



(10) **DE 10 2015 014 912 B4** 2017.09.28

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2015 014 912.1**

(22) Anmeldetag: **18.11.2015**

(43) Offenlegungstag: **18.05.2017**

(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **28.09.2017**

(51) Int Cl.: **A61L 29/08 (2006.01)**

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:  
**Urotech GmbH, 83101 Rohrdorf, DE**

(74) Vertreter:  
**Nätebusch, Roderich, Dipl.-Ing, 85521 Ottobrunn,  
DE**

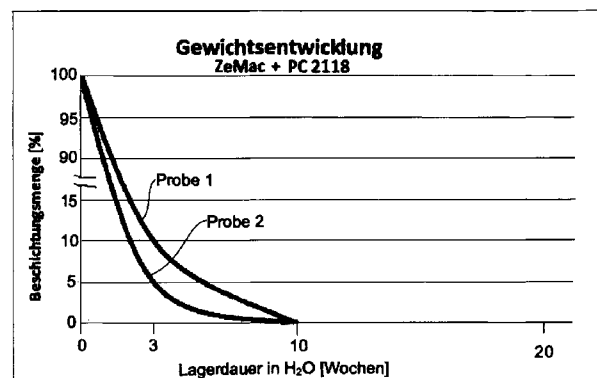
(72) Erfinder:  
**Muscat, Dirk, Prof. Dr., 85521 Ottobrunn, DE; Voit,  
Johann, Dr., 82110 Germering, DE; Hefenbrock,  
Sophia, 83071 Stephanskirchen, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

(1) Lange, D. et al. „Biomaterials in Urology – Beyond Drug Eluting and Degradable – A Rational Approach to Ureteral Stent Design “ in Biomaterials – Physics and Chemistry, Prof. Rosario Pignatello (Ed.) 2011, S.459-474 ISBN: 978-953-307-418-4, In Tech

(54) Bezeichnung: **Beschichtung für ein medizinisches Instrument, Verfahren zu dessen Beschichten und mit diesem Verfahren beschichtetes medizinisches Instrument**

(57) Hauptanspruch: Beschichtung für ein medizinisches Instrument, das nach seinem Einführen in einen menschlichen oder tierischen Körper mit dessen Körperflüssigkeit in Kontakt gelangt, umfassend eine Materialzusammensetzung, die wenigstens ein Phosphorylcholin umfassendes Polymer enthält, dadurch gekennzeichnet, dass die Materialzusammensetzung für ein medizinisches Instrument, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das daraus gänzlich besteht, eine auf das medizinische Instrument aufbringbare Haftvernetzungsschicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem mit diesem vernetzten Alkohol, mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen, und das wenigstens eine Phosphorylcholin umfassende Polymer enthält, welches auf der Haftvernetzungsschicht als gesonderte Schicht aufgebracht sowie auf dieser und gegebenenfalls mit dieser vernetzt ist.



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Beschichtung für ein medizinisches Instrument, das nach seinem Einführen in einen menschlichen oder tierischen Körper mit dessen Körperflüssigkeit, insbesondere mit Urin in Kontakt gelangt, umfassend eine Materialzusammensetzung, die wenigstens ein Phosphorylcholin umfassendes Polymer enthält. Ferner betrifft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zum Beschichten eines medizinischen Instruments und ein mit diesem Verfahren beschichtetes medizinisches Instrument.

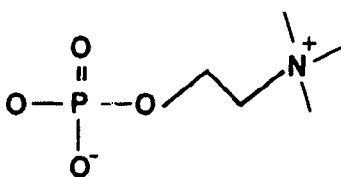
**[0002]** Unter einem medizinischen Instrument wird hier zum einen ein medizinischer Katheter verstanden, der in einen menschlichen oder tierischen Körper einzuführen und nach einer gewissen Zeitspanne aus diesem wieder herauszunehmen ist. Bei einem solchen medizinischen Katheter, der beispielsweise in einem menschlichen oder tierischen Körper mit Urin in Kontakt gelangt, kann es sich insbesondere um einen auch als Uretherschiene bezeichneten Uretherkatheter handeln. Zum anderen wird hier unter einem medizinischen Instrument ein medizinisches Implantat verstanden, das in einen menschlichen oder tierischen Körper einzuführen bzw. das in diesen möglichst bleibend einzusetzen ist. Allerdings ist bei solchen Implantaten nicht auszuschließen, dass sie nach einem gewissen Zeitraum aus dem Implantatträger wieder herauszunehmen sind.

**[0003]** Das Trägermaterial, aus dem medizinische Instrumente der vorstehend genannten Art bestehen, muss generell biokompatibel sein. Als solche biokompatiblen Trägermaterialien können verschiedene Polyurethane zum Einsatz kommen, wie zum Beispiel ein Polyurethan auf Polyesterbasis oder ein Polyurethan auf Polycarbonatbasis. Die Gleiteigenschaften der betreffenden Trägermaterialien in Körperhöhlen oder -öffnungen von menschlichen oder tierischen Körpern genügen jedoch zuweilen nicht Forderungen nach so genannter Flutschigkeit, das heißt nach praktisch reibungsloser, zumindest aber sehr reibungsarmer Verschiebbarkeit der aus diesen Trägermaterialien hergestellten medizinischen Instrumente. Deshalb werden derartige medizinische Instrumente auf ihrer Oberfläche üblicherweise mit einer Gleitschicht beschichtet.

**[0004]** Zum Beschichten von medizinischen Instrumenten sind vom Anmelder bereits wenigstens ein Phosphorylcholin umfassende Polymere getestet worden, weil sich durch deren hydrophile oder hydrophobe Eigenschaft die Gleiteigenschaft der betreffenden medizinischen Instrumente während ihres Einsetzens in und während ihres Herausnehmens aus Körperöffnungen oder -höhlen von menschlichen oder tierischen Körpern im Vergleich zu jenen des die betreffenden medizinischen Instrumente bildenden oder enthaltenden Trägermaterials verbessern lassen.

**[0005]** Außerdem bilden sich auf derart beschichteten medizinischen Instrumenten keine Inkrustationen aus Salzen, die in Flüssigkeiten enthalten sind, denen die betreffenden Instrumente ausgesetzt werden. Damit ist auch die Gefahr von mit solchen Inkrustationen verbundenen Infektionen vermieden.

**[0006]** Das Phosphorylcholin weist folgende Struktur auf:



**[0007]** Auf die Probleme der Inkrustation von und Bakterienansiedlung auf urologischen Stents ist auch in der Literatur hingewiesen worden (Lange, D. et al „Biomaterial in Urology – Beyond Drug Eluting and Degradable – A Rational Approach to Ureteral Stent Design“ in Biomaterials – Physics and Chemistry, Prof. Rosario Pignatello (Ed.) 2011, S. 459–474 ISBN:978-953-307-418-4, In Tech). Dort ist als Stentmaterial unter anderem Polyurethan angegeben, und als Material für Stentüberzüge ist Phosphorylcholin genannt. In welcher Weise das Phosphorylcholin auf Stents aufgebracht wird, ist in diesem Zusammenhang jedoch nicht beschrieben.

