

RETINA IMPLANTÁTUM SZEMBEN VILLAMOS ÚTON KÉP KIVÁLTÁSÁRA, ELJÁRÁS
SZEMRETINÁBA ÜLTETETT IMPLANTÁTUM FESZÜLTÉG- ÉS ÁRAMERŐSÍTÉSÉNEK
SZABÁLYOZÁSÁRA, RETINA IMPLANTÁTUM BEJUTTATÓ ESZKÖZ ÉS KÉSZÜLÉK,
TOVÁBBÁ SZABÁLYOZHATÓ FESZÜLTÉG- ÉS ÁRAMERŐSÍTÉSŰ
MIKROFOTODETEKTOROS RETINA IMPLANTÁTUM SZEMBEN VILLAMOS ÚTON KÉP
KIVÁLTÁSÁRA

KIVONAT

A találmány szerinti, szemben villamos úton kép kiváltására szolgáló retina implantátum (10) képérzékelő pixelek oszlopainak (60) rétegével, valamint feszültség- és áramerősítés-beállító réteggel (100) ellátott egymáson elrendezett mikrofotodetektor összeállítást tartalmaz. Az implantátum (10) valamennyi képérzékelő pixeljének egyik mikrofotodetektorán első fény szűrő (74), míg az implantátum (10) ugyanazon képérzékelő pixeljének másik mikrofotodetektorán második fény szűrő (75) van elrendezve. A pixelek mindegyik mikrofotodetektora különböző hullámhosszú fényre reagál, miáltal sötétség- és fényérzetet kelt. Az eszköz az implantátum (10) feszültség- és áramerősítése beállításának lehetővé tétele érdekében a megvilágításnak kitett feszültség- és áramerősítés-beállító réteg (100) egyik tartományában harmadik szűrővel (106) van ellátva (4. ábra).

P 0302846

21093

**KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY**

AZ

**RETINA IMPLANTÁTUM SZEMBEN VILLAMOS ÚTON KÉP KIVÁLTÁSÁRA, ELJÁRÁS
SZEMRETINÁBA ÜLTETETT IMPLANTÁTUM FESZÜLTSG- ÉS ÁRAMERŐSÍTÉSÉNEK
SZABÁLYOZÁSÁRA, RETINA IMPLANTÁTUM BEJUTTATÓ ESZKÖZ ÉS KÉSZÜLÉK,
TOVÁBBÁ SZABÁLYOZHATÓ FESZÜLTSG- ÉS ÁRAMERŐSÍTÉSŰ
MIKROFOTODETEKTOROS RETINA IMPLANTÁTUM SZEMBEN VILLAMOS ÚTON KÉP
KIVÁLTÁSÁRA**

A jelen találmány olyan szembe ültetett gyógyászati termékekhez kapcsolódik, amelyek bizonyos, retinával kapcsolatos betegségek okozta látásvesztéssel terhelt személyek látóképességét képesek visszaállítani. A találmány tárgya speciálisan szemben villamos úton kép kiváltására szolgáló retina implantátum, szemretinába ültetett implantátum feszültség- és áramerősítésének szabályozására szolgáló eljárás, retina implantátum bejuttatására szolgáló eszköz és készülék, továbbá szabályozható feszültség- és áramerősítésű mikrofotodetektoros retina implantátum szemben villamos úton kép kiváltására.

A retinával kapcsolatos megbetegedések széles köre okoz látásvesztést azáltal, hogy elpusztítja a szem külső retinális véredényrendszerét, valamint bizonyos külső és belső retinális rétegeit. A belső retina neuroretinaként is ismeretes. A külső retinális véredényrendszer az érhártyát és a hajszerűhálózatot foglalja magában, míg a külső retina rétegeket a Bruch-féle membrán és a retinális pigmenthám alkotja. A belső retinaréteg módosult külső része a fotoreceptor réteg. A további belső retinarétegeknek azonban különféle korlátozott részei lehetnek. Ezen korlátozott belső retinarétegek tartalmazzák a külső magok, a külső plexiform, a belső magok, a belső plexiform, az amakrin sejtek, a ganglion sejtek, továbbá az idegrostok rétegeit. Ezen belső retinarétegek korlátozott részei leképezés útján nyert képek érzékelése

céljából az említett struktúrák közül egynek vagy többnek a villamos stimulálását tesszük lehetővé.

Korábban ismertek már a retina különböző tartományainak villamos stimulálásával látás kialakítására irányuló próbálkozások. Az ilyen próbálkozások egyikénél egyik felületén retinastimuláló elektródokkal, másik felületén pedig fotoszenzorokkal ellátott korongszerű eszközt alkalmaztak. A fotoszenzor áramát a stimuláló elektródok meghajtása céljából (külső forrásról táplált) elektronikával a korong belsejében erősítésnek vetették alá. Az eszközt úgy tervezték, hogy az a retina idegrost rétegét a vele való érintkezésen keresztül az üvegtest üregéből villamos úton stimulálja. A szóban forgó eszköz sikere valószínűtlen, mivel annak a retina különböző tartományaiból egymásra lapoló rostokkal rendelkező, általában sugárirányban futó idegrost réteg komplex frekvenciamodulált neurális jeleit kell lemásolnia. Ennek megfelelően az eszköznek nem csupán egy komplex és még dekódolásra váró neurális jelet kell lemásolnia, de a stimulálás céljából a beeső fény által generált képhez képest nem-retinahelyileg szabályszerű helyzetben lévő idegrostok közül a megfelelő kiválasztására is képesnek kell lennie.

Egy másik látásvesztés korrigálására szolgáló implantátum egy olyan eszközt jelent, amelynek valamilyen fényérzékeny anyaggal, például szelénnel bevont hordozólapja van. Ezen eszköz egy, a hátsó pólusnál ejtett külső ínhártyabemetszésen keresztül történő behelyezésre, valamint az ínhártya és az érhártya vagy az érhártya és a retina közötti elhelyezésre alkalmasan van kialakítva. A fényérzékeny felületen fény hatására villamos feszültség jelenik meg, amely olyan ionokat kelt, amelyek a későbbiekben elméletileg a retinába vándorolnak és így annak stimulálását váltják ki. Mivel azonban ezen eszköz a töltések irányított áramlásának korlátozására különálló felületi szerkezettel nem rendelkezik, a töltések laterális vándorlása és diffúziója léphet fel, aminek eredményeként elfogadható képfelbontási kapacitás elérése lehetetlenné válik. A szóban forgó eszköznek az ínhártya és az érhártya közé történő behelyezése ugyanakkor megakadályozná a fotoreceptorhoz és a belső retinarétegekhez irányuló diszkrét ionvándorlást is. Ez az érhártya, az érhártya hajszálerek, a Bruch-féle membrán, valamint a retinális pigmenthám réteg jelenlétének a következménye, mivel ezek mindegyike akadályozná a szóban forgó ionok áthaladását. A szóban forgó eszköznek az érhártya és a retina közé történő behelyezése a Bruch-féle membrán

és a retinális pigmenthám réteg diszkrét ionvándorlás útjába történő helyezését eredményezné. Mivel az eszközt a hátulsó pólus véredényekkel erősen átszőtt érhártyájába vagy azon keresztül ültetnék be, a hátulsó pólushoz irányuló véráram megszűnése mellett valószínűleg érhártya alatti, intraretinális és intraorbitális vérzés lépne fel.

Az US-5,024,223 sz. amerikai szabadalom egy további retinastimuláló eszköz, nevezetesen egy mesterséges fényelektromos elvű retinaeszközt tárgyal, amit magában a retinában rendelkezésre álló potenciális térbe ültetnek be. Ezen tér, amely a szakirodalomban szubretinális térként ismeretes, a retina külső és belső rétegei között helyezkedik el. A szóban forgó mesterséges retinaeszköz egykristály szilícium hordozón elhelyezett ún. felületi elektródos mikrofotodiódák (SEMCP) sokaságát tartalmazza. Az SEMCP-k a fényt az alattuk elterülő és a környező belső retinális sejteket stimuláló piciny villamos áramokká alakítják át. Az SEMCP-k szilárd hordozó jellegéből fakadóan az érhártyából a belső retinához irányuló tápanyagok elzárása jelentkezhet. Az oxigén és a biológiai anyagok áteresztése még különféle geometriákat követő perforáltság mellett sem optimális.

Az US-5,397,350 sz. amerikai szabadalom egy lehetséges másik mesterséges fényelektromos elvű retinaeszközt ismertet, amely a szem szubretinális terébe történő behelyezés céljából folyékony hordozóközegben elhelyezett ún. független felületi elektródos mikrofotodiódák (ISEMCP) sokaságát tartalmazza. A szomszédos ISEMCP-k közötti nyílt terek lehetővé teszik, hogy a tápanyagok és az oxigén a külső retinától belső retinába áramolhassanak. Az ISEMCP-k kétfázisú áramstimulálás lehetővé tétele céljából ellentétes irányú villamos feszültség létrehozására alkalmas kapacitív réteget tartalmaznak. Az ilyen áram különösen előnyös a retina hosszú ideig fennálló egyfázisú stimulálás hatására bekövetkező elektrolizációs károsodásának a megelőzésére. Azonban hasonlóan az SEMCP eszközhöz, meghajtása tekintetében az ISEMCP eszköz is a látótérből érkező fénytől függ, így a szóban forgó eszköz működőképessége alacsony megvilágítottságú környezetben korlátozott. Az ISEMCP eszköz szintén nem biztosít módot arra, hogy a túlélő retinaszövet villamos stimulációs érzékenységében jelentkező lokális eltéréseket kezelje. Ennek megfelelően olyan retina implantátumokra van szükség, amelyek alacsony megvilágítottságú

környezetben hatékonyan működnek, továbbá amelyek képesek a szem retinájának érzékenységében jelentkező ingadozások kiegyenlítésére.

A fenti igények kielégítésére célunk az ismert megoldások esetében fennállóhoz képest alacsony megvilágítottságú környezetben nagyobb amplitúdójú pozitív vagy negatív polaritású stimuláló feszültségek és áram létrehozására alkalmas, szemben kép villamos úton történő előállítására szolgáló retina implantátum, vagyis ún. változó erősítésű többfázisú mikrofotodiódás retina implantátum (VGMMRI) kidolgozása. Az "erősítés" megjelölés alatt megnövelt feszültséget és áramot értünk. Emellett további célunk még a szóban forgó retina implantátum szembe történő bejuttatására egy megfelelő eszköz/készülék kifejlesztése is.

A találmány szerinti megoldás egyik előnyös példakénti kiviteli alakjánál a retina implantátum (melyre itt és a továbbiakban VGMMRI-ként utalunk) szilícium csip hordozó felületén oszlopokba rendezett több mikrofotodetektor párt tartalmaz. Minden egyes oszlop minden egyes mikrofotodetektor párja első mikrofotodetektorral és a beeső fényhez képest ellentétes irányítású második mikrofotodetektorral rendelkezik, oly módon, hogy az első PiN típusú mikrofotodetektor (továbbiakban PiN mikrofotodetektor) P-tartománya és a második NiP típusú mikrofotodetektor (továbbiakban NiP mikrofotodetektor) N-tartománya egy oszlop felülete első szélén egy vonalban sorakozik, így azok a beeső fény irányába néznek. Ehhez hasonlóan az első PiN mikrofotodetektor N-tartománya és a második NiP mikrofotodetektor P-tartománya az első széllel átellenes második szélén sorakoznak egy vonalban a hordozó felé irányítva. Az egyes oszlopok mikrofotodetektor párai továbbá úgy vannak elrendezve, hogy valamennyi mikrofotodetektor pár mindkét szélének P-tartományai és N-tartományai az oszlop hossz tengelye mentén sorakoznak. Az egyes mikrofotodetektor párok első szélén lévő P- és N-tartományait közös retinastimuláló elektród köti össze. A második szélén a mikrofotodetektor párok valamennyi oszlopa az egyes oszlopokban lévő valamennyi mikrofotodetektor második szélén elhelyezkedő N-tartományával villamos kapcsolatban álló első érintkezősávval, továbbá az oszlopban lévő valamennyi mikrofotodetektor második szélén lévő P-tartományával villamosan csatlakoztatott második érintkezősávval rendelkezik. Az eszközön lévő összes mikrofotodetektor pár oszlopa esetén ezen elrendezés ismétlődik. Ily módon a mikrofotodetektor párok valamennyi oszlopa a második szélén olyan két, egymás-

tól független közös érintkezősávval rendelkezik, amelyek az oszlop hosszában és két alatta elterülő sáv alakú fotodióda végein túlnyúlóan terjednek, ahol az egyik érintkezősáv az oszlopban felette elhelyezkedő PiN mikrofotodetektor pár második szélén lévő N-tartományait, míg a másik érintkezősáv az oszlopban lévő valamennyi felül elterülő NiP mikrofotodetektor pár második szélén lévő P-tartományait köti össze.

