLGA microspheres (2013)

【文献】Hanesら、Adv. Drug. Del. Rev., 28: 97 - 119 (1997)

【文献】Clelandら、J. Controlled Rel. 47(2): 135 - 150 (1997)

【文献】Gregoryら、Frontiers in Cell and Infect. Microbio. 3: Article 13 (2013)

30

【文献】Nandedkar、J. Biosci. 34: 995 - 1003 (2009)

【文献】KimおよびPack、BioMEMS and Biomedical Nanotechnology. 1: 19 - 50 (2006)

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

好ましくは2つまたはそれを超える期間で放出する、抗原の単回注射のためのエマルジョン系およびマイクロモルド成形された(「MM」)、または3次元印刷(「3DP」)されたポリマー製剤を開発した。製剤を好ましくは生体適合性、生分解性ポリマーで形成する。単独で、または他の抗原、アジュバント、安定剤、および放出調整剤との組み合わせで抗原をカプセル封入する別個の領域が製剤内に存在する。抗原は好ましくは投与時に賦形剤中に存在するか、または即時放出のために製剤の表面に存在し、そして抗原の初回放出から10~45日後に放出するために、必要に応じて1つまたはそれを超えるさらなる期間に10~90日間隔で抗原を放出するために製剤内に組み込まれている。トレハロースガラスのような安定化剤の使用により抗原を安定化し得る。ポリオに対する免疫化のための好ましい実施形態では、投与のときに、そしてその2、4および6か月後に抗原を放出する。好ましい実施形態では、放出のバースト間の漏れは最小であり、そして放出は狭い時間枠で生じる。

40

【0012】

研究により、オーバーラップがなく、カプセル封入された抗原に対する分解または損傷

50

が最小である、抗原の別個の放出を提供するポリマーおよび溶剤系の選択が実証される。好ましい溶剤としては、塩化メチレンおよびクロロホルムが挙げられ、そして好ましいポリマーはポリ乳酸（「PLA」）、ポリグリコール酸（「PGA」）、およびそれらのコポリマー（「PLGA」）である。

【0013】

針またはカニューレを介する皮下または筋肉内注射用に、鼻腔内のような粘膜領域への局所注射用に、または表皮への乱切によるために、製剤を設計する。好ましい適用は、細菌、ウイルス、原虫および寄生生物のような感染病原体に対して効果的な免疫応答を引き出す抗原の投与のためのものである。しかしながら、製剤は、他の治療用、予防用または診断用薬剤を単独でまたは抗原と組み合わせて投与するために使用してもよい。

10

本発明の実施形態において、例えば以下の項目が提供される。

（項目1）

抗原を、必要に応じて前記抗原のための安定剤と組み合わせて含む生体適合性ポリマーのエマルジョン製剤、3次元印刷、またはマイクロモールディングによって形成されたポリマー製剤であって、前記抗原が、インビボで免疫応答を引き出すのに有効な量で規定の期間に放出される、ポリマー製剤。

（項目2）

治療用、予防用、栄養補助用、または診断用薬剤を、必要に応じて安定剤と組み合わせて含む生体適合性ポリマーのエマルジョン製剤、3次元印刷、またはマイクロモールディングによって形成されたポリマー製剤であって、前記薬剤が少なくとも2つの異なる時点で、または異なる放出動態で、前記製剤の別個の領域から放出される、ポリマー製剤。

20

（項目3）

前記薬剤が1つまたはそれを超える抗原であり、前記抗原が、インビボで免疫応答を引き出すのに有効な量で規定の期間に放出される、項目2に記載の製剤。

（項目4）

投与時に賦形剤中に存在するか、前記製剤の表面に存在するか、または前記製剤と混合された、インビボで免疫応答を引き出すのに有効な量の抗原をさらに含む、項目1または3に記載の製剤。

（項目5）

糖、油、脂質、および炭水化物、好ましくは糖であり、最も好ましくはスクロース、トレハロース、およびそれらの組み合わせからなる群から選択され、必要に応じて糖ガラスの形態である糖からなる群から選択される安定化剤をさらに含む、項目1または2に記載の製剤。

30

（項目6）

前記抗原が感染病原体または腫瘍に対して免疫応答を引き出す、項目1または3に記載の製剤。

（項目7）

前記感染病原体がウイルス、細菌、真菌または原虫である、項目6に記載の製剤。

（項目8）

前記ウイルスがポリオ、インフルエンザ、肝炎、ロタウイルス、麻疹、ムンプス、風疹、および水痘からなる群から選択される、項目7に記載の製剤。

40

（項目9）

前記細菌がジフテリア（*D i p t h e r i a*）、百日咳（*P e r t u s s i*）、破傷風菌、肺炎球菌、および髄膜炎菌からなる群から選択される、項目7に記載の製剤。

（項目10）

前記抗原が、腫瘍に対するT細胞応答を選択的に引き出す腫瘍抗原である、項目6に記載の製剤。

（項目11）

前記ポリマーが加水分解による生分解性であり、好ましくはポリエステルであり、最も好ましくはポリ（乳酸）、ポリ（グリコール酸）、およびそれらのコポリマーからなる群

50

から選択される、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 2)

10 ~ 90 日の間隔で、好ましくは 30 ~ 60 日の間隔で放出を提供する、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 3)

マイクロ粒子、マイクロカプセル、またはミクロスフェアの形態である、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 4)

前記製剤が注射用である、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 5)

前記製剤が移植可能である、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 6)

前記製剤は、鼻、肺、口腔、膣および直腸からなる群から選択される粘膜表面に適用することができる、項目 1 または 2 に記載の製剤。

(項目 1 7)

治療用、予防用、栄養補助用または診断用薬剤を、それを必要とする個体に送達する方法であって、前記個体に項目 1 ~ 16 のいずれかに記載の製剤を投与することを含む、方法。

(項目 1 8)

前記製剤が、抗原を、必要に応じて前記抗原のための安定剤と組み合わせて含む生体適合性ポリマーの 3 次元印刷またはマイクロモールディングによって形成されたポリマー製剤であって、前記抗原が、インピボで免疫応答を引き出すのに有効な量で規定の期間に放出される、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 1 9)

前記抗原が 2 か月またはそれを超える月間隔で放出され、前記抗原がポリオまたは D P T である、項目 1 8 に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図 1】図 1 は、PLA 上で 2.6 倍の三価 IPV を、室内の温度および湿度で 16 時間乾燥させた後に保持された D 抗原のパーセンテージに及ぼす、賦形剤：ワクチン比低下の影響を示す棒グラフである。賦形剤：10%ソルビトール、8.5%MSG、8.5%MgCl₂。

【図 2】図 2 は、37 °C で湿気のある環境で賦形剤を伴う、凍結乾燥した IPV (I 型、II 型、および III 型) の長期間安定性を示す線グラフである。安定性を経時的な (日) 回収パーセント (回収%) として表現する。線グラフでは、I 型 IPV に関する線を (1) と指定し、II 型 IPV に関する線を (2) と指定し、そして III 型 IPV に関する線を (3) と指定する。

【図 3】図 3 A および 3 B は、PLLA (50 kD) からの、モデルタンパク質であるウシ血清アルブミン (「BSA」) (図 3 A、μg / 10 mg のミクロスフェア; 図 3 B、% BSA) の、5% BSA および 0.5% BSA に関する経時的な (週) 放出のグラフである。

【図 4】図 4 A および 4 B は、PLLA (100 kD) からの、モデルタンパク質であるウシ血清アルブミン (「BSA」) (図 4 A、μg / 10 mg のミクロスフェア; 図 4 B、% BSA) の、5% BSA および 0.5% BSA に関する経時的な (週) 放出のグラフである。

【図 5】図 5 A および 5 B は、PLLA (300 kD) からの、モデルタンパク質であるウシ血清アルブミン (「BSA」) (図 5 A、μg / 10 mg のミクロスフェア; 図 5 B、% BSA) の、5% BSA および 0.5% BSA に関する経時的な (週) 放出のグラフである。

【図 6】図 6 A および 6 B は、P (d, l) LA (20 kD) からの、モデルタンパク質

10

20

30

40

50

であるウシ血清アルブミン（「BSA」）（図6A、 $\mu\text{g}/10\text{mg}$ のミクロスフェア；図6B、%BSA）の、5%BSAおよび0.5%BSAに関する経時的な（週）放出のグラフである。

【図7】図7Aおよび7Bは、PLGA製剤（図7A）およびボーラス注射（図7B）に関する、経時的な（週）タンパク質放出のグラフである。

【図8】図8Aおよび8Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA（50：50）（20kD）からの、0.5%の別のモデルタンパク質卵白アルブミン（「OVA」）の放出と比較した、0.5%のモデルタンパク質であるウシ血清アルブミン（「BSA」）（図8A、 $\mu\text{g}/10\text{mg}$ のミクロスフェア；図8B、%BSA）の、経時的な（週）放出のグラフである。

10

【図9】図9Aおよび9Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA（50：50）（31kD）からの、5%の別のモデルタンパク質卵白アルブミン（「OVA」）の放出と比較した、5%のモデルタンパク質であるウシ血清アルブミン（「BSA」）（図9A、 $\mu\text{g}/10\text{mg}$ のミクロスフェア；図9B、%BSA）の、経時的な（週）放出のグラフである。

【図10】図10Aおよび10Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA（50：50）（31kD）からの、0.5%の別のモデルタンパク質卵白アルブミン（「OVA」）の放出と比較した、0.5%のモデルタンパク質であるウシ血清アルブミン（「BSA」）（図10A、 $\mu\text{g}/10\text{mg}$ のミクロスフェア；図10B、%BSA）の、経時的な（週）放出のグラフである。

20

【図11】図11Aおよび11Bは、エマルジョンによって（図11A）、および3D印刷またはマイクロモールディング（図11B）によって作製された粒子の概略図であり、ならびにボーラス注射からのタンパク質の放出をモデル化している、エマルジョン粒子（図11C）および3DP粒子（図11D）からのタンパク質の放出である。図11Eは、ボーラス注射をシミュレーションする、1か月経過時のポリマー分解に基づくバーストの概略図である。

【図12】図12A～12Dは、3D印刷プロセスの概略図である：PLGA粒子の構造を作り出し（図12A）、薬物またはタンパク質を粒子に充填し（図12B）、薬物またはタンパク質を乾燥させ（図12C）、そして粒子をカプセル封入する（図12D）。

【図13】図13は、印刷中に圧電式のノズルジェットから「インク」（ポリマー溶液）の均一な単独の液滴を生成するために最適化されるべき波形パラメータの概略図である。

30

【図14A B】図14A～14Cは、糖賦形剤である1Mトレハロース、1Mスクロース、および3Mスクロースと共に凍結乾燥し、次いで4、25または37でインキュベートした後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図14C】図14A～14Cは、糖賦形剤である1Mトレハロース、1Mスクロース、および3Mスクロースと共に凍結乾燥し、次いで4、25または37でインキュベートした後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図15A】図15Aおよび15Bは、0、0.5、0.75、1または1.25Mトレハロース、1と共に凍結乾燥し、次いで4（図15A）または25（図15B）でインキュベートした後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

40

【図15B】図15Aおよび15Bは、0、0.5、0.75、1または1.25Mトレハロース、1と共に凍結乾燥し、次いで4（図15A）または25（図15B）でインキュベートした後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図16A】図16Aおよび16Bは、溶剤としてテトラフルオロエチレン（「TFE」）、ジクロロメタン（「DCM」）、またはTFEおよびDCMを用いて、糖賦形剤無しで（図16A）または賦形剤として0.75Mトレハロースを用いて（図16B）、溶剤

50

が蒸発するまで溶剤と混合した後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図16B】図16Aおよび16Bは、溶剤としてテトラフルオロエチレン（「TFE」）、ジクロロメタン（「DCM」）、またはTFEおよびDCMを用いて、糖賦形剤無しで（図16A）または賦形剤として0.75Mトレハロースを用いて（図16B）、溶剤が蒸発するまで溶剤と混合した後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図17A】図17Aは、0Mの糖、0.5Mトレハロース、または0.5Mトレハロース・スクロースを伴うIVPを3D-印刷されたPLA基材に印刷し、そして25℃、相対湿度22%で乾燥させた後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。図17Bは、0.25Mトレハロースまたは0.5Mトレハロース・スクロースを伴うIVPを3D-印刷されたPLA基材に印刷し、そして25℃、相対湿度10.7%で乾燥させた後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図17B】図17Aは、0Mの糖、0.5Mトレハロース、または0.5Mトレハロース・スクロースを伴うIVPを3D-印刷されたPLA基材に印刷し、そして25℃、相対湿度22%で乾燥させた後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。図17Bは、0.25Mトレハロースまたは0.5Mトレハロース・スクロースを伴うIVPを3D-印刷されたPLA基材に印刷し、そして25℃、相対湿度10.7%で乾燥させた後に保持されたD抗原（I型、II型、およびIII型IPV）のパーセントのグラフである。

【図18A】図18Aおよび18Bは、0.5または0.75Mトレハロースと共に凍結乾燥し、次いで25℃でインキュベートした後（図18A）、またはピペッティングされた0.5Mトレハロース・スクロースもしくは噴射された0.5Mトレハロース・スクロースと共に凍結乾燥し、次いで25℃、相対湿度10.7%で乾燥させた後（図18B）に保持されたD抗原のパーセントのグラフである。

【図18B】図18Aおよび18Bは、0.5または0.75Mトレハロースと共に凍結乾燥し、次いで25℃でインキュベートした後（図18A）、またはピペッティングされた0.5Mトレハロース・スクロースもしくは噴射された0.5Mトレハロース・スクロースと共に凍結乾燥し、次いで25℃、相対湿度10.7%で乾燥させた後（図18B）に保持されたD抗原のパーセントのグラフである。

【図19AB】図19A～19Cは、注射後1週目（図19A）、2週目（図19B）、および4週目（図19C）に表3に提示された群に関してプロットされた抗-BSA IgG（抗体）力価を示す（log₂値で）グラフである。陰性対照は全てゼロであり、そしてミクロスフェア製剤は、ボーラス対照と比較して、同等またはより強い応答を生じている。（F4およびF8は空のミクロスフェアであり、薬物は含まれない；表4参照）。

【図19C】図19A～19Cは、注射後1週目（図19A）、2週目（図19B）、および4週目（図19C）に表3に提示された群に関してプロットされた抗-BSA IgG（抗体）力価を示す（log₂値で）グラフである。陰性対照は全てゼロであり、そしてミクロスフェア製剤は、ボーラス対照と比較して、同等またはより強い応答を生じている。（F4およびF8は空のミクロスフェアであり、薬物は含まれない；表4参照）。

【図20】図20A～20Cは、製剤C（図20A）、製剤G（図20B）、および製剤E（図20C）を用いて調製されたミクロスフェアのサイズ分布を示すヒストグラムである。図20D～20Fは、製剤C（図20D）、製剤G（図20E）、および製剤E（図20F）の容積分布を示すヒストグラムである。

【図21】図21A～21Dは、0.5、3、または5重量%BSAを含有する7～17kDaの50:50PLGA（図21A）、24～38kDaの50:50PLGA（図21B）、38～54kDaの50:50PLGA（図21C）、および4～15kDaの75:25PLGA（図21D）を用いて製剤化されたミクロスフェアからの毎週のBSA放出を示す（パーセンテージ（%）で）線グラフである。エラーバーは標準偏差を表

10

20

30

40

50

す。

【図 2 2】図 2 2 A および 2 2 B は、マイクロ粒子から放出された B S A に対するマウス血清における I g G 抗体力価を示す線グラフであり、そして \log_2 スケールでの経時的な幾何平均としてプロットされている。図 2 2 A は、一連の 3 用量に一致するボーラス B S A 注射と比較した、低用量製剤 C および G を示す。図 2 2 B は、その用量に一致するボーラス対照と比較した、高用量製剤 E を示す。ボーラス B S A を対照群で 0、4、および 8 週目に注射した。塗りつぶした記号は、A (3 群) に関して A N O V A 分析、および B (2 群) に関してスチューデント t 検定を使用して決定されたその時点での、同形の塗りつぶしていない記号の群と用量が一致する対照との間の有意差を示す。1、2、および 3 つの塗りつぶした記号は、それぞれ $p < 0.05$ 、 $p < 0.01$ 、および $p < 0.001$ を示し、そしてエラーバーは標準偏差を表す。

10

【図 2 3】図 2 3 A および 2 3 B は、低用量 (図 2 3 A) および高用量 (図 2 3 B) の B S A での免疫化によって誘起されるピーク力価を示すドットプロットである。全てのマイクロ粒子製剤に関するピーク力価は 4 週目に生じたが、両方のボーラス注射群は 10 週目でピークになった。N S は、多重比較に関して、ホルム - ボンフェローニ補正を用いるスチューデント t 検定を使用したときの、有意水準 0.05 での有意差無しを表す。製剤 C、G、および E に関する調整した p 値はそれぞれ 0.0645、0.0543、および 0.0784 である。

【図 2 4】図 2 4 A ~ 2 4 C は、シェルのマイクロ作製の工程を示すマイクロモルディングプロセス (図 2 4 A)、薬物によるシェルの充填 (図 2 4 B)、およびキャップによるシェルの密封 (図 2 4 C) の概略図である。

20

【図 2 5】図 2 5 は、ボルテックスまたは超音波処理による有機性 / 水性混合の間の、賦形剤としてゼラチン、マルトデキストリン、プルラン、ミリスチン酸、および T w e e n 80 を伴う、または伴わない I P V の安定性 (回収%) を示す棒グラフである。

【図 2 6】図 2 6 は、ボルテックスまたは超音波処理による P L G A との有機性 / 水性混合の間の、賦形剤としてゼラチン、マルトデキストリン、プルラン、ミリスチン酸、および T w e e n 80 を伴う、または伴わない I P V の安定性 (回収%) を示す棒グラフである (s o n = 超音波処理)。