**[0008]** Es sind bereits polymere Materialzusammensetzungen zur Oberflächenbeschichtung von Vorrichtungen bekannt, die mit proteinhaltigen oder biologischen Flüssigkeiten in Kontakt gelangen (siehe die Dokumente DE 692 31 450 T2, DE 692 33 378 T2, DE 699 07 686 T2, US 7 160 953 B2). In diesen Materialzusammensetzungen kommen vorwiegend Phosphorylcholin enthaltende Copolymere zum Einsatz, die vernetzt werden. Nach veröffentlichten Angaben (siehe hierzu das Dokument DE 692 31 450 T2) werden mit den betreffenden Materialzusammensetzungen stabile Beschichtungen auf einer großen Vielfalt von Oberflächen, wie Polyethylen, PVC, Stahl und Poly(imid) erzielt.

**[0009]** Im Falle von medizinischen Instrumenten, die auf ihrer Oberfläche Polyurethan enthalten oder die gänzlich daraus bestehen – im Folgenden werden solche medizinischen Instrumente auch als PU-Instrumente bezeichnet – hat es sich jedoch in Versuchen gezeigt, dass die betreffenden bekannten Materialzusammensetzungen enthaltende Beschichtungen nur während relativ kurzer Haftungszeiten auf solchen medizinischen Instrumenten haften bleiben, wenn diese einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin ausgesetzt wurden. So wurden in Versuchen mit derartigen Beschichtungen in einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin, Haftungszeiten von lediglich einigen Stunden bis einigen wenigen Tagen erreicht. Derartige Haftungszeiten sind jedoch für einen so genannten Langzeiteinsatz von medizinischen Instrumenten in menschlichen oder tierischen Körpern zu kurz. Unter einem Langzeiteinsatz wird hier ein Einsatz der medizinischen Instrumente während einer Dauer von zumindest acht Wochen verstanden. Innerhalb einer solchen Zeitspanne soll das jeweilige in einem menschlichen oder tierischen Körper eingesetzte medizinische Instrument in seiner Beschaffenheit und Beschichtung unverändert bleiben und nicht gewechselt werden müssen.

**[0010]** Um den erwähnten Langzeiteinsatz von medizinischen PU-Instrumenten zu erreichen, ist in weiteren Versuchen untersucht worden, ob auf die Oberfläche der betreffenden PU-Instrumente aufgebrachte Haftvermittlerschichten, die verschiedene chemische Haftvermittler (so genannte Primer) enthalten, auf dieser Oberfläche der betreffenden PU-Instrumente während der genannten Langzeit verankert werden könnten. Die durchgeführten Tests zeigten jedoch, dass auch solche Haftvermittlerschichten nur einige Stunden bis einige wenige Tage an den medizinischen PU-Instrumenten, auf die sie aufgebracht waren, haften blieben, wenn die betreffenden Instrumente einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin ausgesetzt wurden. Ein ähnliches Ergebnis wurde übrigens – wie weiter unten noch näher erläutert wird – auch dann erzielt, wenn auf eine Haftvermittlerschicht, die auf ein medizinisches Instrument aufgebracht worden war, eine weitere Schicht aus Phosphorylcholin enthaltenden Polymeren aufgebracht und vernetzt wurde. Auch in diesem Fall konnte nur eine relativ kurze Haftungsdauer des aus diesen beiden Schichten bestehenden Schichtengebildes erreicht werden, wenn das dieses Schichtengebilde tragende medizinische PU-Instrument einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin ausgesetzt wurde.

**[0011]** Als Ursache für das vorstehend erwähnte relativ schlechte Haftenbleiben der Phosphorylcholin umfassenden Copolymere entweder allein oder unter Einschaltung einer Haftvermittlerschicht aus einem chemischen Haftvermittler auf einem medizinischen PU-Instrument, dessen Oberfläche Polyurethan enthält oder das gänzlich daraus besteht, liegt darin, dass weder zwischen der Oberfläche des PU-Instruments und der Haftvermittlerschicht noch zwischen dieser Haftvermittlerschicht und der Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren ausreichende Bindungskräfte existieren, sei es auf Grund von kovalenter Bindung oder durch Dipol-Dipol-Bindung oder durch Wasserstoffbrücken sowohl zwischen dem Material des PU-Instruments und dem chemischen Haftvermittler der Haftvermittlerschicht als auch zwischen dieser Haftvermittlerschicht und der Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren.

**[0012]** Zu berücksichtigen ist in diesem Zusammenhang noch der bekannte Umstand, dass Dipol-Dipol-Bindungen und Wasserstoffbrücken häufig von verschiedenen Materialien zu Wasser hin stärker wirksam sind als zwischen den betreffenden Materialien selbst. Dies dürfte auch der Grund dafür sein, dass sich sowohl die Haftvermittlerschicht aus einem chemischen Haftvermittler als auch die Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren entweder allein oder unter Zwischenfügung der Haftvermittlerschicht nach erfolgreichem Aufbringen auf einem medizinischen PU-Instrument von diesem wieder relativ schnell lösen, wenn das so beschichtete PU-Instrument jeweils einer Wasserumgebung ausgesetzt wurde.

**[0013]** Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zu Grunde, einen Weg zu zeigen, wie auf relativ einfache, aber dennoch wirksame Weise eine solche Beschichtung für medizinische Instrumente bereitzustellen ist, die, nachdem sie auf die betreffenden Instrumente aufgebracht worden ist, auf diesen auch während der Dauer des oben erwähnten Langzeiteinsatzes der medizinischen Instrumente, also während einer Dauer von zumindest acht Wochen fest verankert bleibt.

**[0014]** Außerdem sind es Aufgaben der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren zum Beschichten eines medizinischen Instruments sowie ein mit diesem Verfahren beschichtetes medizinisches Instrument bereitzustellen.

**[0015]** Gelöst wird die vorstehende Aufgabe bei einer Beschichtung der eingangs genannten Art erfindungsgemäß dadurch, dass die Materialzusammensetzung für ein medizinisches Instrument, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das daraus gänzlich besteht, eine auf das medizinische Instrument aufbringbare Haftungsvernetzungs-schicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem mit diesem vernetzten Alkohol, mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen, und das wenigstens eine Phospho-

rylcholin umfassende Polymer enthält, welches auf der Haftungsvernetzungs-schicht als gesonderte Schicht aufgebracht sowie auf dieser und gegebenenfalls mit dieser vernetzt ist.