Az oszlop alatt, az oszlop második szélén lévő N-tartományokat összekötő közös érintkezősávja az alatta elterülő első sáv alakú PiN fotodetektor P-tartományával áll villamos kapcsolatban, ahol az alul elterülő első sáv alakú PiN fotodetektor az oszlop teljes hosszában és annak végein túlrően terjed. Ezen alul elterülő első sáv alakú PiN fotodetektor feladata, hogy a második szélén lévő N-tartományok közös érintkezősávján keresztül az alatta lévő oszlop PiN mikrofotodetektorainak megnövelt feszültséget és/vagy áramot biztosítson. Ehhez hasonlóan, a második szélén lévő P-tartománybeli közös érintkezősáv az alatta elterülő második sáv alakú, az oszlop hosszában és annak végein túlrően terjedő NiP fotodetektorral áll villamos kapcsolatban. Ezen második sáv alakú NiP fotodetektor feladata, hogy a második szélén lévő P-tartománybeli közös érintkezősávon keresztül az alatta elterülő oszlopban lévő mikrofotodetektorokon megnövelt feszültséget és/vagy áramot biztosítson.

A találmány szerinti retina implantátum egyik előnyös példakénti kiviteli alakjánál a PiN mikrofotodetektorok első szélén lévő P-tartományán, az NiP mikrofotodetektorok első szélén lévő N-tartományában, továbbá az alatta elterülő első sáv alakú PiN fotodetektor fénnel megvilágított széleinek P- és N-tartományaiban, valamint az alatta elterülő második sáv alakú NiP fotodetektor fény hatásának kitett végein három, a látható fénytől az infravörös fényig terjedő tartomány eltérő hullámhosszú részeit áteresztő, eltérő típusú fényszűrő van elrendezve.

Kitűzött céljainkat másrészt a stimuláló feszültség erősségének és polaritásának és/vagy a szembe ültetett retina implantátum áramának a beállítására szolgáló eljárás kidolgozásával valósítottuk meg. Ezen eljárás keretében olyan fényüzemű retina implantátumot, a VGMMRI-t készítünk, amelynek villamos kimenete a retina implantátumra irányított látható és infravörös megvilágító fény három eltérő hullámhosszú része intenzitásának változtatásával a feszültségpolaritás, a feszültség, to-

vábbá az áramerősség tekintetében szabályozható. A három különböző hullámhosszt a belépő fényből és egy, az eltérő hullámhosszokat a szembe vetítő, fejre szerelhető készülékből biztosítjuk. A fejre szerelhető készüléket az US-5,895,415 sz. amerikai szabadalomban részletesen ismertetett ún. adaptív képalkotó retinastimuláló összeállítás (AIRES) egy módosított változata képezi, amely a látható és az infravörös fény három eltérő hullámhosszán képek és háttérmegvilágítás létrehozására alkalmas módon van átalakítva.

Kitűzött céljainkat másrészt olyan retina implantátum kifejlesztésével valósítottuk meg, amelyet különálló egyedi mozaikszerű VGMMRI pixelek formájában állítunk elő, ahol valamennyi pixel rendelkezik legalább egy mikrofotodetektor párral és ez alatt elterülő sáv alakú fotodetektor párral, továbbá ahol az egyedi VGMMRI pixelek rácsszerű hálót alkotó módon vannak elrendezve. A pixelek közötti rácsbeli szabad terek lehetővé teszik a külső és a belső retinarétegek között a tápanyagok és az oxigén átjutását.

Kitűzött céljainkat végezetül olyan, retina implantátum szembe történő bejuttatására szolgáló eszköz létrehozásával értük el, amelynek első nyitott véggel, második nyitott véggel, valamint egy, az első és a második nyitott vég között terjedő elemmel rendelkező hosszúkás üreges csőtagja; az első végén ellapított kúpos nyílása; továbbá a második végén az első és a második nyitott végek között terjedő elem szélességénél kisebb átmérőjű kör alakú nyílása van. Emellett a találmány szerinti retina implantátum bejuttató készülék egyik előnyös kiviteli alakja tartalmaz találmány szerinti retina implantátum bejuttató eszközt retina implantátum szembe ültetésére, valamint első végével a retina implantátum bejuttató eszköz második végébe bevezetett kanült; továbbá fecskendőt, ahol a retina implantátum bejuttató eszköz kör alakú nyílással rendelkező vége a kanül csúcsára van rányomva, és a kanül a fecskendőhöz van csatlakoztatva, ahol a fecskendő bejuttató folyadékkal van töltve.

A találmány szerinti megoldásokat, azok lehetséges példakénti kiviteli alakjait a továbbiakban a csatolt rajzra hivatkozással ismertetjük részletesen, ahol az

– 1. ábra egy, a szubretinális térbe beültetett VGMMRI retina implantátummal rendelkező szem vázlatos keresztmetszete; a

- 2. ábra a retina egy darabjának felnagyított perspektivikus bontott részabrázolója, amely a VGMMRI egyik lehetséges kiviteli alakjának perspektivikus metszetét mutatja a VGMMRI előnyös szubretinális térbeli helyzetében; a
- 3. ábra a találmány szerinti VGMMRI retina implantátum egyik előnyös kiviteli alakjának a beeső fény irányából tekintett nézete; a
- 4. ábra a 3. ábrán szemléltetett VGMMRI A-A és B-B metszetekben nyert perspektivikus lépcsőzött nézetének egy darabja; a
- 4A ábra a VGMMRI egy lehetséges másik előnyös kiviteli alakjának síkbeli nézete, ahol az egyes mikrofotodetektor párok erősítésbeállító rétegükkel együtt egy rács-szerű hálóba vannak beágyazva a velük szomszédos valamennyi mikrofotodetektor pártól, valamint azok erősítésbeállító rétegétől térben elválasztott helyzetben; az
- 5A-5C ábrák a VGMMRI egyik előnyös kiviteli alakjának gyártási lépéseit szemléltetik; a
- 6. ábra egy, a 3., 4. és 4A ábrákon szemléltetett VGMMRI retina implantátummal történő használatra alkalmas, módosított adaptív képalkotó retinastimuláló összeállítás (AIRES) általános sematikus vázlata; a
- 7A-7D ábrák egy, a 6. ábrán szemléltetett AIRES rendszerrel való együttes használatra alkalmas, módosított PTOS eszközt szemléltetnek; a
- 8. ábra a 6. ábrán bemutatott AIRES rendszer egy lehetséges másik kiviteli alakjának összetevőit mutatja; a
- 9. ábra egy, például a 3., 4., 4A és 5A-5C ábrákon bemutatott VGMMRI retina implantátum szembe juttatására szolgáló retina implantátum bejuttató eszköz (RII) perspektivikus nézete; a
- 10. ábra egy, a 9. ábrán szemléltetett, belsejében retina implantátumot tartalmazó RII-ből, ehhez csatlakoztatott kanülből, valamint kezelőszemély által vezérelt, folyadékkal töltött fecskendőből álló fecskendős retina implantátum bejuttató készülék (SRI) perspektivikus nézete; míg a
- 11. ábra a 10. ábrán szemléltetett SRI egy lehetséges másik példakénti kiviteli alakjának perspektivikus nézete.

Amint azt az alábbiakban részletesen ismertetjük, a jelen találmány olyan retina implantátumhoz kapcsolódik, amely képes a stimuláló feszültség polaritásának megváltoztatására, továbbá a retinán a napjainkban ismeretes retina implantátu-

mokhoz viszonyítva nagyobb stimuláló feszültségeket és áramokat tud létrehozni. Ezen nagyobb és vezérelhető stimuláló feszültség, valamint áram az erősen károsodott retinaszövet stimulálásához szükséges magasabb feszültség és/vagy áram ingerküszöbököt tesz lehetővé. Annak ellenére, hogy a találmány szerinti retina implantátum alábbiakban részletesen ismertetésre kerülő előnyös példakénti kiviteli alakját önmagában, a szemén kívül elhelyezett bármiféle speciális stimuláló eszköz szükséglete nélkül használhatjuk, a retina implantátum egy másik lehetséges kiviteli alakjánál a találmány szerinti implantátum stimuláló feszültségeit és áramait vetített képek eltérő hullámhosszainak és ezen eltérő hullámhosszokat a szembe vetítő fejre szerelhető készülék által biztosított háttérmegvilágítás szabályozott mennyiségeinek hozzáadásán keresztül bármely retina speciális igényeihez hozzáigazíthatjuk. A szóban forgó fejre szerelhető készülék alkalmazása azt is lehetővé teszi, hogy a retina implantátum alacsony megvilágítottság jellemezte körülmények mellett is működjön.

Amint azt az 1. ábra mutatja, 12 szem belsejében, 16 szubretinális térben változtatható erősítésű többfázisú mikrofotodiódás retina implantátum (VGMMRI) 10 helyezkedik el oly módon irányítva, hogy a 12 szem 13 szaruhártyáján és 14 lencsésén keresztül érkező 11 beeső fényt felfogja. Itt és a továbbiakban a "fény" megjelölés alatt látható és/vagy infravörös fényt értünk.

A 2. ábra 10 VGMMRI-t mutatja a 16 szubretinális térben erősen felnagyított perspektivikus metszeti nézetben az implantátum előnyös helyzete mellett. A szem belsejéből kifelé haladva a retina egymásra következő rétegei a következők: belső határoló 18 membrán, idegrost 20 réteg, ganglion és amakrin 22 sejtréteg, belső 24 plexiform, belső 26 magréteg, külső 28 plexiform, külső 30 magréteg, továbbá rudas és pálcikás belső és külső 32 szegmensek alkotta fotoreceptor réteg; ezek együttesen 34 belső retinát alkotnak. Itt kívánjuk megjegyezni, hogy a külső 28 plexiform rétege, a külső 30 magréteg, továbbá a rudas és pálcikás belső és külső 32 szegmensek alkotta fotoreceptor réteg alkotja együttesen a 34 belső retina külső részét, amire a szakirodalomban néha a „külső retina” megjelölést használják; a területen járatos szakember számára mindazonáltal ennek jelentése a fenti összefüggésben nyilvánvaló. A 10 VGMMRI a 34 belső retina, valamint a 2. ábrán feltüntetett retinális 36 pigmenthám és 38 Bruch-féle membrán alkotta 40 külső retina között van elhelyezve. A 40 külső retinán kívül található a 2. ábrán szintén feltüntetett 42 hajsálér-

hálózat és 44 érhártya, amelyek együttesen a 12 szem 80 véredényrendszerét alkotják. A 80 véredényrendszeren kívül 48 ínhártya található.

A 3. és a 4. ábra a találmány szerinti retina implantátum egyik előnyös példakénti kiviteli alakját szemlélteti. A 3. ábra a 10 VGMMRI-nek egy, a beeső fény irányába néző síkbeli nézete. A szóban forgó ábra előnyösen amorf szilíciumból készített és szilícium csip hordozóból kialakított alul elterülő erősítésbeállító réteg felületén elrendezett 62 mikrofotodetektor párok (vagy VGMMRI pixelek) 61 oszlopainak felső 60 rétegét mutatja. Itt és a következőkben a "mikrofotodetektor" megjelölés alatt tetszőleges, fényenergia fogadására és annak villamos jellé alakítására és/vagy ellenállás változtatására képes eszközt értünk. Ilyen eszközök közé tartoznak például a mikrofotodiódák, a napelemek, valamint a fotoellenállások. A 62 mikrofotodetektor párok valamennyi 60 oszlopa alatt egy, a 62 mikrofotodetektor párok amorf PiN mikrofotodetektorainak első 63 oszlopán megnövelt feszültség- és/vagy áramerősítést létrehozó első sáv alakú PiN 66 fotodióda, valamint egy, az amorf 62 mikrofotodetektor párok második 64 oszlopán megnövelt feszültség- és/vagy áramerősítést létrehozó második sáv alakú NiP 68 fotodióda terül el. Az összes 62 mikrofotodetektor pár minden egyes amorf PiN 63A mikrofotodetektora és NiP 64A mikrofotodetektora közös retinastimuláló 65 elektróddal van ellátva.

A PiN mikrofotodetektorok alkotta 63 oszlop N-tartománybeli közös 66A érintkezősávja valamennyi 62 mikrofotodetektor pár alkotta 60 oszlop alatt villamos érintkezésben van az alatta elterülő első sáv alakú PiN 66 fotodetektor P-tartományával. Továbbmenve, a közös 66A érintkezősáv a 60 oszlop teljes hosszában, majd ezt követően az első sáv alakú PiN 66 fotodetektor P-tartományának végein túlérően terjed. Ezen alul elterülő első sáv alakú PiN 66 fotodetektor feladata, hogy a felette lévő PiN 63A mikrofotodetektorokon megnövelt feszültség- és áramerősítést hozzon létre.