【図 2 7】図 2 7 は、一晩の凍結乾燥による乾燥の後の、または 30 ~ 35 °C で 1 時間の G e n e v a c の使用の後の、賦形剤としてプルラン、プルラン / B S A、ソルビトール / M S G / M g C l₂ を伴う I P V の安定性 (回収%) を示す棒グラフである。

30

【図 2 8】図 2 8 は、緩衝剤として A l (O H)₃ (線 (2))、ミリスチン酸 (線 (3))、および M g (O H)₂ (線 (4)) の存在下での P L G A 粒子による経時的な (日) 放出溶媒の pH における変化を示す線グラフである。緩衝剤の不在下での経時的な放出溶媒の pH における変化を表す線を (1) と標識する。

【図 2 9】図 2 9 は、P L G A 粒子による経時的な (日) 放出溶媒の pH における変化を示す線グラフである。バッファーを 2 ~ 3 日毎に交換した後に試験した P L G A 502 H に関する線を (1) と指定し、バッファーを 7 日毎に交換した後に試験した P L G A 502 H に関する線を (2) と指定し、バッファーを 2 ~ 3 日毎に交換した後に試験した P L G A 503 H に関する線を (3) と指定し、そしてバッファーを 7 日毎に交換した後に試験した P L G A 503 H に関する線を (4) と指定する。

40

【発明を実施するための形態】

【0015】

発明の詳細な説明

I . 定義

本明細書にて使用される場合の「積層造形」または「3D印刷」とは、デジタルモデルから実際に任意の形状の3次元の固体物体を作製するプロセスを指す。積層プロセスを使用して3D印刷が達成され、ここで材料の連続層は異なる形状または厚みで置かれる。いくつかの実施形態では、「3D印刷」には、ノズルを通して噴射または押し出しされ、そして所望の形状に固化された押し出し、または溶媒系のポリマー含有インク (例えば、P

50

LGA、PLLA等)が含まれる。形状は、x、yおよびz方向に制御され得る。

【0016】

本明細書にて使用される場合、「マイクロモルディング」とは、概してマイクロスケールで部品またはデバイスを製造するのに適しているプロセス、またはマイクロスケールにおいて特色または耐容性を有する部品またはデバイスを製造するのに適しているプロセスを指す。例示的な技術には、限定するものではないが、リソグラフィが含まれる。

【0017】

本明細書にて使用される場合、「マイクロデバイス」とは、1ミクロン~1000ミクロン、1ミクロン~500ミクロン、1ミクロン~250ミクロン、または1ミクロン~100ミクロンのような、マイクロスケールの寸法を有する任意の物体またはデバイスを指す。

10

【0018】

「直径」なる用語は、当該技術分野において認識されており、そして物理学的な直径または流体力学的な直径のいずれかを指すために本明細書にて使用される。エマルジョンの直径は、典型的には流体力学的な直径を指す。カプセルの直径は、球形または非球形の形状の両方で、水和状態での物理学的直径を指してよい。カプセルの内側に封入された粒子、コロイドおよびセルの直径は、水和状態での物理学的直径を指す。本明細書にて使用される場合、非球形粒子または非球形カプセルの直径は、粒子の表面の2点間の最大直線距離を指し得る。複数の粒子またはカプセルに言及する場合、粒子またはカプセルの直径は、典型的には粒子またはカプセルの平均直径を指す。粒子またはコロイドの直径は、種々の技術を使用して測定することができ、その技術には限定するものではないが、光学または電子顕微鏡、および動的光散乱が含まれる。

20

【0019】

本明細書にて使用される場合の「生体適合性」なる用語は、それ自体宿主(例えば、動物またはヒト)に対して毒性でなく、また宿主において毒性濃度でモノマーもしくはオリゴマーサブユニットもしくは他の副産物を生成する速度で分解もしない(材料が分解する場合)1つまたはそれを超える材料を指す。

【0020】

本明細書にて使用される場合の「生分解性」なる用語は、材料がその成分サブユニットに分解もしくは解体すること、または例えば生化学的プロセスによる材料のより小さな(例えば、非ポリマー性の)サブユニットへの消化を意味する。

30

【0021】

「ミクロスフェア」、「マイクロ粒子」、または「マイクロカプセル」は、当該技術分野において認識されており、そして例えば、本組成物のような生体適合性ポリマーから形成される、実質的に球形の固体または半固体構造を含み、1ミクロン~500ミクロン、1ミクロン~250ミクロン、または1ミクロン~100ミクロンのような、約1またはそれを超えて約1000ミクロンまでの範囲にわたるサイズを有する。「マイクロ粒子」なる用語もまた当該技術分野において認識されており、そしてミクロスフェアおよびマイクロカプセル、ならびに上記2つのカテゴリーのいずれかに容易に分類され得ない構造を含み、その寸法は全て平均で約1000ミクロン未満である。マイクロ粒子は球形または非球形であってよく、そして任意の規則的な、または不規則的な形状を有してもよい。構造が直径で約1ミクロン未満である場合、対応する、当該技術分野において認識されている用語である「ナノスフェア」、「ナノカプセル」および「ナノ粒子」を用いてもよい。

40

【0022】

本明細書にて使用される場合、「狭い範囲の放出」とは概して、1時間、数時間、1日、1週間、1か月等のような具体的な期間にわたって薬剤が放出されることを意味する。

【0023】

本明細書にて使用される場合、「抗原」または「ワクチン」とは、哺乳動物のような宿主生物において、特異的免疫応答を生成する任意の分子または実体を指す。

【0024】

50

本明細書にて使用される場合、「免疫応答」とは、哺乳動物のような宿主において何らかの将来的な暴露に対して免疫を生成する抗原またはワクチンに対する特異的応答を指す。

【0025】

「水溶性」とは概して、水性環境において溶解するかまたは分離する何らかのものを指す。

【0026】

本明細書にて使用される場合の「エマルジョン」とは、液体の連続相において均質に分散された液体の別個の相を指す。

【0027】

本明細書にて使用される場合、「親水性」とは、有機溶剤と比較して、水に対してより大きな親和性を有し、したがって水に溶解性である分子を指す。水（または緩衝化水溶液）と、オクタノール、酢酸エチル、塩化メチレン、またはメチルtert-ブチルエーテルのような水非混和性有機溶剤との間の分配係数を測定することにより、化合物の親水性を定量化することができる。平衡化の後に、有機溶剤中よりも水中により高い濃度の化合物が存在する場合、その化合物は親水性であると考えられる。

10

【0028】

本明細書にて使用される場合、「疎水性」とは、水と比較して、有機溶剤に対してより大きな親和性を有し、したがって有機溶剤に溶解性である分子を指す。水（または緩衝化水性溶液）と、オクタノール、酢酸エチル、塩化メチレン、またはメチルtert-ブチルエーテルのような水非混和性有機溶剤との間のその分配係数を測定することにより、化合物の疎水性を定量化することができる。平衡化の後に、水中よりも有機溶剤中により高い濃度の化合物が存在する場合、その化合物は疎水性であると考えられる。

20

【0029】

II. 製剤

A. ポリマーおよび溶剤系

ポリマー

ミクロスフェアまたはマイクロカプセルを含み、そしてエマルジョン系であるものを含む、マイクロ粒子から形成され得る製剤、またはマイクロモルディングによって調製されるもののようなデバイスは、ポリマーから形成される。抗原は分散されていてもよいし、ポリマーによってカプセル封入されていてもよい。1つの実施形態では、デバイスは、1つまたはそれを超えるワクチンまたは抗原および安定剤を含有するだけのコア、ならびに1つまたはそれを超える生分解性ポリマーのみを含有するシェルまたは粒子壁を、添加剤を伴って、または伴わずに、含有する。抗原を伴わないポリマーを使用して密封するか、または製剤の領域を他の領域から分離し、そして異なる速度で放出し得る。

30

【0030】

ポリマーは、抗原を保存する条件下で、および抗原を保存する試薬を使用して、生体適合性かつ処理可能でなければならない。製剤は、親水性ポリマー、疎水性ポリマー、両親媒性ポリマー、またはそれらの混合物から作製できる。製剤は1つまたはそれを超える親水性ポリマーを含有できる。

【0031】

親水性ポリマーとしては、デンプンおよび多糖のようなセルロース系ポリマー；親水性ポリペプチド；ポリ-L-グルタミン酸（PGS）、-ポリグルタミン酸、ポリ-L-アスパラギン酸、ポリ-L-セリン、またはポリ-L-リジンのようなポリ（アミノ酸）；ポリエチレングリコール（PEG）、ポリプロピレングリコール（PPG）、およびポリ（エチレンオキシド）（PEO）のようなポリアルキレングリコールおよびポリアルキレンオキシド；ポリ（オキシエチル化ポリオール）；ポリ（オレフィン系アルコール）；ポリビニルピロリドン；ポリ（ヒドロキシアルキルメタクリルアミド）；ポリ（ヒドロキシアルキルメタクリレート）；ポリ（サッカライド）；ポリ（ヒドロキシ酸）；ポリ（ビニルアルコール）、ならびにそれらのコポリマーが挙げられる。

40

【0032】

50

疎水性ポリマーの例としては、ポリ（乳酸）、ポリ（グリコール酸）、およびポリ（乳酸 - コ - グリコール酸）のようなポリヒドロキシ酸；ポリ 3 - ヒドロキシブチレートまたはポリ 4 - ヒドロキシブチレートのようなポリヒドロキシアлкаノエート；ポリカプロラクトン；ポリ（オルトエステル）；ポリ無水物；ポリ（ホスファゼン）；ポリ（ラクチド - コ - カプロラクトン）；チロシンポリカーボネートのようなポリカーボネート；ポリアミド（合成および天然ポリアミドを含む）、ポリペプチド、およびポリ（アミノ酸）；ポリエステルアミド；ポリエステル；ポリ（ジオキサノン）；ポリ（アルキレンアルキレート）；疎水性ポリエーテル；ポリウレタン；ポリエーテルエステル；ポリアセタール；ポリシアノアクリレート；ポリアクリレート；ポリメチルメタクリレート；ポリシロキサン；ポリ（オキシエチレン）/ポリ（オキシプロピレン）コポリマー；ポリケタール；ポリホスフェート；ポリヒドロキシバレレート；ポリアルキレンオキサレート；ポリアルキレンスクシネート；ポリ（マレイン酸）、ならびにそれらのコポリマーが挙げられる。ある特定の実施形態では、疎水性ポリマーは脂肪族ポリエステルである。好ましい実施形態では、疎水性ポリマーはポリ（乳酸）、ポリ（グリコール酸）、またはポリ（乳酸 - コ - グリコール酸）である。

【 0 0 3 3 】

製剤は 1 つまたはそれを超える生分解性ポリマーを含有できる。

【 0 0 3 4 】

生分解性ポリマーは、水に不溶性または難溶性であり、体内で水溶性材料に化学的に、または酵素的に変換されるポリマーを含み得る。生分解性ポリマーは、架橋されたポリマーを水に不溶性または難溶性にさせる加水分解性架橋基によって架橋された可溶性ポリマーを含み得る。

【 0 0 3 5 】

生分解性ポリマーとしては、ポリアミド、ポリカーボネート、ポリアルキレン、ポリアルキレングリコール、ポリアルキレンオキシド、ポリアルキレンテレフタレート、ポリビニルアルコール、ポリビニルエーテル、ポリビニルエステル、ポリビニルハライド、ポリビニルピロリドン、ポリグリコリド、ポリシロキサン、ポリウレタンおよびそのコポリマー、アルキルセルロース、ヒドロキシアルキルセルロース、セルロースエーテル、セルロースエステル、ニトロセルロース、アクリル酸およびメタクリル酸エステルのポリマー、メチルセルロース、エチルセルロース、ヒドロキシプロピルセルロース、ヒドロキシ - プロピルメチルセルロース、ヒドロキシブチルメチルセルロース、セルロースアセテート、セルロースプロピオネート、セルロースアセテートブチレート、セルロースアセテートフタレート、カルボキシエチルセルロース、セルローストリアセテート、セルロース硫酸ナトリウム塩、ポリ（メチルメタクリレート）、ポリ（エチルメタクリレート）、ポリ（ブチルメタクリレート）、ポリ（イソブチルメタクリレート）、ポリ（ヘキシルメタクリレート）、ポリ（イソデシルメタクリレート）、ポリ（ラウリルメタクリレート）、ポリ（フェニルメタクリレート）、ポリ（メチルアクリレート）、ポリ（イソプロピルアクリレート）、ポリ（イソブチルアクリレート）、ポリ（オクタデシルアクリレート）、ポリエチレン、ポリプロピレンポリ（エチレングリコール）、ポリ（エチレンオキシド）、ポリ（エチレンテレフタレート）、ポリ（ビニルアルコール）、ポリ（ビニルアセテート）、ポリ塩化ビニルポリスチレンおよびポリビニルピロリドン、それらの誘導体、直鎖および分岐鎖コポリマーおよびそれらのブロックコポリマー、ならびにそれらのブレンドが挙げられる。例示的な生分解性ポリマーとしては、ポリエステル、ポリ（オルトエステル）、ポリ（エチレンイミン）、ポリ（カプロラクトン）、ポリ（ヒドロキシブチレート）、ポリ（ヒドロキシバレレート）、ポリ無水物、ポリ（アクリル酸）、ポリグリコリド、ポリ（ウレタン）、ポリカーボネート、ポリリン酸エステル、ポリホスファゼン、それらの誘導体、直鎖および分岐鎖コポリマーおよびそれらのブロックコポリマー、ならびにそれらのブレンドが挙げられる。

【 0 0 3 6 】

両親媒性ポリマーは疎水性ポリマーブロックおよび親水性ポリマーブロックを含有する

10

20

30

40

50

ポリマーであり得る。疎水性ポリマーブロックは、1つもしくはそれを超える前記疎水性ポリマーまたはそれらの誘導体もしくはコポリマーを含有できる。親水性ポリマーブロックは1つもしくはそれを超える上記親水性ポリマーまたはそれらの誘導体もしくはコポリマーを含有できる。

【0037】

特に好ましい実施形態では、マイクロ粒子は、ポリ(乳酸)、ポリ(グリコール酸)、およびポリ(乳酸-コ-グリコール酸)のような生分解性ポリエステルまたはポリ無水物を含有する。マイクロ粒子は1つまたはそれを超える以下のポリエステルを含有できる：グリコール酸単位を含むホモポリマー(本明細書では「PGA」と称する)、ならびにポリ-L-乳酸、ポリ-D-乳酸、ポリ-D,L-乳酸、ポリ-L-ラクチド、ポリ-D-ラクチド、およびポリ-D,L-ラクチドのような乳酸単位(本明細書では総称的に「PLA」と称する)、ならびにポリ(-カプロラクトン)のようなカプロラクトン単位(本明細書では総称的に「PCL」と称する)；ならびに乳酸：グリコール酸の比によって特徴付けられる種々の形態のポリ(乳酸-コ-グリコール酸)およびポリ(ラクチド-コ-グリコリド)のような、乳酸およびグリコール酸単位を含むコポリマー(本明細書では総称的に「PLGA」と称する)；ならびにポリアクリレート、ならびにそれらの誘導体。例示的なポリマーとしてはまた、種々の形態のPLGA-PEGまたはPLA-PEGコポリマーのような、ポリエチレングリコール(PEG)と前記されたポリエステルとのコポリマーが挙げられる(本明細書では総称的に「PEG化ポリマー」と称する)。ある特定の実施形態では、PEG領域は切断可能なリンカーによってポリマーに共有結合して、「PEG化ポリマー」を生じることができる。

【0038】

製剤は1つのポリマー、または2つもしくはそれを超えるポリマーの混合物を含有できる。マイクロ粒子は安定剤、界面活性剤、または脂質のような他の実体を含有してもよい。

【0039】

溶剤

ポリマー製剤には常にいくらか残留物が存在するので、溶剤は生体適合性でなければならない。代表的なポリマー溶剤としては、クロロホルム、ジクロロメタン、テトラフルオロエチレン、および酢酸アシルのような有機溶剤が挙げられる。抗原を、アセトン、エタノール、メタノール、イソプロピルアルコール、およびそれらの混合物のような水性または水混和性溶剤に溶解できる。

【0040】

B. 治療用、予防用、栄養補助用、および診断用薬剤

ワクチンの送達に関連して記載したが、製剤を使用して種々の治療用、予防用、栄養補助用、および/または診断用薬剤の放出を提供し得ることが理解される。これらの薬剤は低分子量薬物、ホルモンまたは成長因子のようなタンパク質、免疫調整物質、抗体、核酸分子(DNA、RNA、マイクロRNA、siRNA)であってよい。

【0041】

抗原

感染病原体

送達のための抗原は、破傷風菌のような細菌、肝炎、インフルエンザ、およびポリオのようなウイルス、ならびにPlasmodium(マラリア)およびLeishmaniaのような原虫のような死滅させられたか、または弱毒化させた感染病原体である。表2にいくつかのワクチンを列挙し、その抗原は開示された製剤において使用することができる。他の抗原は、これらの感染病原体についての抗原として、癌抗原として、または免疫刺激剤として効果的な抗原性タンパク質、または炭水化物のようなハプテン、または糖抗原である。

【0042】

灰白髄炎(ポリオ)は高度に伝染性のウイルス疾患であり、神経系に侵入し、そしてほんの数時間で全身麻痺を引き起こし得る。200に1つの感染が非可逆性の麻痺に至り、

10

20

30

40

50

この麻痺は通常下肢に限定される。麻痺した人のうち、5%～10%が横隔膜の麻痺のために死亡する。ポリオのための治療はない。しかしながら、これは、ワクチン接種によって予防することができる。