**[0016]** Die Beschichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zeichnet sich durch den Vorteil aus, dass sie nach Aufbringen auf der Oberfläche eines medizinischen Instruments, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das gänzlich aus Polyurethan besteht, auf dieser Oberfläche während einer Haftungszeit von mehr als acht Wochen haften bleibt, wenn das betreffende Instrument einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin auch durch fortwährende Bepflügelung ausgesetzt wird. Nach vorliegendem Erkenntnisstand basiert diese relativ lange Haftungszeit auf der bei der Materialzusammensetzung gemäß der vorliegenden Erfindung ermöglichten zweifachen Vernetzung; die erste Vernetzung führt zur Bildung einer Haftungsvernetzungs-schicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem Alkohol, und zwar mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen, und die zweite Vernetzungsmöglichkeit ist dadurch gegeben, dass eine auf die gebildete Haftungsvernetzungs-schicht aufgebraachte Schicht aus dem wenigstens einen Phosphorylcholin umfassenden Copolymer gegebenenfalls mit der Haftungsvernetzungs-schicht vernetzbar ist.

**[0017]** Durch die Vernetzung des chemischen Haftvermittlers mit dem Alkohol in der Haftungsvernetzungs-schicht stehen somit hier – anders als bei den eingangs geschilderten Versuchen – überraschenderweise ausreichende Bindungskräfte – sei es auf Grund von kovalenter Bindung oder durch Dipol-Dipol-Bindung oder durch Wasserstoffbrücken – sowohl zwischen dem Material des PU-Instruments und dem chemischen Haftvermittler der Haftvermittlerschicht als auch zwischen dieser Haftvermittlerschicht und der Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren zur Verfügung. Diese Bindungskräfte dürften auf eine Veresterung des Alkohols mit dem chemischen Haftvermittler und den daraus resultierenden Vernetzungen in der Haftvermittlerschicht zur Oberfläche des PU-Instruments und in der Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren basieren.

**[0018]** Vorzugsweise ist das Phosphorylcholin umfassende Polymer durch Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethylphosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropyl-methacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat und/oder Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(methoxysilyl)propylmethacrylat) gebildet. Hierdurch ergibt sich der Vorteil, dass ein für die angestrebte Haftungszeit (mindestens acht Wochen auf einem PU-Instrument) der Materialzusammensetzung gemäß der vorliegenden Erfindung besonders wirksames Phosphorylcholin einsetzbar ist.

**[0019]** Zweckmäßigerweise ist der chemische Haftvermittler durch ein Copolymer aus Ethen und Maleinsäureanhydrid gebildet. Dies bringt den Vorteil mit sich, dass ein hinsichtlich des Haftungsvermögens der Materialzusammensetzung gemäß der vorliegenden Erfindung auf einem PU-Instrument besonders wirksamer chemischer Haftvermittler einsetzbar ist.

**[0020]** Gelöst wird die oben angegebene Aufgabe ferner durch ein Verfahren zum Beschichten eines medizinischen Instruments, das nach seinem Einführen in einen menschlichen oder tierischen Körper mit dessen Körperflüssigkeit, insbesondere mit Urin in Kontakt gelangt, mit einer Materialzusammensetzung, die wenigstens ein Phosphorylcholin umfassendes Polymer enthält, erfindungsgemäß dadurch, dass auf das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthaltende oder daraus gänzlich bestehende medizinische Instrument eine erste Schicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem Alkohol, mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen aufgebracht wird, dass der chemische Haftvermittler und der Alkohol in der genannten ersten Schicht zu einer Vernetzungsschicht vernetzt werden, dass sodann auf die Vernetzungsschicht eine das Phosphorylcholin enthaltende zweite Schicht aufgebracht wird, die das wenigstens eine Phosphorylcholin umfassende Polymer enthält, und dass die zweite Schicht ebenfalls vernetzt wird.

**[0021]** Hierdurch ergibt sich der Vorteil, dass in zwei aufeinander folgenden Beschichtungsvorgängen, die jeweils einen Vernetzungsvorgang umfassen, die Materialzusammensetzung als Langzeitbeschichtung gemäß der Erfindung auf der Oberfläche eines PU-Instruments aufgebracht werden kann, auf dessen Oberfläche diese Beschichtung während einer Haftungszeit von mehr als acht Wochen haften bleibt, wenn das PU-Instrument einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin auch fortwährend ausgesetzt wird, zum Beispiel durch Lagerung in oder Bepflügelung mit dieser Flüssigkeit.

**[0022]** Vorzugsweise wird als Phosphorylcholin umfassendes Polymer in der zweiten Schicht Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethylphosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat und/oder Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propyl-

methacrylat und/oder Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat ausgewählt. Hierdurch ergibt sich der Vorteil, dass ein für die angestrebte Haftungszeit (mindestens acht Wochen auf einem PU-Instrument) der Materialzusammensetzung gemäß der vorliegenden Erfindung besonders wirksames Phosphorylcholin eingesetzt wird.

**[0023]** Zweckmäßigerweise wird als chemischer Haftvermittler in der ersten Schicht ein Copolymer aus Ethen und Maleinsäureanhydrid ausgewählt. Dies bringt den Vorteil mit sich, dass ein hinsichtlich des Haftungsvermögens der Materialzusammensetzung gemäß der vorliegenden Erfindung auf einem PU-Instrument besonders wirksamer chemischer Haftvermittler eingesetzt wird.

**[0024]** Zur Erzielung eines ausgezeichneten Haftungsergebnisses durch das Verfahren gemäß der Erfindung werden das Vernetzen des chemischen Haftvermittlers und des Alkohols der ersten Schicht und das Vernetzen des Phosphorylcholin umfassenden Polymers der zweiten Schicht jeweils in einem Temperaturbereich zwischen etwa 60°C und etwa 140°C, vorzugsweise zwischen etwa 80°C und 120°C durchgeführt. Dies bringt den Vorteil mit sich, dass mit relativ leicht realisierbaren Vernetzungstemperaturen gearbeitet werden kann.

**[0025]** Vorzugsweise wird das jeweilige Vernetzen während einer Dauer zwischen etwa 15 min und 1 Tag, vorzugsweise zwischen etwa 45 min und etwa 2 h durchgeführt. Hierdurch wird in vorteilhafter Weise eine akzeptable Zeitspanne, das heißt eine nicht zu lange Zeitspanne für das jeweilige Vernetzen erreicht.

**[0026]** Gelöst wird die oben angegebene Aufgabe außerdem durch ein medizinisches Instrument, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das gänzlich daraus besteht und das für ein Einsetzen in einem Bereich eines menschlichen oder tierischen Körpers vorgesehen ist, in welchem es mit dessen Körperflüssigkeit, insbesondere mit Urin in Kontakt gelangt, enthaltend eine auf seiner Instrumentenoberfläche aufgebrauchte Materialzusammensetzung, die nach einem Verfahren gemäß der Erfindung hergestellt und vernetzt ist.

