

PO 100553

KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

100553 Az

70.485/SZE

Kivonat

POLIMERBEVONATOK

A találmány tárgyát orvosbiológiai eszközök, például szemészeti lencsék, melyek legalább egy poliionos rétegből álló felületi bevonattal rendelkeznek, valamint az előállításukra szolgáló eljárások képezik. Egy előnyös eljárás szerint a lencsemagra egy polikationos réteget viszünk fel permetezéssel, majd a lencsét leöblítjük és szárítjuk; ezután a lencsére egy polianionos réteget permetezünk fel, leöblítjük és szárítjuk. Ezt a bevonó eljárást több alkalommal elvégezhetjük, így a lencse felületén egy több rétegű bevonatot kapunk. Egy különösen előnyös megvalósulás esetén a kontaktlencse egy oxigént jól áteresztő hidrofób magból és 5-20 hidrofil poliionos anyagból álló kettős bevonatrétegből áll.

jellemző ábra: 6

Fh

PO100553

70.485/SZE

S.B.G. & K.
Nemzetközi
Szabadalmi Iroda
H-1062 Budapest, Andrássy út 13.
Telefon: 34-24-950. Fax: 34-24-323

KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

A2

POLIMERBEVONATOK

A találmány tárgyát orvosbiológiai eszközök felületkezelési technológiája, különösen a szemészeti lencsék, például kontaktlencsék polimer felülete hidrofil vagy hidrofób jellegének megváltoztatására szolgáló eljárások képezik. Egy előnyös megvalósulásban a találmány tárgyát orvosbiológiai eszközök, például kontaktlencsék kezelésére szolgáló eljárások képezik, melyek a felület hidrofilitását növelik.

A különböző orvosbiológiai felhasználásoknál alkalmazott eszközök és anyagok közül sok esetben megkívánjuk, hogy az eszköz vagy anyag a belsejében bizonyos tulajdonságokkal rendelkezzen, míg a felületen más, eltérő tulajdonságokat mutasson. Például a kontaktlencséknek előnyösen jó oxigénáteresztő képességgel kell rendelkezniük, hogy a szaruhártya ne károsodjon, viszont azok az anyagok, melyek különösen jó oxigénáteresztő képességgel rendelkeznek (például polisziloxánok) hidrofóbok, és hozzátapadnak a szemhez. Így a kontaktlencsének egy olyan maggal vagy főrésszel kell rendelkeznie, mely jól átereszti az oxigént és hidrofób, valamint egy olyan felszínnel, melynek kezeléssel vagy bevonással növeljük a hidrofilitását, ezáltal lehetővé téve, hogy a lencse szabadon mozogjon a szemben.

Egy viszonylag hidrofób kontaktlencse-anyag hidrofilitásának megváltoztatásához a kontaktlencsét alávetjük plazmakezelésnek. Egy jó minőségű plazmakezelési technikát írnak le a WO 96/31792 számú szabadalmi kérelemben Nicholson, et al. A plazmakezelési eljárások többsége azonban jelentős beruházást kíván az eszközök terén. Ezenkívül, a plazmakezelésnél a lencsének száraznak kell lennie a plazmával való érintkezés előtt. Így a lencsét, melyek a megelőző hidrálási vagy extrakciós eljárásokban nedvessé váltak, meg kell

szárítani, ami szárítóberendezést tesz szükségessé és meg is hosszabbítja a lencse előállításának időtartamát. Ezért továbbra is fennáll a szükséglet egy olcsó eljárás iránt, amely következetesen és véglegesen megváltoztatja a polimer biológiai anyagok felületi tulajdonságait, különösen a szemészeti lencsék, például kontaktlencsék esetében. Egy különösen előnyös módszer olyan lenne, melyet közvetlenül a nedves lencséken, azaz előzetes szárítási lépés nélkül lehetne alkalmazni.

A Rubner et al. által benyújtott 5,518,767 és 5,536,573 számú USA szabadalmi kérelmek eljárásokat írnak le kettős rétegek kialakítására p-típusú szennyezett elektromos vezető polikationos polimerek, polianionok és vízdoldható, nemionos polimerek felhasználásával üveg szubsztrátokon. Az említett Rubner-szabadalmak az üveg szubsztrátok hosszadalmas kémiai előkezelését írják le.

A szabadalmi és irodalmi hivatkozásokban leírt eljárások a polielektrolit rétegenként történő felvitelére általában megegyeznek az elektronikai berendezések gyártásával és a merev üveg szubsztrátok kezelésével. A tanulságok arra utalnak, hogy a szubsztrát komplex és időigényes előkezelésére van szükség egy olyan felület kialakításához, mely sok töltéssel bíró hidrofil vagy hidrofób természetű, hogy a polikationos vagy polianionos anyagot az üveg szubsztráthoz kösse.

A találmány célja, hogy eljárást szolgáltatson polimerek, különösen szemészeti lencsék kezelésére, a felületi tulajdonságok megváltoztatása érdekében.

A találmány egy másik tárgya a szemészeti lencsék előállítására szolgáló eljárások komplexitásának csökkentése.

A találmány egy további tárgya olyan kontaktlencsék előállítása, melyeknél egyensúlyban van a lencse kiváló oxigén-áteresztőképessége és a felület megfelelő hidrofilitása, hogy a lencse a felhelyezéskor szabadon mozoghasson a viselő szemén.



A találmány egy másik tárgya az anyag- és munkaerő-költségek csökkentése a kiváló minőségű kontaktlencsék gyártásánál.

A találmány egy további célja, hogy eljárást szolgáltatson nedves szemészeti lencsék felületi tulajdonságainak megváltoztatására előzetes szárítási lépés nélkül.

A fent említett célok és a találmány más előnyei világosan kitűnnek a következő összefoglalásból és a találmány részletes leírásából.

A találmány egy megvalósulása egy olyan polimer eszköz, előnyösen egy orvosbiológiai eszköz, mely egy magot alkotó anyagból és egy felületi bevonatból áll. A felületi bevonat legalább egy polielektrolit kettős réteget tartalmaz. A kettős réteg áll egy első poliiionos anyagból, mely a magot alkotó anyaghoz kötődik, valamint egy második poliiionos anyagból, melynek töltései ellentétesek az első poliiionos anyagéival, és amely az első poliiionos anyaghoz kötődik.

A találmány egy további megvalósulása egy eljárás, mely egy olyan orvosbiológiai eszköz előállítására szolgál, amely egy magot alkotó anyagból és egy felületi bevonatból áll, mely felületi bevonatot legalább egy, poliiionos anyagokból álló kettősréteg alkot, mely eljárás során a magot alkotó anyagot érintkezésbe hozzuk az első poliiionos anyaggal, ezáltal az említett poliiionos anyagot hozzákapcsoljuk az említett magot alkotó anyaghoz, hogy egy bevont orvosbiológiai eszközt alakítsunk ki; és melynek során az említett bevont eszközt érintkezésbe hozzuk egy második poliiionos anyaggal, melynek töltése ellentétes az említett első poliiionos anyagéval, ezáltal egy poliiionos kettős réteggel rendelkező orvosbiológiai eszközt állítunk elő.

A magot alkotó előnyös anyagok csoportjába azok az anyagok tartoznak, melyek felületén nincs számottevő töltéssűrűség. Egy előnyös orvosbiológiai eszköz egy szemészeti lencse, különösen egy kontaktlencse.

A találmány egy további megvalósulása egy készülék egy árucikk alátámasztására, mely áll egy magot alkotó anyagból, amelynek felszínén vagy a felszínéhez közel átmeneti vagy állandó töltések sokasága oszlik el, valamint egy felületi bevonatból, mely tartalmaz egy poliionos anyagot a magot alkotó anyaghoz kapcsolva.

A találmány egy újabb további megvalósulása egy árucikk előállítására szolgáló öntősablon, mely áll egy magot alkotó anyagból, amelynek felszínén vagy a felszínéhez közel átmeneti vagy állandó töltések sokasága oszlik el, valamint egy felületi bevonatból, mely tartalmaz egy poliionos anyagot a magot alkotó anyaghoz kapcsolva.

A találmány egy másik további megvalósulása egy eljárás egy árucikk kiformálására és bevonására a bevonó anyagnak az adott árucikk előállításához használt öntősablonról történő átviteles ojtása útján, melynek során: (a) egy poliionos anyagból álló bevonatot viszünk fel az öntősablonra, (b) folyékony öntendő anyagot oszlatunk el az öntőformában, (c) hagyjuk, hogy az öntőformás bevonat öntőformáról átkerüljön az öntendő anyagra, és (d) a folyékony öntendő anyag megkeményedését idézzük elő (pl. polimerizációval), hogy egy szilárd öntött árucikket kapjunk, mely egy poliionos bevonattal rendelkezik.

A találmány egy másik további megvalósulása egy eljárás, mely egy árucikk felületének megváltoztatására szolgál, melynek során (a) egy árucikket egy poliionos anyagból álló bevonattal látunk el, mely poliionos anyag funkciós csoportokat tartalmaz és (b) a bevont árucikket egy, a funkciós csoportokkal reakcióba lépő anyaggal hozzuk érintkezésbe, hogy az anyagot a poliionos bevonathoz rögzítsük.

A találmány megvalósulásai közé tartozik egy polielektrolitos felületi kezelésű orvosbiológiai eszköz, mint pl. egy szemészeti lencse, és egy eljárás a felületi kezelésnek az orvosbiológiai eszközön való alkalmazására. Egy különösen előnyös megvalósulás egy kontaktlencse, mely egy oxigént jól áteresztő hidrofób magból és egy hidrofil felületből vagy felületekből áll. A technológiai jobb megértése

céljából bizonyos kifejezéseket meghatározunk, mielőtt a találmány részletes leírásába foglalnánk.

Az "orvosbiológiai eszköz" kifejezés a jelen használatban a biológiai, orvosi vagy személyes ellátásban alkalmazott eszközök széles skáláját foglalja magában. Az orvosbiológiai eszközök közé tartoznak például, kizáró érvény nélkül, a szemészeti lencsék, a gyógyszerbevitelre szolgáló eszközök, mint a szájon át alkalmazott ozmotikus eszközök és bőrön keresztül történő bevitelre szolgáló eszközök, a katéterek, a kontaktlencsék fertőtlenítésére és tisztítására szolgáló edények, a mell-implantátumok, a járókeretek, a mesterséges szervek és szövetek, és hasonlóak.

A "szemészeti lencse" kifejezés a jelen használatban kontaktlencsét (kemény vagy lágy), szembe belüli lencsét, szemkötéseket és mesterséges szemlencsét jelent. Egy előnyös megvalósulásban a "szemészeti lencse" kifejezés olyan lencsét jelent, melyek közvetlenül érintkeznek a szemmel illetve a könnyel, mint a látásjavító kontaktlencsék (például szferikus, domború, bifokális), a szemszín megváltoztatására szolgáló lencsék, a szembe gyógyszert adagoló készülékek, a szem szövetét védő eszközök (pl. szemészeti gyulladást elősegítő lencsék) és hasonlóak. Különösen előnyös szemészeti lencsék a hosszan viselhető kontaktlencsék, különösen a látásjavító, hosszan viselhető kontaktlencsék.

A "hidrofil" kifejezés a jelen használatban egy olyan anyagot, vagy annak egy részét jelenti, mely készségesebben lép kölcsönhatásba vízzel mint lipidekkel. A "hidrofil felület" kifejezés a jelen használatban olyan felületet jelent, amely jobban hidrofil (azaz jobban lipofób) mint az árucikk tömegét vagy magját alkotó anyag. Így, egy hidrofil felületű szemészeti lencse olyan lencsét jelent, amely egy bizonyos hidrofilitású magból, és azt legalább részben körülvevő, a magnál jobban hidrofil felületből áll.