【0043】

ポリオの症例は1988年以来、99%を上回って減少しており、125を超える流行国において推定350,000の症例が、2012年には、報告された症例はわずか223になった。現在2013年の始めには、世界中でわずか3か国（アフガニスタン、ナイジェリア、およびパキスタン）のみがこの疾患の流行国である。積極的なワクチン接種の努力にも関わらず、ポリオは完全には根絶されておらず、そして特に発展途上国において、依然として大流行が生じる。

10

【0044】

ポリオに対して保護する2つの型のワクチン：不活化ポリオワクチン（IPV）および経口ポリオワクチン（OPV）がある。IPVは、効果的であるためには、血流に投与する必要がある。対照的に、OPVは腸上皮を通過することにより効果的である。OPVは優れた腸免疫を付与し、投与が容易であり、そして経費が安い、生きたポリオウイルスがワクチン接種を受けたものによって排出される。これは集団全体がワクチン接種されていない場合の懸念である。

【0045】

そのように、IPVの使用は好ましい。

【0046】

20

癌抗原

変異ゆえに異常構造を有する、腫瘍細胞において生成された任意のタンパク質は、腫瘍抗原として作用できる。そのような異常タンパク質は、関連する遺伝子の変異によって生成される。異常タンパク質の生成をもたらす癌原遺伝子および腫瘍抑制因子の変異は、腫瘍の原因であり、ゆえにそのような異常タンパク質は腫瘍特異的抗原と称される。腫瘍特異的抗原の例としては、rasおよびp53遺伝子の異常生成物が挙げられる。対照的に腫瘍形成に関係しない他の遺伝子の変異は、腫瘍関連抗原と称される異常タンパク質の合成をもたらし得る。

【0047】

正常には非常に低量で生成されるが、その生成が腫瘍細胞において劇的に増加するタンパク質は免疫応答の引き金となる。そのようなタンパク質の例は、酵素チロシナーゼであり、これはメラニン生成に必要である。正常には、チロシナーゼは微量で生成されるが、そのレベルはメラノーマ細胞において極めて向上している。

30

【0048】

腫瘍胎児性抗原は別の重要なクラスの腫瘍抗原である。例は、フェトプロテイン（AFP）および癌胎児性抗原（CEA）である。これらのタンパク質は、正常には、胚発生の初期段階で生成され、そして免疫系が十分に発達するときまでに消失する。ゆえにこれらの抗原に対する自己寛容は発達しない。

【0049】

異常タンパク質はまた腫瘍ウイルス、例えば、エプスタイン・バーウイルス（「EBV」）およびヒトパピローマウイルス（「HPV」）に感染した細胞によっても生成される。これらのウイルスに感染した細胞は、転写される潜在型ウイルス性DNAを含有し、そして得られたタンパク質は免疫応答を生じる。タンパク質に加えて、細胞表面糖脂質および糖タンパク質のような他の物質もまた、腫瘍細胞において異常構造を有する場合があります、したがって免疫系の標的となり得る。

40

【0050】

多くの腫瘍抗原は腫瘍ワクチンとして効果的である可能性を有する。フェトプロテイン（胚細胞性腫瘍、肝細胞癌腫）および癌胎児性抗原（腸がん、肺がん、乳がん）に加えて、腫瘍抗原の例としては、CA-125（卵巣がん）、MUC-1（乳がん、上皮性腫瘍抗原（乳がん）、およびメラノーマ関連抗原（悪性メラノーマ）が挙げられる。

50

【 0 0 5 1 】

C . 安定化剤

抗原安定性は、ワクチン製剤の形成の間の、および体温での抗原構造の維持として定義される。以下で論じられるように、ポリマー組成物、溶剤の選択、および加工条件は抗原安定性を維持するのに非常に重要である。

【 0 0 5 2 】

安定化剤を加えてもよい。糖は、タンパク質のための安定化剤の典型的なグループである。例としては、スクロース、フルクトース、マンニトール、グルコース、およびトレハロースのような単糖、ならびにより複雑な糖が挙げられる。Alcockら、Long-term thermostabilization of live poxviral and adenoviral vaccine vectors at supraphysiological temperatures in carbohydrate glass. Science Translational Medicine、2 (1 9) : 1 9 - 1 9 r a 1 2 (2 0 1 0) を参照のこと。

10

【 0 0 5 3 】

インビトロでの抗原特異的ELISAによって、および動物においてインビボで免疫応答（例えば、IgG）を測定することによって、抗原の安定化を決定することができる。カプセル封入および/または製造プロセスの各工程の間、25（室温）、高湿度/高温条件での保存の間、生理学的条件下（pH 7 . 2、3 7）およびインビボ（動物モデル）での安定性を評価する。

20

【 0 0 5 4 】

D . 抗原増加速度または放出の完全性

ガス発生によるバースト放出系は、カプセル封入された抗原の即時的な放出を可能にし得る。浸出または凍結乾燥により除去される細孔形成剤を利用してもよい。

【 0 0 5 5 】

I I I . 製造の方法

デバイスを製造するために使用される方法は、加工の間、および体温の両方で抗原安定性を維持すること、および形成および投与後の漏れを最小限にすることが不可欠である。製剤化後の滅菌は、典型的にはガンマ放射のような方法と組み合わせられた無菌製造条件の組み合わせにより達成することができる。

30

【 0 0 5 6 】

A . エマルジョン

標準的な技術を使用して、マイクロ粒子を作製することができる。好ましい技術は、有機溶剤中のポリマー溶液の、水溶液による乳化である。多量の非溶剤相への有機相の添加は、自然にできる単一のエマルジョンを形成し、そして得られた溶液を絶えず攪拌して、溶剤を蒸発させる。直ぐにミクロスフェアの形成が生じる。攪拌後、ミクロスフェアを洗浄し、次いで乾燥させる。

【 0 0 5 7 】

実施例により、単独で、またはトレハロースおよびスクロースのような安定剤との組み合わせで、ポリマーおよび抗原の乳化を使用したマイクロ粒子の形成が実証される。

40

【 0 0 5 8 】

B . 3次元印刷

3D印刷はミクロスフェアの一貫性を増大させ、より均一な放出を可能にし、そして増大した担持容量を有する「マイクロロッド」のような、より複雑なデバイスを作製するための手段を提供でき、それは複数のミクロスフェアからの同時放出の必要性を排除し、そしてスケールアップを容易にすることができる。

【 0 0 5 9 】

3次元（3D）印刷は、デジタルモデルから3D物体を作製するプロセスである。3D印刷は積層プロセスであり、ここで材料の連続層を異なる形状で置く。各層を加えた後、典型的には光重合により「インク」を重合させ、そしてこのプロセスを、3D物体が作り

50

出されるまで繰り返す。最近の商業的な利用可能性および低減されたコストによって、ワクチンおよび医薬品を含む生体分子の3D印刷が、発展途上国へのこれらの化合物の流通にとって魅力的なものになっている。これは最終製品をその国へ輸送する必要性を無くす。代わりに、3Dプリンタは、治療の場において、世界中の至る所からもたらされ得る単純なコンピュータプログラムから、要求される生体分子をプリントアウトすることができる。

【0060】

3D印刷のワークフローは、3つの逐次的な工程で記載できる：1) 粉末供給システムプラットフォームは持ち上げられ、そして製作プラットフォームは1層低下させられる；2) ローラーがポリマー粉末を薄層に広げる；3) プリントヘッドが、隣接する粉末粒子を一緒に結合させる液体結合剤を印刷する。Billietら、Biomaterials、33：6020 - 6041 (2012)。ナノ生体材料製作のために、大抵は2種類の3D印刷技術が採用される。1つは典型的なプリンタを用いるインクジェット印刷である。Marizzaら、Microelectronic Engin. 111：391 - 395 (2013)。他方はナノインプリントリソグラフィである。

10

【0061】

ナノインプリントリソグラフィ(NIL)は、ナノ構造を製作するための迅速で、そしてコスト効率の高い技術である。NILの手順は、そのような構造の複数の層を互いの上部に積み重ねることである；すなわち、完成した二重層の構造は、第2の層を上部に加工できるように化学的 - 機械的研磨を使用して平坦化されたスペーサー層で覆われている。

20

【0062】

インクジェット印刷を使用して、単分散PLGA粒子が生成されている。Bohmerら、Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects、289：96 - 104 (2006)。簡単に述べると、水相に浸したインクジェットノズルでPLGA溶液の液滴を印刷する。この方法により、予測可能、かつ制御可能なサイズでマイクロスフェアが生成される。この技術を使用して、パクリタキセル搭載単分散マイクロスフェアが作り出されている。Radulecuら、Digital Fabrication Sep：18 - 21 (2005)。この技術に変更を加えたものを使用して、多層単分散マイクロスフェアが作り出されている。KimおよびPack、BioMEMS and Biomedical Nanotechnology、1：19 - 50 (2006)を参照のこと。このテクノロジーを利用して、マイクロカプセルシェルの厚さを2ミクロン未満から数十ミクロンまで変動させることができると同時に、全径で50ミクロンに近いマイクロカプセルのための、完全、および十分に集中したコアカプセル封入が維持される。

30

【0063】

マイクロスフェアからの薬物送達速度は、均一な単分散マイクロ粒子、様々なサイズのマイクロ粒子の混合物、および異なる分解可能な層を有するマイクロ粒子を提供することによって変更されている。KimおよびPack、BioMEMS and Biomedical Nanotechnology、1：19 - 50 (2006)を参照のこと。

40

【0064】

インターネットサイトのstore.makerbot.com/replicator2 (2013)；Tekinら、Inkjet printing as a deposition and patterning tool for polymers and inorganic particles. Soft Matter、4：703 - 713 (2008)；Jangら、Influence of fluid physical properties on ink-jet printability. Langmuir、25：2629 - 2635 (2009)；Lan、Design and Fabrication of a Modular Multi-Material 3D Printer.、M.Sc. Thesis: Massachusetts

50

Institute of Technology、2013；およびウェブサイトの imagexpert.com/site-new/pdf/IXjetExpert.pdf (2013) で、さらなる情報を見出すことができる。

【0065】

実施例により、3DPを使用したマイクロ粒子の調製を実証する。単分散インク液滴を一貫して噴射するために波形を最適化した。印加電圧、印加電圧の期間、および経時的な電圧の変化（スロープ）は全て、高品質なインク液滴を噴射するために最適化されなければならないパラメータである。例えば、1,4-ジオキサン中5w/v%31k（平均分子量）PLGAの溶液に関して波形を最適化した。JetExpert撮像システムを用いて波形を最適化し、そして次にインクおよび波形を複合材料インクジェット3Dプリンタに移した。JetExpert撮像を定圧波形で行った。1つの実施形態では、5w/v%31k PLGA / 1,4-ジオキサン（ $Z = 5.3$ 、 $\tau = 6.08$ ミリパスカル秒）を使用した。この具体的な溶液に関して波形を最適化した。別の実施形態では、15w/v%12k PLGA / 1,2-ジクロロエタン（ $Z = 5.8$ 、 $\tau = 6.24$ ミリパスカル秒）を使用した。大抵のノズルは第1の実施形態でのような最適な噴射を示したが、ごくわずかなノズルがサテライト滴を含有する液滴列を生じた。第3の実施形態では、15w/v%12k PLGA / クロロホルム（ $Z = 5.8$ 、 $\tau = 5.99$ ミリパスカル秒）を使用した（表1）。より揮発性の溶剤（クロロホルムまたはアセトン）を使用した場合、大抵のノズルは1滴より多くの液滴を継続的に発射した。概して、一定の最適化された波形および類似の流体特性のために、より揮発性の溶剤で作られたインクは一貫性のない噴射をもたらし、そしてプリントヘッドノズルは印刷の間に詰まった（1,2-ジクロロエタンまたはクロロホルムを使用した場合に観察された）。ノズルが詰まるのを防ぐために、インクを1,4-ジオキサンおよびDMFで作製することができる。これらの溶剤を用いる印刷は、構造がモーフイングするのを防ぐために、層間でより長い乾燥時間が要求される。所定のポリマーに関して、GPCによって決定された場合、インク中のポリマー濃度を上昇させることにより、インクの粘度が上昇した。所定のポリマー濃度に関して、ポリマーの分子量範囲を大きくすることにより、インクの粘度が上昇した。ポリマーの添加後、インク密度および表面張力において観察された変化は、粘度変化と比較して、無視できるほどであった。

【0066】

図11Aおよび11Bは、エマルジョンによって（図11A）、および3D印刷によって（図11B）作製された粒子の概略図であり、ならびにエマルジョン粒子（図11C）および理想的な場合の3DP粒子（図11D）からのタンパク質の放出である。これらは得られた構造における差を示し、それはまた放出動態を変化させる。

【0067】

図12A～12Dは3D印刷プロセスの概略図である：PLGA粒子の構造を作り出し（図12Aおよび24A）、薬物またはタンパク質を粒子に充填し（図12Bおよび24B）、薬物またはタンパク質を乾燥させ（図12C）、そして粒子をカプセル封入する（図12Dおよび24C）。概略図は、ワクチンを充填した立方体形状の構造物を示すが、モールドを利用して任意の形状のものを提供してよく、そしてモールドを層で、またはより複雑なパターンで充填してよいことが理解される。

表1：3DPのための溶剤

10

20

30

40

【表 1】

分子量範囲/ 溶剤	%w/v	密度 (g/ml)	表面張力 (mN/m)	粘度 (mPa-s)	Z数 (無次元)
4k-15k/ クロロホルム	5%	1.45	28.07	1.42	24.6
	10%	1.43	27.93	3.17	10.9
	15%	1.44	27.67	5.03	6.9
7k-17k/ クロロホルム	5%	1.45	27.99	2.26	15.4
	10%	1.41	27.74	3.64	9.4
	15%	1.43	28.26	5.99	5.8
24k-38k/ クロロホルム	5%	1.45	28.12	3.60	9.7
	10%	1.40	27.77	9.32	3.7
	15%	1.44	28.70	26.3	1.3
4k-15k/ 1,2-ジクロロエタン	5%	1.28	33.31	2.26	15.8
	10%	1.28	32.92	3.65	9.7
	15%	1.27	33.68	5.58	6.4
7k-17k/ 1,2-ジクロロエタン	5%	1.28	33.69	2.35	15.3
	10%	1.25	32.17	3.88	9.0
	15%	1.29	33.95	6.24	5.8
24k-38k/ 1,2-ジクロロエタン	5%	1.26	32.36	3.94	8.9
	10%	1.30	33.90	13.8	2.6
	15%	1.27	33.68	49.1	0.7
24k-38k/ 1,4-ジオキサン	5%	1.09	31.52	6.08	5.3
24k-38k/ ジメチルホルムアミド	5%	0.97	36.60	5.50	5.9

【0068】

波形パラメータを最適化して、印刷中に圧電式のノズルジェットから「インク」（ポリマー溶液）の均一な単独の液滴を生成することができる（図13）。滴サイズは、印加電圧、電圧のスロープ、ポリマーおよび溶剤選択および濃度を含む、最適化された種々のパラメータの関数である。

【0069】

C. マイクロモルディング

Parkら、Biomed. Microdevices、9:223-234(2007)は、精緻な設計を有するポリーマイクロ構造を製作するためのマイクロモルディングの使用について記載している。マイクロモールドをポリーマイクロ粒子で充填して、複雑な幾何学的形態を有し、そして穏やかな加工条件を使用して作製された、複数の材料から構成されたマイクロ構造を生成した。典型的には油-水、ダブルエマルジョン系；噴霧乾燥法；超臨界コンディショニング法；およびミリング法を使用して、これらのマイクロ粒子を調製する。好ましい実施形態では、フォトレジストで作られた雌型マスターモールドをフォトリソグラフィによって作り出し、雌型マスターモールドから、ポリジメチ

ルシロキサン（P D M S）で雄型マスター構造物を成形し、そして雄型マスター構造物からP D M Sで作られた雌型複製モールドを成形することにより、マイクロモールドを調製することができる。温度／圧力法を使用して、かつ／または溶剤からポリマーマイクロ粒子をマイクロモールド成形することができる。

【 0 0 7 0 】

噴霧乾燥およびエマルジョン技術を使用して、1 ~ 3 0 μ mのサイズのポリマーマイクロ粒子をP L A、P G AおよびP L G Aから作製した。これらのポリマーマイクロ粒子をP D M Sマイクロモールドに室温で充填し、そして例えばマイクロ粒子をモールド内で、超音波で一緒に溶接することにより、一緒に溶融または結合させるが、同時にそのパッキング構造に固有の空隙を維持する。異なる組成のポリマーを有するように多層のマイクロ構造を製作し、そしてカプセル封入された化合物はマイクロ構造の異なる領域に位置した。モールドをポリマーメルトの代わりに固体ポリマーマイクロ粒子で充填して、穏やかな加工条件を使用して、複雑な幾何学的形態を有し、そして複数の材料から構成されるマイクロ構造を複製した。マイクロ粒子は室温および低圧でマイクロモールドの空洞に容易に流れ込むことができ、それにより高いアスペクト比を有するマイクロ構造を作るのが容易となる。さらに、ポリマーマイクロ粒子は、薬物のような化学的な化合物をカプセル封入でき、そしてモールドに連続層で充填して、複数の材料の組成物を収容することができる。モールドを充填した後、熱および超音波溶接、ならびに溶剤およびガスによる溶接を含むプラスチック溶接法により、モールド内でマイクロ粒子を溶接することにより、最終的なマイクロ構造を作り出すことができる。

【 0 0 7 1 】

一度、投与後の特定の時点での狭い時間の放出を得るために要求されるポリマー材料および条件を同定したら、これらの同じ技術を使用して、ワクチン製剤を製剤化することができる。