**[0027]** Hierdurch ergibt sich der Vorteil, dass ein medizinisches PU-Instrument bereitsteht, auf dessen Oberfläche die Materialzusammensetzungsschicht während der angestrebten Haftungszeit von mehr als acht Wochen haften bleibt, wenn das betreffende Instrument einer Flüssigkeit, wie Wasser oder Urin auch durch fortwährende Bspülung ausgesetzt wird.

**[0028]** An Hand von Zeichnungen wird die Erfindung nachstehend näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen

**[0029]** Fig. 1 ein Diagramm, welches die zeitliche Gewichtsentwicklung von in einer Testflüssigkeit gelagerten Beschichtungen zeigt, die zuvor auf zwei PU-Instrumentproben ohne Anwendung der Erfindung jeweils aus einer Haftungsvernetzungsschicht und darauf aufgebrauchten Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren gebildet worden sind, und

**[0030]** Fig. 2 ein Diagramm, welches die zeitliche Gewichtsentwicklung von in einer Testflüssigkeit gelagerten Beschichtungen zeigt, die gemäß der Erfindung zuvor auf zwei PU-Instrumentproben jeweils aus einer Haftungsvernetzungsschicht und darauf aufgebrauchten Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren gebildet worden sind.

**[0031]** Bevor auf die Diagramme gemäß Fig. 1 und Fig. 2 näher eingegangen wird, sei hier angemerkt, dass diesen Diagrammen Tests in Testflüssigkeiten zu Grunde gelegt sind, für die H<sub>2</sub>O verwendet worden ist. Die erzielten Testergebnisse sind jedoch zumindest qualitativ ohne weiteres auf andere Flüssigkeiten, vor allem auf Urin übertragbar; Wasser (H<sub>2</sub>O) allein besitzt nämlich gegenüber Urin eine stärkere Ab- bzw. Auflösungsfähigkeit für die im Folgenden betrachteten Beschichtungsmaterialien von PU-Instrumentenproben.

**[0032]** Zur Erstellung des Diagramms von Fig. 1 sind auf zwei PU-Instrumentenproben – als Probe 1 und Probe 2 bezeichnet – ohne die vorliegende Erfindung – eine Beschichtung aus zwei Schichten aufgebracht worden. Als PU-Instrumentenproben sind sowohl für das Erstellen des Diagramms von Fig. 1 als auch für das von Fig. 2 jeweils etwa 100 bis 150 mm lange tuben- bzw. schlauchförmige PU-Proben mit einem Außendurchmesser von etwa 2,3 mm bis 2,5 mm verwendet worden.

**[0033]** Als Polyurethanmaterial der PU-Instrumentenproben ist ein vom Hersteller Lubrizol Advanced Materials, Inc., Ohio, U.S.A. unter der Bezeichnung Tecoflex vertriebenes Polyurethan auf Polyesterbasis verwendet worden. Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass anstelle des Tecoflex-Materials auch ein Polyurethan auf Po-

lycarbonatbasis desselben Herstellers verwendet werden könnte, das unter dem Handelsnamen Carbothane vertrieben wird.

**[0034]** Die betreffende Beschichtung besteht hier aus einer ersten Haftvermittlerschicht und aus einer darauf aufgetragenen zweiten Schicht aus Phosphorylcholin enthaltenden Copolymeren. Zu den Beschichtungsmengen sei noch angemerkt, dass eine Menge von 5 mg auf einer Fläche von 100 mm<sup>2</sup> einer angenommenen Materialdichte von 1 g/cm<sup>3</sup> und damit einer mittleren Beschichtungsdicke von 5 µm entspricht.

**[0035]** Als chemischer Haftvermittler ist hier ein kommerziell vom Hersteller Vertellus Specialities, Inc., Indianapolis, U.S.A. unter der Bezeichnung ZeMac 400 erhältlicher chemischer Haftvermittler – im Folgenden und in den Zeichnungen nur kurz als ZeMac bezeichnet – verwendet worden. Bei diesem chemischen Haftvermittler handelt es sich um ein Copolymer aus Ethen und Maleinsäureanhydrid.

**[0036]** Dabei wurden zunächst 1150 mg ZeMac als Pulver in 23 ml Aceton ca. 2 Stunden lang gelöst. Danach wurden die beiden PU-Instrumentenproben 1 und 2 in einem Tauchvorgang mit diesem chemischen Haftvermittlermaterial überzogen und dann einer etwa einstündigen Wärmebehandlung bei etwa 100°C unterzogen worden, wodurch der chemische Haftvermittler vernetzt wurde.

**[0037]** Anschließend ist auf die so gebildete Haftvermittlerschicht aus dem chemischen Haftvermittler ZeMac eine Schicht aus Phosphorylcholin enthaltenden Copolymeren aufgebracht worden. Als Phosphorylcholin enthaltende Copolymere sind hier vom Hersteller Vertellus Specialities, Inc., Indianapolis, U.S.A. unter der Bezeichnung PC 2118 erhältliche Copolymere verwendet worden. Bei dem Material PC 2118 handelt es sich um die Phosphorylcholin umfassenden drei Copolymere Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniumethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropyl-methacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat). Das betreffende Material umfasst also drei verschiedene Monomere; zwei von ihnen sind hydrophil, und eines ist hydrophob.

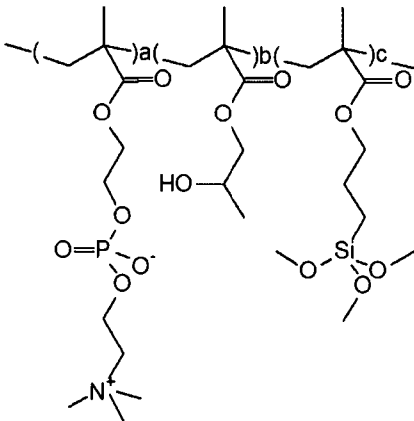
**[0038]** Hieraus sind die drei Monomere ersichtlich, nämlich

a → Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniumethyl)phosphat, inneres Salz

b → hydroxypropyl-methacrylat

c → -(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat

**[0039]** Die zugehörige Strukturformel ist nachstehend angegeben:



**[0040]** Zum Aufbringen der Schicht aus Phosphorylcholin enthaltenden Copolymeren auf der vernetzten Haftvermittlerschicht der beiden PU-Instrumentenproben 1 und 2 wurden diese sodann in einem Tauchvorgang in einer Lösung aus 2300 mg des PC 2118 und 23 ml Ethanol überzogen und dann einer Wärmebehandlung bei einer Temperatur von etwa 100°C während einer Dauer etwa 1 h unterzogen und dabei ebenfalls vernetzt.