A "poliion" vagy poliionos anyag" kifejezés a jelen használatban egy polimer anyagot jelent, mely töltött csoportok sokaságát tartalmazza, mely anyag lehet polielektrolit és p- vagy n-típusú szennyezett vezető polimer is. A poliionos anyagok lehetnek polikationok (melyeknek töltése pozitív) és polianionok (melyek töltése negatív).

I. Bevonó eljárások és anyagok

A. Bevonó eljárások

A találmány egyik megvalósulása egy eljárás egy magot alkotó anyagból és egy felületi bevonatból álló szemészeti lencsék előállítására, mely bevonat legalább egy, poliionos anyagból álló kettős réteget tartalmaz, mely eljárás során egy lencsemagot érintkezésbe hozunk egy első poliionos anyaggal, ezáltal az említett poliionos anyagot hozzákapsoljuk az említett lencsemagot alkotó anyaghoz, hogy egy bevont lencsét alakítsunk ki; majd az említett bevont lencsét érintkezésbe hozzuk egy második poliionos anyaggal, melynek töltése ellentétes az említett első poliionos anyagéval, ezáltal egy polielektrolit kettős réteggel rendelkező kontaktlencsét állítunk elő.

A bevonat felvitelét számos úton végezhetjük el. Az egyik bevonási eljárásban csak bemerítéses bevonási és bemerítéses öblítési lépések szerepelnek. Egy másik bevonási eljárás csak permetezéssel bevonást és permetezéssel öblítést alkalmaz. Mindazonáltal, számos alternatíva tartalmazza a permetezéssel és bemerítéses bevonási és öblítési lépések különböző kombinációit és a tudomány e területén szokásosan járatos szakember könnyen megtervezheti a lépéseket.

Egy bemerítéses eljárásban az első lépés egy első poliionos anyagból álló bevonat felvitele a magot alkotó lencsére, melynek során az említett lencsét belemerítjük az első poliionos anyagot tartalmazó első oldatba; majd a lencsét leöblítjük egy öblítő oldatba történő bemerítéssel; és tetszőlegesen megszáritjuk az említett lencsét. Ezt az

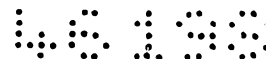
eljárást azután megismételjük a második poliionos anyaggal, mely második poliionos anyagnak ellentétes a töltése az első poliionos anyagéval, hogy egy poliionos kettős réteget alakítsunk ki.

Ezt a kettős réteg kialakítására szolgáló eljárást többször megismételhetjük, hogy vastagabb bevonatot hozzunk létre. A kettős rétegek előnyös száma körülbelül 5 és körülbelül 20 között van. A kettős rétegek még előnyösebb száma körülbelül 10 és körülbelül 15 között van. Bár több mint 20 kettős réteg felvitele lehetséges, a tapasztalat azt mutatja, hogy ha túl sok a kettős rétegek száma, a rétegek leválhatnak.

A bemerítési idő a bevonási és öblítési lépések esetében számos tényezőtől függően változhat. Előnyösen a magot alkotó anyag bemerítése a poliionos oldatba körülbelül 1 és 30 perc időtartamra történik, még előnyösebben 2 és 20 perc közötti, legelőnyösebben 1 és 5 perc között időtartamra. Az öblítést elvégezhetjük egy lépésben, de a többszöri öblítés hatékonynak bizonyult. Előnyös a körülbelül 2-5 alkalommal elvégzett öblítés, az öblítő oldatba való bemerítés időtartama előnyösen minden egyes lépésnél körülbelül 1 és körülbelül 3 perc között van.

A bevonási eljárás egy másik megvalósulása egy sor porlasztásos bevonási technikát alkalmaz. Az eljárás során általánosan egy első poliionos anyagból álló bevonatot viszünk fel a lencsemagra az első poliionos anyagot tartalmazó első oldatba való bemerítéssel; a lencsét leöblítjük egy öblítő oldattal való bepermetezéssel, és tetszőlegesen megszáritjuk a lencsét. A bemerítéses bevonási eljáráshoz hasonlóan a permetezéses bevonási eljárást is megismételhetjük egy második poliionos anyaggal, melynek töltése ellentétes az említett első poliionos anyagéval.

A lencsének az oldattal való érintkezése, akár poliionos anyag, akár öblítő oldat, számos úton történhet. Például a lencsét belemeríthetjük mindkét oldatba. Egy előnyös alternatíva az oldatok felvitele permet vagy köd formájában. Természetesen különböző



kombinációk képzelhetők el, például a lencse bemeztetése a poliolos oldatba, majd az öblítő oldat ezt követő felpertéztése.

A pertéztő bevonat felvitele is egy sor, a tudomány e területén szokásosan ismert módszerrel történhet. Például, egy hagyományos pertéztéses bevonó elrendezést alkalmazhatunk, azaz a folyékony anyagot egy folyadék alkalmazásával pertéztethetjük, mely lehet szobahőmérsékletű vagy annál magasabb hőmérsékletű, egy csökkentett átmérőjű szórófej segítségével, mely az elhelyezett célra irányul.

Egy másik pertéztéses bevonási technika ultrahangos energiát alkalmaz, például ahogyan az 5,582,348 számú USA szabadalomban szerepel, a folyadékot egy pertéztő végződés ultrahangos rezgései atomizálják, így jön létre a permet.

Egy további módszer az elektrosztatikus pertéztéses bevonás, melynél töltést szállítunk a folyadékhoz vagy a cseppekhez, így növeljük a bevonás hatékonyságát, mint ahogyan például, a 4,993,645 számú USA szabadalom leírja.

A pertéztéses bevonáshoz szükséges folyadék-atomizálás egy további módszere tisztán mechanikai energiát alkalmaz, például a folyadéknak egy nagy sebességgel forgó lemez nagy sebességgel lengő tagjával történő érintkezése révén hozza létre a permetet, amint az a 4,923,123 számú USA szabadalomban szerepel.

A pertéztő bevonatok kialakításához szükséges mikrocseppek előállításának egy további módja piezoelektromos elemekkel atomizálja a folyadékot. Piezoelektromos elemeket alkalmazó pertéztéses bevonási technikákat és eszközöket az 5,530,465, 5,630,793 és 5,624,608 számú USA szabadalmak írnak le.

Az előzőekben leírt technikák közül néhány levegő segítségével vagy megemelt oldathőmérséklettel is használható. Ezenkívül kettő vagy több technika kombinációja bizonyos anyagok és körülmények esetén hasznosnak bizonyulhat.

A permetezéses bevonás egy előnyös módszere esetén a polianion vagy polikation oldatot egy adagoló pumpa segítségével egy ultrahangos adagoló fejbe juttatjuk. A polianion réteget úgy permetezzük, hogy a felületi cseppek egyesüljenek az anyag felületén. A "réteget" ezután hagyjuk egy ideig kölcsönhatni, vagy rögtön leöblítjük vízzel illetve sóoldattal (vagy más, polianiont és polikationt nem tartalmazó oldattal).

A tudomány e területén szokásosan járatos szakembernek nem okoz gondot kiválasztani egy vagy több permetezéses bevonási eljárást az itt közzétett átfogó leírások alapján. Ennek megfelelően, a találmány védelmi köre nem korlátozódik az adott esetben alkalmazott permetezéses bevonási eljárásra.

B. Bevonó anyagok

1. Poliionos anyagok

Egy előnyös első poliionos anyag egy polikationos anyag, azaz egy olyan polimer, amely pozitívan töltött csoportok sokaságát viseli a polimer lánc hosszában. Például polikationos anyagokat az alábbi csoportból választhatunk ki:

- (a) poli-(allilamin-hidroklorid) (PAH) [(a) ábra]
- (b) poli-(etilénimin) (PEI) [(b) ábra]
- (c) poli-(vinilbenzil-triametilamin) (PVBT) [(c) ábra]
- (d) polianilin (PAN vagy PANI) (p-típusú szennyezett) [vagy szulfonált polianilin] [(d) ábra]
- (e) polipirrol (PPY) (p-típusú szennyezett) [(e) ábra]
- (f) poli-(piridinium-acetilén) [(f) ábra]

Egy előnyös második poliionos anyag egy polianionos anyag, azaz egy olyan polimer, amely negatívan töltött csoportok sokaságát viseli a polimer lánc hosszában. Például polianionos anyagokat az alábbi csoportból választhatunk ki:



- (a) polimetakrilsav (PMA) [(g) ábra]
- (b) poliakrilsav (PAA) [(h) ábra]
- (c) poli-(tiofén-3-ecetsav) (PTAA) [(i) ábra]
- (d) poli-(4-sztirolszulfonsav) vagy nátrium-poli-(sztirolszulfonát) (PSS vagy SPS) [(j) ábra]

A fenti felsorolások csak a szemléltetést szolgálják és nem kimerítőek. A tudomány e területén szokásosan járatos szakember az itt közölt adatok és leírások alapján egy sor más hasznos poliionos anyagot is kiválaszthat.

A poliionos anyagok molekulatömege változhat a bevonási jellegzetességek, mint a bevonási vastagság szabályozása céljából. Ahogyan a molekulatömeg nő, a bevonási vastagság általában szintén nő. Azonban a molekulatömeg növekedésével a kezelési nehézség is nő. Ahhoz, hogy egyensúlyt érjünk el a bevonási vastagság és az anyag kezelésének nehézsége között, a poliionos anyagok átlagos molekulatömegének előnyösen körülbelül 10,000 és körülbelül 150,000 között kell lenniük. Még előnyösebben, az M_n molekulatömeg körülbelül 25,000 és körülbelül 100,000 között, legelőnyösebben 75,000 és 100,000 között van.

2. Poliallilaminok

A találmánynak megfelelően hasznos poliionos anyagok egy különösen előnyös csoportját a poliallilamin származékai alkotják, melyek átlagos molekulatömege legalább 2000, és amelyek a poliallilamin amino csoportjainak száma alapján körülbelül 1 és 99% között arányban tartalmazzák az (1) képletű egységet, ahol R jelentése 2-6 szénatomos alkil csoport, mely kettő vagy több azonos vagy különböző szubsztituenszt tartalmaz, melyeket a hidroxil-, 2-5 szénatomos alkanoiloxi- és 2-5 szénatomos alkilamino-karboniloxi-csoportok közül választunk ki. R jelentése előnyösen egyenes láncú 3-6 szénatomos alkil-, még előnyösebben egyenes láncú 4-5 szénatomos

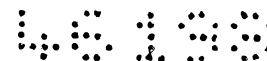
alkil-, legelőnyösebben n-pentil-csoport, mely minden esetben a fent meghatározott módon szubsztituált.

Az R alkil csoport alkalmas szubsztituensei a -OH, egy -O-C(O)-R₁ és/vagy egy -O-C(O)-NH-R₁' csoport, ahol R₁ és R₁' mindegyike egymástól függetlenül 1-4 szénatomos alkil, előnyösen metil-, etil- vagy n- illetve izopropil-csoport, még előnyösebben metil- vagy etil-csoport. Az R alkil csoport előnyös szubsztituensei a hidroxil-, acetiloxi-, propioniloxi-, n- vagy izobutanoiloxi-, metilamino-karboniloxi- vagy etilamino-karboniloxi-csoport, különösen a hidroxil-, acetiloxi- vagy propioniloxi-, és még inkább a hidroxilcsoport.

A találmány egy előnyös megvalósulása az (1) képletű egységekkel kapcsolatos, ahol R jelentése egyenes láncú p szénatomos alkilcsoport, mely p számú azonos vagy különböző fent említett szubsztituenst tartalmaz, és p értéke 2,3,4,5 vagy 6, előnyösen 4 vagy 5, legelőnyösebben 5. Még előnyösebben R jelentése p szénatomszámú alkilcsoport, mely p számú hidroxilcsoportot tartalmaz, melyek lehetnek részben vagy teljesen acetilezettek, és p értéke 4 vagy 5, előnyösen 5. Különösen előnyösen az R jelentése 1,2,3,4,5-pentahidroxi-n-pentil- vagy 1,2,3,4,5-pentahidroxi-izopentil-csoport, ahol a hidroxilcsoportok részben vagy teljesen acetilezettek.