Ehhez hasonlóan, amint az legjobban a 4. ábráról látható, az amorf szilícium mikrofotodetektor 60 oszlop alatt az amorf NiP mikrofotodetektor 64 oszlop (lásd a 3. ábrát) P-tartománybeli közös 68A érintkezősávja villamosan érintkezik az alatta elterülő második sáv alakú NiP 68 fotodetektor N-tartományával. A közös 68A érintkezősáv ugyancsak a 60 oszlop teljes hosszában, majd azt követően a második sáv alakú NiP 68 fotodióda N-tartományának végein túlérően terjed. Ezen alul elte-

rülő második sáv alakú NiP 68 fotodetektor feladata, hogy a felette lévő amorf NiP 64A mikrofotodetektorokon megnövelt feszültség- és/vagy áramerősítést hozzon létre.

Annak ellenére, hogy a 10 VGMMRI előnyösen egy korong alakjában kerül kialakításra, azt a stimulálni szándékozott károsodott retina alakját alapul véve egyéb alakokkal, a teljesség igénye nélkül például téglalapok, gyűrűk, gyűrűdarabok, szabálytalan alakzatok, valamint további alakzatok formájában szintén előállíthatjuk. A találmány szerinti retina implantátum egy lehetséges másik, a 4A ábrán szemléltetett példakénti kiviteli alakjánál minden egyes VGMMRI 62 pixel a neki megfelelő, alatta elterülő sáv alakú erősítő 66, 68 fotodiódák (lásd a 4. ábrát) kicsiny darabjával együtt egyetlen különálló pixel formájában, bármely 62 pixeltől fizikailag térben elválasztva, azonban további 62 pixellekkel együtt közösen rácsszerű 17 hálóba ágyazott formában is előállítható. A szóban forgó hálós szerkezet célja, hogy a 17 háló csatornáin keresztül a belső és a külső retina között a tápanyag áramlására lehetőség nyíljon.

A 4. ábra a 3. ábra A-A és B-B metszeteinek egy darabján keresztül előállított lépcsőzött metszeti nézet formájában a 10 VGMMRI egyik előnyös példakénti kiviteli alakját szemlélteti részletekbe menően. A 4. ábra leginkább a 11 beeső fény hordozta képek fogadására szolgáló mikrofotodetektor pixelek alkotta 60 oszlop felső rétegét, valamint egy feszültség- és/vagy áramerősítés-beállító 100 réteget mutat. A 10 VGMMRI mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopának rétege a feszültség- és/vagy áramerősítés-beállító fotodióda 100 réteg tetején van elrendezve, továbbá a 60 oszlopok rétege, valamint a 100 réteg villamosan sorosan vannak kapcsolva. A 60 oszlopok felső rétegének mikrofotodetektor pixeljei előnyösen amorf szilíciumon vannak kialakítva, míg az erősítésbeállító 100 réteg célszerűen kristályos szilíciumból előállított fotodetektor sávokból épül fel. Emellett az erősítésbeállító 100 réteg a mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopai rétegének területénél előnyösen nagyobb területtel rendelkezik úgy, hogy az erősítésbeállító 100 réteg egy darabja a mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopai rétegének kerületén túlnyúlik. Az egyik előnyös kiviteli alaknál a mikrofotodetektorok 60 oszlopának felső rétege az erősítésbeállító 100 réteget mintegy 80%-ban fedi és azon centrális helyzetben van elrendezve oly módon, hogy az erősítésbeállító 100 rétegnek a mikrofotodetektorok 60 oszlopai rétegének kerületén túlnyúló darabja beeső fénnel kerül megvilágításra. Egy lehetsé-

ges másik kiviteli alaknál az erősítésbeállító 100 réteg területe megegyezik a mikrofotodetektorok 60 oszlopai rétegének területével; ilyen esetben a kiválasztott hullámhossztartományba eső 11 beeső fény az alacsonyabban elterülő erősítésbeállító 100 réteg elérése céljából a mikrofotodetektorok 60 oszlopainak a rétegén halad keresztül. Ezt az amorf szilícium azon tulajdonságának kihasználásával érjük el, hogy az adott hullámhosszú látható fény áthaladását gátolja, miközben bizonyos hullámhosszú infravörös fényt átereszt.

A mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopainak rétege olyan egyedi 62 mikrofotodetektor párokból épül fel, amelyek előnyösen amorf PiN 63A mikrofotodetektorból és amorf NiP 64A mikrofotodetektorból vannak kialakítva. A szóban forgó 63A és 64A mikrofotodetektorok irányítása olyan, hogy minden egyes NiP 64A mikrofotodetektor 80 N-tartománya az egyes PiN 63A mikrofotodetektorok 76 P-tartományaival szomszédos, továbbá minden egyes NiP 64A mikrofotodetektor 76A P-tartománya az egyes PiN 63A mikrofotodetektorok 80A N-tartományával szomszédos. A 63A és 64A mikrofotodetektorok 76, 76A P-tartományai és 80, 80A N-tartományai között minden esetben sajátvezető 78 réteg helyezkedik el. A 63A és 64A mikrofotodetektorok 76, 76A P-tartományainak, sajátvezető 78 rétegének, továbbá 80, 80A N-tartományainak mindegyikét előnyösen amorf szilíciumból (továbbiakban a:Si) készítjük, bár azokat a területen járatos szakember előtt ismert egyéb fotodetektor anyagokból szintén előállíthatjuk. Egy lehetséges másik kiviteli alak esetén a 10 VGMMRI-t a találmány szerinti előnyös kiviteli alak szerkezetéhez hasonló szerkezet előállítására céljából két darab kristályos szilícium (továbbiakban k:Si) mikrofotodetektor lapka egymásra rétegzésével állítjuk elő. Ily módon egy többrétegű PC kártyával analóg, rétegelt lemezhez hasonló módon egyberétegzett szerkezetet kapunk. A k:Si mikrofotodetektorok laminált lapkái rétegek közötti csatlakoztatásokat, továbbá vékonyhordozós 3D szilícium feldolgozást igényelnek.

Az a:Si/k:Si, valamint a k:Si/k:Si eszközöknek egyaránt megvan a saját előnyük. Amorf szilíciumból rendkívül vékony eszközt lehet kialakítani. Emellett az amorf szilícium a látható tartományban erős fényelnyelő képességgel rendelkezik, ami hozzájárul az ilyen anyagból készített fotodetektor eszközök hatásfokához. A kristályos szilícium ugyanakkor az amorf szilíciumhoz képest sokkal kívánatosabb villamos szórási tulajdonságokkal rendelkezik, ami a mikrofotodetektor magasabb üzemi feszül-

ség melletti alkalmazásánál bizonyulhat előnyösnek. Ezen utóbbi tulajdonság mindazonáltal sokkal fontosabb a magasabb üzemi feszültségek esetén, mint az önelőfeszítésen alapuló működésnél. Továbbmenve, egy laminált k:Si szerkezet rendkívül egyenletes pixel szerkezeteket képes kialakítani.

Visszatérve a 4. ábrára, a következőkben a 10 VGMMRI egyik lehetséges példakénti kiviteli alakjának speciális szerkezetét ismertetjük attól a ponttól indulva, ahol a 11 beeső fény a 10 VGMMRI felületét először eléri. A 4. ábrán feltüntetett 77 réteg egy fényátnemeresztő anyagból, előnyösen alkalmas vastagságú platinából készített rácsszerű fénygát, amely a 62 pixelek közötti áthallást akadályozza meg. Valamennyi 62 pixel olyan fémezéssel létrehozott 65 elektróddal rendelkezik, amely az egymással szomszédos PiN 63A és NiP 64A mikrofotodetektorokat kapcsolja össze. A PiN 63A mikrofotodetektor 76 P-tartományát az NiP 64A mikrofotodetektor vele szomszédos 80 N-tartományával villamosan 81 belső elektród kapcsolja össze. A 3. ábrán feltüntetett 62 pixelek ugyanazon 60 oszlopában elhelyezkedő valamennyi PiN 63A mikrofotodetektor közös alsó 150 elektródsávon osztozik. Ehhez hasonlóan a 3. ábra 62 pixeljeinek ugyanazon 60 oszlopában lévő valamennyi NiP 64A mikrofotodetektor közös alsó 83 elektródsávon osztozik.

Amint azt a 4. ábra mutatja, a 10 VGMMRI felső 65 elektródja platinából lévő második felső 88 rétegre katódporlasztott iridiumból/iridium-oxidból lévő első felső 86 réteggel rendelkezik. A második felső 88 réteg titánból lévő második 92 belső réteg felett platinából kialakított első 170 belső rétegre van felhordva. A platinából lévő első 170 belső réteg rendkívül vékony, a fényt félig átereszt. Az első 170 belső réteg az ugyancsak rendkívül vékony, titánból készített féligáteresztő második 92 belső rétegen van leválasztva, amely második 92 belső réteg a titán oxidálódásának megelőzéséhez, valamint a megfelelő felületi vezetőképesség biztosításához szilícium kötőréteget képez. A platinából lévő második felső 88 réteg vastagabb; az iridiumból/iridium-oxidból lévő első felső 86 réteg leválasztásával nyert végső retinastimuláló 65 elektród számára szolgál felépítő fémként. A 62 mikrofotodetektor párok kialakított 81 belső elektródjai a retinastimuláló 65 elektród számára kialakított nyílással ellátott, szilícium-dioxidból lévő 82 szigetelősapkával vannak egymástól elválasztva.

A titánból lévő féligáteresztő második 92 belső réteg a PiN 63A és az NiP 64A mikrofotodetektorok szomszédos 76 P-tartományainak és 80 N-tartományainak előnyösen a teljes felületeit összeköti. Itt jegyezzük meg, hogy olyan fém érintkező felület alkalmazása az előnyös, amely megfelelő villamos áram kivétele céljából az összes 63A, 64A mikrofotodetektor lehető legtöbb aktív területével érintkezik. Ennek oka, hogy az amorf szilíciumban az elektronmozgékonyosság korlátozott, továbbá a fotonok által a kiürített tartományban keltett elektronok az amorf szilíciumban nem juthatnak messzire.

Valamennyi 62 mikrofotodetektor párban lévő PiN 63A mikrofotodetektor célszerűen tartalmaz látható fényt áteresztő 74 szűrőt, amely a látható fény spektrumának egy részét a PiN-irányított 63A mikrofotodetektor gerjesztése céljából áteresztőn, míg egyéb hullámhosszok áteresztését, beleértve az infravörös fényt is, gátlón van kialakítva. Lehetséges egyéb kiviteli alakoknál a látható vagy az infravörös fény egyéb hullámhosszait áteresztő fényáteresztő szűrőt szintén használhatunk. Valamennyi 62 mikrofotodetektor párban lévő NiP 64A mikrofotodetektor előnyösen infravörös fényt áteresztő (IR-A) 75 szűrőt tartalmaz, amely az NiP-irányított 64A mikrofotodetektor gerjesztése céljából az infravörös spektrum egy részét áteresztőn és ezzel egyidejűleg a látható fény áteresztését gátlón van kialakítva. Az IR-A 75 szűrő, továbbá a látható fényt áteresztő 74 szűrő kialakítására alkalmas anyagot interferencia típusú szűrőanyag képezi, bár egyéb, a területen járatos szakember által ismeretes szűrőtípusok erre a célra ugyancsak alkalmasak.

Bár a 3. és 4. ábrán szemléltetett kivitel alak olyan mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopainak rétegét mutatja, amelynél a 62 mikrofotodetektor párok speciális szerkezetű, párosított PiN 63A és NiP 64A mikrofotodetektorokból állnak, egyéb típusú multifázisú mikrofotodetektor retina implantátum (MMRI) szerkezeteket szintén használhatunk. A mikrofotodetektor pixelek 60 oszlopainak rétegében való alkalmazásra adaptálható különböző MMRI szerkezeteket részletekbe menően az 1998. március 26. napján tett és 09/100,336 számon nyilvántartott, valamint az 1995. június 6. napján tett és 08/465,766 számon nyilvántartott korábbi amerikai szabadalmi bejelentéseinkben tárgyaljuk, amelyek teljes tartalmát a jelen kitanítás részének tekintjük.

A 3. és 4. ábrán szemléltetett kiviteli alaknál az erősítésbeállító 100 réteg egymást felváltva követő, feszültség-/áramerősítő PiN 66 és NiP 68 fotodetektor sávok oszlopaiból épül fel. A PiN 66 és NiP 68 fotodetektor sávok mindegyike előnyösen egy-egy egykristály fotodetektor, amely speciális helyzeténél a 10 VGMMRI vezetéket jelenti. Valamennyi PiN 66 fotodetektor sáv egy része titánból lévő 160 kötőrétegen keresztül villamos kapcsolatban van az amorf mikrofotodetektor pixelek rétegében lévő PiN oszlopok platinából lévő közös 150 elektródsávjaival. Ehhez hasonlóan, valamennyi NiP 68 fotodetektor sáv egy része titánból lévő 98 kötőrétegen keresztül villamos kapcsolatban van az amorf mikrofotodetektor pixelek rétegének közös, platinából lévő 83 elektródsávjaival.