**[0041]** Fig. 1 zeigt nun die Gewichtsentwicklung der Beschichtungsmengen von auf den beiden PU-Instrumentenproben 1 und 2 in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer der betreffenden Proben in einer Testflüssigkeit H<sub>2</sub>O. Dabei ist in der Ordinatenrichtung der Prozentsatz des auf der jeweiligen PU-Instrumentenprobe verbleibenden Anteils von dem insgesamt auf diese aufgetragenen Beschichtungsmaterial aufgetragen, und in der Abszissenrichtung ist die Lagerungsdauer (= Untersuchungszeit) der die beiden vernetzten Schichten, also die Haftungsvernetzungs-schicht und die PC-2118-Schicht tragenden PU-Instrumentenproben in Wochen aufgetragen.

**[0042]** Die Bestimmung des Prozentsatzes des auf der jeweiligen PU-Instrumentenprobe verbleibenden Anteils von dem insgesamt auf diese aufgetragenen Beschichtungsmaterial ist hier rechnerisch auf der Grundlage von gravimetrischen Gewichtsbestimmungen mittels Analysenwaage erfolgt. Dazu sind zunächst das Gewicht G1 der Instrumentenprobe allein und danach das Gewicht G2 der mit dem Beschichtungsmaterial beschichteten Instrumentenprobe bestimmt worden. Auf die Einlagerung der mit dem Beschichtungsmaterial beschichteten Instrumentenprobe in eine Testflüssigkeit ist sodann das Gewicht G3 der betreffenden Instrumentenprobe zu bestimmten Zeitpunkten bestimmt worden. Der genannte Prozentsatz A lässt sich dann aus der Beziehung

$$A = \frac{G_3 - G_1}{G_2 - G_1} \cdot 100 \text{ [%]}$$

errechnen.

**[0043]** Die Lagerung der so mit dem chemischen Haftvermittler ZeMac und den Phosphorylcholin enthaltenden Copolymeren PC 2118 überzogenen Proben 1 und 2 in der aus H<sub>2</sub>O bestehenden Testflüssigkeit zeigte bei beiden Proben bereits nach etwa drei Wochen einen deutlichen Verlust an Beschichtungsmaterial, welches sich in der Testflüssigkeit von beiden PU-Instrumentenproben gelöst hatte. Nach der etwa dreiwöchigen Lagerung in der Testflüssigkeit enthielt die Probe 1 nur noch etwa 10% der Beschichtungsmenge, die ursprünglich auf sie aufgebracht worden war, und die Probe 2 enthielt nach dieser dreiwöchigen Lagerung in der Testflüssigkeit sogar nur noch etwa 5% der Beschichtungsmenge, die ursprünglich auf sie aufgebracht worden war. Nach etwa zehnwöchiger Lagerung in der Testflüssigkeit war die gesamte Beschichtung von beiden Proben 1 und 2 verschwunden – das Beschichtungsmaterial hatte sich von den PU-Instrumentenproben in der Testflüssigkeit praktisch vollständig gelöst.

**[0044]** Somit haben die Proben 1 und 2 bereits nach etwa dreiwöchiger Lagerung in der Testflüssigkeit ihre anfänglichen guten Gleiteigenschaften soweit verloren, dass ihre Beschichtungen für den eingangs erwähnten Langzeiteinsatz nicht in Frage kommen.

**[0045]** In Fig. 2 ist die Gewichtsentwicklung der Beschichtungsmenge einer gemäß der Erfindung auf zwei PU-Instrumentenproben 3 und 4 gebildeten Beschichtung in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer der betreffenden Proben 3, 4 in einer Testflüssigkeit veranschaulicht. Dabei ist hier wie in Fig. 1 in der Ordinateurichtung der Prozentsatz des auf der jeweiligen PU-Instrumentenprobe verbleibenden Anteils von dem insgesamt auf diese aufgetragenen Beschichtungsmaterial aufgetragen, und in der Abszissenrichtung ist die Lagerungsdauer in Wochen (= Untersuchungszeit) der gemäß der Erfindung beschichteten PU-Instrumentenproben 3, 4 in der Testflüssigkeit aufgetragen, die auch hier durch H<sub>2</sub>O gegeben ist.

**[0046]** Auch hier erfolgte die Bestimmung des Prozentsatzes des auf der jeweiligen PU-Instrumentenprobe verbleibenden Anteils von dem insgesamt auf diese aufgetragenen Beschichtungsmaterial ist rechnerisch auf der Grundlage von gravimetrischen Gewichtsbestimmungen mittels Analysenwaage, wie dies unter Bezugnahme auf Fig. 1 erläutert worden ist. Außerdem werden hier den im Zusammenhang mit Fig. 1 erläuterten Schritten zum Aufbringen einer Haftvermittlerschicht und einer Schicht aus Phosphorylcholin enthaltenden Polymeren auf PU-Instrumentenproben entsprechende Schritte ausgeführt, allerdings mit der Abweichung, die nachstehend für die Haftvermittlerschicht erläutert wird.

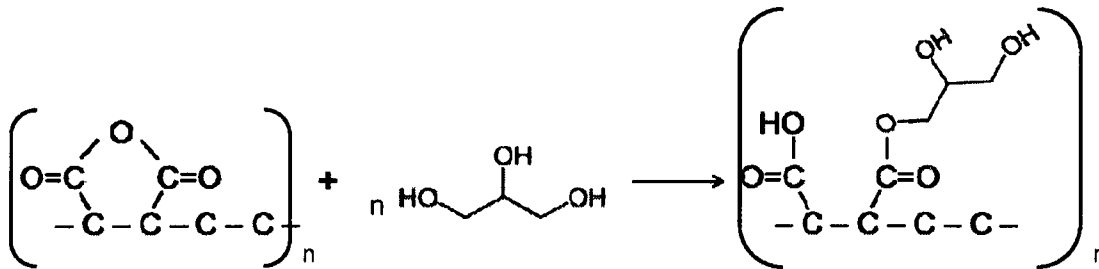
**[0047]** Als Polyurethanmaterial der PU-Instrumentenproben ist auch hier das im Zusammenhang mit Fig. 1 erwähnte und vom Hersteller Lubrizol Advanced Materials, Inc., Ohio, U.S.A. unter der Bezeichnung Tecoflex vertriebene Polyurethan auf Polyesterbasis verwendet worden. Es sei auch an dieser Stelle angemerkt, dass anstelle des Tecoflex-Materials auch ein Polyurethan auf Polycarbonatbasis desselben Herstellers verwendet werden könnte, das unter dem Handelsnamen Carbothane vertrieben wird.