A találmány szerinti polimerek a poliallilamin származékai, melyek a poliallilamin aminocsoportjainak száma alapján körülbelül 1 és 99% közötti, előnyösen 10 és 80% közötti, még előnyösebben 15 és 75% közötti, még annál is előnyösebben 20 és 70% közötti és legelőnyösebben 40 és 60% közötti arányban tartalmazzák az (1) képletű egységet. A találmány szerinti polimerek előnyösen vízdoldhatók.

A poliallilamin polimerek egy előnyös csoportja legalább 1%-os, előnyösebben legalább 5%-os, legelőnyösebben legalább 10%-os arányban tartalmazza az (1a) képletű egységeket, a poliallilamin aminocsoportjainak száma alapján.



A poliallilamin polimerek egy előnyös csoportjába tartozó vegyületek átlagos molekulatömege például 2,000 és 1,000,000 között, előnyösen 3,000 és 500,000 között, még előnyösebben 5,000 és 150,000 között, legelőnyösebben 7,500 és 100,000 között van.

A poliallilamin polimereket előállíthatjuk magától értetődően ismert módon. Például egy legalább 2,000 átlagos molekulatömegű, (1a) egységeket tartalmazó poliallilamint reagáltathatunk egy (6) képletű laktonnal, ahol (alk) jelentése egyenes vagy elágazó láncú 2-6 szénatomos alkilén, a $(t_1+t_2+t_3)$ összeg legalább 1, és R_1 és R_1' jelentése a fentiekben meghatározott, hogy egy poliallilamin polimert kapjunk, mely (1) és (1a) egységekből áll.

A poliallilamin és a lakton közötti reakció lejátszódhat magától értetődő módon; például a poliallilamint vizes közegben reagáltatjuk a laktonnal 20 és 100°C közötti hőmérsékleten, előnyösen 30 és 60°C közötti hőmérsékleten. Az (1) képletű egység arányát a végső polimerben a reagáló anyagok sztöchiometriája alapján állapítjuk meg. A (6) képletű laktonok ismertek, vagy ismert módszerekkel előállíthatók. Az olyan (6) laktonokat, melyekben t_2 vagy $t_3 \geq 1$, például előállíthatók a megfelelő (6) képletű hidroxilvegyületet egy $R_1-C(O)X$ vagy $R_1'-NCO$ képletű vegyülettel a tudomány e területén szokásosan ismeretes körülmények között reagáltatva. A különböző molekulatömegű poliallilamin kiindulási vegyületek kereskedelmi forgalomban kaphatók, például hidrokloridjuk alakjában. Az említett hidrokloridot először a szabad aminná alakítjuk, például egy bázissal való kezeléssel, például nátrium- vagy kálium-hidroxid oldattal.

További módosító egységeket tartalmazó poliallilaminokat állíthatunk elő, ha a poliallilamint és a (6) képletű vegyületet tartalmazó reakcióelegyhez egyidejűleg vagy előnyösen egymást követően egy vagy több különböző vegyületet adunk, például a (6a)-(6k) képletű vegyületeket tartalmazó csoportból, ahol X jelentése halogénatom, előnyösen klór, (alk') jelentése 1-12 szénatomos alkilén, R_{12} jelentése

hidrogénatom vagy 1-2 szénatomos alkilcsoport, előnyösen hidrogénatom vagy metilcsoport, és R_3 , R_4 , R_5 , R_5' , R_6 és Q jelentése a fentiekben meghatározott.

A reakció játszódik például vizes oldatban szobahőmérsékleten, vagy magasabb hőmérsékleten, például 25 és 60°C közötti hőmérsékleten, és (2a) egységeket tartalmazó polimereket [a (6a), (6b) vagy (6c) képletű vegyületekkel], (2b) egységeket tartalmazó polimereket [a (6d) és (6e) képletű vegyületekkel], (2c) egységeket tartalmazó polimereket [a (6f) képletű vegyületekkel], (2d) egységeket tartalmazó polimereket [a (6g) képletű vegyületekkel] vagy (2e) egységeket tartalmazó polimereket [a (6h), (6i), (6j) és (6k) képletű vegyületekkel] eredményez.

Mivel a poliallilamin aminocsoportjainak reakciója a (6) vagy (6a)-(6k) vegyületekkel általában kvantitatívan játszódik le, a módosított polimerek szerkezetét főként a reakcióban résztvevő reaktánsok sztöchiometriája határozza meg.

Egy különösen előnyös poliionos anyag a (7) képletű poliallilamin-glükolaktonát. Különösen előnyös egy poliallilamin, ha az aminocsoportok körülbelül 20-80%-a lépett reakcióba a delta-glükolaktonáttal, és így a (7) képletben látható R csoportok alakultak ki.

Egy előnyös megvalósulás esetén a találmány felületkezelési eljárásainak során az (a) lépésben egy kationos PEI bevonatot viszünk fel, a (b) lépésben egy anionos PAA bevonatot viszünk fel, és a (c) lépésben poliallilamin-glükolaktonátból álló kationos réteget viszünk fel. Egy másik előnyöse megvalósulásban a (b) és (c) lépéseket többször ismétljük, előnyösen körülbelül 2-7 alkalommal, még előnyösebben körülbelül 3-5 alkalommal.

C. A bevonat feladata, jellegzetességei és elmélete

A poliionos anyag töltött voltától függetlenül, a poliionos anyagok széles köre bizonyulhat hasznosnak a termék különböző

tulajdonságainak kialakításában. Például, a hosszan tartó viselésre alkalmas kontaktlencsénél a különösen előnyös poliionos anyagok a hidrofil anyagok, illetve azok, melyek hidrofil felületi bevonatot adnak, hogy a lencse tapadjon a viselője szeméhez. A poliionos anyagok egy mások osztálya, mely hasznos lehet általában orvosbiológiai eszközök, és különösen szemészeti lencsék előállítására, azok, melyek antimikrobiális tulajdonságokkal rendelkeznek. Az antimikrobiális poliionos anyagok közé tartoznak a polikvaterner ammóniumvegyületek, mint például azok, melyeket a Green et al. által jegyzett 3,931,319 számú USA szabadalom ír le (például POLYQUAD®). A szemészeti lencsék előállítására alkalmas poliionos anyagok egy további osztályába azok az anyagok tartoznak, melyek sugárzáselnyelő tulajdonsággal rendelkeznek, mint a láthatósági festékanyagok, az írisz színét megváltoztató festékek és az ultraibolya (UV) fényre színező festékek. A hasznos bevonó anyagok egy további osztályába azok a poliionos anyagok tartoznak, melyek gátolják vagy elősegítik a sejtek növekedését. A sejtnövekedést gátló anyagok azoknál az eszközöknél hasznosak, melyek hosszú időn keresztül érintkeznek emberi szövetekkel, de az eszköz eltávolításának végső szándékával (pl. katéterek), míg a sejtnövekedést elősegítő poliionos anyagok a tartósan beültetett eszközöknél (pl. mesterséges cornea) lennének hasznosak. A bevonó anyagok egy további lehetséges működési osztályát azok az anyagok alkotják, melyek elnyelik a sugárzást, például az ultraibolya (UV) fényelnyelők. Egy sor más orvosbiológiai alkalmazásra is sor kerülhet a találmány szerinti bevonási eljárások felhasználásával, és a tudomány e területén szokásosan járatos szakember a találmány szellemének és védelmi körének megfelelően alkalmazhatja ezeket.

A találmány szerinti eljárások egy magot alkotó anyagból és egy felületi bevonatból álló szemészeti lencse előállításával számolnak. A felületi bevonat legalább egy polielektrolit réteget tartalmaz, és egy előnyös megvalósulásban legalább egy kettős réteget. Egy kettős réteg

áll egy első poliionos anyagból, mely a magot alkotó anyaghoz kapcsolódik, és egy második poliionos anyagból, melynek töltése ellentétes az első poliionos anyagével, és amely az első poliionos anyaghoz kapcsolódik.

A várakozással ellentétben azt találták, hogy azok a polimer anyagok, melyeknek nincs elméleti ionos töltésük a felszínen, vagy nincs jelentős aktuális töltésük, bevonhatók a jelen találmány szerinti eljárással. Az elektronikai iparban alkalmazott, az elektronikus alkatrészeknek poliionos anyagok oldataiba történő bemerítéses bevonására szolgáló eljárások tapasztalatai arra utalnak, hogy a töltött polimer anyagok megfelelő adhéziójához erősen töltött felületek (pl. üveg) szükségesek. Mindazonáltal, azt találták, hogy a kopásálló bevonatok többszörös rétegei vihetők fel olyan kontaktlencsék felületére, melyeknek nincs nagymértékű töltése, sőt még olyan felületekre is, melyek nem rendelkeznek jelentős elméleti töltéssűrűséggel. Meglehetősen váratlanul azt tapasztalták, hogy semmiféle előzetes kezelés (pl. plazmakezelés) nem szükséges töltések kialakításához a lencse felszínén ahhoz, hogy biztosítsuk a töltött polimernek a lencse felszínéhez való kötődését.

Így, a találmány egy megvalósulásának célja olyan, lencsemagot képező anyagoknak a bevonása, melyek felületi töltéssűrűsége a kontaktlencsék (különösen a sziloxán-tartalmú lencsék) tartományában van, megelőző felületi kezelés nélkül. Így, a találmány egy megvalósulásának célja olyan, lencsemagot képező anyagoknak a bevonása, melyek felületi töltéssűrűsége gyakorlatilag változatlan, azaz kisebb, mint egy olyan anyag felületi töltéssűrűsége, melyet előzetesen kezelésnek vetettek alá a töltéssűrűség megnövelésére.

Bár a találmány védelmi köre nem korlátozódik az ezen váratlan eredmény alátámasztására kifejlesztett elméletre, egy javasolt elméletet közlünk, hogy az olvasó jobban megértse a találmányt. Az elektronikus komponensek kezelésének elmélete szerint hosszadalmas felületi

előkészítő eljárások szükségesek jelentős pozitív vagy negatív töltésű felületek kialakításához, melyek egy poliionos bevonó anyag töltött csoportjaira vonzást gyakorolnak. Azonban váratlanul az derült ki, hogy ezek a hosszadalmas előkezelési folyamatok nem szükségesek a szemészeti lencsék esetében, sőt, töltéssel, vagy jelentős töltéssel nem rendelkező felületek is bevonhatók úgy, hogy a töltés nélküli felületet érintkezésbe hozzuk a jelentős töltéssel rendelkező poliionos anyaggal. Ennek a váratlan felfedezésnek a tükrében az a feltételezés adódik, hogy bármely anyag felületén, például a magot alkotó anyag felületén is, átmeneti vagy állandó diszperz állapotban lévő, igen kis számú töltés létezik, és ez a kis számú töltés teszi lehetővé az erősen töltött poliionos anyag kapcsolódását a magot alkotó anyaghoz.

Egy javasolt magyarázat erre az, hogy a magot alkotó anyag kis sűrűségben tartalmaz átmeneti negatív töltéseket a felületén, míg a polikationos anyag (az említett felülethez kötődve) állandó pozitív ionok nagy sűrűségét tartalmazza a polimer váz mentén. Bár nagyon kevés negatív töltés van, és a töltések átmenetiek (azaz egy kitüntetett helyen csak az idő egy kis töredékében jelentkezik töltés), azt feltételezhetjük, hogy valamennyi negatív töltés kapcsolatban áll a polikationos anyag pozitív töltéseivel.