【 0 0 7 2 】

I V . 投与の方法

ワクチン接種を必要とする個体にワクチン製剤を投与する。抗原の供給源に対する保護効果を引き出すスケジュールで放出される、有効な量の1つまたはそれを超える抗原を含む投薬製剤としてこれらを投与する。

【 0 0 7 3 】

マイクロ粒子またはマイクロカプセルを、好ましくは皮下または筋肉内に、例えば上腕背部の皮下に注射により、または粘膜表面（口腔、鼻腔内に、肺経路を介して、または他の開口部）に投与できるが、数日を超える長期間にわたって放出が起こるべき場合、注射が好ましい。

【 0 0 7 4 】

投与の時点で抗原のボーラスを放出するように投薬形態を設計する。これは、抗原の溶液または分散物を、後の時間に複数回の放出を提供するワクチン製剤と組み合わせて投与することにより、達成され得るか、またはデバイスは、最初のボーラス、および後続の放出（複数可）を提供するように製剤化され得る。

代表的なワクチンを表2に示す：

10

20

30

40

50

【表 2】

年齢▶ ワクチン▼	誕生	1 か月	2 か月	4 か月	6 か月	12 か月	15 か月	18 か月	19-23 か月	
Ｂ型肝炎 ¹	HepB	HepB			HepB					
ロタウイルス ²			RV	RV	RV ²					
ジフテリア、 破傷風、 百日咳 ³			DTaP	DTaP	DTaP	脚注 参照 ⁸	DTaP			
インフルエンザ菌 b型 ⁴			Hib	Hib	Hib ⁴	Hib				
肺炎球菌 ⁵			PCV	PCV	PCV	PCV				
不活化 ポリオウイルス ⁶			IPV	IPV	IPV					
インフルエンザ ⁷					インフルエンザ(毎年)					
麻疹、 ムンプス、風疹 ⁸						MMR		脚注参照 ⁸		
水痘 ⁹						水痘		脚注参照 ⁸		
肝炎A ¹⁰						HepA(2 用量)				
髄膜炎菌 ¹⁰										

【 0 0 7 5 】

第三世界各国で大きな関心が寄せられるさらなるワクチンとしては、ポリオおよび痘瘡が挙げられる。以下ではこの適用のためのワクチンの例としてポリオワクチンを使用する。

【 0 0 7 6 】

IPVワクチンSSIは、麻痺性灰白髄炎に対する予防的ワクチン接種のために使用される不活化ワクチンである。IPVワクチンSSIは、ペロ細胞において増殖させた、不活化ポリオウイルス1型、2型および3型を含有する。

用量あたりの含有量(0.5mL):

不活化ポリオウイルス1型(Bruenhilde) 40D抗原単位;

不活化ポリオウイルス2型(MEF-1) 8D抗原単位;

不活化ポリオウイルス3型(Saukett) 32D抗原単位;

199培地を0.5mLまで。

【 0 0 7 7 】

このワクチンは血清およびトリプシンを使用せずに製造され、そして保存剤またはアジュバントを含有しない。抗生物質は製造において使用しない。IPVワクチンSSIは微量の残留ホルムアルデヒドを含有する。これはデンマークでStatens Serum Institutによって製造されている。

【 0 0 7 8 】

IPVワクチンSSIは1回用量のバイアルに分配された注射用溶液である。初回ワクチン接種用に0.5mLの一連の3用量を投与する。

【 0 0 7 9 】

以前に初回ワクチン接種されたヒトのブースターワクチン接種用に、0.5mLの1用量を、最も早く初回のワクチン接種シリーズの6か月後に投与する。追加のブースター用量の投与は、ポリオ免疫化に関する国の推奨に従って行われるべきである。ワクチンを筋肉内または皮下に投与すべきである。ワクチンは血管内に投与してはならない。最初の投薬時の年齢は少なくとも6週であるべきであり、そして初回ワクチン接種シリーズには、少なくとも4週間隔で少なくとも3回の免疫化が含まれるべきである。大抵の国は、DPTワクチンと同じスケジュール(典型的には2月齢、4月齢、および6月齢)を使用してIPVを与える。

【 0 0 8 0 】

IPVワクチンSSIの免疫原性および安全性は、小児使用のための組み合わせワクチンを用いた臨床試験を含め、いくつかの臨床試験において調査されている。IPV以外に、これらの試験には破傷風、ジフテリア、百日咳およびインフルエンザ菌b型に対するワクチン抗原が含まれた。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 1 】

2月齢で免疫化を開始する場合、少なくとも1か月間隔での3回免疫化の初回ワクチン接種シリーズの完了によって、2回目の免疫化の1か月後に、3つ全ての型のポリオウイルスへの抗体陽転を招くことが予期できる。2月齢の前、および最も早く6週齢のときに免疫化を開始する場合、89%～99%の抗体陽転率を実証されている。したがって、このようなスケジュールでは、9月齢または生後2年目でのブースター用量を考慮すべきである。

【 0 0 8 2 】

IPVワクチンSSIは、IPVまたはOPVで初回免疫化された乳幼児、就学前児童および成人のワクチン再接種に使用できる。IPVワクチンSSIは、1～3用量のIPV、続いて1～3用量のOPVを使用する、IPV/OPV混合スケジュールで使用できる。OPVの最初の用量の前にIPVを投与することが推奨される。IPV/OPV混合スケジュールでは、初回ワクチン接種後の保護抗体の持続が、少なくとも20年間続いたことが示されている。IPVのみのスケジュールにおいて保護SSIの持続に推奨される用量：

D抗原1型 - 40 DU / ml

D抗原2型 - 8 DU / ml

D抗原3型 - 32 DU / ml

10倍の三価IPV：

D抗原1型 - 327 DU / ml

D抗原2型 - 70 DU / ml

D抗原3型 - 279 DU / ml

【 0 0 8 3 】

本発明は以下の非限定的な実施例によってさらに理解される。

【実施例】

【 0 0 8 4 】

以下の実施例は、薬物/抗原の制御放出のための様々なポリマー-薬物またはポリマー-抗原製剤について記載する。制御放出はポリマー分解に依存して、単回注射後、経時的に薬物/抗原放出の複数回のバーストを達成する。ポリマー分解に基づく薬物/抗原放出のバースト後の製剤の免疫原性、および抗抗原抗体力価の持続的増加もまた提示する。製剤を作製する方法についても記載し、それには、自然形成エマルジョンを介したポリマーマトリックスへの抗原の組み込み、または3D印刷またはマイクロモールディングを介したポリマーシェル内への抗原のカプセル封入が含まれる。抗原の安定性、ポリマーマトリックスの安定性、および製剤の安定性を改善する研究も提示し、これにより所望の放出特性および免疫原性を伴う製剤を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

実施例1：ワクチンの別個の放出のためのポリマーおよび溶剤の選択

材料および方法

ポリマー型 - PLGA、PLLA；ポリマー分子量 - 9.5 k、20 k、31 k、46 k

薬物搭載 - 0.5、3、5%；賦形剤 - トレハロース、スクロース

カプセル封入 - 自然形成エマルジョン

本プロセスでは、有機相として CH_2Cl_2 : TFE :: 4 : 1、(CH_2Cl_2 - ジクロロメタン TFE - トリフルオロエタノール)を、ポリ(ビニルアルコール) (「PVA」)と共に使用して、5%、3%または0.5%ウシ血清アルブミン (「BSA」) または不活化ポリオウイルス (「IPV」) をポリマーにカプセル封入した。多量の非溶剤相への有機相の添加は、自然形成の単一のエマルジョンを形成し、そして得られた溶液を絶えず攪拌して、溶剤を蒸発させる。直ぐにミクロスフェアが形成される。攪拌後、ミクロスフェアを洗浄し、次いで乾燥させる。Jaklenecら、Sequential release of bioactive IGF-I and TGF-1 from PLGA microsphere-based scaffolds. Biomater

ials、29(10):1518-1525(April 2008)を参照のこと。

【0086】

37 で、1mlのPBSバッファ（pH7.2）に懸濁した10mgのミクロスフェアを用いてインビトロで放出試験を行った。用いた時点は1日目、4日目、7日目およびその後毎週である。各時点で、バイアルを遠心分離し、上清を取り除いてアッセイし、新鮮な1mlのPBSを加え、そしてペレット化されたミクロスフェアを再懸濁した。

【0087】

結果

図21Aは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA(50:50)(20kD)からの、モデルタンパク質であるウシ血清アルブミン(「BSA」)の、5%BSA、3%BSA、および0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。

10

【0088】

図21Dは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA(50:50)(9.5kD)からのウシ血清アルブミンの、5%BSA、3%BSA、および0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。

【0089】

これらの図は、分子量は異なるが、同じポリマーからの放出を示す。この差だけで放出プロファイルが劇的に変化した。

【0090】

図3Aおよび3Bは、PLLA(50kD)からのウシ血清アルブミンの、5%BSAおよび0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。

20

【0091】

図4Aおよび4Bは、PLLA(100kD)からのウシ血清アルブミンの、5%BSAおよび0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。

【0092】

図5Aおよび5Bは、PLLA(300kD)からのウシ血清アルブミンの、5%BSAおよび0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。

【0093】

これらの3つのグラフ間の差は分子量だけである。しかしながら、いずれの場合にも、図21におけるものの範囲に類似する、実質的に、異なる放出期間はなかった。

30

【0094】

図6Aおよび6Bは、P(d,l)LA(20kD)からの、ウシ血清アルブミンの、5%BSAおよび0.5%BSAに関する経時的な(週)放出のグラフである。結果は図3~5および21に類似する。

【0095】

PLGA-COOH(50:50)を使用して最良の結果が得られた。これをPLGA製剤(図7A)に関して、ボーラス注射(図7B)と比較して図7Aおよび7Bにまとめる。

【0096】

図7Aで使用された製剤の詳細を表3に提示する(表4および5も参照のこと)。表3では、F3とF7との差は、ポリマーの分子量である。F5は高搭載のBSAを有する。F3およびF7は約3つの均等な用量を有するが、F5は初期用量が多く、続いて2つの用量がより少なく、これは2回のブースターショットによる初期ボーラスに非常に類似している。0日目に製剤を動物に注射する(単回注射)が、ボーラス対照は試験の経過中に3回注射して、製剤放出動態を擬似する。陰性対照には、製剤用の空のミクロスフェア、およびボーラス注射用の生理食塩水が含まれる。注射容量は200μl(マウスの皮下(SC)注射のための最大容量)であった。200μl注射の2回の注射(1下肢あたり1回)を実施した。最大の注射可能なミクロスフェア濃度は50mg/mlであった。表3.F3、F5およびF7製剤の注射後の第1ピーク、第2ピークおよび第3ピークでの放出されたBSAの量(μg)

40

50

【表 3】

群 (n=10)	BSAの量 (ug)			
	第1ピーク	第2ピーク	第3ピーク	合計
F3: 0.5% BSA, 20k BI-502H, 50/50	22.2	19.8	21.6	63.6
F7: 0.5% BSA, 31k PLGA, 50/50	23.0	13.6	34.0	70.6
ボーラス対照 (2)	22.0	22.0	22.0	66.0
F5: 5% BSA, 31k PLGA, 50/50	298.0	68.4	65.4	431.8
ボーラス対照 (1)	298.0	68.4	65.4	431.8

10

【0097】

図8Aおよび8Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA(50:50)(20kD)からの、0.5%の卵白アルブミンの放出と比較した、0.5%のウシ血清アルブミンの経時的な(週)放出のグラフである。

【0098】

図9Aおよび9Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA(50:50)(31kD)からの、5%の卵白アルブミンの放出と比較した、5%のウシ血清アルブミンの経時的な(週)放出のグラフである。

【0099】

20

図10Aおよび10Bは、カルボキシル基で誘導体化されたPLGA(50:50)(31kD)からの、0.5%の卵白アルブミンの放出と比較した、0.5%のウシ血清アルブミンの経時的な(週)放出のグラフである。

【0100】

これら全ては、ポリマーの分子量または搭載パーセントによってのみ変わる、優れた結果を示している。

【0101】

実施例2: 3DPによって作製されたマイクロ粒子と比較した、エマルジョンによって作製されたマイクロ粒子からの予測放出プロファイル

コンピュータ制御されたインクジェット3D印刷により製作された粒子を、同一のマイクロメートルスケールの寸法、薬物搭載、およびポリマーマイクロ構造内の薬物の空間的位置で作製できる。2つの方法の間の主要な差は、エマルジョン系の粒子(左)はマトリックス系であり、そして薬物は粒子全体にわたって均質に分配されているという点である。3Dまたはマイクロモールド形成された粒子を右に示す。ワクチンおよびポリマーは明確に分離されており、ここでワクチンはコア内に存在し、そしてポリマーはシェル内のみ存在する。これらの区別は、2つの粒子型の間の放出動態の独特な制御を可能にする。またマイクロモールド形成された粒子/3D印刷された粒子により、コアサイズも制御できるので、より高度な搭載が可能になる。

30

【0102】

図11Cの放出グラフは実施例1のデータに基づく。

40

【0103】

図11Eの概略図では、薬物またはワクチンをポリマーミクロスフェアにカプセル封入し、そしてポリマーマトリックス全体にわたって分散させる(A)。一度水和すると、表面上のいかなる薬物も即座に放出され(B)、ゆえに初期バーストを引き起こす。この事象に続いて、ミクロスフェアは残留孔を有し、それを通して薬物がゆっくりと拡散して、第2のバーストを引き起こすことができる(C)。最後に、ポリマーバルクが浸食されたときに、著しい分子量の分解のために、薬物の残りが第3のバーストで放出される(D)。

【0104】

実施例3: マイクロ粒子を作製するための圧電式噴射のパラメータの選択
材料および方法

50

最適化：

P L G Aの均一な、単独の液滴を噴射するためにノズルから適用される圧力（波形）を補正する。

P L G A溶液の粘度を最適化する（Z数）。

ノズルから効果的に噴射するのに十分に低い粘度にする。

基材上に固化するのに十分に高い粘度にする。

【0105】

圧電式ドロップ・オン・デマンド（DOD）インクジェット印刷における適切な滴形成は、無次元のZ数を使用して記載できることが、試験により示されている。Z数は、インクの流体特性（表面張力、密度、および粘度）およびプリントヘッドのノズルのサイズによって決定される。

10

【0106】

Z数範囲は、特定の波形でのインクの印刷適性を決定するために定義できる。

Z数を使用してP L G A溶液を特徴付けする：

【0107】

溶剤をP L G A溶解性および物理学的特性（すなわち蒸気圧および沸点）に基づいて選択する。

【0108】

1つのP L G A溶液インクに関して、一度最適な波形を決定すると、その同じ波形を使用して、ある特定の範囲内のZ数を有するP L G A溶液を使用することにより、異なる分子量のP L G Aで印刷することができる。

20

【0109】

結果

B S AおよびI P V溶液を噴射するための波形を図13で示すように最適化した。これにより、ポリマープリンタ粒子をワクチンで充填することが可能になる。

【0110】

実施例4：I P V D抗原の喪失を最小にし、そして凍結乾燥およびカプセル封入の間の安定性を増加させるための試験

凍結乾燥によるD抗原の喪失を防止するために、カプセル封入の前にI P Vを濃縮するための方法および試薬を最適化するために試験を行った。使用できる方法としては、遠心濾過および透析が挙げられる。

30

【0111】

エマルジョンプロセスの間のD抗原喪失を低減させ得る賦形剤を試験した。B S Aを使用していくらかの成功を得ている。この試験は糖を利用した。糖ガラスを形成するために糖濃度を変更して試験した。乾燥のために湿度条件も変更して試験した。

【0112】

自然形成エマルジョンのプロセスのための他の溶剤系との比較も行った。初期の研究では、クロロホルム/アセトンを有機相に使用した。続く研究では、酢酸エチルをジクロロメタン（DCM）の代わりに使用した。

【0113】

40

材料および方法

A l c o c kらは、糖ガラスに組み込まれたウイルスが長期間の固体状態安定性を示すことを報告した。（A l c o c kら、S c i e n c e T r a n s l a t i o n a l M e d i c i n e、2（19）：19 - 19 r a 1 2（2010））3D印刷された基材におけるI P V安定性を類似の様式で試験した。共溶解した糖（スクロースおよびトレハロース）を含有するI P V溶液を、M a k e r B o t R e p l i c a t o r 2を使用して印刷された、スケールアップされたP L A構造物に沈着させた。I P V / 糖溶液の乾燥を周囲湿度で行ったが（湿度約20％）、これはA l c o c kらが使用した湿度（約10％）よりも高かった。

【0114】

50

結果

図 1 4 A、1 4 B および 1 4 C は、糖賦形剤である 1 M トレハロース、1 M スクロース、および 3 M スクロースと共に凍結乾燥し、次いで 4℃、25℃ または 37℃ でインキュベートした後に保持された D 抗原（I 型、II 型、および III 型 IPV）のパーセントのグラフである。

【0115】

結果により、糖が IPV の安定性を顕著に増加させ、そして 4℃ および 25℃ での安定性の差はわずかしかなかったが、37℃ では安定性はより低かったことが実証される。結果によりまた、安定性は IPV 型によって異なることも示された。

【0116】

図 1 5 A および 1 5 B は、0、0.5、0.75、1 または 1.25 M トレハロースと共に凍結乾燥し、次いで 4℃（図 1 5 A）または 25℃（図 1 5 B）でインキュベートした後に保持された D 抗原（I 型、II 型、および III 型 IPV）のパーセントのグラフである。最良の結果は 0.5 M および 0.75 M トレハロースで得られた。