A 4. ábrán szemléltetett kiviteli alaknál az erősítésbeállító 100 réteg kiindulási anyaga előnyösen kristályos szilíciumból készített, N-típusú tulajdonságokkal rendelkező 200 hordozó. A 200 hordozót felső (amorf szilícium) lapján felváltva P-típusúvá adalékolt (P+) 154 sávokkal és N-típusúvá adalékolt (N+) 155 sávokkal rendelkezővé dolgozzuk fel. Az erősítésbeállító 100 réteg alsó lapját ehhez hasonlóan felváltva N-típusúvá adalékolt (N+) 152 sávokkal és P-típusúvá adalékolt (P+) 153 sávokkal rendelkezővé dolgozzuk fel, ahol az N+ 152 sávok a P+ 154 sávokkal, míg a P+ 153 sávok az N+ 155 sávokkal vannak fizikailag egy vonalban elrendezve. Az egymással szomszédos PiN 66 és NiP 68 fotodetektor sávok az erősítésbeállító 100 réteg mindkét lapjáról befelé induló és előnyösen a 100 réteg közepénél összeszűkülő N+ 151 elválasztó csatornával vannak egymástól elválasztva. Egy lehetséges másik kiviteli alaknál, amint az a területen járatos szakember előtt ismeretes, a 66 és 68 fotodetektor sávok egymástól való elválasztására árok formájában kialakított elválasztást ugyancsak alkalmazhatunk. A 66, 68 fotodetektorok oszlopai az amorf szilícium mikrofotodetektorok rétegének közös 150, 83 elektródsávjaival váltakozóan és párhuzamosan vannak elrendezve. A kristályos szilíciumból lévő 66 fotodetektor sávok mindegyike egy vonalba esik egy, a közös 150 elektródsáv felett elrendezett neki megfelelő, amorf szilíciumból lévő PiN 63A mikrofotodetektorok oszlopával, míg a kristályos szilíciumból lévő NiP 68 fotodetektor sávok mindegyike egy vonalba esik egy, a közös 83 elektródsáv felett elrendezett neki megfelelő, amorf szilíciumból lévő NiP 64A mikrofotodetektorok oszlopával. Az így nyert illeszkedő elrendezés az amorf szilíciumból lévő 63A, 64A mikrofotodetektorok kívánt soros villamos kapcsolását

eredményezi az erősítésbeállító 100 rétegben lévő hozzájuk tartozó szilícium 66, 68 fotodetektor sávokkal.

A PiN 66 és az NiP 68 fotodetektor sávoknak a 62 mikrofotodetektor párok keleti szélén túlnyúló tartományai infravörös fényt áteresztő (IR-B) 106 szűrővel vannak bevonva. Az IR-B 106 szűrő célszerűen úgy van kialakítva, hogy az amorf szilíciumból lévő mikrofotodetektor pixelek rétegének NiP 64A mikrofotodetektorain kialakított IR-A 75 szűrő által áteresztett hullámhossztartománytól eltérő tartományban engedje át az infravörös fényt. A 10 VGMMRI alsó lapján elhelyezett legalsó 114 elektród előnyösen az erősítésbeállító 100 réteg teljes alsó tartományát fedi. Az előnyösen titánból lévő 116 rétegre leválasztott iridium/iridium-oxid 118 réteg formájában előállított legalsó 114 elektród a 10 VGMMRI teljes alsó lapjára kiterjed, hogy a 10 VGMMRI "föld" lemezén az árameloszlás egyenletes legyen. A legalsó 114 elektród titánból lévő 116 rétege közvetlenül érintkezik valamennyi P+ 153 és N+ 152 sávval. Itt jegyezzük meg, hogy a 10 VGMMRI felső 65 elektródja, valamint legalsó 114 elektródja az (amorf vagy kristályos) szilícium, valamint a katódporlasztással nyert iridium/iridium-oxid 86, 118 rétegek közötti megfelelő tapadás és villamos folytonosság fenntartása érdekében célszerűen titánból kialakított 88, 116 rétegekkel van ellátva.

A találmány szerinti retina implantátum egyik előnyös példakénti kiviteli alakjánál a felső amorf szilíciumból készült mikrofotodetektor 60 oszlopok rétege vastagságát tekintve mintegy 400 nm vastagságú. Az N-típusúra adalékolt amorf szilíciumból lévő (N+ a-Si:H) 80, 80A rétegek, valamint a P-típusúra adalékolt amorf szilíciumból lévő (P+ a-Si:H) 76, 76A rétegek megközelítőleg 15 nm vastagságúak, míg a vastagabb, amorf szilíciumból lévő (adalékolatlan a-Si:H) sajátvezető 78 réteg a közepén körülbelül 360 nm vastagságú. Az erősítésbeállító 100 réteg vastagsága körülbelül 15 μm , az alsó lapon elterülő titánból lévő 116 réteg, valamint az alsó 114 elektród iridiumból/iridium-oxidból lévő 118 rétege rendre mintegy 15 nm, illetve 60 nm vastagságú. A mikrofotodetektor 62 pixelek alkalmas méretét és geometriai alakját egy 11 $\mu\text{m} \times 11 \mu\text{m}$ -es négyzet jelenti. Ezen konfigurációban minden egyes NiP 64A és PiN 63A mikrofotodetektor előnyösen 5,5 $\mu\text{m} \times 11 \mu\text{m}$ -es mérettel rendelkezik. A mikrofotodetektor 62 pixelek ezen mérete és alakja azért előnyös, mert ebben az esetben a 10 VGMMRI-ben a retinastimuláló 65 elektród középponttól-

középpontig mért távolsága eléri az emberi retina felbontási mélységét. A 62 mikrofotodetektor párok esetén a pixel kiterjedéseinek csökkenésével egyidejűleg jelentkező alacsonyabb kitöltési tényező miatt egy adott áramfluxus fenntartásához magasabb fényfluxusra van szükség. Mindazonáltal a 10 VGMMRI egy adott áram-sűrűséget lényegesen egyenletesebben tud keresztülvezetni a retinán azon képességénél fogva, hogy a feszültség- és áramerősítést teljes területre vagy egyedi pixel-re tudja megnövelni. A "kitöltési tényező" megjelölés alatt itt és a továbbiakban az egyes pixeleknél a belépő fény által "kitöltött" területét értjük. A kitöltési tényező arányos a fotoaktív felület stimuláló elektród, valamint egyéb szerkezeti elemek által eltakart területének és a teljes fotoaktív felület területének a hányadosával.

A 10 VGMMRI-t szemben alkalmazhatjuk a külső retina adott területének kezelésére és/vagy korlátozott belső retina rendellenes működés kezelésére. Az implantátum alakját oly módon alakíthatjuk ki, hogy az hasonlítson a szóban forgó terület alakjára. Például a korong, a gyűrű alakú korong, a részlegesen gyűrű alakú korong vagy a szabálytalan alakok rendkívül hasznosak, valamint a területen járatos szakember által könnyedén létrehozhatóak.

Amint azt a 4A ábrán szemléltetett síkbeli nézet mutatja, a találmány szerinti retina implantátum egy lehetséges másik előnyös kiviteli alakja esetén 10A VGMMRI eszközt olyan mátrix formájában állítjuk elő, amelynek 62A pixeltömbjei előnyösen 1-9 darab mikrofotodetektor 62 pixelből olyan 1×1-es, 2×2-es vagy 3×3-as tömbök formájában vannak kialakítva, melyeket ezt követően egyenletes mintázat szerint egyszerűen a rácsszerű 17 hálóra erősítünk bele. A rácsszerű 17 hálót előnyösen egy hajlékony biokompatibilis anyagból, például szilíciumból vagy Parylene-ből készítjük. A 4A ábrán vázolt kiviteli alak 1×1-es 62A pixeltömböket mutat. A rácsszerű 17 háló 18 nyílásai teszik lehetővé a táplálék, a tápanyagok, az oxigén, a széndioxid, valamint az egyéb biológiai vegyületeknek a belső retina (neuroszenzor retina) és a külső retina (retinális pigmenthám) közötti könnyű átjutását, továbbá azok a retinára nézve jótékony hatásúak. Ily módon a szóban forgó rácsszerű 17 hálóra épülő kialakítás elősegíti a 10A VGMMRI eszköz biokompatibilitását.

A VGMMRI eszközök lapkagyártása

Hivatkozva az 5A-5C ábrákra, a VGMMRI eszközöket előnyösen a területen járatos szakember előtt jól ismert, szigetelőre felhordott szilícium (SOI) lapkák fel-

használásával gyártjuk. Először a felső felületet alakítjuk ki, majd ezt követően az SOI lapka hordozó tartományának hátlapmaratása következik. Ezen maratás az SOI lapka oxidréteg határfelületénél automatikusan véget ér. Az említett oxidréteg eltávolítása feltárja a szilíciumhártya további feldolgozásra kész alsó felületét. A szilíciumhártya megfelelő vastagsága mintegy $2\ \mu\text{m}$ és $50\ \mu\text{m}$ közé esik. A szilíciumhártya mindkét felületén történő aktív tartomány létrehozáshoz hagyományos ionimplantációs és diffúziós módszereket használunk.

Az 5A ábra a P+ aktív tartományokat képező 154, 153 sávokkal, valamint az N+ aktív tartományokat képező 152, 155 sávokkal, továbbá a felső és alsó felületekről indított N+ 151 elválasztó csatornával rendelkező két darab VGMMRI pixellé feldolgozni szándékozott szilícium 200 hordozó egy darabját szemlélteti. Az alsó felületen lévő aktív tartományok a felső felület aktív tartományaihoz viszonyítva komplementer mintázatot követnek.

Az 5B ábra a gyártási folyamat folytatását mutatja, amelynek során a felső felületen 66A és 68A érintkezősávok alapfémjeinek létrehozásához 5 nm titán fölé körülbelül 5 nm platinát választunk le, majd az így nyert fémrétegeket az amorf szilíciumréteg számára szolgáló alap kialakítása céljából mintázzuk. A P+ a-Si:H 76A réteget a felső felületen körülbelül 15 nm vastagságban választjuk le, és oly módon mintázzuk, hogy az a Pt/Ti mintázattal kizárólag az N+ tartományokat képező 155 sávok felett illeszkedjék, amint azt az 5A és 5B ábra szemlélteti. Ehhez hasonlóan körülbelül 15 nm N+ a-Si:H 80A réteget választunk le és mintázunk oly módon, hogy az a Pt/Ti mintázattal kizárólag a P+ tartományokat képező 154 sávok felett illeszkedjen, amint azt az 5A és 5B ábrák mutatják. Ha a mintázás során a már elkészített részletek védelme megkívánja, $0,1\ \mu\text{m}$ vastagságú alumíniumréteg képezte katódos védelmet alkalmazunk.

Ezt követően valamennyi már kialakított részlet felett egy körülbelül 370 nm vastagságú adalékolatlan a-Si:H 78 réteget választunk le. Ezen 78 réteg fogja képezni a kész VGMMRI eszköz amorf szilícium felületén lévő PiN és NiP mikrofotodiódák sajátvezető rétegét. Amint az 5B ábra mutatja, ezután kizárólag a P+ a-Si:H 76A rétegek felett körülbelül 10 nm vastagságú N+ a-Si:H 80 réteget választunk le és mintázunk. Ehhez hasonlóan, az N+ a-Si:H 80A rétegek felett körülbelül 10 nm vastagságú P+ a-Si:H 76 réteget választunk le és mintázunk.

Az 5C ábra a VGMMRI 62 pixelek előállításának utolsó szakaszát ábrázolja. Az amorf mikrofotodetektor 62 pixelek mindegyikének felső átlátszó 81 elektródját körülbelül 5 nm vastagságú platina 5 nm vastagságú titánra történő leválasztásával állítjuk elő, majd ezt követően a 81 elektródot úgy mintázzuk, hogy az a mikrofotodetektor 62 pixelek amorf szilíciumból lévő valamennyi PiN 63A és NiP 64A mikrofotodetektorához illeszkedjen.