Továbbá, az is feltételezhető, hogy az átmeneti vagy állandó negatív töltések összes száma a lencse felszínén időben nem változik lényegesen, azaz a negatív töltéssűrűség a felületen lényegében állandó, de a helyzet vagy hely átmeneti lehet. Így, míg a negatív töltések átmenetiek lehetnek, azaz a töltések megjelennek és eltűnnek a felületen az idő elteltével, a töltések összes száma lényegében állandó. A váratlan kísérleti eredmények fényében az az elmélet adódik hogy ha a felületi negatív töltések helye átmeneti, az átmeneti jelleg nem okoz problémát a polikationos kötődés erőssége (azaz a bevonat tartóssága) szempontjából, mivel ahogyan egy negatív töltés eltűnik, és egy ionos



kötés megszűnik, máshol egy másik negatív töltés jelenik meg, és egy másik ionos kötés alakul ki a polikationos anyaggal.

Másképpen, a lencsepolimer felszínén lévő töltések lehetnek állandóak, de igen szétszórtak. Ismét, bár a töltéssűrűség elméletileg igen alacsony, akár átmeneti, akár állandó, váratlanul azt találták, hogy ez az igen alacsony töltéssűrűség még mindig elegendő ahhoz, hogy a polielektrolit anyag elegendően erősen kötődjön a lencse felületéhez ahhoz, hogy a szemészeti alkalmazást lehetővé tegye. Nevezetesen, a lencse egymás után történő tisztítása és fertőtlenítése, valamint viselése és kezelése, az ezekkel járó elkerülhetetlen felületi súrlódásokkal, nem rongálja számottevően a találmány szerinti polielektrolit bevonatokat.

Mindazonáltal, ahhoz, hogy a lencsemagot alkotó polimer alacsony töltéssűrűségét kompenzáljuk, a poliionos bevonó anyag töltéssűrűsége előnyösen viszonylag magas.

A poliionos anyag töltéssűrűségét a tudomány e területén ismeretes számos módszerrel határozhatjuk meg, például Streaming zéta potenciál segítségével.

D. Az oldat jellemzői és felhasználása

A permetező vagy bemeztető oldat koncentrációja változhat az adott poliionos anyagtól, a kívánt bevonat vastagságától és számos más egyéb tényezőtől függően. Azonban általában előnyös a poliionos anyag viszonylag híg vizes oldatát alkalmazni. A poliionos anyag előnyös koncentrációja körülbelül 0.001 és körülbelül 0.25 tömeg% között, még előnyösebben körülbelül 0.005 és körülbelül 0.10 tömeg% között, legelőnyösebben körülbelül 0.01 és 0.05 tömeg% között van.

Ahhoz, hogy a poliionos oldatot magasan töltött állapotban tartsuk, a híg poliionos oldat pH-ját körülbelül 2 és körülbelül 5 között kell tartanunk, még előnyösebben körülbelül 2.5 és körülbelül 4.5 között.

Az öblítő oldat előnyösen egy vizes oldat, melyet körülbelül 2 és körülbelül 7 közötti, előnyösebben körülbelül 2 és körülbelül 5, még



előnyösebben körülbelül 2.5 és körülbelül 4.5 közötti pH-ra pufferolunk, hogy erősítsük a kötődést a poliionos anyag és a magot alkotó anyag illetve az előző poliionos réteg között.

A részleges szárítás vagy az öblítő oldat feleslegének eltávolítása a felszínről elvégezhető a tudomány e területén ismeretes számos módszerrel. Bár a lencsét részlegesen megszárázhatjuk azáltal is, hogy hagyjuk levegőn állni bizonyos időtartamig, előnyös a száradást meggyorsítani a felszínre irányított enyhe áramlás segítségével. Az áramlási sebességet a szárítani kívánt anyag erősségének és az anyag mechanikai rögzítésének megfelelően állíthatjuk be (például a túl nagy áramlási sebesség károsíthatja a lencsét, vagy eltávolíthatja helyéről).

Meg kell jegyeznünk, hogy nem szükséges a lencsét teljesen megszárazítani. A "részleges szárítási" lépés, a jelen használatban inkább az oldat cseppecskéinek eltávolítását jelenti, melyek a lencse felszínéhez tapadnak, mint a lencse kiszárítását. Így előnyös csak addig szárítani, míg a felszínen lévő oldatfilmet vagy vizet eltávolítjuk.

A bevonat vastagságát egy vagy több sónak, például nátrium-kloridnak a poliionos oldathoz való hozzáadásával állíthatjuk be. Egy előnyös sókoncentráció körülbelül 0.1 és 2.0 tömeg% között van. A sókoncentráció növekedésével a polielektrolit egyre jobban globuláris alakzatot vesz fel. Azonban ha a koncentrációt túlzottan megnöveljük, a polielektrolit nem tapad jól, ha egyáltalán letapad, a lencse felületére. Egy még előnyösebb sókoncentráció körülbelül 0.7 és 1.3 tömeg% között van.

A bevonat vastagságát meghatározhatjuk egy festéknek, például metilén-kéknek a poliionos oldathoz való hozzáadásával. A látható fény abszorpciójának növekedése arányos a bevonat vastagságával. Ezenkívül ellipszometriás vizsgálatokat is alkalmazhatunk a bevonat vastagságának meghatározására. A hidrofíli felületmódosításhoz a felületre felvitt víz kontaktszögének mérése utal a felület hidrofilitására. A kontaktszög csökkenésével a hidrofilitás növekszik.



II. Szemészeti lencsék magjaként alkalmas anyagok

A jelen találmánynak megfelelően alkalmazott szemészeti lencsét alkotó polimer anyagok a polimerek széles köréből választhatók ki. Ezen anyagoknak egy előnyös csoportját azok alkotják, melyek jól áteresztik az oxigént, mint a fluor- vagy sziloxán-tartalmú polimerek. Különösen az 5.760,100 számú, Nicolson et al. által 1988. június 2-án benyújtott szabadalomban leírt polimer anyagok csoportja említhető példaként; e szabadalom tartalma hivatkozásként szerepel a jelen leírásban. Az olvasó dolgát megkönnyítendő, példákat említünk alkalmas anyagokra, a védelmi kör bárminemű korlátozása nélkül.

A. "A" anyag

Egy, a jelen találmány szerinti szemészeti lencsék magjának anyagaként alkalmas polimer anyag egy kopolimer, mely a következő monomer és makromer komponensekből alakítható ki:

(a) körülbelül 5 és körülbelül 94 száraz tömeg%-nyi makromer, mely a



képletű szegmenst tartalmazza, ahol a

PDMS egy kétértékű poli(diszubsztituált sziloxán)

ALK egy alkilén- vagy alkilénoxi-csoport, mely legalább 3 szénatomból áll

DU egy diuretán-tartalmú csoport

PAO egy kétértékű polioxi-alkilén, és

CP-t az akrilátok és metakrilátok közül választjuk ki,

ahol az említett makromer számátlagos molekulatömege 2,000 és 10,000 között van;

(b) körülbelül 5 és körülbelül 60 tömeg% közötti mennyiségű metakriloxipropil-trisz(trimetilsziloxi)-szilán;



(c) körülbelül 1 és körülbelül 30 tömeg% közötti mennyiségű akrilát vagy metakrilát monomer; és

(d) 0 és 5 tömeg% közötti mennyiségű keresztkötő reagens, ahol a tömegszázalékos arányokat a polimer komponensek száraz súlyára vonatkoztatjuk.

Egy előnyös polisziloxán makromer szegmens a



képlettel jellemezhető, ahol

PDMS egy kétértékű poli(diszubsztituált sziloxán);

CP egy izocianatoalkil-akrilát vagy -metakrilát, előnyösen izocianatoetil-metakrilát, ahol az uretán-csoport a PAO csoport utolsó szénatomjához kapcsolódik;

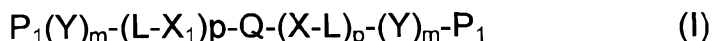
PAO egy kétértékű polioxiálkilén (mely lehet szubsztituált), és előnyösen egy polietilén-oxid, azaz $(-\text{CH}_2-\text{CH}_2-\text{O}-)_m-\text{CH}_2-\text{CH}_2-$, ahol az m értéke körülbelül 3 és körülbelül 44 között változhat, előnyösebben körülbelül 4 és körülbelül 24 között;

DU egy diuretán, előnyösen gyűrűs szerkezetet tartalmazó diuretán, ahol az (1) uretán kapcsolódás egyik oxigénatomja a PAO csoporthoz kapcsolódik, és a (2) uretán kapcsolódás egyik oxigénatomja az ALK csoporthoz kapcsolódik;

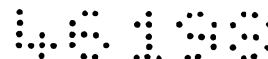
és ALK egy alkilén- vagy alkilénoxi-csoport, mely legalább 3 szénatomból áll, előnyösen egy elágazó alkilén- vagy alkilénoxi-csoport, mely 3-6 szénatomból áll, és legelőnyösebben egy szek-butil (azaz $-\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}(\text{CH}_3)-$) csoport vagy egy etoxipropoxi-csoport (pl. $-\text{O}-(\text{CH}_2)_2-\text{O}-(\text{CH}_2)_3-$).

B. "B" anyag: Polisziloxán-tartalmú perfluoralkil-éterek

A "B" anyag makromer az (I) képlettel jellemezhető:



ahol



mindegyik P_1 egymástól függetlenül egy szabad gyökösen polimerizálható csoport;

mindegyik Y , egymástól függetlenül $-\text{CONHCOO}-$, $-\text{CONHCONH}-$, $-\text{OCONHCO}-$, $-\text{NHCONHCO}-$, $-\text{NHCO}-$, $-\text{CONH}-$, $-\text{NHCONH}-$, $-\text{COO}-$, $-\text{OCO}-$, $-\text{NHCOO}-$ vagy $-\text{OCONH}-$;

m és p értéke egymástól függetlenül 0 vagy 1;

mindegyik L , egymástól függetlenül egy legfeljebb 20 szénatomos szerves vegyület kétértékű gyöke;

mindegyik X_1 , egymástól függetlenül $-\text{NHCO}-$, $-\text{CONH}-$, $-\text{NHCONH}-$, $-\text{COO}-$, $-\text{OCO}-$, $-\text{NHCOO}-$ vagy $-\text{OCONH}-$; és

Q egy kétértékű polimer fragmens, mely az alábbi szegmensekből áll:

(a) $-(E)_k-Z-\text{CF}_2-(\text{OCF}_2)_x-(\text{OCF}_2-\text{CF}_2)_y-\text{OCF}_2-Z-(E)_k-$,

ahol

$x+y$ egy 10 és 30 közé eső szám;

mindegyik Z egymástól függetlenül egy kétértékű gyök, mely legfeljebb 12 szénatomból áll, vagy Z egy kötés;

mindegyik E , egymástól függetlenül $-(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_q$, ahol q értéke 0 és 2 között van, és ahol a $-Z-E-$ kapcsolat a $-Z-(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_q-$ szekvenciát jelenti; és

k értéke 0 vagy 1;

(b) egy (II) képletű szegmens, ahol

n egy 5 és 100 közötti egész szám;

Alk egy legfeljebb 20 szénatomos alkilén-csoport;

az R_1 , R_2 , R_3 és R_4 gyökök 80-100%-a egymástól függetlenül alkil-, és az R_1 , R_2 , R_3 és R_4 gyökök 0-20%-a egymástól függetlenül alkenil-, aril- vagy cianoalkil-csoport; és

(c) X_2-R-X_2 ,

ahol



R egy kétértékű szerves gyök, mely legfeljebb 20 szénatomból áll, és

mindegyik X_2 egymástól függetlenül -NHCO-, -CONH-, -NHCONH-, -COO-, -OCO-, -NHCOO- vagy -OCONH-;

azokkal a feltételekkel, hogy Q-nak legalább egy (a), (b) és (c) szegmenset kell tartalmaznia; hogy mindegyik (a) vagy (b) szegmenshez egy (c) szegmens kapcsolódik; és hogy minden (c) szegmenshez kapcsolódik egy (a) vagy egy (b) szegmens.