【0117】

図 1 6 A および 1 6 B は、溶剤としてテトラフルオロエチレン（「TFE」）、ジクロロメタン（「DCM」）、または TFE および DCM を用いて、糖賦形剤無しで（図 1 6 A）または賦形剤として 0.75 M トレハロースを用いて（図 1 6 B）、溶剤が蒸発するまで溶剤と混合した後に保持された D 抗原（I 型、II 型、および III 型 IPV）のパーセントのグラフである。DCM は統計的に有意により良好であった。IPV はカプセル封入のプロセスの間に有機溶剤に暴露した場合、トレハロースを賦形剤として使用した場合でさえ安定ではなかった。

【0118】

図 1 7 A は、0 M の糖、0.5 M トレハロース、または 0.5 M トレハロース・スクロースを伴う IPV を、3 D - 印刷された PLA 基材上に印刷し、そして 25℃、相対湿度 22% で乾燥させた後に保持された D 抗原（I 型、II 型、および III 型 IPV）のパーセントのグラフである。図 1 7 B は、0.25 M トレハロースまたは 0.5 M トレハロース・スクロースを伴う IPV を、3 D - 印刷された PLA 基材上に印刷し、そして 25℃、相対湿度 10.7% で乾燥させた後に保持された D 抗原（I 型、II 型、および III 型 IPV）のパーセントのグラフである。

【0119】

Alcock らは、ウイルス / 糖溶液を制御された条件下（20 ~ 25℃、相対湿度 2 ~ 10%）で基材上に乾燥させた。図 1 7 A に関する乾燥は、換気型細胞培養フード（20 ~ 25℃、相対湿度 22.9%）内で PLA 基材上の IPV / 糖溶液を伴った。図 1 7 B に関する乾燥は、デシケーター内（20 ~ 25℃、相対湿度 10.7%）で PLA 基材上の IPV / 糖溶液を伴った。安定性は室内温度 / 湿度に関して良好であった（3 つ全ての IPV 型は > 50% D 抗原を保持した）。

【0120】

図 1 8 A および 1 8 B は、0.5 または 0.75 M トレハロースと共に凍結乾燥し、次いで 25℃ でインキュベートした後（図 1 8 A）、またはピペッティングされた 0.5 M トレハロース・スクロースもしくは噴射された 0.5 M トレハロース・スクロースと共に凍結乾燥し、次いで 25℃、相対湿度 10.7% で乾燥させた後（図 1 8 B）に保持された D 抗原のパーセントのグラフである。

【0121】

これらの試験により、最良の結果は、凍結乾燥した IPV を含有する 3 D - 印刷された PLA 粒子を室内温度および湿度（相対湿度約 20%）で保存することにより得られたことが実証される。試験によってまた、IPV を噴射することは、IPV を凍結乾燥するよりも、IPV 安定性を有意に低下させないことが実証された。

【0122】

実施例 5：BSA 含有 PLGA 製剤の短期間インビボ免疫原性

10

20

30

40

50

抗 B S A I g G (抗体) 力価として提示される免疫応答を、製剤 F 3、F 5 および F 7 の注射後、1、2、および 4 週目に測定した。前記の表 3 および以下の表 4 に提示する。製剤 F 4 および F 8 は空のミクロスフェア (薬物無し) であり、陰性対照として使用した (表 4 参照)。

【0123】

結果を図 19 A、19 B、および 19 C に提示する。抗体力価 ($\log 2$) を 1、2、および 4 週目の種々の群に関してプロットする。陰性対照は全てゼロであり、そしてミクロスフェア製剤はボーラス対照と比較して同等またはより強い応答を生じている。

【0124】

実施例 6 : B S A 含有 P L G A ミクロスフェアの長期間インビボ免疫原性

10

材料および方法

材料

ポリ (D, L - 乳酸 - コ - グリコール酸) (P L G A Resomer (登録商標) R G 5 0 2 H、R G 5 0 3 H、R G 5 0 4 H、および R G 7 5 2 H) および B S A を S i g m a - A l d r i c h (セントルイス、ミズーリ州) から購入した。ポリ (ビニルアルコール) (P V A、分子量 = 25,000) を P o l y s c i e n c e s、I n c. (ウォリントン、ペンシルバニア州) から購入した。この研究で使用したジクロロメタン (D C M) および 2, 2, 2 - トリフルオロエタノール (T F E) は試薬等級であった。

【0125】

ミクロスフェア製作

20

B S A を含有する P L G A ミクロスフェアの 16 の製剤 (表 4) を、自然形成単一エマルジョン法 (Fuら、J P h a r m S c i、92:1582 - 1591、2003; および J a k l e n e c ら、B i o m a t e r i a l s、29:185 - 192、2008) を使用して製作した。簡単に述べると、200 mg の P L G A を 10 mL の 4 : 1 D C M : T F E に溶解し、そして 300 μ L の B S A (水中) と混合した。混合により透明な単相の溶液が形成され、次いでそれを 200 mL の 5 (w/v) % P V A (水中) に加えた。自然に形成したエマルジョンを室温で 3 時間攪拌した。次いで粒子を遠心分離によって収集し、水で 5 回洗浄し、そして凍結乾燥した。インビボ使用のために調製する場合、有機相および B S A 溶液を 0.2 μ m のポリテトラフルオロエチレンフィルター (W h a t m a n、リトル・チャルフォント、英国) を通して濾過し、そして滅菌層流フード内で混ぜ合わせた。

30

【0126】

表 4 . ミクロスフェア製剤およびサイズ特徴付け

40

50

【表 4】

製剤	BSA (% w/w)	PLGA M_w (kDa)	PLGA比	粒子サイズ (μm)	90%の 粒子が下回る (μm)
A (F1)	5	7-17	50:50	10.5 \pm 6.8	18.5
B (F2)	3	7-17	50:50	10.6 \pm 6.4	18.1
C (F3)	0.5	7-17	50:50	10.3 \pm 6.2	22.1
D (F4)	0	7-17	50:50	10.5 \pm 5.9	17.4
E (F5)	5	24-38	50:50	8.6 \pm 6.7	21.4
F (F6)	3	24-38	50:50	11.4 \pm 8.3	21.4
G (F7)	0.5	24-38	50:50	12.1 \pm 8.2	23.1
H (F8)	0	24-38	50:50	11.4 \pm 7.2	20.2
I (F9)	5	38-54	50:50	14.1 \pm 9.4	25.4
J (F10)	3	38-54	50:50	12.0 \pm 7.1	20.3
K (F11)	0.5	38-54	50:50	11.9 \pm 6.8	20.6
L (F12)	0	38-54	50:50	11.9 \pm 6.4	19.7
M (F13)	5	4-15	75:25	11.3 \pm 7.0	19.7
N (F14)	3	4-15	75:25	12.2 \pm 7.4	21.2
O (F15)	0.5	4-15	75:25	12.4 \pm 7.5	21.1
P (F16)	0	4-15	75:25	11.7 \pm 6.5	19.9

【0127】

ミクロスフェアの特徴付け

Multisizer 3 Coulter Counter を使用してミクロスフェアサイズ分布を決定した。0.39 μm のピンサイズを使用してヒストグラムを作り、そして ± 5 ピンのウィンドウサイズで中心移動平均を使用して平滑化した。JSM-5600LV SEM (JEOL、東京、日本) を使用して5 kVの加速電圧で、走査型電子顕微鏡 (SEM) 画像を収集した。撮像の前に、Hummer 6.2 スパッタリングシステム (Anatech、バトルクリーク、ミシガン州) を使用して、サンプルをAu/Pdでコーティングして表面帯電を防止した。

【0128】

インビトロBSA放出

10 mg のミクロスフェアを、キャップ付きチューブ内で1 mL のリン酸塩緩衝生理食塩水 (PBS) に分散し、そして回転プラットフォーム上で、37 °C でインキュベートした。各時点 (1日目、次いで週1回を1~13週間) で、サンプルを1500の相対遠心力 (RCF) で5分間遠心分離し、その後上清を収集した。次いでサンプルを新鮮なPBSに再懸濁し、そしてその後の時点でのサンプリングのためにインキュベーターに戻した。ミクロスフェアからのBSA放出を、ピシンコニン酸 (BCA) アッセイを使用して定量化し、そして試験の終わりまでに放出された全量に基準化した。サンプルを3回反復で実行し、そしてデータを平均 \pm 標準偏差として報告した。

【0129】

BSAミクロスフェアのインビボ投与

全ての動物実験はMITの動物愛護委員会により承認された。簡単に述べると、6~8

週齢の雌BALB/cマウスに(1)BSA搭載ミクロスフェア、(2)非搭載ミクロスフェア、(3)ボーラスBSA、または(4)生理食塩水のみを注射した。最初の2群のマウスには1回だけ注射したが、ボーラスBSAまたは生理食塩水のみを受けたマウスには、4週目および8週目に再度注射して、インビトロでのPLGAミクロスフェアからのBSA放出の量およびタイミングに一致させた。サンプルを200μlの生理食塩水に溶解または懸濁(適用可能な場合)させ、そして各後肢に全量で400μlを皮下注射した。表5は各群に関する正確な投薬計画を含有する。0、1、2、4、6、8、および10週目に、100μlの血液を顎下から採取し、そして凝固の後、2000RCFで、4で10分間遠心分離して、血清を分離した。

【0130】

表5．インビボBSA投与のための投薬レジメン

【表5】

群	BSAの量(μg)			
	第1用量	第2用量	第3用量	合計
製剤C (0.5% BSA, 7-17kDa PLGA)*	22	20	22	64
製剤G (0.5% BSA, 24-38 kDa PLGA)*	23	14	34	71
低用量ボーラスBSA	22	22	22	66
製剤E (5% BSA, 24-38 kDa PLGA)*	298	68	65	431
高用量ボーラスBSA	298	68	65	431
非搭載PLGAミクロスフェア、7-17 kDa	0	0	0	0
非搭載PLGAミクロスフェア、24-38 kDa	0	0	0	0
生理食塩水	0	0	0	0

インビボで使用した全てのPLGAは50:50であった。

*はインビトロの結果に基づく理論的用量を示す。

【0131】

PLGAミクロスフェアからのBSA放出の免疫原性

エンドポイント酵素結合免疫吸着測定法(ELISA)を使用して、BSAに対する血清抗体力価を決定した。96ウェルMaxisorp ELISAプレート(Thermo Fisher Scientific、ウォルサム、マサチューセッツ州)を、0.1M炭酸水素ナトリウム中100μLの100μg/mlのBSA溶液で、4で一晚コーティングした。次いで0.05%Tween 20を含有するPBS(PBST)で、プレートを3回洗浄し、次いでブロッキング剤として、PBST中5%脱脂乳中で、37で2時間インキュベートした。別の一連のPBSTでの3回の洗浄の後、マウス血清サンプルを、4倍段階希釈物に加え、そして37で2時間インキュベートした。試験が進むにつれて、血清希釈の程度を増加させ、そして力価が上昇した。次いでプレートをPBSTで5回洗浄し、そしてブロッキングバッファー中1:1000に希釈した西洋ワサビペルオキシダーゼコンジュゲートヤギ抗マウス2次抗体(Southern Biotechnology Associates、バーミングハム、アラバマ州)と共に37で2時

10

20

30

40

50

間インキュベートした。プレートにP B S Tでさらに5回洗浄し、そしてアルカリ性リン酸塩基質キット(B i o - R a d、ハーキュリーズ、カリフォルニア州)からの1倍ジエタノールアミンバッファーに溶解した錠剤から調製した、100 μ Lのp - ニトロフェニルリン酸溶液を使用して展開した。10分後に、各ウェルに100 μ Lの0.4 M水酸化ナトリウムを加えることにより反応を停止させ、そしてT e c a n I n f i n i t e M 200プロマイクロプレートリーダー(M a e n n e d o r f、スイス)を使用して、吸光度値を405 nmで読み取った。バックグラウンド値の2倍よりも大きな吸光度を生じる最高血清希釈度の逆数として力価を報告した。

【0132】

統計分析

表4および図20における全てのデータは平均 \pm 標準偏差として報告している。インビトロ試験を3回反復の実験で実施し、一方インビボ試験は全ての時点で全群に関して10回反復の実験で実施したが、10週目の製剤Cは例外で、そこでは1匹の動物からの血液量が不十分であったため、9回の反復を使用した。3つの低用量群に関して一元ANOV A分散統計分析、ならびに高用量ミクロスフェアおよびボーラス注射の比較のために対応のない両側スチューデントt検定を使用して、時間を一致させた抗体力価を比較した。多重比較の影響を弱めるためホルム - ボンフェローニ補正を用いる対応のない両側スチューデントt検定を使用して、0.05の有意レベルでピーク抗体力価の比較を実施した。

【0133】

結果

B S A含有P L G Aミクロスフェアの特徴付け

P L G AおよびB S Aの16全ての製剤は広範な粒子サイズの分布を伴う、球形のマイクロ粒子を生成した(表4)。インビボ試験に使用した製剤C、G、およびEのサイズおよび形状は、全ての製剤の代表であった。製剤Cは、直径10.3 \pm 6.2 μ mであるミクロスフェアを生成したが、容積と直径との間の3次の関係のために、P L G A中のB S Aの分布が均質であると仮定すると、10.3 μ mより小さな粒子はたった4.2%の抗原搭載を含有した(N a r a s i m h a n r a、J C o n t r o l R e l e a s e、47:13-20、1997)。より大きな粒子が、抗原の大部分を含有し、その容積の90%が、製剤Cに関しては、22.1 μ mより大きな粒子に含有された。製剤GおよびEは、粒子直径がそれぞれ12.1 \pm 8.2および8.6 \pm 6.7 μ mで類似の特徴を実証したが、粒子容積の90%が、それぞれ23.1および21.4 μ mより大きな粒子に含有された。ミクロスフェア直径および容積分布のヒストグラムを図20A~20Fに見ることができる。50%の累積粒子表面積が製剤C、G、およびEに関してそれぞれ直径23.67、29.54、および27.58 μ mよりも大きな粒子に存在したので、分布の大きい方の端の粒子はまた表面積効果に実質的にも寄与した。

【0134】

P L G AミクロスフェアからのB S Aのインビトロ放出

P L G Aミクロスフェアからのインビトロ放出動態をB C Aアッセイによって決定し、そして実験の期間中に放出された全B S Aのパーセントとして表現した。乳酸対グリコール酸の50:50比の3つのポリマーのいずれかを使用して製作されたP L G Aミクロスフェアにおいて、75:25比と比較して、B S A放出および粒子分解はより迅速に生じた。50:50比のP L G Aを使用して生成された全てのミクロスフェア製剤は14週以内に分解したが、一方75:25 P L G Aは22週で分解した。B S A放出のタイミングは、B S A搭載よりもポリマー型により依存すると思われたが、大抵の場合に搭載が主にバーストのサイズに影響を及ぼした。図21Aにて示されるように、低分子量(7~17 k D a) P L G Aは8週の経過にわたって、3つの別個のバーストで放出し、そして14週目までに完全に分解した。中間分子量(24~38 k D a)のP L G Aもまた、B S A搭載に依存して、9~12週にわたって広がる3つのバーストを示し、そして14週目までに分解した(図21B)。最も高い分子量(38~54 k D a)のP L G Aは、1日目および8週目に顕著なバーストを伴って9~12週にわたってB S Aを放出したが、3%

10

20

30

40

50

B S A 搭載ミクロスフェアと 5 % B S A 搭載ミクロスフェアとの間により連続的な放出動態を伴った (図 2 1 C)。低分子量 (4 ~ 15 k D a) P L G A から作製された、より高い乳酸含有量 (75 : 25) を伴うミクロスフェアは 22 週にわたって分解し、そして初期バーストの後、段階的で半連続的な放出を示した (図 2 1 D)。

【0135】

16 のインビトロ製剤のうち、製剤 C、G、および E を、そのインビトロ放出動態に基づいて後のインビボ試験のために選択した。製剤 C のミクロスフェアを、0.5 % B S A を搭載した、低分子量 P L G A (7 ~ 17 k D a) を使用して作製し、製剤 G のミクロスフェアをわずかにより高い分子量の P L G A (24 ~ 38 k D a) および 0.5 % B S A を用いて作製し、そして製剤 E のミクロスフェアを製剤 G と同じ分子量の P L G A を用いるが、より高い (5 %) B S A 搭載を伴って作製した。製剤 C からの B S A 放出は、3 つの別個のピークを特徴とし、それぞれ、1 日目に全 B S A の $33.4 \pm 5.1\%$ が放出され、4 週目に $27.2 \pm 4.3\%$ が放出され、そして 6 週目および 7 週目の時点にかけて、 $32.1 \pm 5.2\%$ が放出された (図 2 1 A)。最小の B S A 放出は 1、2、4、および 5 週目に、または 7 週目の後に観察され、そしてミクロスフェアは、粒子の完全な溶解によって証明されるように、10 週目までに完全に分解した。

【0136】

製剤 G ミクロスフェアはまた 3 つのバーストでの B S A 放出を特徴とする (図 2 1 B) が、より長い時間枠にわたって広がった。加えて、全ミクロスフェア分解は、製剤 C についての 10 週よりもむしろ、14 週後に観察された。製剤 G からの最初の B S A バーストは 1 日目の時点で観察され、全 B S A の $28.0 \pm 5.7\%$ が放出された。これに 4 週目の $12.9 \pm 2.9\%$ の第 2 バーストが続き、そしてバーストは 8 週目から 11 週目まで延長され、その間に累積的に $43.8 \pm 2.0\%$ の B S A が放出された。粒子の完全な分解を通して、他のどの時点でも、放出溶媒中に B S A はほとんど、または全く観察されなかった。

【0137】

製剤 E ミクロスフェアはその B S A の $63.7 \pm 7.3\%$ を 1 日目に放出したが、これはいずれの製剤の全量および全パーセンテージの両方に関しても、最大の初期バーストであった (図 2 1 C)。この初期バースト後の実質的な B S A 放出を伴う時点は 3 週目および 8 週目のみであり、そのときに全搭載の $8.9 \pm 0.9\%$ および $8.8 \pm 2.1\%$ がそれぞれ放出された。同じ分子量 (24 ~ 38 k D a) の P L G A を使用した製剤 G に類似して、製剤 E は 14 週目で完全に分解した。