Visszatérve az 5C ábrához, ezt követően az amorf és a kristályos PiN és NiP fotodiódák szűrőit alakítjuk ki. Az egyszerűség kedvéért a szűrők kialakítását a VGMMRI 62 pixelek mikrofotodetektorainak csupán egyike felett ismertetjük. A látható fényt áteresztő szűrő létrehozása céljából a felső felületen egy alumínium védő maszkréteget választunk le, az alumíniumot az 5C ábrán feltüntetett amorf szilíciumból lévő PiN 63A mikrofotodetektor felett lemaratjuk, majd ezt követően a látható fényt áteresztő, dielektrikum képezte 74 szűrőt választjuk le és mintázzuk oly módon, hogy az csupán ezen nyílásokban maradjon meg. Az alumínium maszkot ezután lemaratjuk és új alumínium maszkot választunk le. Az amorf szilícium NiP 64A mikrofotodetektor felett az IR-A 75 szűrőt hasonló módon alakítjuk ki. A látható fényt áteresztő 74 szűrő és az IR-A 75 szűrő rétegeinek létrehozását követően a 65 elektród létrehozásának megkezdése céljából az amorf szilícium PiN/NiP elektródterületen 0,5 μm vastagságú platinaréteget választunk le és mintázunk. A 65 elektródot fotoreziszttes kiemelést alkalmazva körülbelül 15 nm platina, majd ezt követően körülbelül 60 nm iridium/iridium-oxid mintázásával fejezzük be.

Visszatérve az 5C ábrához, most az IR-B dielektrikum képezte 106 szűrőt választjuk le és mintázzuk a korábban már ismertetett alumínium védőréteges eljárással, valamint kizárólag a kristályos szilícium PiN és NiP fotodetektorok keskeny tartományai felett végrehajtott ezt követő szelektív maratással és kiemeléssel.

Amint azt az 5C ábra szintén mutatja, az alsó kristályos szilícium P-tartománya képezte 153 sáv és az alsó kristályos szilícium N-tartománya képezte 152 sáv között szilícium-dioxidból lévő 116 szigetelőréteget mintázunk. Ezt követően az alsó felületen a 118 réteg képezte hátsó elektród kialakítása céljából előbb mintegy 15 nm titánt, majd ezt követően mintegy 60 nm vastagságú iridiumot/iridium-oxidot választunk le. Az egyes VGMMRI 62 pixelek ezen hátsó elektródja lehet villamosan szigetelt vagy további VGMMRI 62 pixelek hátsó elektródjaival villamosan

csatlakoztatott; ezen utóbbi esetben a VGMMRI eszköz egy lehetséges másik kiviteli alakjánál közös földelt elektródlemez létrehozása céljából. Végezetül – amint azt az 5C ábra szemlélteti – a VGMMRI 62 pixelek között a kristályos szilícium 200 hordozó, az IR-B 106 szűrő, továbbá a hátsó elektród közbülső területeit szinte teljes egészében kimaró reakcióképes ionmaratási eljárást alkalmazva 23 csatornát hozunk létre. Azon előnyös kiviteli alaknál, ahol a közbülső kristályos szilícium 200 hordozó területet majdnem teljes egészében kimaratjuk, bizonyos helyeken a VGMMRI 62 pixelek között szilíciumhidak maradnak vissza. A VGMMRI 62 pixeleket ebben az esetben az említett szilíciumhidakkal tartjuk a helyükön. Egy lehetséges további olyan előnyös kiviteli alaknál, ahol a közbülső szilícium terület teljes egészében kimarásra kerül, a VGMMRI 62 pixeleket egy rácsszerű, hajlékony, korábban már ismertett biokompatibilis anyagból készített hálóba ágyazzuk bele.

Bár a találmány szerinti retina implantátumban kristályos és amorf szilíciumot egyaránt használunk, a VGMMRI eszközt készíthetjük kizárólag amorf vagy kizárólag kristályos szilíciumból is. Továbbmenve, amint azt az 5C ábra mutatja, annak ellenére, hogy az egyik előnyös kiviteli alaknál a kristályos szilíciumból lévő erősítő PiN és NiP fotodetektorok fedésére ugyanazon IR-B 106 szűrőt használjuk, lehetséges egyéb kiviteli alakoknál az erősítő PiN és az NiP fotodetektorok fedésére rendre különböző, az IR-B fény eltérő részeit áteresztő szűrőket is alkalmazhatunk. Ezen további kiviteli alakok az erősítő fotodetektorokkal biztosított feszültség- és áramerősítés mértékét illetően nagyobb kontrollt biztosítanak, mivel az erősítő PiN vagy az NiP fotodetektor erősítésének szabályozására az IR-B fény egyedi hullámhossztartományait engedélyezik.

A találmány szerinti VGMMRI működése

Az előzőek értelmében a 3-5. ábrákhoz kapcsolódóan ismertetett 10 VGMMRI előnye, hogy annak feszültség- és áramerősítése szabályozható. A szóban forgó erősítés az egyik előnyös kiviteli alaknál a teljes implantátumra szabályozható és a 62 mikrofotodetektor párok bármelyike esetén kihasználható. A szem szubretinális térbe történő beültetést követően a 10 VGMMRI fogadja a szubretinális térbe belépő fényt. Valamennyi 62 pixel 65 elektródján a beeső fény erősségével arányos fényelektromos feszültség jelenik meg. Ezen fényelektromos feszültség a beeső képek formájában a retina felületén oszlik el és az iridium/iridium-oxid 65 elektródoknál

olyan töltéseket kelt, amelyek az alatta elterülő, 2. ábrán szemléltetett és érintkező helyzetű retinasejtek és a 34 belső retina membránpotenciáljait megváltoztatják. Az iridium/iridium-oxid 79 elektródoknak az alattuk elterülő retinasejtekkel és a 34 belső retinával való villamos csatolása egyszerre rezisztív és kapacitív. Attól függően, hogy a beeső fény hullámhosszai a 62 mikrofotodetektor párok 63A és 64A mikrofotodetektorai közül melyiket stimulálják erősebben, a 65 elektródnál megjelenő töltés pozitív vagy negatív. Pozitív töltés a 2. ábrán feltüntetett érintkező helyzetű és felül elhelyezkedő 30 magréteget, valamint a rudas és csapos 32 belső és külső szegmensek sejtszerkezetét a sejthártyák depolarizálásán keresztül sötétség érzeténél keltésére készíti, míg negatív töltés a sejthártyák hiperpolarizálásának útján fényérzetet okoz.

Bár egyéb elektródanyagokat szintén használhatunk, a találmány szerinti alkalmazásoknál használt iridium/iridium-oxid előnye, hogy az a szövetbe irányuló egyenáramú ionáramot erőteljesebben segíti, és az egyéb elektródanyagokkal, például platínával elérhető kapacitív hatásnál magasabb kapacitív hatással rendelkezik. Ez a 10 VGMMRI tekintetében alacsonyabb kilépési munkát eredményez, így módon a 10 VGMMRI alacsonyabb elektródfeszültséggel működik. Az alacsonyabb elektródfeszültségek magasabb gyengén megvilágítottság melletti teljesítményt eredményeznek, továbbá csökkentik a szemlencseszövetek elektrolízis hatására bekövetkező károsodásának veszélyét. Másodszor, a 10 VGMMRI előnyösen iridium/iridium-oxid elektródjának nagyobb kapacitív hatása fényhiányos pillanatokban az elektród kapacitív kisülése alatt a szövetekre passzív töltéskiegyenlítő hatást fejt ki.

Bizonyos esetekben a 10 VGMMRI-nél rendelkezésre álló fény mennyisége alacsony vagy az implantátum felett elterülő retina villamos ingerküszöbe magas. Bármelyik eset teljesüljön is, az életben maradt sejtrétegek és/vagy szerkezetek stimulálásához további feszültség- és/vagy áramerősítés szükséges. A találmány szerinti megoldásokban alkalmazott 10 VGMMRI a kívánt erősítést a feszültségtartomány kétszeresének elérése érdekében mikrofotodetektorok két rétegének egymáson sorosan kapcsolt helyzetben való elrendezésével éri el. Az eredményül kapott magasabb feszültség a szöveteken nagyobb áramot hajt keresztül.

Amint azt a 4. ábra mutatja, az amorf mikrofotodetektor réteg az erősítésbeállító 100 réteg kristályos PiN/NiP mikrofotodetektor 66A, 68A érintkezősávjai felett van

elrendezve. Ezen réteg és a 100 réteg egymás fölött oly módon vannak elrendezve, hogy a 62 mikrofotodetektor párok és az erősítésbeállító 100 rétegben lévő hozzájuk tartozó PiN és NiP 66A, 68A érintkezősávok az alattuk elterülő 66, 68 fotodetektorokkal sorosan vannak kapcsolva. Ennek eredményeként a felső PiN/NiP mikrofotodetektor réteggel egyedül elérhető feszültségcsúcsához képest kétszer akkora pozitív vagy negatív feszültségcsúcs érhető el.

A 10 VGMMRI-n lévő 74, 75, 106 szűrők azáltal, hogy eltérő hullámhosszú fény áteresztésével az egyes 74, 75, 106 szűrők alatt különböző mikrofotodetektorok stimulálását teszik lehetővé, biztosítják az elért erősítés mértékének, továbbá az erősítés térbeli eloszlásának szabályozását. A 74, 75, 106 szűrők előnyösen oly módon vannak kialakítva, hogy mindegyikük eltérő hullámhosszú vagy különböző hullámhossztartományba eső látható és/vagy infravörös fényt ereszt át. Egyik előnyös kiviteli alakjukban az IR-A 75 és az IR-B 106 szűrőket egy, a 400 nm és a 2 μ m tartományba eső hullámhosszdarab áteresztésére alkalmasan választjuk. Az IR-B 106 szűrőt ennél előnyösebben a 800 nm és 2 μ m közötti tartományba eső hullámhosszdarabok áteresztésére alkalmasan, míg az IR-A 75 szűrőt egy, a 400 nm és 2 μ m közé eső tartományban lévő hullámhosszdarab áteresztésére alkalmasan választjuk meg. A látható fényt áteresztő 74 szűrőket előnyösen egy, a 400 nm és 2 μ m, ennél előnyösebben pedig a 400 nm és a 650 nm közé eső tartományban lévő hullámhosszdarab áteresztésére alkalmasan választjuk meg. A szembe az eltérő hullámhosszú fény a környezetből és/vagy egyéb külső forrásból, például a következőkben a 6. és 7. ábrák kapcsán részletesen ismertetésre kerülő fejre szerelhető készülékből léphet be.

Például mivel az erősítésbeállító 100 rétegnek a mikrofotodetektor 62 pixelek rétegének területén túlnyúló PiN 66 és NiP 68 fotodetektor sávok tartományait az IR-B 106 szűrő takarja, az IR-B 106 szűrő által áteresztett hullámhosszokat az erősítő 100 réteg meghajtásának szelektív biztosítására használjuk, amely viszont ezt követően a felette elterülő mikrofotodetektor réteg további feszültség- és áramerősítést szolgáltatja. Az erősítésbeállító 100 rétegből származó ezen "táptárolót" a PiN 63A és az NiP 64A mikrofotodetektorok egyaránt használhatják. Az előzőekben ismertetett mechanizmus a 63A és 64A mikrofotodetektorok számára lehetővé teszi, hogy azok magasabb feszültségeket és áramot hozzanak létre azon feszültségekhez

és áramhoz képest, amit egyébként nem az alattuk elterülő erősítésbeállító 100 réteg számára keltenének.

Mivel a 63A, 64A mikrofotodetektorok egyike a látható fényre, míg a másik az IR-A fényre érzékenyebb, a felettük elterülő retinarétegekben ezen két túlsúlyban lévő hullámhosszú fény fog fény-, illetve sötétségérzetet kelteni; a 65 elektródon jelentkező pozitív feszültség sötétségérzetet, míg a 65 elektródon jelentkező negatív feszültség fényérzetet fog létrehozni. Ennek mechanizmusa részletekbe menően megtalálható például a 09/100,336 számú amerikai szabadalmi bejelentésben, valamint az US-5,895,415 sz. amerikai szabadalomban, amely iratok teljes tartalmát a jelen kitanítás részének tekintjük.

A retina implantátumot megvalósító 10 VGMMRI 3. és 4. ábrán szemléltetett előnyös kiviteli alakja olyan téglalap alakú felső mikrofotodetektor réteggel rendelkezik, amely egy alatta elterülő nagyobb területű erősítésbeállító 100 réteg felett, annak körülbelül 80%-át fedő, centrált helyzetben van elrendezve, miközben a 100 réteg fennmaradó 20%-át a belépő fény megvilágítja. Bár a szóban forgó kiviteli alaknál az erősítésbeállító 100 rétegnek mindössze 20%-a kerül megvilágításra, további kiviteli alakoknál ennél nagyobb vagy kisebb megvilágított terület szintén kialakítható.

A 10 VGMMRI egy lehetséges másik, 4A ábrán szemléltetett kiviteli alakjának a 62 pixelekre integrált erősítésbeállító rétege van, továbbá a térben ezen elemek mindegyike a további 62 pixelektől fizikailag el van választva. Ezen kialakítás az egyedi VGMMRI pixelek – bemutatottak szerinti – rácsszerű 17 hálóra történő beágyazását teszi lehetővé. A rácsszerű 17 hálót úgy is kialakíthatjuk, hogy valamennyi 62 pixel közös földelt elektróddal rendelkezzen.