A (b) szegmensek száma a Q polimer fragmensben előnyösen nagyobb vagy egyenlő az (a) szegmensek számával. Az (a) és (b) szegmensek számának aránya a Q fragmensben előnyösen 3:4, 2:3, 1:2 vagy 1:1. Az (a) és (b) szegmensek molaránya a Q polimer szegmensben még előnyösebben 2:3, 1:2 vagy 1:1.

A Q polimer fragmens átlagos molekulatömege a körülbelül 1,000 és körülbelül 20,000 közötti tartományban van, előnyösen a körülbelül 3,000 és körülbelül 15,000 közötti tartományban, legelőnyösebben a körülbelül 5,000 és körülbelül 12,000 közötti tartományban.

Az (a) és a (b) szegmensek összes száma a Q fragmensben előnyösen körülbelül 2 és 11, különösen előnyösen körülbelül 2 és 9, legelőnyösebben körülbelül 2 és körülbelül 7 között van. A legkisebb Q polimer egység egy (a) perfluor-szegmensből, egy (b) sziloxán szegmensből és egy (c) szegmensből áll.

C. "C" anyag

A "C" anyagú polimerek olyan polimerizálható makromerek polimerizációjával jönnek létre, melyek tartalmaznak szabad hidroxilcsoportokat. Olyan makromerekről van szó, melyek például egy amino-alkilált polisziloxánból épülnek fel, melyet legalább egy, telítetlen, polimerizálható oldalláncot tartalmazó, poliol komponenssel alakítunk származékká. A polimerek előállíthatók egyrészt a találmány szerinti makromerekből homopolimerizációval. Az említett makromerek továbbá

keverhetők és polimerizálhatók egy vagy több hidrofil és/vagy hidrofób ko-monomerrel. A találmány szerinti makromerek egy speciális tulajdonsága, hogy a mikrofázisos szétválasztást irányítják a kiválasztott hidrofil és hidrofób komponensek között egy keresztkötéses végtermékben. A hidrofil/hidrofób mikrofázisos elválasztás a 300 nm-nél kisebb tartományban történik. A makromerek előnyösen a fázishatárokon kapcsolódnak keresztkötésekkel, például egyik részről egy akrilát ko-monomer, másik részről egy polisziloxánhoz kötött poliol telítetlen polimerizálható oldallánca között alakul ki kovalens kötés és ezenkívül reverzibilis fizikai kölcsönhatás, például hidrogénhid-kötés. Ezek például számos amid vagy uretán csoport révén jönnek létre. A folyamatos sziloxán fázis, mely összetett fázisként van jelen, meglepően nagy oxigénáteresztő képességet tesz lehetővé.

A "C" anyagból álló polimerek legalább egy (Ia) képletű szegmenset tartalmazó makromer polimerizációjával állíthatók elő, ahol

(a) egy polisziloxán szegmens,

(b) egy poliol szegmens, mely legalább 4 szénatomból áll;

Z egy (c) szegmens vagy egy X_1 csoport,

(c) jelentése X_2-R-X_2 , ahol

R egy legfeljebb 20 szénatomos szerves vegyület kétértékű gyöke és

mindegyik X_2 egymástól függetlenül egy kétértékű gyök, mely legalább egy karbonilcsoportot tartalmaz,

X_1 jelentése X_2 , és

(d) egy (IIa) képletű gyök:



ahol

P_1 egy olyan csoport, mely szabad gyökökkel polimerizálható;

Y és X_3 egymástól függetlenül kétértékű gyök, mely legalább egy karbonilcsoportot tartalmaz;

k értéke 0 vagy 1; és

L egy kötés vagy egy legfeljebb 20 szénatomos szerves vegyület kétértékű gyöke.

Az (a) polisziloxán szegmenst egy (III) képletű vegyületből állíthatjuk elő, ahol

n egy 5 és 500 közötti egész szám;

az R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 és R_6 gyökök 99.8-25%-a egymástól függetlenül alkil-, és az R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 és R_6 gyökök 0.2-75%-a egymástól függetlenül részlegesen fluorozott alkil-, aminoalkil-, alkenil-, aril-, cianoalkil-, alk-NH-alk-NH₂ vagy alk-(OCH₂)_m-(OCH₂)_p-OR₇,

R_7 jelentése hidrogénatom vagy alacsony szénatomszámú alkilcsoport, alk jelentése alkilén-csoport, és

m és p egymástól függetlenül 0 és 10 közötti egész szám, egy molekula legalább egy primer amino- vagy hidroxilcsoportot tartalmaz.

Az -(OCH₂CH₂)_m és -(OCH₂)_p alkilénoxi-csoportok a (III) sziloxán képletben vagy rendezetlenül helyezkednek el egy alk-(OCH₂CH₂)_m-(OCH₂)_p-OR ligandumban, vagy blokkokként helyezkednek el egy láncban.

Egy (a) polisziloxán szegmens összesen 1-50-szer kapcsolódik, előnyösen 2-30-szor, még előnyösebben 4-10-szer, egy Z csoporton keresztül egy (b) szegmenshez vagy egy másik (a) szegmenshez, ahol a Z az a-Z-a szekvenciában mindig a (c) szegmenset jelenti. Az (a) szegmensben a Z csoporthoz történő kapcsolódás helye egy amino- vagy hidroxilcsoport, melyen egy hidrogénatomot a Z csoport helyettesít.

D. "D anyag"

Egy másik, magot alkotó alkalmas anyag esetén egy sziloxán-tartalmú makromer polimerizációja játszódik le, mely makromer egy (IV) képletű poli-(dialkilsziloxán)-dialkoxialkanolból keletkezik,

ahol

n egy körülbelül 5 és körülbelül 500 közötti egész szám, előnyösen körülbelül 20 és körülbelül 200 közötti egész szám, még előnyösebben egy körülbelül 20 és körülbelül 100 közötti egész szám;

az R_1 , R_2 , R_3 és R_4 gyökök jelentése egymástól függetlenül alacsony szénatomszámú alkilén-, előnyösen 1-6 szénatomos alkilén-, még előnyösebben 1-3 szénatomos alkilén-csoport, ahol egy előnyös megvalósulás esetén az R_1 és R_2 vagy R_3 és R_4 csoportban a szénatomok összes száma nem nagyobb mint 4; és

R_5 , R_6 , R_7 és R_8 jelentése egymástól függetlenül alacsony szénatomszámú alkil-, előnyösen 1-6 szénatomos alkil-, még előnyösebben 1-3 szénatomos alkilcsoport.

A D anyag makromerének általános szerkezete a következő:

AKRILÁT-LÁNC SZEM-ALK-O-ALK-PDAS-ALK-O-ALK-LÁNC SZEM-AKRILÁT ahol az AKRILÁT-ot az akrilátok és metakrilátok közül választjuk ki; a LÁNC SZEM-et az uretán és diuretán kapcsolatok közül választjuk ki; az ALK-O-ALK a fentiekben meghatározott (R_1 -O- R_2 vagy R_3 -O- R_4) és PDAS egy poli-(dialkilsziloxán).

Például egy D anyag makromer előállítható izoforon-dicianát, 2-hidroxietil-(met)akrilát és egy poli-(dialkilsziloxán)-dialkoxialkanol katalizátor jelenlétében lejátszódó reakciójával.

III. Orvosbiológiai termékek

A fentiekben részletesen leírt bevonatos szemészeti lencséken kívül a jelen találmány alternatív módon alkalmazható az orvosbiológiai eszközök (pl. szemészeti lencsék) előállítási környezetében. Például egy vagy több poliionos anyagot adhatunk hozzá a szemészetileg kompatibilis oldathoz melyben a gyártás során a kontaktlencsét tároljuk.

A kontaktlencse kiöntését követően a lencsét több öntés utáni kezelésnek vethetjük alá, például további keményítési, extrakciós lépés, vizsgálat és élsimítás történhet. Végül a lencsét egy tartályba vagy tokba

helyezzük, a tárolására szolgáló steril, természetileg kompatibilis oldattal együtt. A jelen találmány szerint, egy poliionos anyagot hozzáadhatunk a tároló oldathoz a sterilizálás előtt vagy után. Egy előnyös megvalósulás esetén egy poliionos anyagot tartalmazó tároló oldatot helyezünk a lencse tartályába a kontaktlencsével együtt, a tartályt lezárjuk és a tartályt sterilizáljuk (pl. autoklávbán).

Így a találmány egy megvalósulása egy olyan szemészeti termék, mely a csomagolásból, a benne foglalt kontaktlencséből és a steril, természetileg kompatibilis oldatból áll, mely oldat tartalmaz egy poliionos anyagot, egy izotóniát beállító anyagot (például nátrium-kloridot gyakorlatilag izotóniás mennyiségben) és vizet.

A találmány egy másik felhasználási példája esetén eszközt szolgáltat különböző anyagoknak egy orvosbiológiai eszköz felszínéhez történő kapcsolására. Pontosabban, a találmány szerinti módszerek felhasználhatók orvosbiológiai eszközökön poliionos bevonatok kialakítására, és a poliionos bevonathoz azután más anyagokat kapcsolhatunk hozzá számtalan módon, például funkciós csoportokkal lejátszódó kémiai reakciók révén.

Például egy polietilénamin (PEI) bevonatot hozhatunk létre egy kontaktlencse felületén a fentiekben leírt eljárásokkal. Az aminocsoportok felhasználásával egy olyan másik anyagot (pl. hialuronsavat) kapcsolhatunk kémiai kötésekkel a PEI bevonathoz, melyben az aminocsoportokkal reakcióba lépő funkciós csoportok vannak.

Így, a találmány egy újabb további megvalósulása egy eljárás egy anyag felületének megváltoztatására azáltal, hogy egy funkciós csoportokat tartalmazó poliionos bevonatot viszünk fel a felületre, majd ezután a poliionos bevonatot érintkezésbe hozzuk egy másik bevonó anyaggal, melyek az első bevonó anyag funkciós csoportjaival reakcióba lépnek, ezáltal a csoportok között kémiai reakció játszódik le és a második bevonó anyag hozzákötődik a poliionos bevonathoz. Világosan

látható, hogy számos felületkezelési protokoll képzelhető el ezen a kettős kezelési módszeren alapulva, és az ilyen kezelési eljárások szintén a találmány védelmi körébe tartoznak.

A találmány egy további megvalósulása a szemben belüli lencséknek a szembe történő behelyezésével kapcsolatos. A szemben belüli lencsék (intraocular lenses, IOL) alatt a jelen használatban azokat a lencsét értjük, melyek arra hivatottak, hogy helyettesítsék a szemlencse tokjában található kristályos lencsét (például a szürke hályog sebészeti gyógyítása esetén) és a látáskorrekcióra szolgáló refrakciós lencsék, melyeket a szem hátsó vagy elülső kamrájába helyeznek be. Az itt közölt poliionos anyagok és módszerek alkalmazhatók a bevezetőeszközök, a szelepszárak, a kioldókészülékek és az IOL összeállítások bevonására, a súrlódás csökkentésére és a síkosság növelésére. A megnövekedett síkosság csökkentheti az IOL-nak a szembe történő behelyezésénél fellépő nehézségeket.

IV: Gyártási eljárások

A jelen találmány általánosabban alkalmazható az orvosbiológiai cikkek, mint a szemészeti lencsék, kötszerek, gyógyszerek bőrön keresztül történő bevitelére alkalmas eszközök és hasonló polimer-alapú anyagok előállításánál.