**[0048]** Im Unterschied zu den an Hand von Fig. 1 erläuterten Schritten bestand die Haftungsvernetzungsschicht gemäß der Erfindung aus einem chemischen Haftvermittler (hier wieder ZeMac 400 – kurz ZeMac genannt) und einem Alkohol, der ein mindestens zweiwertiger Alkohol (ein Diol mit zwei primären OH-Gruppen) ist und als welcher hier der dreiwertige Alkohol Glycerin verwendet wurde. Im vorliegenden Fall wurde zunächst eine Lösung aus 1150 mg ZeMac, 80 mg Glycerin und 23 ml Aceton, getrocknet hergestellt, in der nach etwa zweistündiger Lösungszeit die beiden PU-Instrumentenproben 3 und 4 in einem Tauchvorgang überzogen wurden. Diese Haftungsvernetzungsschicht wurde nach ihrem Aufbringen auf die Proben 3 und 4 etwa 1 Stunde lang bei einer Temperatur von etwa 100°C vernetzt.

**[0049]** Es sei hier angemerkt, dass anstelle von Glycerin (Propan-1,2,3-triol) als dreiwertigem Alkohol auch irgendein anderer Alkohol verwendet werden kann, wobei unter einem Alkohol hier mindestens ein Diol mit

mindestens zwei primären OH-Gruppen verstanden wird. Als solche anderen Alkohole kommen Ethan-1,2-diol (Ethylenglykol, 1,2-Glycol), Propan-1,2-diol (Propylenglycol), Propan-1,3-diol (Trimethylenglycol), Butan-1,4-diol (Tetramethylenglycol), Pentan-1,5-diol (Pentamethylenglycol), Hexan-1,6-diol (Hexamethylenglycol), Octan-1,8-diol (Octamethylenglycol), Nonan-1,9-diol (Nonamethylenglycol), Decan-1,10-diol (Decamethylenglycol) in Frage.

**[0050]** Bei der vorstehend betrachteten Vernetzung gehen die Maleinsäureanhydrid-Gruppen des Haftvermittlers ZeMac mit den Hydroxy-Gruppen des Glycerins durch eine Veresterungsreaktion eine Verbindung ein. Bei diesem exotherm verlaufenden Reaktionsschritt reagieren die OH-Gruppen des Glycerins mit dem Maleinsäureanhydrid unter Ringöffnung. Eine mögliche Veresterungsreaktion zeigt die folgende Darstellung:



**[0051]** Durch diese Reaktion stehen weitere Hydroxy-Gruppen zur Verfügung, die ihrerseits mit Maleinsäureanhydrid-Gruppen benachbarter Haftvermittlerketten reagieren können und somit eine Vernetzung bewirken. Dadurch wurde, wie noch ersichtlich wird, eine praktisch dauerhafte Verankerung des Haftvermittlers auf der Oberfläche des PU-Instruments erreicht, auf die er zusammen mit dem Alkohol aufgebracht und vernetzt war.

**[0052]** Auf Grund der erfolgten Veresterung stehen in der Haftvermittlerschicht Moleküle für eine starke Verbindung mit Molekülen des PU-Materials auf der Oberfläche des medizinischen PU-Instruments zur Verfügung, so dass hier Bindungskräfte nicht nur auf Grund von Dipol-Dipol-Bindung oder durch Wasserstoffbrücken zwischen dem PU-Material des PU-Instruments und der Haftvermittlerschicht existieren, sondern auch auf Grund von kovalenter Bindung zwischen den betreffenden Materialien bzw. Schichten.

**[0053]** Auf diese Haftungsvernetzungs-schicht der medizinischen PU-Instrumentenproben 3 und 4, die Ureterschiene sein können, wurde sodann eine Schicht von Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren aufgebracht, die vom Hersteller Vertellus Specialities, Inc., Indianapolis, U.S.A. unter der Bezeichnung PC 2118 erhältlich sind. Sodann wurde diese PC-2118-Schicht bei einer Temperatur von etwa 100°C während einer Dauer etwa 1 h ebenfalls vernetzt. Bei dem Material PC 2118 handelt es sich um die oben bereits erwähnten Phosphorylcholin umfassenden drei Copolymere Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropyl-methacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat). Das betreffende Material umfasst also drei verschiedene Monomere; zwei von ihnen sind hydrophil, und eines ist hydrophob.

**[0054]** Wie aus Fig. 2 ersichtlich ist, betragen die prozentualen Anteile der Beschichtungsmenge, die auf den medizinischen PU-Instrumentenproben 3 und 4 aus dem insgesamt zur Bildung der beiden Vernetzungsschichten verwendeten Material nach etwa 2,5 Wochen seit der Einlagerung in Wasser haften geblieben waren, etwa 85% bzw. 79% der ursprünglich auf die beiden PU-Instrumentenproben 3 und 4 aufgetragenen Beschichtungsmaterialmenge. Die betreffenden Beschichtungsmengen sanken dann über die Lagerungsdauer weiter etwas ab und betragen nach etwa 10 Wochen 80% bzw. 73% der ursprünglich auf die beiden Proben 3 und 4 aufgetragenen Beschichtungsmaterialmenge. Nach 20 Wochen Lagerung der PU-Instrumentenproben 3 und 4 in der Testflüssigkeit H<sub>2</sub>O enthielten diese immer noch etwa 77% bzw. 71% der jeweiligen ursprünglich auf die beiden PU-Instrumentenproben 3 und 4 aufgetragenen Beschichtungsmaterialmenge.

**[0055]** Aus Fig. 2 ist somit ersichtlich, dass die Phosphorylcholin umfassende Copolymere aufweisende Vernetzungsschicht und die unter dieser befindliche Haftungsvernetzungs-schicht auf der Oberfläche der jeweiligen PU-Instrumentprobe jeweils auch nach 8 Wochen, also nach der für einen Langzeiteinsatz in Betracht gezogenen Dauer weitgehend haften geblieben und nicht abgewaschen bzw. abgespült worden waren. Die Phosphorylcholin umfassende Copolymere aufweisende Vernetzungsschicht und die unter dieser befindliche Haftungsvernetzungs-schicht auf der Oberfläche der jeweiligen PU-Instrumentprobe eignen sich somit in ausgezeichneter Weise für den erwähnten Langzeiteinsatz solcher PU-Instrumentproben in Körperhöhlen oder -öffnungen von menschlichen oder tierischen Körpern, in denen sie Körperflüssigkeiten und insbesondere Urin ausgesetzt sind.



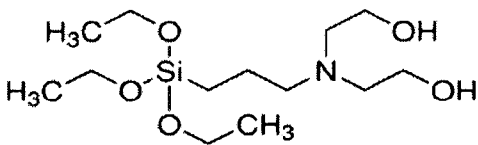
[0056] Auch die vorstehend erläuterte relativ starke Haftung der Schicht aus den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren auf der Haftvernetzungsschicht dürfte auf die oben erwähnte Veresterung basieren. Durch diese Veresterung stehen in der Haftvernetzungsschicht Moleküle auch für eine starke Verbindung mit Molekülen der Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren zur Verfügung, so dass auch hier Bindungskräfte nicht nur auf Grund von Dipol-Dipol-Bindung oder durch Wasserstoffbrücken zwischen dem Material der Haftvernetzungsschicht und den Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren existieren, sondern auch auf Grund von kovalenter Bindung zwischen dem Material der Haftvernetzungsschicht und den genannten Polymeren.