A 10 VGMMRI látható, IR-A, valamint IR-B fénnel való meghajtását a látható, az IR-A és az IR-B fény szokásos, látótérből való biztosítása mellett adott esetben külső, fejre szerelhető készülékkel is biztosíthatjuk. Egy ilyen fejre szerelhető készüléket az US-5,895,415 sz. amerikai szabadalomban tárgyalt adaptív leképező retina-stimuláló rendszer (AIRES) fejre szerelhető PTOS eszközének módosításával nyert és a 6-8. ábrákon szemléltetett ún. 230 AIRES-M rendszer képez.

Amint azt a 6. ábra mutatja, a 230 AIRES-M rendszer fejre illeszthető 232 leképező és célkövető optikai rendszer eszközt (PTOS), 234 neurohálózat számítógépet (NNC), 236 képalkotó CCD kamerát (IMCCD), továbbá bevitelre szolgáló 238

érintőhegyes képernyőt (ISP) képező összetevő alegységeket tartalmaz. A 232 PTOS eszköz belsejében 240 IR-B LED kijelzőt (IRBLED), valamint 241 látható/IR-A LED kijelzőt (VISIRALED) magában foglaló 242 pupilla reflex célkövető CCD (PRTCCD) van elrendezve. A 10 VGMMRI a 12 szem szubretinális terében helyezkedik el. Működés közben a 232 PTOS eszközben lévő 241 VISIRALED-ből származó IR-A és látható fény alkotta képek szükség esetén, például ha a környezeti megvilágítás alacsony szintű, optikai úton a 12 szembe vetítődnek. A 240 IRBLED-ből származó IR-B megvilágítás ugyancsak a 12 szembe vetítődik, ha a 4. ábrán feltüntetett feszültség- és áramerősítés-beállító 100 réteg meghajtása válik szükségessé. A 241 VISIRALED és a 240 IRBLED fényerősségét, impulzushosszát, hullámhosszkiegyenlítését, valamint impulzuskibocsátási gyakoriságát a 234 NNC vezérli, amit a csatolóeszközzel ellátott 238 ISP-n keresztül a páciens által bevitt adatok módosítanak. A 234 NNC számára szükséges bemeneti képi adatokat a fejre szerelhető 232 PTOS eszközre vagy eszközbe szerelt 236 IMCCD szolgáltatja, amely felváltva programozza a 241 VISIRALED és a 240 IRBLED látható, IR-A és IR-B kimeneteit. A 242 PRTCCD a szem mozgásainak a pupilláris Purkinje reflexek helyzetében bekövetkező változásain keresztüli követése céljából a fejre szerelhető 232 PTOS eszköz szerves részét képezi. A 242 PRTCCD kimenete a 234 NNC-re van csatlakoztatva, amely viszont a 12 szem mozgásainak követése céljából elektronikus vezérlésen keresztül a 241 VISIRALED-ből származó kivetített képek helyét tolja el. A fejre szerelhető 232 PTOS eszköz oly módon is programozható, hogy az a 10 VGMMRI-t csupán szórt IR-B megvilágítással lássa el anélkül, hogy látható vagy IR-A képeket vetítene rá.

A fejre szerelhető 232 PTOS eszköz a 234 NNC-n keresztül úgy is programozható, hogy egy olyan kiviteli alak esetén, ahol az erősítésbeállító 100 réteg az egyes VGMMRI pixelek szerves részét képezi és a VGMMRI pixelek egymástól térben el vannak választva és rácsszerű hálóba vannak beágyazva, a különböző VGMMRI pixelekre adott mintázatot követő IR-B fényt vetítsen rá.

A 7A-7D ábrák a 6. ábrán szemléltetett 230 AIREM rendszer fejre szerelhető 232 PTOS eszközének egyik lehetséges, szemüvegszerű kiviteli alakját mutatják. Amint a 7D ábráról látható, annak ellenére, hogy ezen optikai összeállítás valamelyest különbözik a 6. ábrán feltüntetett fejre szerelhető 232 PTOS eszköz általá-

nos felépítésétől, a szóban forgó eszköz mindkét kiviteli alakja ugyanolyan elgondolással és funkcióval bír. A 7A ábra a 232 PTOS eszköz felülnézete, amelyen jól látható a szóban forgó eszköz 250 fejtámasza, 252 szárának részei, valamint a környezeti fényerősséget mérő 254 szenzorok. A 7B ábra a 232 PTOS eszköz előlnézete, amelyen jól láthatóak a szóban forgó eszköz külső, részlegesen visszaverő/áteresztő 248 tükre, 256 orrtámasza, a környezeti fényerősséget mérő 254 szenzorok, továbbá egy, a 6. ábrán szemléltetett 236 IMCCD kamera számára kialakított ablak. A 7C ábra a 232 PTOS eszköz képzeletbeli oldalnézete, amelyen jól látható egy belső IR-A és látható fényű LED-kijelzős 241 fényforrás. Ugyancsak látható a részlegesen visszaverő/áteresztő 248 tükrök, a 256 orrtámaszt, a 250 fejtámaszt, a 252 szár részek egyike, továbbá a 6. ábrán szemléltetett 234 NNC-hez vezető 258 táp- és jelkábel is. A 7D ábra a 10 VGMMRI-t ábrázolja a 12 szem szubretinális terében elrendezett helyzetben fókuszált 246 kép jelenlétében. A 7D ábra ugyancsak mutatja a belső látható fény/IR-A fényű LED-kijelzős 241 fényforrást, a 242 PRTCCD-t, a 240 IRBLED-et, továbbá a külső, részlegesen visszaverő/áteresztő 248 tükröt. A 8. ábra a 230 AIREM rendszer egyes összetevőit szemlélteti, amelyek rendre a fejre szerelhető 232 PTOS eszköz, a páciens testére felerősíthető kialakítású hordozható 234 NNC, továbbá az adatbevitelre szolgáló 238 ISP.

A VGMMRI szembe történő beültetése

Amint a 9. ábra mutatja, 302 retina implantátumnak a szem csarnoküregébe, vagy közvetlenül a szem szubretinális terébe történő behelyezésére 300 retina implantátum bejuttató eszközt (RII) használhatunk. A 300 RII a 302 retina implantátumnak a 300 RII 304 kivezető csúcsánál lévő kijáráshoz juttatására belsejében elhelyezett folyadékot használ. Ezen eszközzel a 302 retina implantátum vezérelt beültetésére nyílik lehetőség anélkül, hogy a szóban forgó 302 retina implantátumot egy, esetleg azt károsító szerkezettel fizikailag tartanánk.

Amint a 9. ábráról ugyancsak látható, a 300 RII-t előnyösen teflonból [poli(tetrafluor-etilén)-ből] vagy Parylene-ből készített, átlátszó csőből gyártjuk. A 300 RII hossza nagy részén lapított, továbbá a lapított végén a kúpos 304 kivezető csúcs helyezkedik el. A 300 RII lapított 306 keresztmetszete előnyösen hasonló a 302 retina implantátum keresztmetszetéhez. A cső másik vége kör alakú 308 keresztmetszetű marad, amely lehetővé teszi, hogy a 300 RII 310 kanülre legyen ráhúzható,

amint azt a 10. ábra mutatja, ahol a 310 kanül bejuttató 314 folyadékot tartalmazó 312 fecskendőhöz van csatlakoztatva. A bejuttató 314 folyadékot tetszőleges biokompatibilis folyadék képezi, amely azonban az előnyösen sóoldat vagy valamilyen viszkoelasztikus anyag.

Amint a 10. ábra mutatja, használat során a 302 retina implantátumot először a 300 RII belsejében helyezzük el. Ezt követően a 300 RII-t ráhúzzuk az előnyösen sóoldatot vagy viszkoelasztikus folyadékot tartalmazó 312 fecskendőhöz csatlakoztatott 310 kanülre. Az ily módon nyert 316 retinális bejuttató készüléket a kezelőszemély a 312 fecskendőnél fogva tartja. Ezt követően a 300 RII kúpos 304 kivezető csúcsát egy, a szemfalon keresztül külön erre a célra kialakított nyíláson keresztül a szem csarnoküregébe toljuk előre. Amikor a 300 RII 304 kivezető csúcsa a csarnoküregben a kívánt helyzetet elérte, és ezután a retinabemetszés elkészült, a 302 retina implantátumot a 300 RII-ből a folyadékkal töltött 312 fecskendő szemén kívüli külső működtetésével keltett folyadéknyomással kinyomjuk. A 302 retina implantátumot ezt követően sebészeti eszközök alkalmazásával a szubretinális térben a retina alatt elterülő helyzetbe vagy a retina tetején epiretinális helyzetbe juttatjuk. A 300 RII arra is felhasználható, hogy a 302 retina implantátumot vele a retinabemetszésen keresztül közvetlenül a szubretinális térbe juttassuk be. Ebben az esetben a 300 RII 304 kivezető csúcsát a 302 retina implantátum bejuttatását megelőzően közvetlenül a retinabemetszésbe helyezzük bele.

Egy lehetséges másik kiviteli alaknál – amint azt a 11. ábra mutatja – RII-1 416 bejuttató egység 402 retina implantátumnak 400 bejuttató eszközből való kinyomására 400 bejuttató eszközben elhelyezett 420 bejuttató dugattyút használ. A 420 bejuttató dugattyút oly módon alakozzuk, hogy megfeleljen a 400 bejuttató eszköz belső keresztmetszetének. A 420 bejuttató dugattyú emellett tetszőleges, őt előre-mozdító ismert eszközhöz lehet csatlakoztatva. Előnyös kiviteli alakjánál a 420 bejuttató dugattyút 430 fecskendő 435 fecskendő dugattyújához rúdszerű 425 toldaton keresztül csatlakoztatjuk. Ily módon a 435 fecskendő dugattyú megnyomásának hatására a 420 bejuttató dugattyú előremozdul és a 402 implantátumot a 400 bejuttató eszközből kinyomja.

Összefoglalva tehát: a jelen találmány PiN és NiP mikrofotodetektor párok multiréteg szerkezetével rendelkező VGMMRI retina implantátumot tárgyal olyan

összeállítás mellett, amely feszültség- és áramerősítés szabályozását teszi lehetővé. A VGMMRI mikrofotodetektor pixelszerkezete egyik előnyös kiviteli alakjánál téglalap alakú, bár a VGMMRI mikrofotodetektor pixelszerkezetet a területen járatos szakember kör vagy egyéb alakokkal ugyancsak megvalósíthatja és könnyen legyárthatja. Egy lehetséges másik kiviteli alak szerint a VGMMRI mikrofotodetektor pixeleket egymástól térben elválasztott és rácsszerű hálóba beágyazott különálló egységek formájában állítjuk elő. A háló egy, a hálóban lévő mikrofotodetektor pixelek valamennyi földelt elektródjával villamosan érintkező, közös földlemezt biztosító villamos vezetővel lehet ellátva.

Nyilvánvaló, hogy az előzőek szerinti kitanítás csupán bemutató, nem pedig korlátozó jellegű, és az igényelt oltalmi kört az alábbi igénypontok határozzák meg.

SZABADALMI IGÉNYPONTOK

1. Retina implantátum szemben villamos úton kép kiváltására, *azzal jellemezve*, hogy tartalmaz

a szemre beeső fény fogadására szolgáló több első réteg mikrofotodetektor párt, amely első réteg mikrofotodetektor párok mindegyike tartalmaz

egy PiN mikrofotodetektort és egy NiP mikrofotodetektort, ahol a PiN mikrofotodetektor P-tartománya és az NiP mikrofotodetektor N-tartománya első szélén, míg a PiN mikrofotodetektor N-tartománya és az NiP mikrofotodetektor P-tartománya második szélén sorakozik; valamint

egy, a mikrofotodetektor pár első szélén lévő P-tartomány és N-tartomány között villamos összeköttetést biztosítón elrendezett közös elektródot; továbbá

első oldallal és második oldallal rendelkező erősítésbeállító réteget, ahol az első oldalnak az első réteg mikrofotodetektor párok legalább egy részének második szélével villamosan sorosan csatlakoztatott első tartománya, valamint ezen első tartománytól kifelé terjedő és azzal egyetlen egységként kialakított második tartománya van, ahol a második tartomány a szemre eső fényt fogadó irányítású; és

egy, az erősítésbeállító réteg második oldalával villamosan csatlakoztatott, a retina implantátum villamos földelését képező közös elektródlemezt.

2. Az 1. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az erősítésbeállító réteg P-tartománnyal és N-tartománnyal rendelkező legalább egy PiN fotodetektort tartalmaz, és az erősítésbeállító réteg legalább egyik PiN fotodetektorának P-tartománya az első réteg mikrofotodetektor párok legalább egy PiN mikrofotodetektorának N-tartományával villamos összeköttetésben van.