A jelen találmány például alkalmazható olyan tartókészülékek felületi kezelésére, melyek egy gyártási folyamat során az árucikket alátámasztják. A felületi kezelés hasznos lehet a tartókészülék olyan felületei síkosságának a növelésére, melyek érintkezésbe kerülnek az árucikkal, így csökkenthető a tapadás és megkönnyíthető a cikk eltávolítása a tartóeszköztől. Másrészt, a felületi kezelés növelheti is a tapadást illetve a tartóeszköz felülete és az árucikk közötti vonzóerőt, ezáltal elősegítheti az árucikknek a tartóeszközhöz való tapadását például egy szállítási vagy egy indexálási lépésben a gyártási folyamat

során. A felületi kezelés egy sor más funkciója is lehetséges, például antimikrobiális hatás és dugulás-megelőzés.

Ennek megfelelően, a találmány egy további megvalósulása egy poliionos anyaggal bevont tartókészülék, mely egy árucikk alátámasztására szolgál. A tartókészülék felületét olyan anyagból kell kialakítani, amely anyag felületén vagy a felületéhez közel átmeneti vagy állandó töltések sokasága helyezkedik el. A poliionos anyagot a fentiekben leírt módszerek bármelyikének alkalmazásával felvihetjük a felületre, a poliionos anyag és a felület érintkezésbe hozása révén.

A jelen találmány alkalmazásának egy további példája egy gyártási környezetben egy árucikk alakját meghatározó öntőforma bevonása. Az öntőformát bármely fent említett eljárás szerint bevonhatjuk. Ennek megfelelően a találmány egy további megvalósulása egy árucikk előállítására szolgáló öntőforma, mely áll egy olyan anyagból, amely anyag felületén vagy a felületéhez közel átmeneti vagy állandó töltések sokasága helyezkedik el, és egy felületi bevonatból, mely egy a magot alkotó anyaghoz kötött poliionos anyagból áll.

Egy másik további módszer a jelen találmánynak gyártási környezetben való felhasználására a poliionos bevonat átviteles ojtása. Ennél a megvalósulásnál az öntőformát a fentiekben leírt módon bevonjuk a poliionos anyaggal, de a bevonat legalább egy része átkerül az öntőformáról a kiöntött árucikkre, amikor a folyékony öntőanyagot (pl. polimerizálható anyagot) az öntőformában eloszlatjuk a szilárd árucikk kialakítása céljából. Így a találmány egy további megvalósulása egy árucikk kialakítása és az árucikk bevonása a bevonó anyagnak arról az öntőformáról történő átviteles ojtása révén, melyben az árucikket kialakítottuk. Ennek a módszernek a során a bevonatot felvisszük az öntőformára úgy, hogy az öntőforma legalább egy részét érintkezésbe hozzuk a poliionos oldattal, ezután a folyékony öntendő anyagot eloszlatjuk az öntőformában, ezáltal az említett folyékony öntendő anyagot érintkezésbe hozzuk az említett bevonattal, hagyjuk, hogy az

öntőforma bevonata elegendő ideig érintkezzen a folyékony öntendő anyaggal ahhoz, hogy a bevonat legalább egy része áthelyeződjön az öntőformáról az öntendő anyagra, majd a folyékony öntendő anyagot megszilárdítjuk (pl. UV-fény hatására történő polimerizáció révén).

A fenti ismertetés alapján a tudomány e területén szokásosan járatos szakember a gyakorlatban alkalmazhatja a találmányt. Azért, hogy az olvasó előtt világosabbá váljanak a speciális megvalósulások és azok előnyei, az alábbi példákra hivatkozunk.

1. PÉLDA

Sziloxán-tartalmú kontaktlencsét állítunk elő a Nicolson et al. által jegyzett WO 96/31792 szabadalomban a 30-41. oldalak között leírt "B" anyagra vonatkozóakkal lényegi egyezésben, olyan prepolimerizációs keverékkel, mely 50 tömeg% makromert, 20 tömeg% TRIS-t, 29.5 tömeg% DMA-t és 0.5 tömeg% Darocur 1173-at tartalmaz. A kontaktlencsét eltávolítjuk és autoklávozzuk. Az átlagos ($n=20$) kontaktszög (Sessle Drop), melyet VCA 2500 XE kontaktszög-mérő készülékkel mérünk (AST, Inc., Boston, MA) körülbelül 111. Az eredményeket az A. táblázat tartalmazza.

2. Példa

Az 1. példa szerint előállított lencsét rétegenkénti (layer-by-layer, LBL) eljárással felületkezeljük a lencse hidrofilitásának növelésére az alábbiak szerint.

Poli-(allilamin-hidroklorid) ($50-60,000 MW_n$, az Aldrich Chemicals-tól) [PAH] híg (10^{-2} mól) vizes törzsoldatát állítjuk elő úgy, hogy 1.3 gramm PAH-ot adunk 1400 ml ioncserélt vízhez. A pH-t körülbelül 2.5-re állítjuk sósavnak cseppenkénti hozzáadásával.

Poliakrilsav (50-60,000 MW_n, a PolyScience-től) [PAA] híg (10⁻² mólos) vizes törzsoldatát állítjuk elő úgy, hogy 4.03 gramm PAA-t adunk 1400 ml ioncserélt vízhez. A pH-t körülbelül 4.5-re állítjuk sósavnak cseppenkénti hozzáadásával.

Az oldatok koncentrációját úgy választjuk ki, hogy a pozitív töltésű egységek koncentrációja megegyezzen a negatív töltésű egységek koncentrációjával.

A kontaktlencsét belemerítjük a PAH-bevonó oldatba körülbelül 15 percre. A PAH-oldat eltávolítása után a lencsét háromszor egymás után 2.5-re állított pH-jú (ugyanaz a pH mint a PAH bevonó oldaté)ioncserélt vízfürdőbe merítjük, kétperces időtartamokra. A lencséhez tapadó öblítő oldatot enyhe légáramlattal távolítjuk el (a továbbiakban "szárításnak" nevezzük).

Ezután a lencsét bemerítjük a PAA oldatba körülbelül 15 percre, majd a fentiekben leírtak szerint leöblítjük és szárítjuk.

A bevonási és öblítési lépéseket további négy alkalommal megismételjük, de a szárítási lépést ezeknél a bevonási lépéseknél kihagyjuk.

Az átlagos (n=4) kontaktszög 78. Az eredményeket az A. és B. táblázatok tartalmazzák.

3. PÉLDA

A 2. példában előállított bevont lencsét 2 ml CaCl₂ oldat (9 térfogatszázalék), egy erősen ionos oldat cseppenkénti hozzáadásával kezeljük, hogy meghatározzuk a bevonat tartósságát. A lencsét enyhe levegőáramban szárítjuk.

Az átlagos (n=6) kontaktszög 72. Az eredményeket a B. táblázat tartalmazza.

4. PÉLDA



Az 1. példa szerint előállított lencse felületét a rétegenkénti (LBL) eljárással kezeljük, hogy a 2. példában körvonalazott eljárásoknak megfelelően növeljük a hidrofilitást, a következő eltéréssel: a PAA bevonó oldat és az öblítő oldat pH-ja a 2. példával szemben nem 4.5, hanem 2.5.

Az átlagos ($n=4$) kontaktszög 65. Az eredményeket az A. és B. táblázatok tartalmazzák.

5. PÉLDA

A 4. példában felületkezelt bevont lencsét 2 ml CaCl_2 oldat cseppenkénti hozzáadásával kezeljük. A lencsét enyhe levegőárammal szárítjuk.

Az átlagos ($n=4$) kontaktszög 76. Az eredményeket az A. és B. táblázatok tartalmazzák.

6. PÉLDA

Az 1. példának megfelelően előállított lencse felületét a rétegenkénti (LBL) eljárással kezeljük, hogy növeljük a hidrofilitást.

Poli-(etilénimin) (50-60,000 MW_n , a PolyScience-től) [PEI] híg (10^{-2} mól) vizes törzsoldatát állítjuk elő úgy, hogy 2.00 gramm PEI-t adunk 1400 ml ioncserélt vízhez. A pH-t körülbelül 2.5-re állítjuk sósav cseppenkénti hozzáadásával.

Híg PAA-oldatot állítunk elő a 2. példához hasonlóan. A pH-t körülbelül 2.5-re állítjuk sósav cseppenkénti hozzáadásával.

A kontaktlencsét a 2. példában leírt módon belemerítjük a PEI bevonó oldatba, leöblítjük és szárítjuk, majd hasonlóan járunk el a PAA-oldat esetében is.



A bevonási és öblítési lépéseket további négy alkalommal megismételjük, de ezen bevonási lépések során a szárítási lépéseket kihagyjuk.

Az átlagos ($n=6$) kontaktszög 57. Az eredményeket az A és B táblázatok tartalmazzák.

7. PÉLDA

A 6. példában kezelt bevont lencsét 2 ml CaCl_2 oldat cseppenkénti hozzáadásával kezeljük. A lencsét enyhe levegőáramban szárítjuk.

Az átlagos ($n=4$) kontaktszög 77. Az eredményeket a B táblázat tartalmazza.

8. PÉLDA

Az 1. példa szerint előállított lencsét a rétegenkénti (LBL) eljárással kezeljük a 6. példában leírt eljárásoknak megfelelően, hogy növeljük a hidrofilitást, a következő kivétellel: a PAA bevonó és öblítő oldat pH-ja 4.5 a 6. példában szereplő 2.5 helyett.

Az átlagos ($n=4$) kontaktszög 72. Az eredményeket az A és B táblázatok tartalmazzák.

9. PÉLDA

A 8. példa szerint bevont lencsét 2 ml CaCl_2 oldat cseppenkénti hozzáadásával kezeljük. A lencsét enyhe levegőáramban szárítjuk.

Az átlagos ($n=4$) kontaktszög 112. Az eredményeket a B táblázat tartalmazza.

A. TÁBLÁZAT

Példa (futas)	Elsődleges alkalmazás		Bevonó oldat pH-ja		Öblítő oldat pH-ja		Elsődleges alkalmazás szárítás		Másodlagos alkalmazás		A másodl. alkalmazások száma	Másodl. alk. szárítás		Só	Átl. kontakt-szög
	(+)	(-)	(+)	(-)	(+)	(-)	(+)	(-)	(+)	(-)		(+)	(-)		
1	nincs	nincs													111
2	PAH	PAA	2.5	4.5	2.5	4.5	igen	igen	PAH	PAA	4	nem	nem	nem	78
4	PAH	PAA	2.5	2.5	2.5	2.5	igen	igen	PAH	PAA	4	nem	nem	nem	65
6	PEI	PAA	2.5	2.5	2.5	2.5	igen	igen	PAH	PAA	4	nem	nem	nem	57
8	PEI	PAA	2.5	4.5	2.5	4.5	igen	igen	PAH	PAA	4	nem	nem	nem	72

B. TÁBLÁZAT

Bevonat		Bevonat CaCl ₂ kezeléssel	
Példa	Kontaktsszög	Példa	Kontaktsszög
2	78	3	72
4	65	5	76
6	57	7	77
8	72	9	112

AZ EREDMÉNYEK ÉRTÉKELESE (1-9 PÉLDÁK)

A 2., 4., 6. és 8. példákban szereplő kezelt lencsék és az 1. példában szereplő kezeletlen lencsék esetében mért kontaktszögek összehasonlítása azt mutatja, hogy felületi módosítás történt vagy bevonat keletkezett (lásd A. táblázat). Ezenkívül valamennyi kezelt lencse esetében szignifikánsan csökken a kontaktszög, bizonyítva, hogy a felület hidrofilitása jelentősen növekszik.

Továbbá, a 2., 4., 6. és 8. példákban szereplő kezelt lencsék és a 3., 5., 7. és 9. példákban szereplő hasonlóan kezelt, de erős ionos hatásnak kitett lencsék összehasonlítása azt mutatja, hogy a kontaktszögek nem változnak lényegesen. Így a felületmódosítás vagy bevonat a várakozástól eltérően igen tartós egy olyan erősen töltött oldat jelenlétében, mely esetén azt várnánk, hogy megbontja a poliionos bevonó anyag és a kontaktlencse felületén található töltések közötti vonzóerőt.