【0138】

B S A 含有 P L G A ミクロスフェアの免疫原性

各ミクロスフェア製剤に対する液性免疫応答を、インビトロで粒子から放出された B S A の量およびタイミングと一致する、3 つのボラス注射からなる陽性対照と比較した。実験群内で、連続した週の間での力価における統計的に有意な増加を放出の証拠として使用した (1 サンプル対応の t 検定)。製剤 C は、1、2、および 4 週目で以前の時点と比較して抗体力価の有意な増加を誘起し (それぞれ $p < 0.05$ 、 $p < 0.0001$ 、および $p < 0.001$)、次いで 6 および 8 週目に有意に減少し (それぞれ $p < 0.01$ および $p < 0.05$)、その後 10 週目で安定化した (図 2 2)。同様に、製剤 G を受けたマウスは、1、2、および 4 週目に力価の有意な増加を示し (それぞれ $p < 0.05$ 、 $p < 0.001$ 、および $p < 0.01$)、6 週目でそのままであり、次いで 8 週目までに有意に低下し ($p < 0.05$)、その後 10 週目に再度安定化した。製剤 E は、抗体力価が 1、2、および 4 週目に有意に増加した (全てに関して $p < 0.001$) ような、類似の応答を誘起し、6 週目に横ばいになり、次いで試験の終わりまで減少した ($p < 0.05$)。全体としては、3 つ全てのマイクロ粒子製剤に対する免疫応答は、力価が最初の 4 週間にわたって上昇し、次いで 10 週目までゆっくりと減少するような、類似した経時的な進行を実証した (図 2 2)。しかしながら、抗体力価の大きさは、B S A 搭載に大いに依存すると思われた。インビトロ実験に基づいて、製剤 E は、大きな初期バーストのために、

10

20

30

40

50

最も早い時点（１日目）に製剤Ｃよりもおよそ１３倍多いＢＳＡを放出し、そして同様に１３倍高い抗体力価を誘起した。製剤Ｅによって誘起された抗体力価が、７倍のＢＳＡを放出した後、製剤Ｃに伴うものよりも８倍高かったので、この傾向はまた試験の終わりでも観察された。

【０１３９】

ＢＳＡ搭載ミクロスフェア製剤のいずれかを受けた動物からの抗体力価は、用量が一致するボーラス注射を受けた動物からのものよりも、２および４週後に有意に高かった（それぞれ $p < 0.05$ および $p < 0.01$ ）。しかしながら、４週目での２回目のボーラス注射で追加免疫化した後、力価は、６および８週目で、製剤と、用量が一致するそれらのボーラス群との間で、統計的に類似した。次いで３回目のボーラスの投与の後の１０週目に、ボーラスＢＳＡを受けた動物は、力価の別のスパイクを示し、その時点の、全ての用量が一致するミクロスフェア群と比較して、有意に高い抗体力価をもたらした（ $p < 0.001$ ）。

【０１４０】

時間が一致する抗体力価は、抗原提示のタイミングを示唆するが、抗原提示のタイミングにおいて起こり得るミスマッチのために（Paryaniら、J. Pediatr、105：200 - 205（1984）；Barracloughら、Am J Kidney Dis、54：95 - 103（2009））、ピーク抗体力価がこの場合の免疫応答のより有用な指標であるかもしれない。インビトロでのミクロスフェアバーストのタイミングを合わせるためにボーラス注射スケジュールを選択したが、加速したインビボ分解が抗原放出の相殺を招いた可能性がある。結果的に、実験の終わりには、抗原の不存在下で预期されるように、ミクロスフェア群の抗体力価が数週間低下したが、ボーラス対照群における力価は３回目の注射の後に、その最高レベルに到達した。ピークの抗体力価を比較することが、タイミングの影響を制御し、そしてどの処置がより免疫原性であるかを決定する助けとなる。

【０１４１】

製剤Ｃ、Ｇ、およびＥに関する抗体力価は、ミクロスフェア投与４週間後に、 \log_2 スケールでそれぞれ 13.9 ± 1.3 、 13.7 ± 2.2 、および 16.1 ± 2.1 でピークとなったが、小用量および大用量に一致するボーラスは１０週後にそれぞれ 15.5 ± 1.5 および 17.7 ± 0.8 の \log_2 力価でピークとなった（図２３）。多群力価比較に推奨されているホルム - ボンフェローニ補正法（Reverberi、Blood Transfus、6：37 - 45（2008））を使用して、製剤ＣおよびＧ（図２３Ａ）は、３回の $22 \mu\text{g}$ のＢＳＡの注射からなる、用量が一致するボーラス対照と統計的に異なることのないピーク抗体力価を誘起した（それぞれ $p^* = 0.0645$ および $p^* = 0.0543$ ）。製剤Ｅ（図２３Ｂ）はまた、３回のボーラス注射からなる用量が一致するボーラス対照と、統計的に異なることのないピーク力価を誘起した（ $p^* = 0.0784$ ）（表５）。

【０１４２】

実施例７：薬物送達のためのＰＬＧＡマイクロモールド成形された粒子

材料および方法

単一薬物粒子の開発は、３つの主要な工程：１）シェルのマイクロ作製、２）ワクチン／薬物充填、および３）粒子密封を含む。

【０１４３】

シェルのマイクロ作製には、マスク製作（リソグラフィ）、フルオロ - モールド製作（ＵＶコア）およびＰＬＧＡの熱プレス（１２０ で３０分間）を使用してよい。薬物充填の工程は、Biodotロボットによって実行してもよく、コアを 1.5 nL の容量の薬物で充填する。ＰＬＧＡキャップをシェル上に置き、そして次に粒子を 37 で５分間密封し、そしてアセトンで５分間蒸発させることにより密封を達成する。

【０１４４】

プロセスの概略図を図１２Ａ～１２Ｄおよび２４Ａ～２４Ｃに提示する。これらのマイ

クロ粒子は、それぞれ37で5分間密封する積み重ねとして製造してよい。

【0145】

結果

マイクロモールド成形された粒子シェルのx、y、およびz寸法は、450×450×300μmで、100×100×100μmのコアを有する（キャップ寸法は450×450×150μm）か、または200×200×150μmで、100×100×100μmのコアを有する。これらの寸法により、21ゲージの針（内径514μm）または23ゲージの針（内径337μm）を用いて粒子を送達することが可能になる。

【0146】

実施例8．薬物／糖溶液を沈着させるための単独のPLA粒子

10

材料および方法

0.5Mトレハロースおよび0.5Mスクロース溶液中のIPVをPLA粒子に沈着させ、次いで幹細胞培養フード内で、室温で乾燥させた。Makerbotプリンタを使用して、PLA粒子を3D印刷してもよい。

【0147】

結果

この方法によって、糖溶液中の薬物または抗原を基材上に沈着させることが可能になり、そのため薬物または抗原は糖ガラス内で安定化されるので、単独のPLA粒子は、薬物および抗原の上での乾燥、ならびにその送達に有用なプラットフォームとして役立つ可能性がある。PLA粒子上でのIPV抗原の安定性に関する試験を以下の実施例にて提示する。

20

【0148】

実施例9：IPVミクロスフェアの安定性

前記実施例1にて提示されるIPVミクロスフェア形成のプロセスは、製造プロセスの間のIPV安定性に関する課題をはらんでいる。この課題を、課題を克服する知見の概要と共に表6に提示する。

【0149】

表6．IPV安定性に対する障害、障害を克服するために取られたアプローチおよび知見の概要。

30

40

50

【表 6】

障害	アプローチ	知見
IPVが有機溶剤中、または有機性／水性境界で安定でない	ダブルエマルジョン法ではIPVが水性の「泡」中に維持される。有機溶剤との直接接触を最低限にする	<ul style="list-style-type: none"> - ダブルエマルジョンが効果的である - ボルテックスおよび超音波処理のパラメータを調整して、IPV回収を最大にすることができる - 賦形剤は回収を改善する。 <ul style="list-style-type: none"> - ゼラチン - Tween (ポリソルベート) 80
	IPVをBSAまたは温和な界面活性剤と共カプセル封入して、乳化の間の水性／有機性界面へのIPVの暴露を低減させる	
IPVが、エマルジョンを形成する物理的な混合プロセスを切り抜けられない場合がある	低エネルギー混合：ホモジナイズ、ボルテックス、低振幅超音波処理等を使用する	
IPVが乾燥後、安定でない	乾燥法（凍結乾燥、空気乾燥、真空）を変える	<ul style="list-style-type: none"> - 室温で、真空中で1時間乾燥させたミクロスフェアは、高いIPV回収を示す
	乾燥中に賦形剤を加える	<ul style="list-style-type: none"> - ソルビトール/MSG/MgCl₂は乾燥中の回収を改善する
	賦形剤と共カプセル封入する	<ul style="list-style-type: none"> - ソルビトール/MSG/MgCl₂をw/o/oミクロスフェアに共カプセル封入できる
IPVが水和した37℃の環境においてミクロスフェアマトリックス中で安定でない	IPVを賦形剤と共カプセル封入して、安定性の維持を助ける	<ul style="list-style-type: none"> - ゼラチンおよびソルビトール/MSG/MgCl₂は経時的な安定性を改善する
IPVがポリマー分解生成物中で安定でない	IPVを塩基性賦形剤と共カプセル封入して、酸性副産物を緩衝する	<ul style="list-style-type: none"> - IPVは<pH 6または> pH 8で安定でない - Mg(OH)₂は酸性副産物を緩衝する
ミクロスフェアが所望の時点で放出のペーストを示さない	ポリマー組成（PLGA分子量、LA-GAの比）を変える	<ul style="list-style-type: none"> - 異なる分子量および比のPLGAをBSAミクロスフェアで試験している
	ポリマーに添加する賦形剤を変える	<ul style="list-style-type: none"> - pHに影響する添加剤を含有するミクロスフェアを試験している

10

20

【0150】

実施例 10：IPVとゼラチンまたは穏やかな界面活性剤との同時カプセル封入および超音波処理が乳化中のIPV安定性を増加させる

30

材料および方法

IPVを水および／または賦形剤と、100：1のw/w比で混合した。使用した賦形剤はゼラチン、マルトデキストリン、プルラン、ミリスチン酸、およびTween 80であった。次いで賦形剤を伴うIPVをDCM、またはPLGA/DCMに加えた。混合物を最高設定で10秒間ボルテックスするか、または25%の振幅で10秒間超音波処理した。ELISAバッファ（PBS中、1%BSA、1%Triton-X100）を加え、混合物を高設定で10秒間ボルテックスし、そして遠心分離によって層を分離した。水層を除去し、そしてELISAによって試験した。

【0151】

40

結果

ゼラチンおよびTween 80の両方がI、IIおよびIII型IPVの安定性を改善した（図25）。

【0152】

IおよびIII型IPVは概して損傷に対して最も鋭敏であり、20%振幅で30秒間の超音波処理で最良の回収を示した（図26）。

【0153】

実施例 11：Genevacを用いるIPVおよび賦形剤の乾燥はIPV回収を改善する材料および方法

IPVを26倍に濃縮し、そしてプルラン、プルラン/BSA、またはソルビトール／

50

M S G / M g C l ₂ と、1 0 0 : 1、3 5 0 : 1、または7 0 0 : 1の質量比で混合した。賦形剤を伴うI P Vを凍結乾燥（一晚）によって、またはG e n e v a c（1時間、3 0 ~ 3 5 ）を使用して乾燥させた。賦形剤を伴う乾燥I P Vを再懸濁した後、E L I S Aによって回収を試験した。

【0 1 5 4】

結果

凍結乾燥（L y o）およびG e n e v a cの全ての対となる群で（図2 7）、G e n e v a cは凍結乾燥よりも高い回収を示した。

【0 1 5 5】

実施例1 2：凍結乾燥したI P Vは3 7 で長期間安定性を示す

10

材料および方法

I P Vを賦形剤である1 0 %ソルビトール、8 . 5 % M S G、および8 . 5 % M g C l ₂と4 0 , 0 0 0 : 1で混合し、そしてプラスチックチューブ中で凍結乾燥した。凍結乾燥した、賦形剤を伴うI P Vをプラスチックチューブ中で、乾燥剤と共に袋内で、加湿環境および3 7 で3 0日まで保存した。種々の時点で、凍結乾燥したI P Vを再懸濁し、そしてE L I S Aによって回収に関して試験した。

【0 1 5 6】

結果

賦形剤を伴う凍結乾燥形態のI、I IおよびI I I型I P Vは、3 7 で保存した場合、長期間安定性を示した（図2）。

20

【0 1 5 7】

実施例1 3：P L G A粒子による放出溶媒のp Hの変化

P L G Aはバルク浸食によって分解し、ミクロスフェアの内側の酸蓄積をもたらす。インビトロ保存の間に、限定された容量のバッファーはチューブ内に酸蓄積を引き起こす場合があり、それは粒子浸食およびミクロスフェアの内側の酸蓄積に至る場合がある。インビボ適用では、局所環境におけるバッファーは常に補給され、粒子の外側の酸蓄積は最低限である。P L G Aはバルク浸食によって分解するので、ミクロスフェアの内側の酸蓄積は問題になる可能性がある。したがって、いくつかのP L G A分子を、バッファーを2 ~ 3日毎に、または7日毎に変えた場合の放出溶媒のp Hの経時的な変化に関して試験した。

【0 1 5 8】

30

結果

図2 9における結果は、P L G A分子単独で放出溶媒のp Hを変化させて、経時的にそれをさらに酸性にさせることを実証する。2 ~ 3日毎にバッファーを変えることが、この影響を軽減する助けとなるが、それでは問題を解決しない。

【0 1 5 9】

実施例1 4：P L G Aミクロスフェアの酸性生成物を緩衝する賦形剤

I型I P Vはp H 7 . 4、3 7 で比較的に安定であり、そしてI I型およびI I I型I P Vはp H 6 ~ 8、3 7 で安定であったことが観察された。したがって、いくつかの賦形剤を、P L G Aミクロスフェアの酸性生成物を緩衝するそれらの緩衝能力に関して試験した。

40

材料および方法

M g（O H）₂、A l（O H）₃、およびミリスチン酸のような緩衝剤をP L G Aミクロスフェアに組み込んで、放出溶媒のp Hの変化を最小化した。また、M g（O H）₂は水にほとんど、または全く溶けず、それはポリマーマトリックス全体にわたって分布したままであり、そして潜在的に内部区画を緩衝できる。A l（O H）₃は公知のアジュバントであり、そして免疫原性を増加させることができる。

【0 1 6 0】

結果

図2 8における結果では、M g（O H）₂が放出溶媒中の酸性副産物を緩衝でき、そして約p H 7で放出溶媒のp Hを安定化できることが実証される。

50

実施例 15 . 安定化賦形剤を組み込む I P V ミクロスフェア

【 0 1 6 1 】

実施例 9 ~ 14 の調査に基づいて、I P V および種々の安定化添加剤を組み込む P L G A ミクロスフェアを作製した。これらの製剤を以下の表 7 に提示し、そして P L G A 5 0 2 H を用いて作った。P L G A 5 0 3 H のような、より高分子量のポリマーを用いる他の製剤もまた企図される。

【表 7】

表 7. ポリマー分解に基づく薬物／抗原放出のバーストのための安定化添加剤を組み込んだ I P V ミクロスフェア製剤。
S / M / M とは 10% ソルビトール、8. 5% MSG、8. 5% MgCl₂ を指す。

ポリマー mg (分子重)	およその O U I P V / 搭載 (1 型 / 1 型 / 1 型)	I P V 相への 添加剤	P L G A 相への添加剤	外側の懸拌相 (第 2 エマルジョン)	混合 (第 1 エマルジョン)	混合速度 / 時間	乾燥
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	無し	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	22 mg S / M / M
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% myristic acid	水相: 1% P V A, 5% スクロール	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	22 mg S / M / M
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% Al(OH) ₃	水相: 1% P V A, 5% スクロール	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	22 mg S / M / M
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	8.65 mg S / M / M	無し	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% Mg(OH) ₂	水相: 1% P V A, 5% スクロール	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	22 mg S / M / M
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 2 mg, 4.3 mg S / M / M	10% Mg(OH) ₂	油相: mineral oil + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% Mg(OH) ₂	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (31k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% Mg(OH) ₂	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (31k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 2 mg, 4.3 mg S / M / M	10% Mg(OH) ₂	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	10% Mg(OH) ₂ , 10% ミリスチン酸	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し
20 (12k)	21 6 6 2 / 187	ゼラチン / 4 mg	5% Mg(OH) ₂ , 5% Al(OH) ₃	油相: 鉱物油 + Span 80	ソニケーター	20% 振幅、 30 秒	賦形剤無し

【 0 1 6 2 】

実施例 16 . P L A 上での乾燥の後の I P V 安定性により、より低い賦形剤：ワクチン比の使用が可能になる

【 0 1 6 3 】

P L A 上で 26 倍の三価 I P V を室内の温度および湿度で 16 時間乾燥させた後の D 抗

10

20

30

40

50

原の保持を試験した。使用した賦形剤は 10 % ソルビトール、8.5 % MSG、8.5 % $MgCl_2$ であった。賦形剤の、試験したワクチンに対する比は 300 対 1、100 対 1、60 対 1、30 対 1、または賦形剤無しであった。保持された D 抗原のパーセントを ELISA によってアッセイした。

【0164】

結果

PLA 上での溶液の乾燥に際して、比を 30 : 1 にまで下げたときに、安定性の有意な降下は観察されなかった (図 1)。このデータにより、濃縮された賦形剤不含の IPV は、抗原活性を大きく喪失することなく、PLA 立方体上で乾燥させることができることが示された。