[0057] Abschließend sei noch angemerkt, dass die vorstehend an Hand der Fig. 1 und Fig. 2 erläuterten Verfahrensschritte nicht nur für die durchgeführten Tests zutreffen, sondern gleichermaßen auch bei der in der Praxis ausgeführten Beschichtung von medizinischen PU-Instrumenten angewendet werden können. Dabei kommen zwischen dem PU-Material der medizinischen PU-Instrumente und der Haftvernetzungsschicht sowie zwischen der Haftvernetzungsschicht und den wenigsten ein Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren dieselben Wirkungsmechanismen zum Tragen wie sie im Zusammenhang mit den an Hand der Fig. 1 und Fig. 2 erläuterten Untersuchungen aufgezeigt worden sind.

[0058] Außerdem können anstelle des chemischen Haftvermittlers und der Phosphorylcholin umfassenden Copolymeren, die in Verbindung mit Fig. 1 und Fig. 2 beschrieben worden sind, auch andere Materialien verwendet werden.

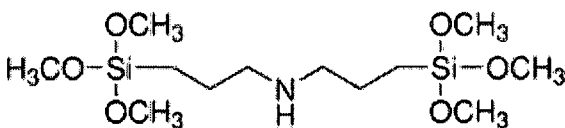
[0059] So können anstelle des in Verbindung mit Fig. 1 und Fig. 2 genannten chemischen Haftvermittlers beispielsweise die nachstehend aufgeführten Haftvermittler des Herstellers Sigma-Aldrich Sigma-Aldrich Corporation, Missouri, U.S.A. verwendet werden.

Bis-2-Hydroxyethyl-3-Aminopropyltrieethoxysilan (65%ig in Ethanol), abgekürzt HE-APTES)



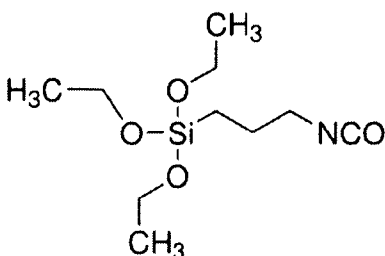
Strukturformel HE-APTES

Bis [3(trimethoxysilyl)-propyl]arn, abgekürzt TMSPA



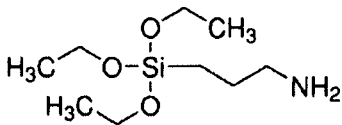
Strukturformel TMSPA

3-(Triethoxysilyl)propylisocyanat, abgekürzt NCO



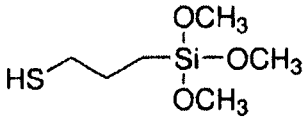
Strukturformel NCO

## 3-Aminopropyltriethoxysilan, abgekürzt APTES



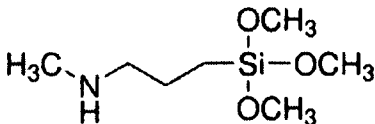
Strukturformel APTES

## 3-Mercaptopropyl-trimethoxysilan, abgekürzt MPTMS



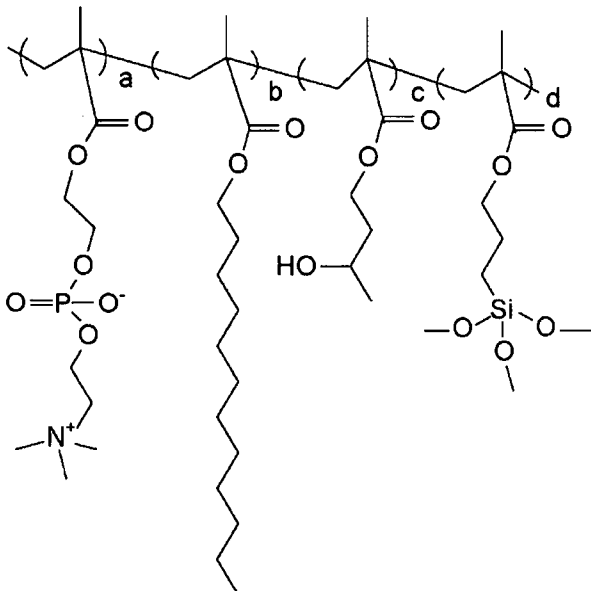
Strukturformel MPTMS

## Trimethoxy[3-(methylamino)propyl]silan, abgekürzt TM-MAPS



Strukturformel TM-MAPS

**[0060]** Ferner kann anstelle der oder sogar zusätzlich zu den in Verbindung mit **Fig. 1** und **Fig. 2** genannten Phosphorylcholin umfassenden drei Copolymere(n) das vier Monomere enthaltende Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat) verwendet werden. Dieses Material ist von dem oben erwähnten Hersteller Vertellus Specialities, Inc., Indianapolis, U.S.A. unter der Bezeichnung PC 1036 erhältlich. Nachstehend ist die Strukturformel von PC 1036 angegeben:



**[0061]** Wie aus einem Vergleich der Strukturformeln von PC 2118 und PC 1036 ersichtlich ist, entsprechen die drei Monomere a, b und c von PC 2118 den drei Monomeren a, c bzw. d vom PC 1036; das Monomer b in PC 1036 ist also zusätzlich zwischen die Monomere a und b von PC 2118 eingefügt.

### Patentansprüche

1. Beschichtung für ein medizinisches Instrument, das nach seinem Einführen in einen menschlichen oder tierischen Körper mit dessen Körperflüssigkeit in Kontakt gelangt, umfassend eine Materialzusammensetzung, die wenigstens ein Phosphorylcholin umfassendes Polymer enthält, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Materialzusammensetzung für ein medizinisches Instrument, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das daraus gänzlich besteht, eine auf das medizinische Instrument aufbringbare Haftungsvernetzungs-schicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem mit diesem vernetzten Alkohol, mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen, und das wenigstens eine Phosphorylcholin umfassende Polymer enthält, welches auf der Haftungsvernetzungs-schicht als gesonderte Schicht aufgebracht sowie auf dieser und gegebenenfalls mit dieser vernetzt ist.

2. Beschichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Phosphorylcholin umfassende Polymer durch Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethylphosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropyl-methacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat und/oder Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat gebildet ist.

3. Beschichtung nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass der chemische Haftvermittler durch ein Copolymer aus Ethen und Maleinsäureanhydrid gebildet ist.