10. PÉLDA

Egy 1. példa szerint előállított lencse felületét az LBL eljárással kezeljük, hogy a lencse felszínét az alábbiak szerint funkciós csoportokkal lássuk el. Ezt követően az LBL bevonattal felvitt csoportok révén aktív részecskéket kapcsolunk a lencséhez.

A lencsét lényegében az előző példákban leírt módszerek szerint kezeljük. A bevonó oldatok között szerepel egy első PEI bevonó oldat 3.5-es pH-n, egy második PAA bevonó oldat 2.5-es pH-n és egy végső PEI bevonó oldat ismét 3.5-es pH-n.

Az LBL bevonat felvitele után az lencsákat hialuronsav oldatába merítjük. Azt feltételezzük, hogy a hialuronsav reagál a PEI bevonat



szabad aminocsoportjaival, ezáltal a hialuronsav hozzákötődik a kontaktlencse felületéhez.

11. PÉLDA

Egy 1. példa szerint előállított lencse felületét az LBL eljárással kezeljük, hogy a lencse felszínét az alábbiak szerint látjuk el funkciós csoportokkal. Ezt követően az LBL bevonattal felvitt csoportok révén aktív részecskéket kapcsolunk a lencséhez.

A lencsét lényegében az előző példákban leírt módszerek szerint kezeljük. A bevonó oldatok között szerepel egy első PEI bevonó oldat 3.5-es pH-n, egy második PAA bevonó oldat 2.5-es pH-n, egy harmadik PEI bevonó oldat, egy negyedik PAA bevonó oldat és egy végső PEI bevonó oldat. Ezáltal egy 2.5-szeres kettősréteg keletkezik.

Az LBL bevonat felvitele után az lencsét hialuronsav oldatába merítjük. Azt feltételezzük, hogy a hialuronsav reagál az utolsó PEI bevonat szabad aminocsoportjaival, ezáltal a hialuronsav hozzákötődik a kontaktlencse felületéhez.

A találmány részletes leírását, hivatkozva bizonyos előnyös megvalósulásokra, azért közöljük, hogy az olvasó számára lehetővé tegyük a találmány gyakorlati megvalósítását a felesleges kísérletezést mellőzve. Mindazonáltal a tudomány e területén szokásosan járatos szakember előtt világos, hogy az itt szereplő komponensek és paraméterek bizonyos mértékű változtatása anélkül is megtörténhet, hogy eltávolodnánk a találmány szellemétől és védelmi körétől. Továbbá az itt szereplő címek, alcímek, meghatározások és hasonlóak a tökéletesebb megértést szolgálják, és nem tekinthetők a találmány védelmi körét korlátozó érvényűeknek. Ennek megfelelően a találmány szellemi tulajdoni jogát csak a következő szabadalmi igénypontok, azok ésszerű kiterjesztései és azok ekvivalensei határozzák meg.

SZABADALMI IGÉNYPONTOK

- 1.** Egy orvosbiológiai eszköz, mely áll
 - (a)** egy magot alkotó anyagból, melynek felületén vagy a felületéhez közel átmeneti vagy állandó töltések sokasága helyezkedik el, ahol az említett magot alkotó anyag felületi töltéssűrűsége viszonylag alacsony; és
 - (b)** egy felületi bevonatból, mely egy poliionos anyagot tartalmaz, amely a magot alkotó anyaghoz kötődik.
- 2.** Az 1. Igénypont szerinti orvosbiológiai eszköz, ahol az említett felületi bevonat legalább egy kettős réteget tartalmaz, mely kettős réteg áll:
 - (a)** egy első poliionos anyagból, mely a magot alkotó anyaghoz kötődik- és
 - (b)** egy második poliionos anyagból, melynek töltése ellentétes az első poliionos anyagével, és amely az első poliionos anyaghoz kötődik.
- 3.** Az 1. Igénypont szerinti orvosbiológiai eszköz, ahol az említett eszköz egy szemészeti lencse.
- 4.** A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az említett felületi bevonat kettős rétegek sokaságát tartalmazza.
- 5.** A 4. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az említett felületi bevonat körülbelül 5 és 20 közötti számú kettős réteget tartalmaz.
- 6.** Az 5. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az említett felületi bevonat körülbelül 10 és 15 közötti számú kettős réteget tartalmaz.



7. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az első poliionos anyag egy polikationos anyag és a második poliionos anyag egy polianionos anyag.
8. A 7. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol a polikationos anyagot az alábbi csoportból választjuk ki: poli-(allilamin-hidroklorid), poli-(etilénimin), poli-(vinilbenzil-triametilamin), polianilin, polipirrol, poli-(piridinium-acetilén), ezek származékai és keverékei.
9. A 7. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol a polianionos anyagot az alábbi csoportból választjuk ki: polimetakrilsav, poliakrilsav, poli-(tiofén-3-ecetsav), poli-(4-sztirolszulfonsav), ezek származékai és keverékei.
10. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol a magot alkotó anyag felületi töltéssűrűségét nem módosítjuk felületi előkezeléssel az említett felületi bevonat felvitele előtt.
11. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, mely egy kontaktlencse.
12. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az említett mag hidrofób és az említett felületi bevonat hidrofil.
13. A 8. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol az említett hidrofób mag egy sziloxán-tartalmú polimer.
14. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, mely egy kontaktlencse, ahol az említett felületi bevonat kettős rétegek sokaságát tartalmazza;



ahol az első poliionos anyag egy polikationos anyag és a második poliionos anyag egy polianionos anyag;

ahol a polikationos anyagot az alábbi csoportból választjuk ki: poli-(allilamin-hidroklorid), poli-(etilénimin), poli-(vinilbenzil-triametilamin), polianilin, polipirrol, poli-(piridinium-acetilén), ezek származékai és keverékei;

ahol a polianionos anyagot az alábbi csoportból választjuk ki: polimetakrilsav, poliakrilsav, poli-(tiofén-3-ecetsav), poli-(4-sztirolszulfonsav), ezek származékai és keverékei; és

ahol az említett mag hidrofób és az említett felületi bevonat hidrofil.

15. A 3. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol a poliionos anyag átlagos molekulatömege 25,000 és 150,000 között van.
16. A 15. Igénypont szerinti szemészeti lencse, ahol a poliionos anyag átlagos molekulatömege 75,000 és 100,000 között van.
17. Eljárás egy orvosbiológiai eszköz előállítására, mely egy magot alkotó anyagból és egy, poliionos anyagok legalább egy kettős rétegéből álló felületi bevonatból áll, melynek során
 - (a) a magot alkotó anyagot érintkezésbe hozzuk az első poliionos anyaggal, ezáltal az említett poliionos anyagot hozzákapcsoljuk az említett, magot alkotó anyaghoz, így egy bevont eszközt kapunk; és
 - (b) az említett bevont eszközt érintkezésbe hozzuk egy második poliionos anyaggal, melynek töltései ellentétesek az első poliionos anyagéival, így egy polielektrolit kettős réteggel rendelkező eszközt kapunk.



18. A 17. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett orvosbiológiai eszköz egy szemészeti lencse.
19. A 18. Igénypont szerinti eljárás, melynek során
- (a) a lencsemagra egy első poliionos anyag bevonatát visszük fel az említett lencsének egy első poliionos anyag első oldatába történő bemeztésével;
 - (b) az említett lencsét egy öblítő oldattal érintkezésbe hozva leöblítjük;
 - (c) az említett lencsére egy második poliionos anyag bevonatát visszük fel az említett lencsének egy második poliionos anyag második oldatába történő bemeztésével, ahol az említett második poliionos anyag töltései ellentétesek az első poliionos anyag töltéseivel; és
 - (d) az említett lencsét egy öblítő oldattal érintkezésbe hozva leöblítjük.
20. A 19. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett érintkezések közül legalább az egyik az említett lencsének egy oldatba történő bemeztésével történik.
21. A 19. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett érintkezések közül legalább az egyik egy oldatnak az említett lencsére történő permetezésével történik.
22. A 19. Igénypont szerinti eljárás, ahol a poliionos oldatok pH-ja 2 és 5 között van.
23. A 19. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett öblítő oldatok mindegyikének pH-ja legfeljebb egy egységgel tér el az azt megelőzően alkalmazott poliionos oldatától.

- 24.** A 18. Igénypont szerinti eljárás, melynek során
- (a)** a lencsemagra egy első poliionos anyag bevonatát visszük fel az említett lencsének egy első poliionos anyag első oldatába történő bemerítésével;
 - (b)** az említett lencsét egy öblítő oldattal érintkezésbe hozva leöblítjük;
 - (c)** az említett lencsét megszáritjuk;
 - (d)** az említett lencsére egy második poliionos anyag bevonatát visszük fel az említett lencsének egy második poliionos anyag második oldatába történő bemerítésével, ahol az említett második poliionos anyag töltései ellentétesek az első poliionos anyag töltéseivel; és
 - (e)** az említett lencsét egy öblítő oldattal érintkezésbe hozva leöblítjük; és
 - (f)** az említett lencsét megszáritjuk.
- 25.** A 24. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett érintkezések közül legalább az egyik az említett lencsének egy oldatba történő bemerítésével történik.
- 26.** A 24. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett érintkezések közül legalább az egyik egy oldatnak az említett lencsére történő permetezésével történik.
- 27.** A 17. Igénypont szerinti eljárás, ahol nem végzünk előkezelést az anyag töltéssűrűségének a növelése céljából.
- 28.** A 17. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett eljárás során az (a) és (f) közötti lépéseket 5-20 alkalommal ismételjük.

29. A 19. Igénypont szerinti eljárás, ahol az említett eljárás során az (a) és (b) lépéseket 5-20 alkalommal ismételjük.
30. Egy árucikk alátámasztására szolgáló tartóeszköz, mely áll:
- (a) egy magot alkotó anyagból, mely anyag felszínén vagy annak közelében átmeneti vagy állandó töltések sokasága oszlik el; és
 - (b) egy, a magot alkotó anyaghoz kapcsolódó felületi bevonatból, mely egy poliionos anyagból áll.
31. Egy árucikk előállítására szolgáló öntőforma, mely áll:
- (a) egy magot alkotó anyagból, mely anyag felszínén vagy annak közelében átmeneti vagy állandó töltések sokasága oszlik el; és
 - (b) egy, a magot alkotó anyaghoz kapcsolódó felületi bevonatból, mely egy poliionos anyagból áll.
32. Eljárás egy árucikk kiformálására és bevonására a bevonó anyagnak az adott árucikk előállításához használt öntősablonról történő átviteles ojtása útján, melynek során:
- (a) egy poliionos anyagból álló bevonatot viszünk fel az öntősablonra, az említett öntőforma legalább egy részének egy poliionos oldattal történő érintkezése révén
 - (b) folyékony öntendő anyagot oszlatunk el az öntőformában, ezáltal az említett folyékony öntendő anyagot érintkezésbe hozzuk az említett bevonattal; és
 - (c) hagyjuk, hogy az öntőformás bevonat elegendő ideig érintkezzen az említett folyékony öntendő anyaggal, hogy az említett bevonat legalább egy része az említett öntőformáról átkerüljön az említett öntendő anyagra, és
 - (d) a folyékony öntendő anyag megkeményedését idézzük elő, hogy egy szilárd öntött árucikket kapjunk, mely egy poliionos bevonattal rendelkezik.