10

【0165】

実施例 17. 賦形剤と混合し、PLA 立方体上で乾燥させた濃縮 IPV の他の製剤

表 8 に列挙した製剤は、濃縮 IPV を示された賦形剤溶液 (「ポリオール」および「その他」の欄) と、示された比 (「賦形剤 : ワクチン」の欄、全ての示された比は 100 : 1 である) で混合し、そして PLA 立方体上で一晩乾燥させたときに保持された D 抗原 % を表す。

【0166】

他に定義しない場合、本明細書で使用する全ての技術的用語および科学的用語は、開示された本発明が属する技術分野の当業者に一般に理解されるのと同じ意味を有する。本明細書に引用した文献および引用した材料は、具体的に参照によって組み込まれる。当業者は、本明細書に記載する本発明の具体的な実施形態に対する多くの同等のものを認識するか、または通常の実験のみを使用して確認することができる。このような同等のものが以下の請求の範囲によって包含されることを意図する。

20

30

40

50

【 表 8 】

表8. 示された賦形剤およびIPV(100:1の比)と共に1日間空気乾燥した後に
PLA粒子に保持されたD抗原(1型、3型および3型IPV)のパーセント。

ポリオール	その他	賦形剤:ワクチン	日	°C	乾燥	保存	1型	2型	3型
無し	シルク		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	4	18	4
マルトデキストリン	アルギニン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	7	84	38
メチルセルロース	エクトイン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	62	52	57
HPMC	エビキチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	59	n/a	79
HPMC	MSG		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	65	n/a	73
無し	ゼラチン, エビキチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	75	74	79
スクロース	ゼラチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	77	78	79
ヘプタグルコン酸Ca	リン酸k		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	78	80	86
トレハロース	スレオニン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	81	83	84
CMC	ゼラチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	82	82	84
グリセロール	MSG		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	82	84	86
ヘプタグルコン酸Ca	ゼラチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	85	n/a	83
ソルビトール	ペプトン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	84	87	85
トレハロース	エビキチン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	84	91	90
マンニトール	グルタミン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	91	n/a	89
ソルビトール	グリシン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	90	88	90
マルトデキストリン	グルタミン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	88	n/a	94
マルトデキストリン	無し		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	93	95	91
マンニトール	エクトイン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	92	94	92
トレハロース	グリシン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	93	90	92
ソルビトール	エクトイン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	96	n/a	92
スクロース	スレオニン		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	95	n/a	97
ソルビトール	MSG, MgCl2		100	1	25 空気乾燥	BSLキヤビネット	99	95	99

10

20

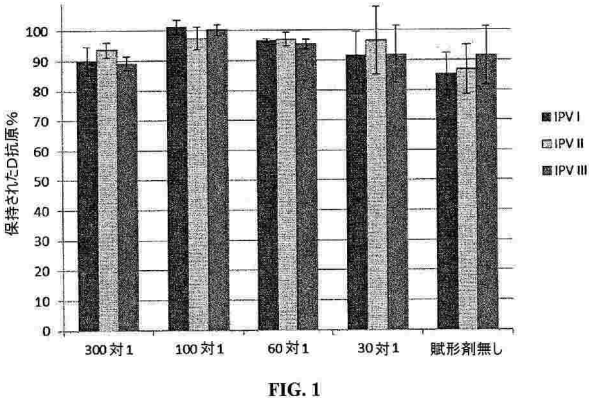
30

40

50

【図面】

【図 1】



【図 2】

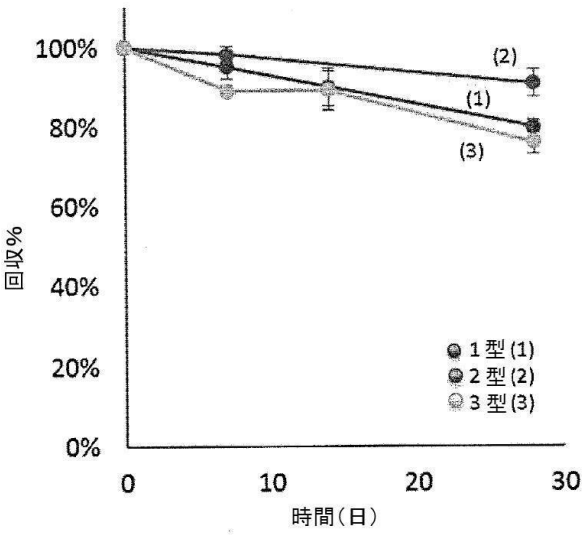
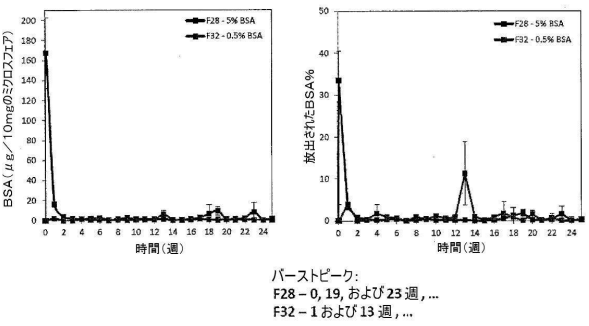


FIG. 2

【図 3】

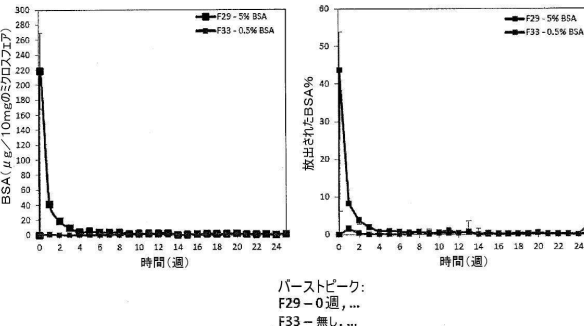
モデルタンパク質放出動態
PLLA - 50k



FIGS. 3Aおよび3B

【図 4】

モデルタンパク質放出動態
PLLA - 100k



FIGS. 4Aおよび4B

10

20

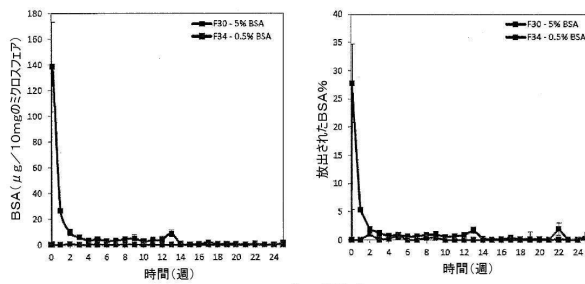
30

40

50

【図 5】

モデルタンパク質放出動態
PLLA – 300k

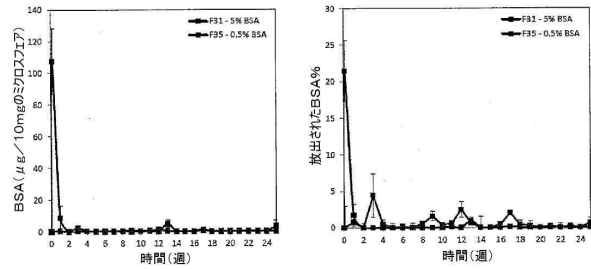


バーストピーク:
F30 – 0 および 13 週, ...
F34 – 無し, ...

FIGS. 5A および 5B

【図 6】

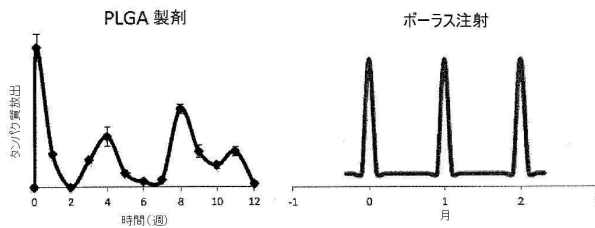
モデルタンパク質放出動態
P(d,l)LA – 20k



バーストピーク:
F31 – 0 および 13 週, ...
F35 – 3, 9, 12, および 17 週, ...

FIGS. 6A および 6B

【図 7】

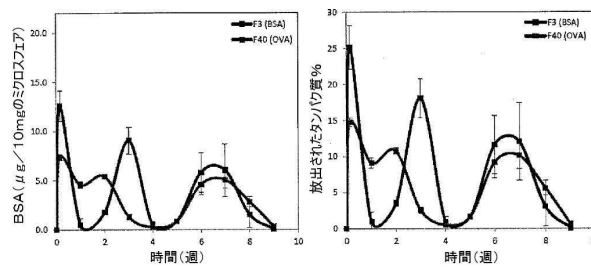


FIGS. 7A

FIG. 7B

【図 8】

モデルタンパク質放出動態
PLGA-COOH - 50/50 – 20k, 0.5% 搭載



バーストピーク:
F3 – 0, 3, および 6.5 週
F40 – 0, 2, および 6.5 週

FIGS. 8A および 8B

10

20

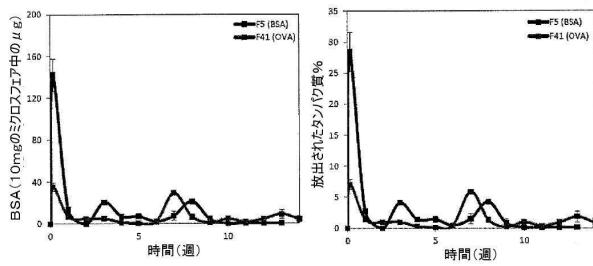
30

40

50

【図 9】

モデルタンパク質放出動態
PLGA-COOH - 50/50 - 31k, 5% 搭載

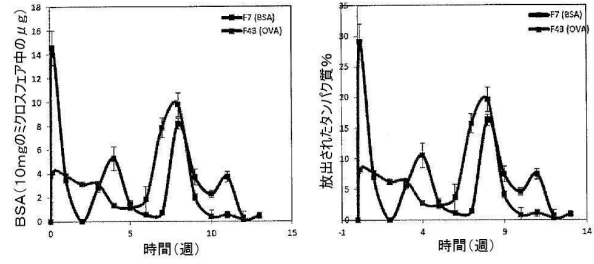


バーストピーク:
F5 - 0, 3, および 8 週
F41 - 0, 3, 7, および 13 週

FIGS. 9A および 9B

【図 10】

モデルタンパク質放出動態
PLGA-COOH - 50/50 - 31k, 0.5% 搭載



バーストピーク:
F7 - 0, 4, 8, および 11 週
F43 - 0, 3, 8 および 11 週

FIGS. 10A および 10B

【図 11】

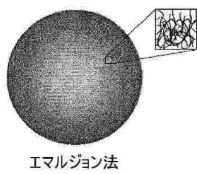


FIG. 11A

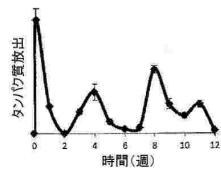


FIG. 11C

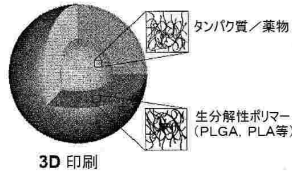


FIG. 11B

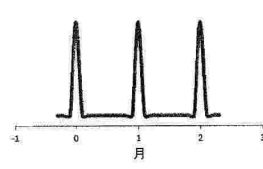


FIG. 11D

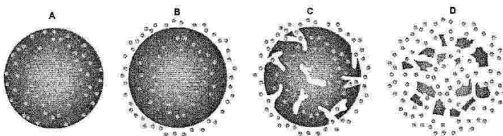
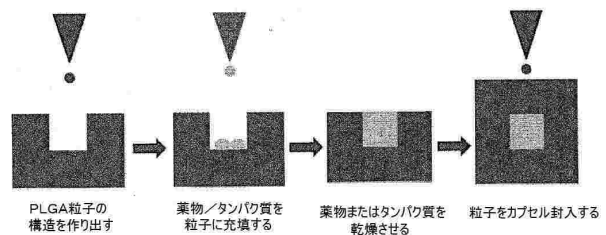