4. Verfahren zum Beschichten eines medizinischen Instruments, das nach seinem Einführen in einen menschlichen oder tierischen Körper mit dessen Körperflüssigkeit in Kontakt gelangt, mit einer Materialzusammensetzung, die wenigstens ein Phosphorylcholin umfassendes Mono- oder Polymer enthält, **dadurch gekennzeichnet**, dass auf das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthaltende oder daraus gänzlich bestehende medizinische Instrument eine erste Schicht aus einem chemischen Haftvermittler und einem Alkohol, mindestens einem zweiwertigen Alkohol mit zwei primären OH-Gruppen aufgebracht wird, dass der chemische Haftvermittler und der Alkohol in der genannten ersten Schicht zu einer Vernetzungsschicht vernetzt werden, dass sodann auf die Vernetzungsschicht eine das Phosphorylcholin enthaltende zweite Schicht aufgebracht wird, die das wenigstens eine Phosphorylcholin umfassende Polymer enthält, und dass die zweite Schicht ebenfalls vernetzt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass als Phosphorylcholin umfassende Polymer in der zweiten Schicht Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethylphosphat, inneres Salz)-co-(hydroxypropyl-methacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat und/oder Poly(2-(methacryloyloxyethyl)-2'-(trimethylammoniummethyl)phosphat, inneres Salz)-co-(n-dodecylmethacrylat)-co-(2-hydroxypropylmethacrylat)-co-(3-(trimethoxysilyl)propylmethacrylat ausgewählt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass als chemischer Haftvermittler in der ersten Schicht ein Copolymer aus Ethen und Maleinsäureanhydrid ausgewählt wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Vernetzen des chemischen Haftvermittlers und des Alkohols der ersten Schicht und das Vernetzen des Phosphorylcholin umfassenden wenigstens einen Polymers der zweiten Schicht jeweils in einem Temperaturbereich zwischen etwa 60°C und etwa 140°C, vorzugsweise zwischen etwa 80°C und 120°C durchgeführt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass das jeweilige Vernetzen während einer Dauer zwischen etwa 15 min und 1 Tag, vorzugsweise zwischen etwa 45 min und etwa 2 h durchgeführt wird.

9. Medizinisches Instrument, das auf seiner Oberfläche Polyurethan enthält oder das gänzlich daraus besteht und das für ein Einsetzen in einem Bereich eines menschlichen oder tierischen Körpers vorgesehen ist, in welchem es mit dessen Körperflüssigkeit in Kontakt gelangt, enthaltend eine auf seine Oberfläche aufgebrachte Beschichtung, die nach einem der Ansprüche 4 bis 8 hergestellt und vernetzt ist.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

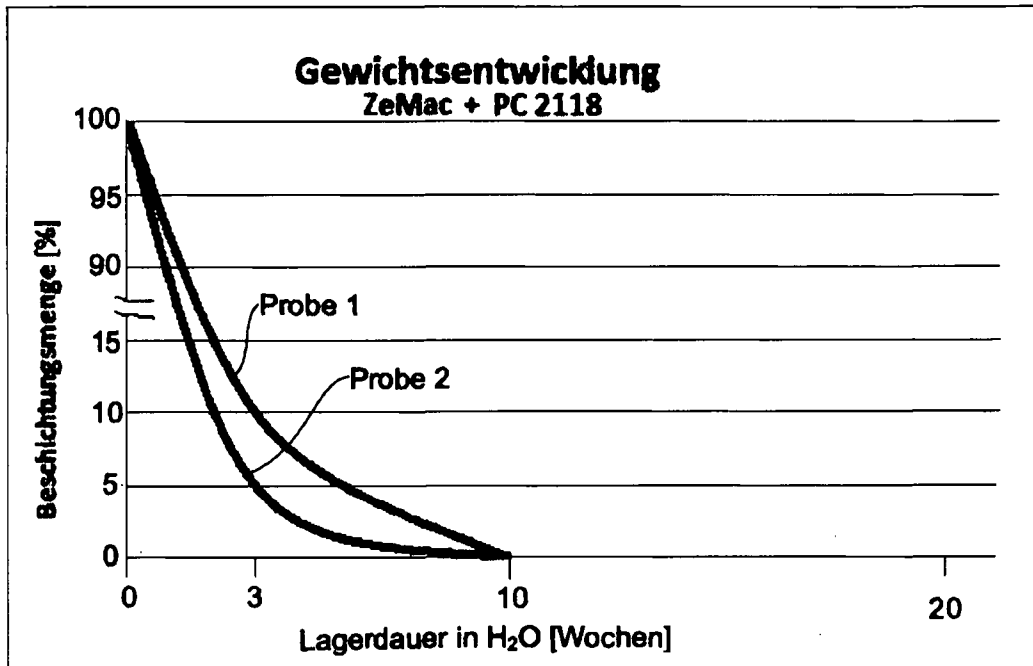


FIG. 1

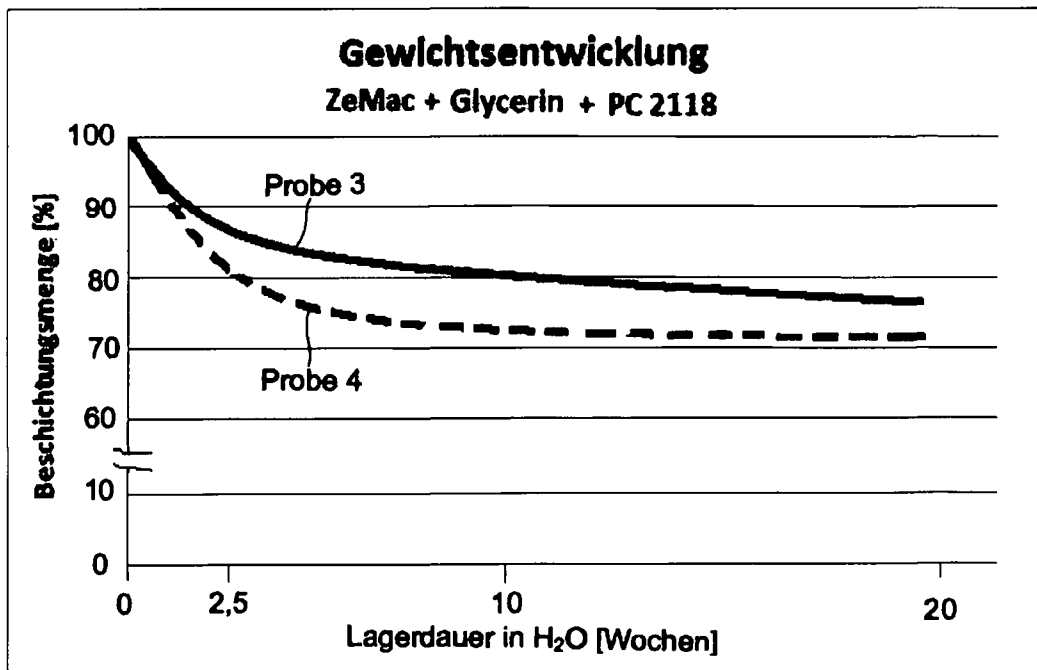


FIG. 2