- 33.** Eljárás egy árucikk felületének megváltoztatására, melynek során:
- (a)** egy poliionos anyag első bevonatát felvisszük egy árucikkre, ahol az említett poliionos anyag funkciós csoportokat tartalmaz; és
 - (b)** a bevont árucikket érintkezésbe hozzuk egy második anyaggal, mely olyan csoportokat tartalmaz, amelyek reakcióba lépnek az említett poliionos anyag funkciós csoportjaival, ezáltal az említett második anyagot hozzákapcsolják a poliionos bevonathoz.
- 34.** Egy orvosbiológiai eszköz, mely áll egy magot alkotó anyagból és felületi bevonatokból, ahol az említett termék felületének legalább egy része tartalmaz:
- (a)** egy poliionos anyagból álló első bevonatot, amely a magot alkotó anyaghoz szétszórt töltéseloszlás révén kapcsolódik; és
 - (b)** egy második anyagot, mely kémiaiilag kötődik a poliionos anyaghoz.
- 35.** Egy szemészeti termék, melynek csomagolása tartalmaz:
- (a)** egy kontaktlencsét; és
 - (b)** egy steril, szemészetileg kompatibilis oldatot, mely áll
 - I. egy poliionos anyagból;
 - II. egy tonitást beállító anyagból; és
 - III. vízből.
- 36.** Eljárás egy árucikk előállítására, mely árucikk egy magot alkotó anyagból és egy felületi bevonatból áll, melynek során:
- (a)** egy árucikket érintkezésbe hozunk egy kationos poliionos anyaggal, ezáltal az említett kationos poliionos anyagot hozzákapcsoljuk az említett árucikkhez;

- (b) az említett árucikket érintkezésbe hozzuk egy anionos poliionos anyaggal, ezáltal az említett anionos poliionos anyagot hozzákapcsoljuk az említett kationos poliionos anyaghoz;
- (c) az említett árucikket érintkezésbe hozzuk egy poliallilamin-glükolaktonáttal, ezáltal az említett poliallilamin-glükolaktonátot hozzákapcsoljuk az említett anionos poliionos anyaghoz.

37. A 36. Igénypont szerinti eljárás, ahol a (b) és (c) lépéseket többször ismételjük.

38. A 36. Igénypont szerinti eljárás, ahol a (b) és (c) lépéseket körülbelül 2-7 alkalommal ismételjük.

A meghatalmazott:

43 oldal beírás
3 oldal rajz

46 oldal



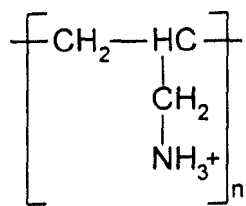
íj. Szentpéteri Ádám t.
szabadalmazás
az S.B.G. & K. nemzetközi
szabadalmi iroda tagja
H-1062 Budapest, Rákóczi út 113.
Telefon: 34-24-950; Fax: 34-24-323

P0100553

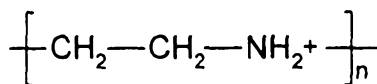
KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

70.485/SZE

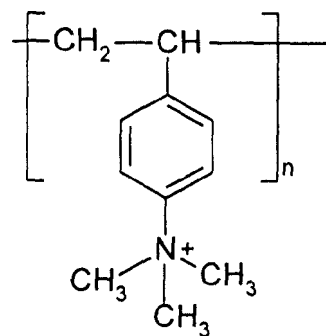
72



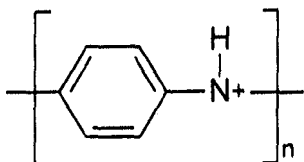
(a)



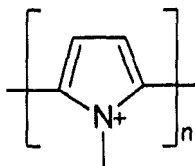
(b)



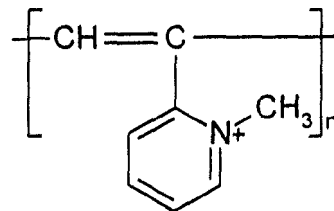
(c)



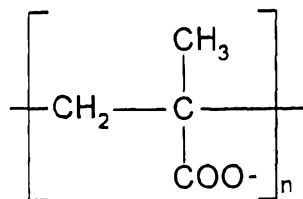
(d)



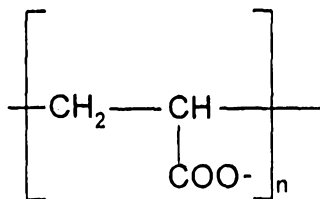
(e)



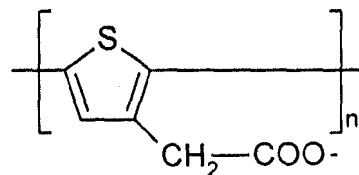
(f)



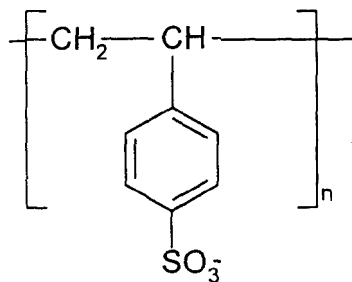
(g)



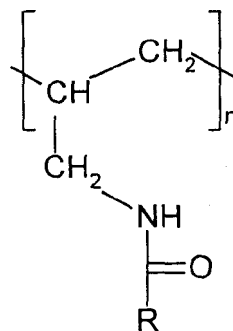
(h)



(i)

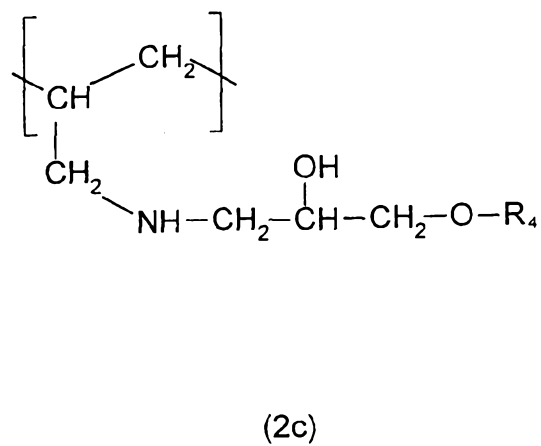
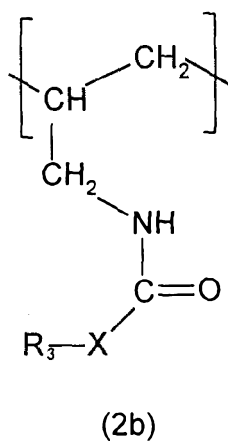
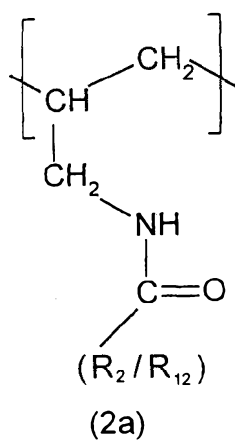
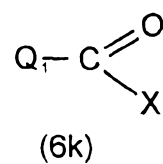
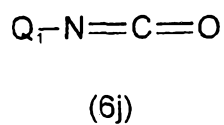
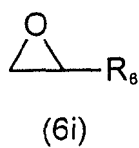
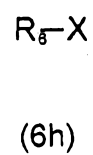
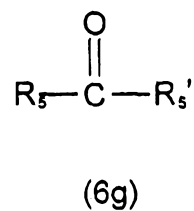
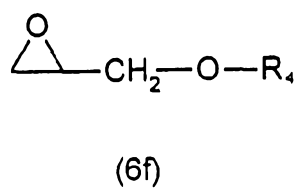
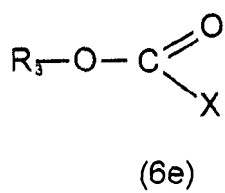
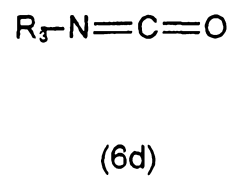
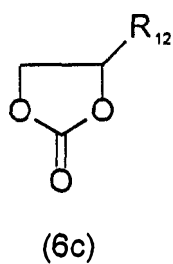
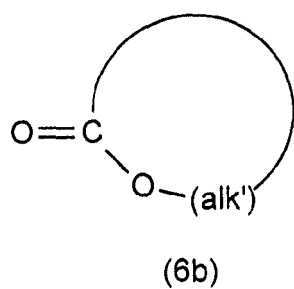
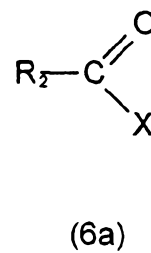
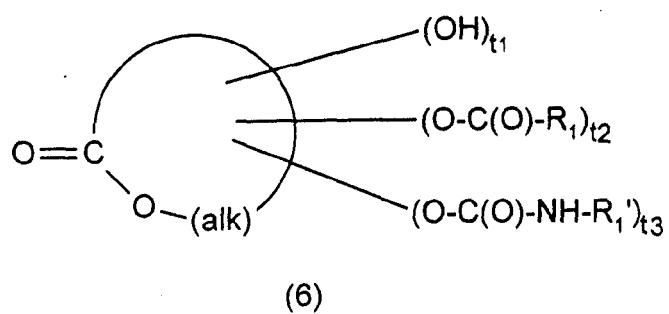


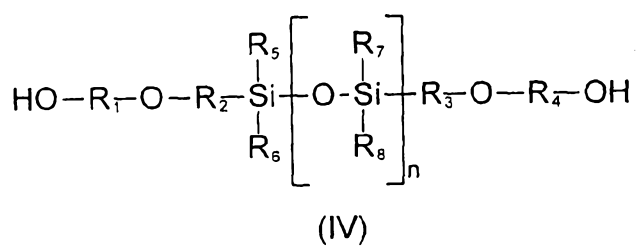
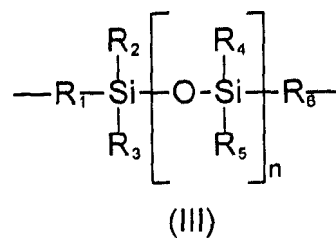
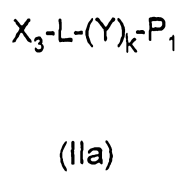
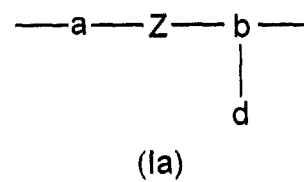
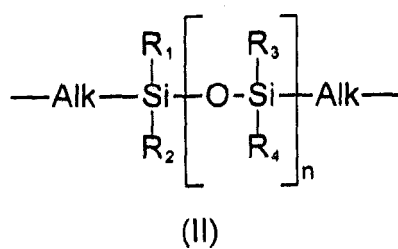
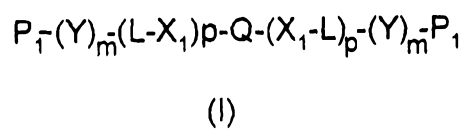
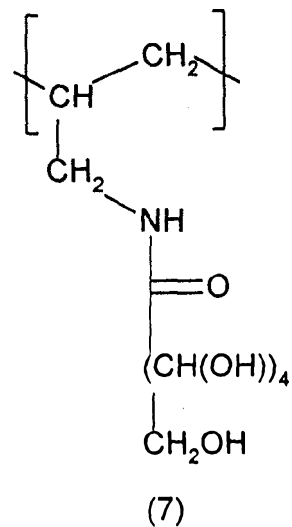
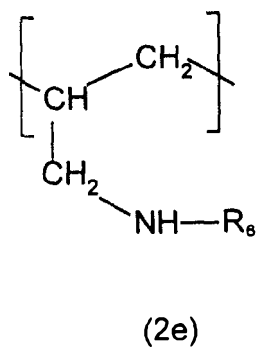
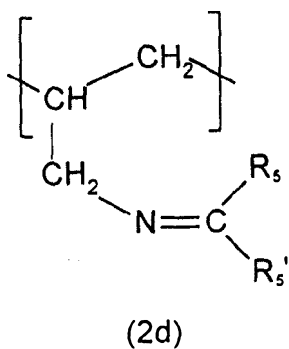
(j)



(1)

TA





PH