FIG. 11E

【図 12】

3D印刷カプセル封入プロセス



最初に、ワクチンが充填された立方体形状のPLGA構造を印刷することにより、x、y、およびz方向での印刷を最適化する

FIG. 12A

FIG. 12B

FIG. 12C

FIG. 12D

10

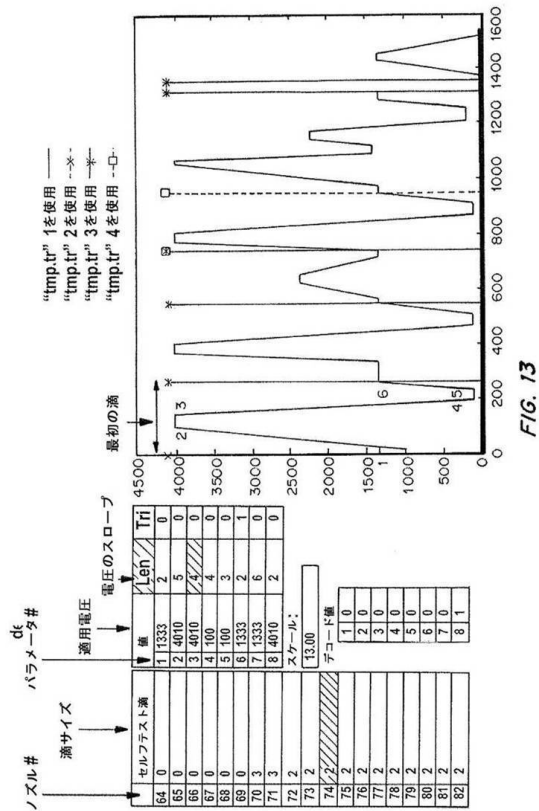
20

30

40

50

【図 1 3】



【図 1 4 A B】

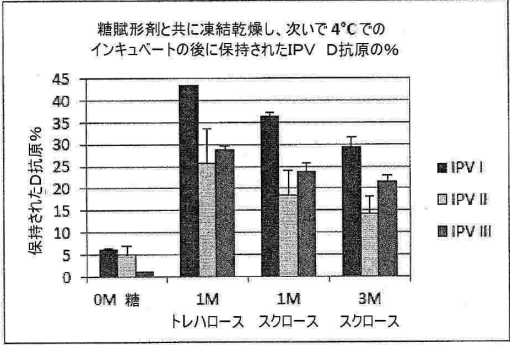


FIG. 14A

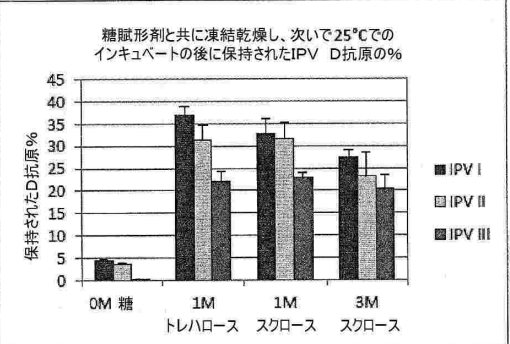


FIG. 14B

【図 1 4 C】

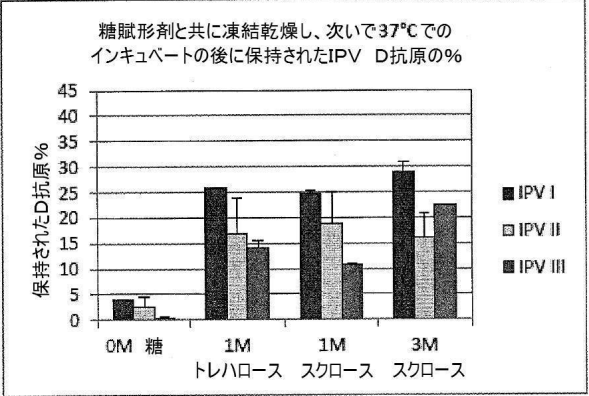


FIG. 14C

【図 1 5 A】

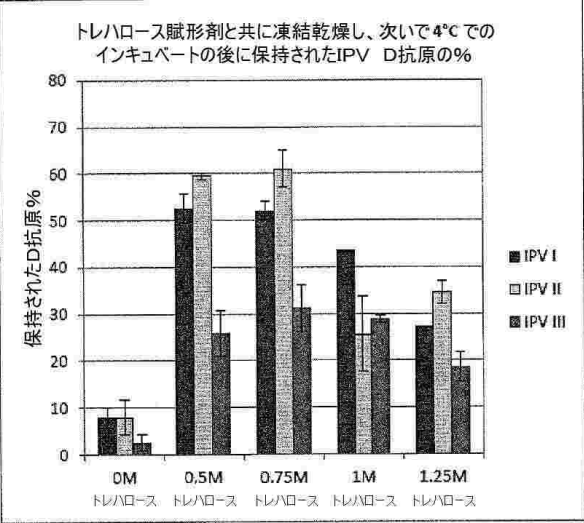


FIG. 15A

10

20

30

40

50

【図 15 B】

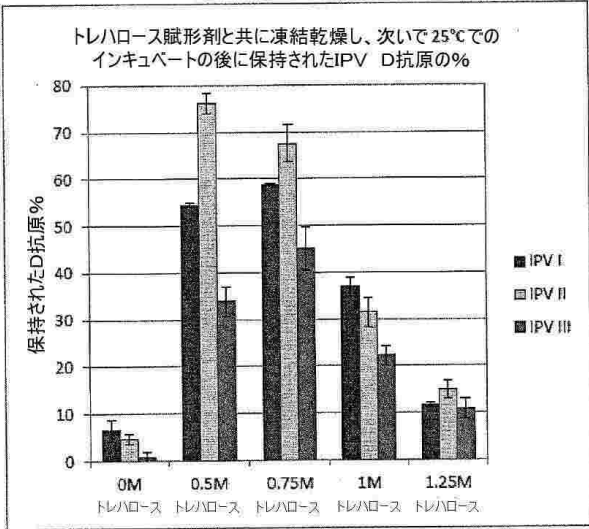


FIG. 15B

【図 16 A】

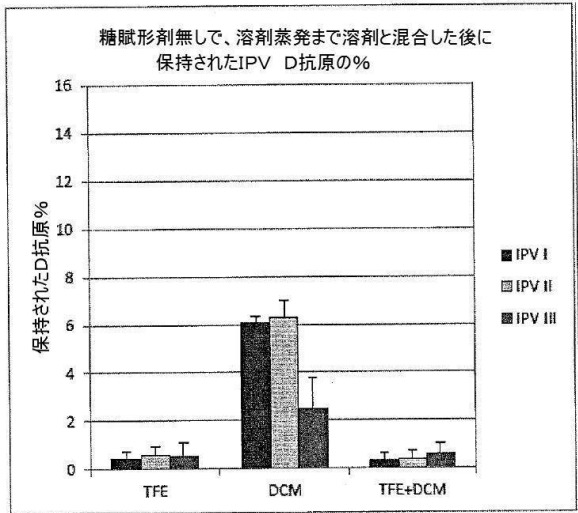


FIG. 16A

【図 16 B】

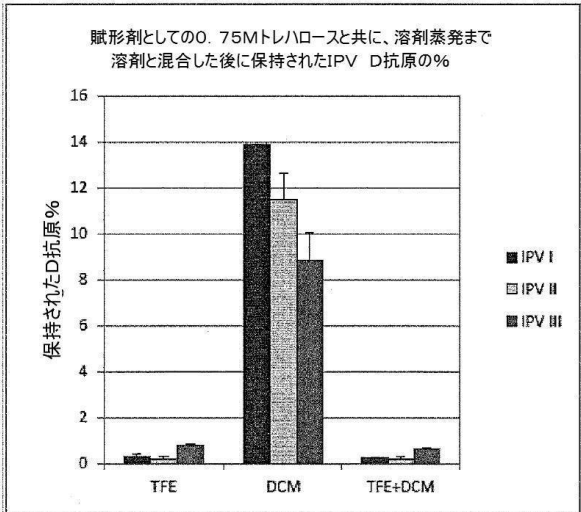


FIG. 16B

【図 17 A】

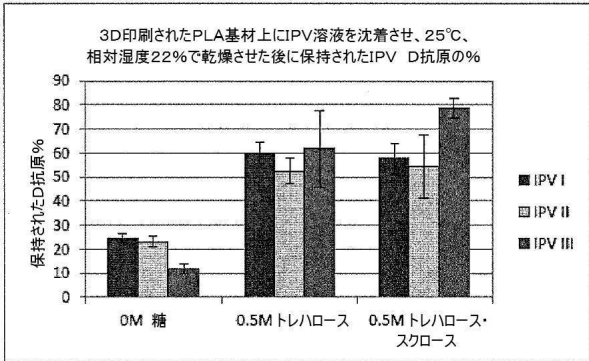


FIG. 17A

10

20

30

40

50

【図 17 B】

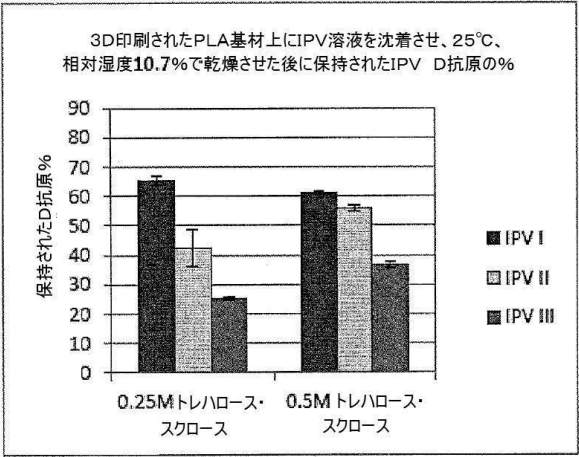


FIG. 17B

【図 18 A】

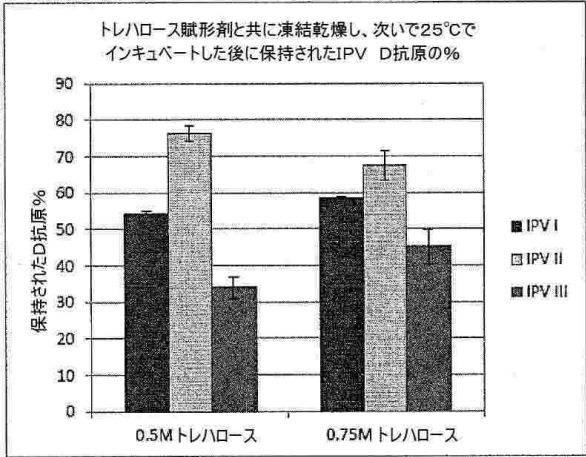


FIG. 18A

【図 18 B】

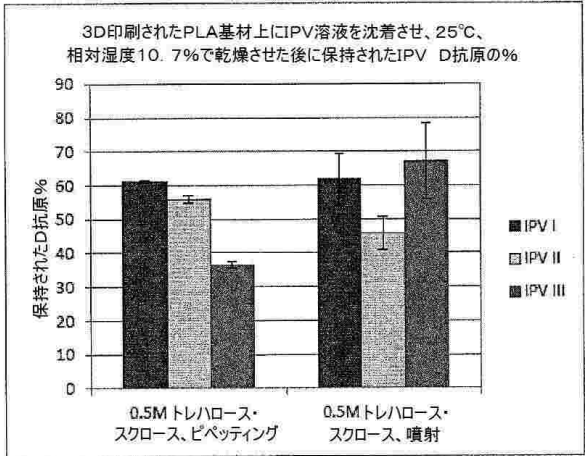


FIG. 18B

【図 19 A B】

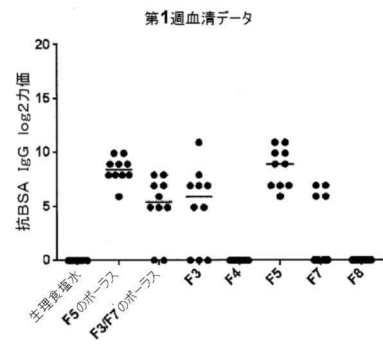


FIG. 19A

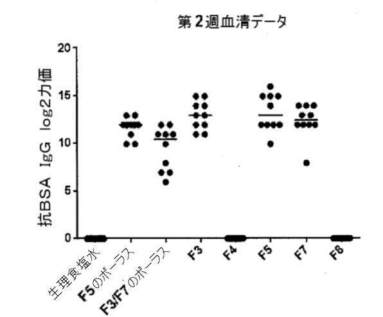


FIG. 19B

10

20

30

40

50

【図 19C】

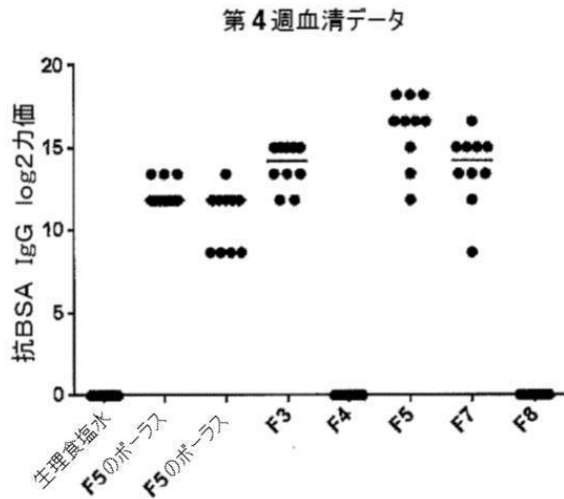
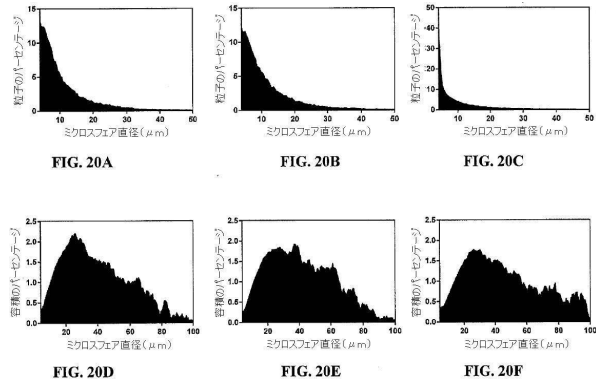


FIG. 19C

【図 20】



10

【図 21】

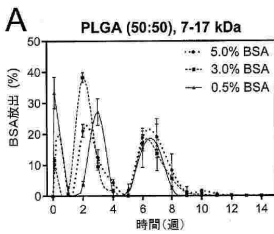


FIG. 21A

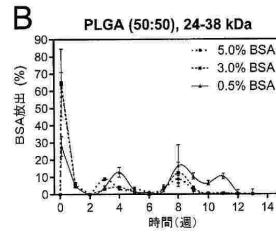


FIG. 21B

【図 22】

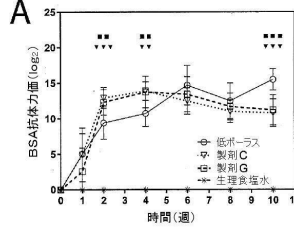


FIG. 22A

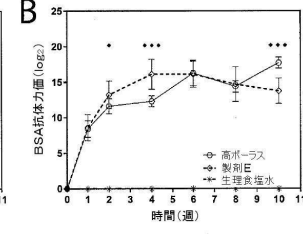


FIG. 22B

20

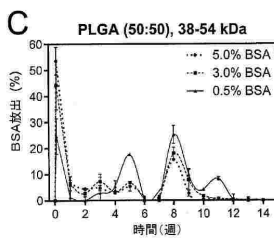


FIG. 21C

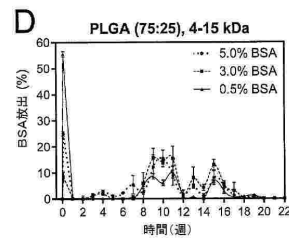


FIG. 21D

30

40

50

【図 23】

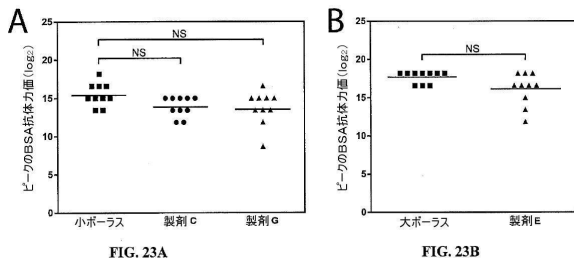


FIG. 23A

FIG. 23B

【図 24】

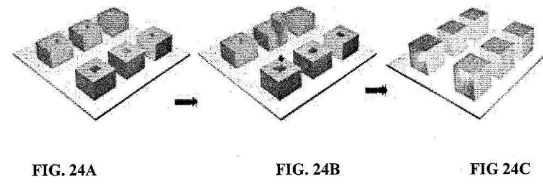


FIG. 24A

FIG. 24B

FIG. 24C

【図 25】

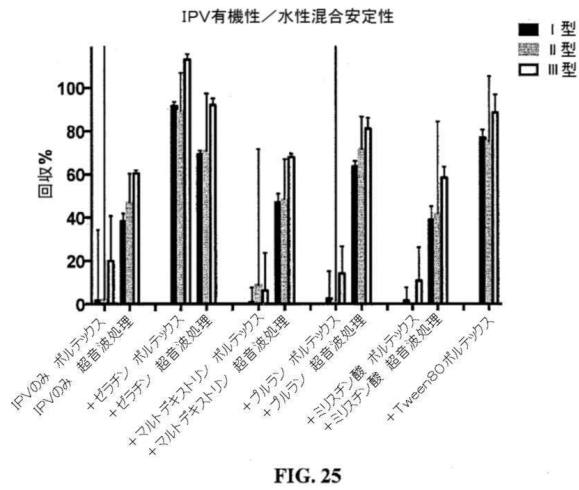


FIG. 25

【図 26】

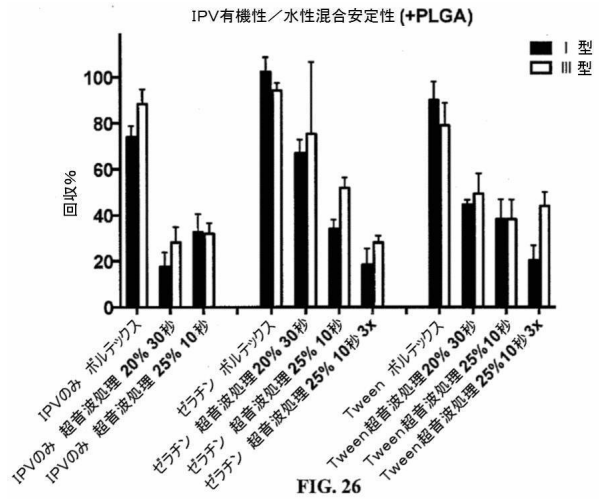


FIG. 26

10

20

30

40

50

【図 27】

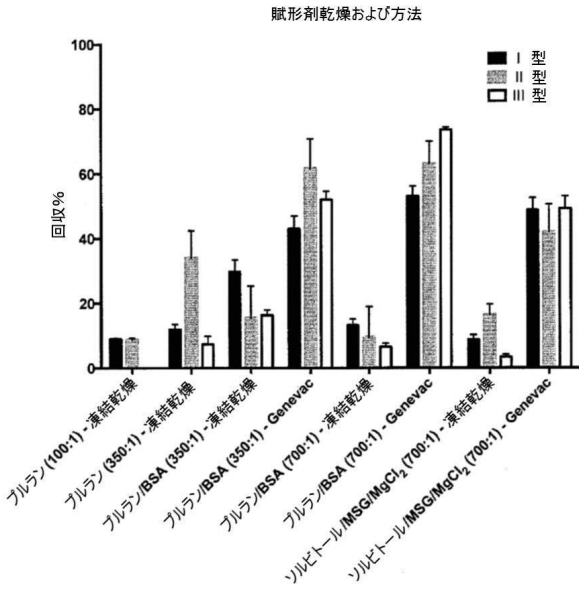


FIG. 27

【図 28】

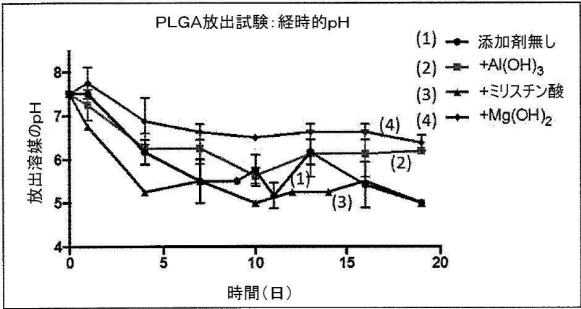


FIG. 28

10

【図 29】

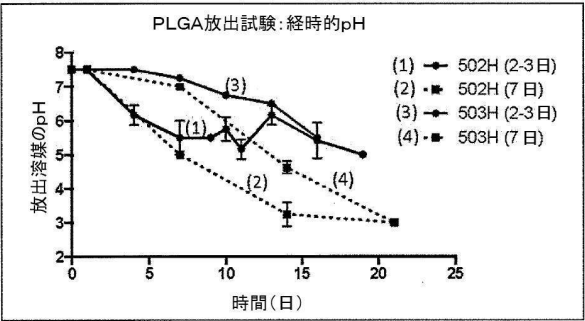


FIG. 29

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

A 6 1 K 47/44 (2017.01)

F I

A 6 1 K 47/44

(72)発明者 アナ ジャクレネック

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2 1 3 9 , ケンブリッジ , シドニー ストリート 2 3 ,
アパートメント 2 0 1

(72)発明者 ウィリアム ゲイツ

アメリカ合衆国 ワシントン 9 8 0 5 2 - 6 3 9 9 , レッドモンド , ワン マイクロソフト ウェイ

(72)発明者 フィリップ エー . エックホフ

アメリカ合衆国 ワシントン 9 8 0 3 3 , カークランド , 1 0 5 ティーエイチ アベニュー エ
ヌイー 4 2 3 0

(72)発明者 ボリス ニコリック

アメリカ合衆国 ワシントン 9 8 1 0 1 , シアトル , 1 エスティー アベニュー 1 1 0 7 , ア
partment 1 5 0 2

(72)発明者 ローウェル エル . ウッド ジュニア

アメリカ合衆国 ワシントン 9 8 0 0 4 , ベルビュー , 1 1 2 ティーエイチ アベニュー エヌ
イー 9 8 9 , ナンバー 2 3 1 0

(72)発明者 ロバード エス . ランガー

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2 4 5 9 , ニュートン , モントベール ロード 9 8

(72)発明者 タン ドック グエン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2 1 4 8 , モールデン , ワシントン ストリート 1 7

(72)発明者 ステファニー イー ツェン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2 1 4 4 , サマビル , チェリー ストリート 5 8 , アパ
artment 5

(72)発明者 ジェイムズ ジェイ . ノーマン

アメリカ合衆国 メリーランド 2 0 8 5 2 , ベセスダ , ノース , ウッドグレン ドライブ 1 1
3 5 7 , エスピーティー . 3 3 9

(72)発明者 ケビン マクヒュー

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2 4 7 2 , ウォータータウン , パットナム ストリート 4

合議体

審判長 磯貝 香苗

審判官 池上 京子

審判官 井上 千弥子

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 K 9 / 0 0 - 9 / 7 2

A 6 1 K 4 7 / 0 0 - 4 7 / 6 9

A 6 1 K 3 9 / 0 0 - 3 9 / 4 4

C A p l u s / M E D L I N E / E M B A S E / B I O S I S (S T N)

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)