3. Az 1. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az erősítésbeállító réteg N-tartománnyal és P-tartománnyal rendelkező legalább egy NiP fotodetektort tartalmaz, és az erősítésbeállító réteg legalább egyik NiP fotodetektorának N-tartománya az első réteg mikrofotodetektor párok legalább egy NiP mikrofotodetektorának P-tartományával villamos összeköttetésben van.

4. Az 1-3. igénypontok bármelyike szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az erősítésbeállító rétegnek több egymással párhuzamos PiN és NiP fotodetektor sávja van.

5. A 4. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az első réteg mikrofotodetektor pároknak mikrofotodetektor párok képezte oszlopaik vannak, ahol egy párbeli PiN mikrofotodetektor N-tartománya az erősítésbeállító réteg egyik PiN fotodetektor sávja P-tartományával van villamos összeköttetésben, továbbá ahol ugyanezen párbeli NiP mikrofotodetektor P-tartománya az erősítésbeállító réteg egyik NiP fotodetektor sávja N-tartományával van villamos összeköttetésben.

6. A 4. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a párhuzamos PiN és NiP fotodetektor sávok felváltva vannak elrendezve.

7. Az 1-6. igénypontok bármelyike szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az erősítésbeállító réteg második tartományának első széle 400 nm és 2 μ m közé eső tartományból választott látható vagy infravörös fény meghatározott első hullámhossztartományát áteresztő tulajdonságú első szűrőanyaggal van bevonva.

8. A 7. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a meghatározott első hullámhossztartomány 800 nm és a 2 μ m közé esik.

9. Az 1-8. igénypontok bármelyike szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az első réteg mikrofotodetektor párok mindegyikének legalább egy mikrofotodetektor pár első szélén lévő N-tartomány felett elrendezett második szűrőanyaga van.

10. A 9. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a második szűrőanyag 400 nm és 2 μ m közé eső tartományból választott látható vagy infravörös fény meghatározott második hullámhossztartományát áteresztő tulajdonságú.

11. A 10. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a meghatározott második hullámhossztartomány a meghatározott első hullámhossztartománytól eltérő.

12. A 10. vagy a 11. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a meghatározott második hullámhossztartomány 650 nm és 800 nm közé esik.

13. A 7-11. igénypontok bármelyike szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az első réteg mikrofotodetektor párok mindegyikének legalább egy mikrofotodetektor pár első szélén lévő P-tartomány felett elrendezett harmadik szűrőanyaga van.

14. A 13. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a harmadik szűrőanyag 400 nm és 2 μ m közé eső tartományból választott meghatározott harmadik hullámhossztartományt áteresztő tulajdonságú.

15. A 14. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a meghatározott harmadik hullámhossztartomány a meghatározott első és második hullámhossztartományoktól eltérő.

16. A 14 vagy a 15. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a meghatározott harmadik hullámhossztartomány 400 nm és 650 nm közé esik.

17. Retina implantátum szemben villamos úton kép kiváltására, *azzal jellemezve*, hogy tartalmaz

több mikrofotodetektor pixelt, amely mikrofotodetektor pixelek mindegyike valamennyi szomszédos mikrofotodetektor pixeltől térben elkülönül és rácsszerű hálóba van beágyazva, továbbá ahol a mikrofotodetektor pixelek mindegyike tartalmaz

a szemre beeső fény fogadására szolgáló legalább egy első réteg mikrofotodetektor párt, amely mikrofotodetektor párok mindegyike tartalmaz

egy PiN mikrofotodetektort és egy NiP mikrofotodetektort, ahol a PiN mikrofotodetektor P-tartománya és az NiP mikrofotodetektor N-tartománya első szélén, míg a PiN mikrofotodetektor N-tartománya és az NiP mikrofotodetektor P-tartománya második szélén sorakozik; valamint

egy, a mikrofotodetektor pár első szélén lévő P-tartomány és N-tartomány között villamos összeköttetést biztosítón elrendezett közös elektródot; valamint

első oldallal és második oldallal rendelkező erősítésbeállító réteget, ahol az első oldalnak az első réteg mikrofotodetektor párok legalább egy részének második szélével villamosan sorosan csatlakoztatott első tartománya, valamint ezen első tartománytól kifelé terjedő és azzal egyetlen egységként kialakított második tartománya van, ahol a második tartomány a szemre eső fényt fogadó irányítású.

18. A 17. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy a rácsszerű hálónak egy, a mikrofotodetektor pixelek mindegyikével villamosan csatlakoztatott közös földelt elektródja van.

19. Eljárás szemretinába ültetett implantátum feszültség- és áramerősítésének szabályozására, *azzal jellemezve*, hogy

fényüzemű fényérzékeny réteggel, valamint fényüzemű feszültség- és áramerősítés-beállító réteggel ellátott retina implantátumot készítünk, a fényüzemű feszültség- és áramerősítés-beállító réteget beeső látható és infravörös fény meghatározott első hullámhossztartományát átengedő sáváteresztő szűrővel látjuk el, és a retina implantátumot szembe ültetjük;

a meghatározott első hullámhossztartományban sugárzó fényforrást biztosítunk; és

a fényforrással a retina implantátum legalább egy részét megvilágítva a szemre beeső látható fény és/vagy infravörös fény hordozta kép erősítését beszabályozzuk.

20. Retina implantátum bejuttató eszköz retina implantátum szembe ültetésére, *azzal jellemezve*, hogy

első nyitott véggel, második nyitott véggel, valamint egy, az első és a második nyitott vég között terjedő elemmel rendelkező hosszúkás üreges csőtagja;

az első végén ellapított kúpos nyílása; továbbá

a második végén az első és a második nyitott végek között terjedő elem szélességénél kisebb átmérőjű kör alakú nyílása van.

21. A 20. igénypont szerinti retina implantátum bejuttató eszköz, *azzal jellemezve*, hogy teflonból [poli(tetrafluor-etilén)-ből] van.

22. Retina implantátum bejuttató készülék, *azzal jellemezve*, hogy tartalmaz

első nyitott véggel, második nyitott véggel, valamint egy, az első és a második nyitott vég között terjedő elemmel rendelkező hosszúkás üreges csőtaggal, és

az első végén ellapított kúpos nyílással, és

a második végén az első és a második nyitott végek között terjedő elem szélességénél kisebb átmérőjű kör alakú nyílással rendelkező retina implantátum bejuttató eszközt retina implantátum szembe ültetésére; valamint

első végével a retina implantátum bejuttató eszköz második végébe bevezetett kanült; továbbá

fecskendőt, ahol a retina implantátum bejuttató eszköz kör alakú nyílással rendelkező vége a kanül csúcsára van rányomva, és a kanül a fecskendőhöz van csatlakoztatva, ahol a fecskendő bejuttató folyadékkal van töltve.

23. A 22. igénypont szerinti retina implantátum bejuttató készülék, *azzal jellemezve*, hogy a bejuttató folyadékot biokompatibilis folyadék képezi.

24. A 22. igénypont szerinti retina implantátum bejuttató készülék, *azzal jellemezve*, hogy a bejuttató folyadékot sóoldat képezi.

25. A 22. igénypont szerinti retina implantátum bejuttató készülék, *azzal jellemezve*, hogy a bejuttató folyadék viszkoelasztikus tulajdonságú.

26. Szabályozható feszültség- és áramerősítésű mikrofotodetektoros retina implantátum szemben villamos úton kép kiváltására, *azzal jellemezve*, hogy tartalmaz

legalább egy PiN mikrofotodetektort tartalmazó, látható fényt átengedő kialakítású sáváteresztő szűrővel ellátott első mikrofotodetektor réteget; valamint

az első mikrofotodetektor réteg PiN mikrofotodetektorai legalább egyikének egy részével villamosan sorosan csatlakoztatott és ez utóbbi által fedett első tartományt tartalmazó első oldallal, továbbá egy, az első mikrofotodetektor réteg által fedetlenül hagyott, infravörös sáváteresztő szűrővel ellátott második tartománnyal rendelkező, legalább egy PiN fotodetektort tartalmazó feszültség- és áramerősítés-beállító réteget.

27. A 26. igénypont szerinti retina implantátum, *azzal jellemezve*, hogy az első mikrofotodetektor rétegen elhelyezett legalább egy felső elektródja, valamint a feszültség- és áramerősítés-beállító rétegen elhelyezett legalább egy alsó elektródja van, ahol a felső és alsó elektródok katódporlasztott iridiumból/iridium-oxidból vannak.

28. Retina implantátum szemben villamos úton kép kiváltására, *azzal jellemezve*, hogy tartalmaz

több mikrofotodetektor párt tartalmazó első réteget, ahol a mikrofotodetektor párok mindegyike tartalmaz

egy PiN mikrofotodetektort és egy NiP mikrofotodetektort, ahol a PiN mikrofotodetektor P-tartománya és az NiP mikrofotodetektor N-tartománya első szélén, míg a PiN mikrofotodetektor N-tartománya és az NiP mikrofotodetektor P-tartománya második szélén sorakozik; valamint

egy, a mikrofotodetektor pár első szélén lévő P-tartomány és N-tartomány között villamos összeköttetést biztosítón elrendezett közös elektródot;

a mikrofotodetektor párok minden egyes PiN mikrofotodetektora második szélének N-tartományával villamosan csatlakoztatott első közös elektródsávot;

a mikrofotodetektor párok minden egyes NiP mikrofotodetektora második szélének P-tartományával villamosan csatlakoztatott második közös elektródsávot;

a mikrofotodetektor párok első rétege második szélén lévő N-tartomány és P-tartomány közös elektródsávjával villamosan sorosan csatlakoztatott első tartomány első szélével és ezen első tartománytól kifelé terjedő, azzal egyetlen egységként kialakított, a szemre eső fényt fogadó irányítású második tartománnyal rendelkező második réteg fotodetektor erősítésbeállító réteget; továbbá

egy, a második réteg feszültség- és áramerősítés-beállító réteg számára szolgáló, annak első és második tartományai második szélével villamosan közvetlenül csatlakoztatott, a retina implantátum villamos földelését képező közös elektródlemez.

29. Retina implantátum behelyező egység, azzal jellemezve, hogy tartalmaz első nyitott véggel, második nyitott véggel, továbbá egy, az első és a második nyitott vég között terjedő elemmel és ezen elem belsejébe illesztett, kezelőszemély által vezérelt helyzetű bejuttató dugattyúval ellátott hosszúkás üreges csőtaggal, és az első végén ellapított kúpos nyílással, és

a második végén az első és a második nyitott végek között terjedő elem szélességénél kisebb átmérőjű kör alakú nyílással rendelkező retina implantátum bejuttató eszközt retina implantátum szembe ültetésére; valamint

egy, a bejuttató dugattyú elmozdulását egy, a bejuttató dugattyú és fecskendő dugattyú közé behelyezett toldaton keresztül vezérlő, bejuttató eszközhöz csatlakoztatott fecskendőt.

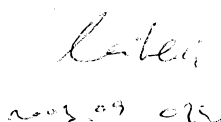
A bejelentő helyett
a meghatalmazott:



DANUBIA

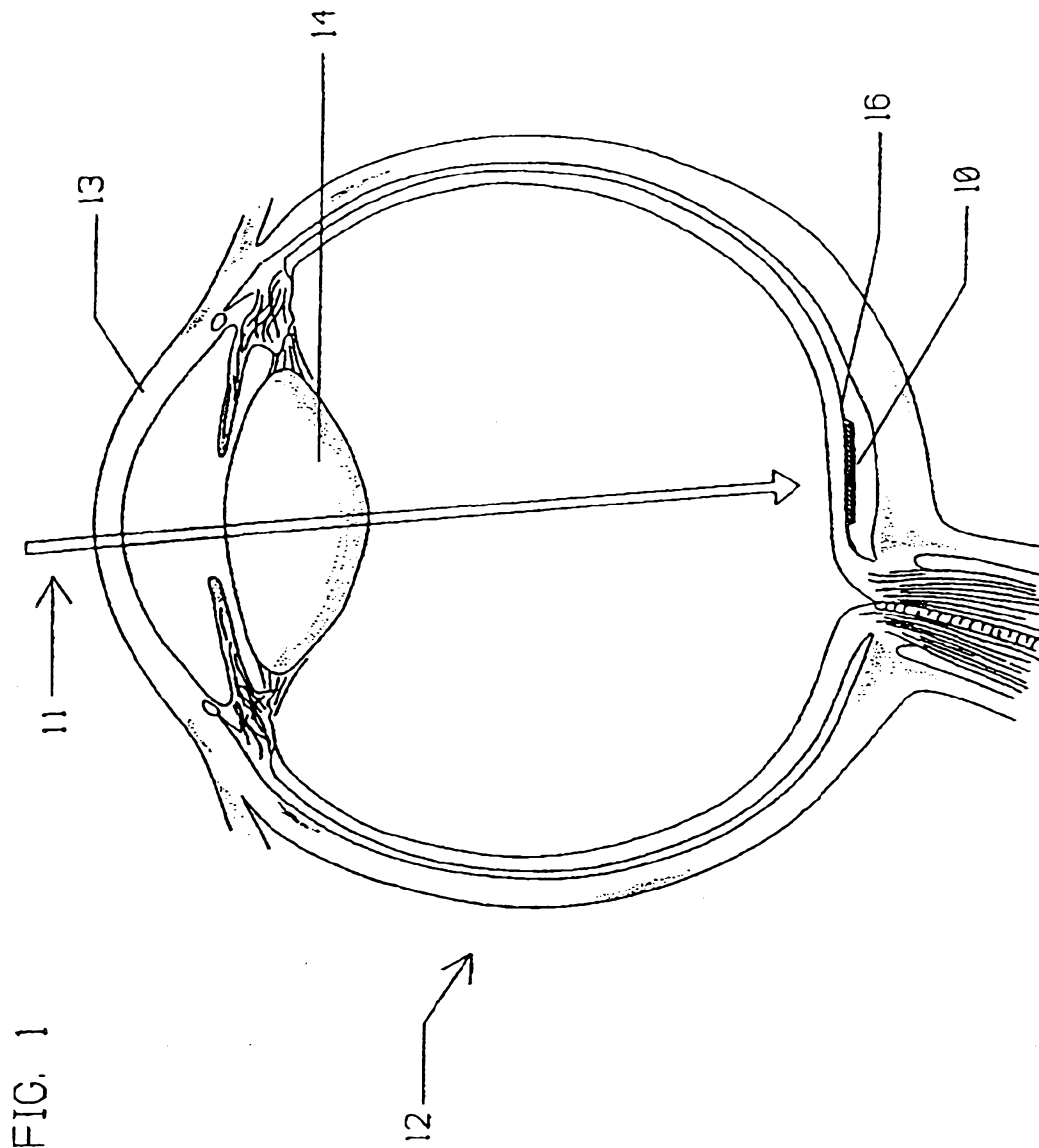
Szabadalmi és Védjegy Iroda Kft.

Aktaszámunk: **97637-8065/SZT/GL**
Ügyintézőnk: Szabó Zsolt



2013.09.02

KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDANY

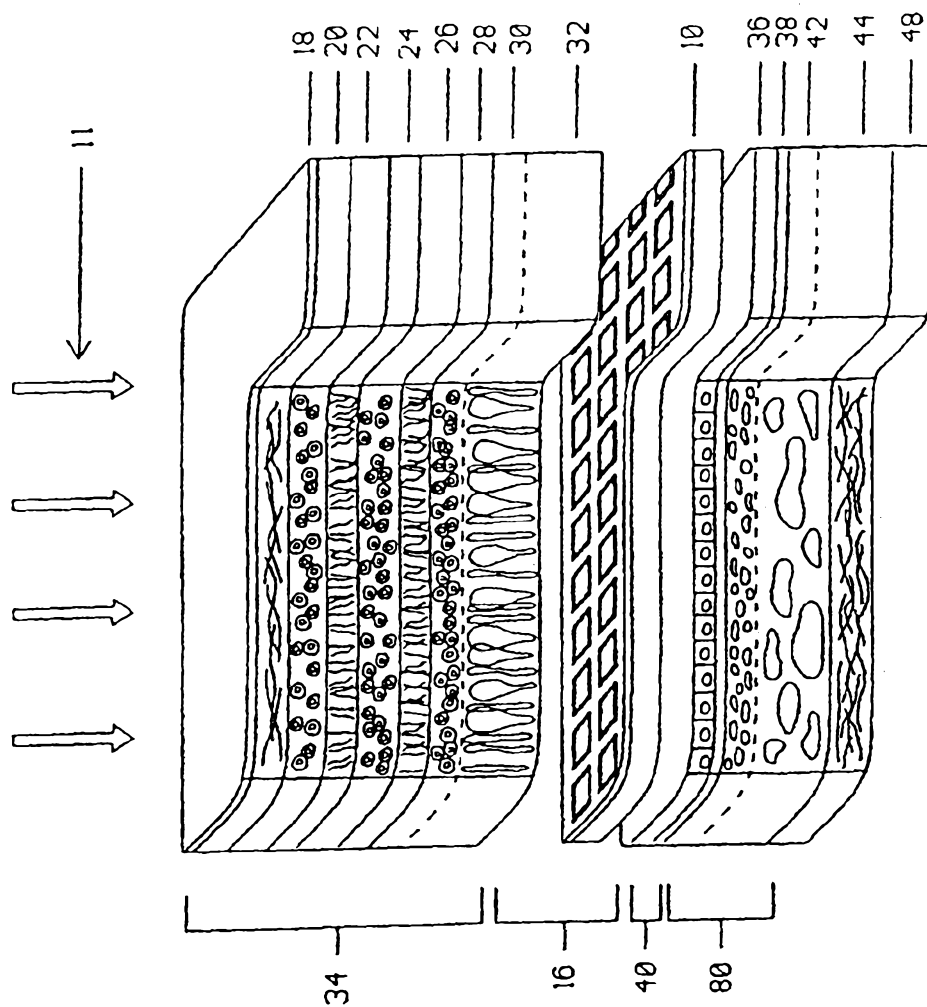
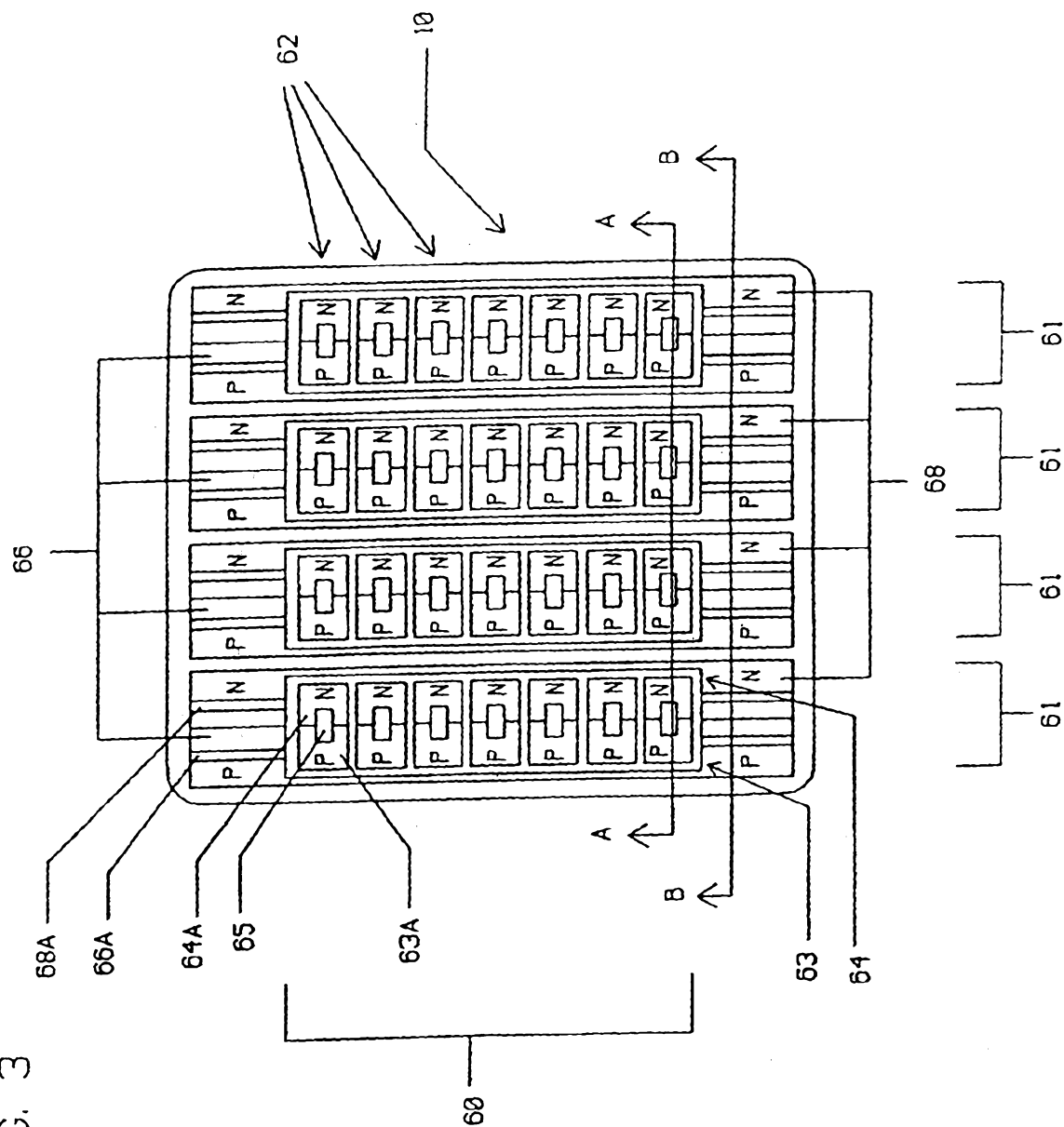


FIG. 2

KÖZZÉTÉTELI
PÉLDANY

FIG. 3



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDANY

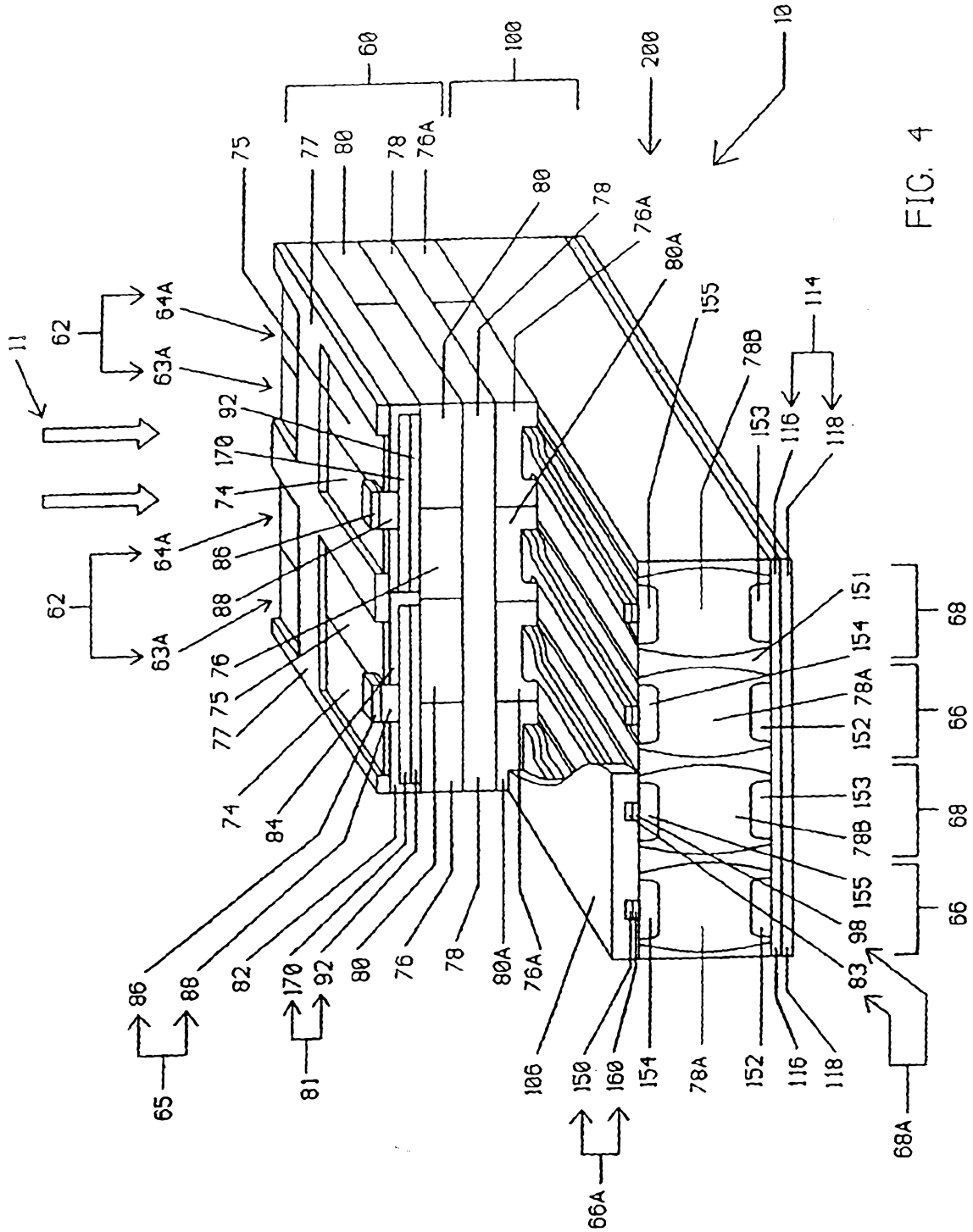


FIG. 4A

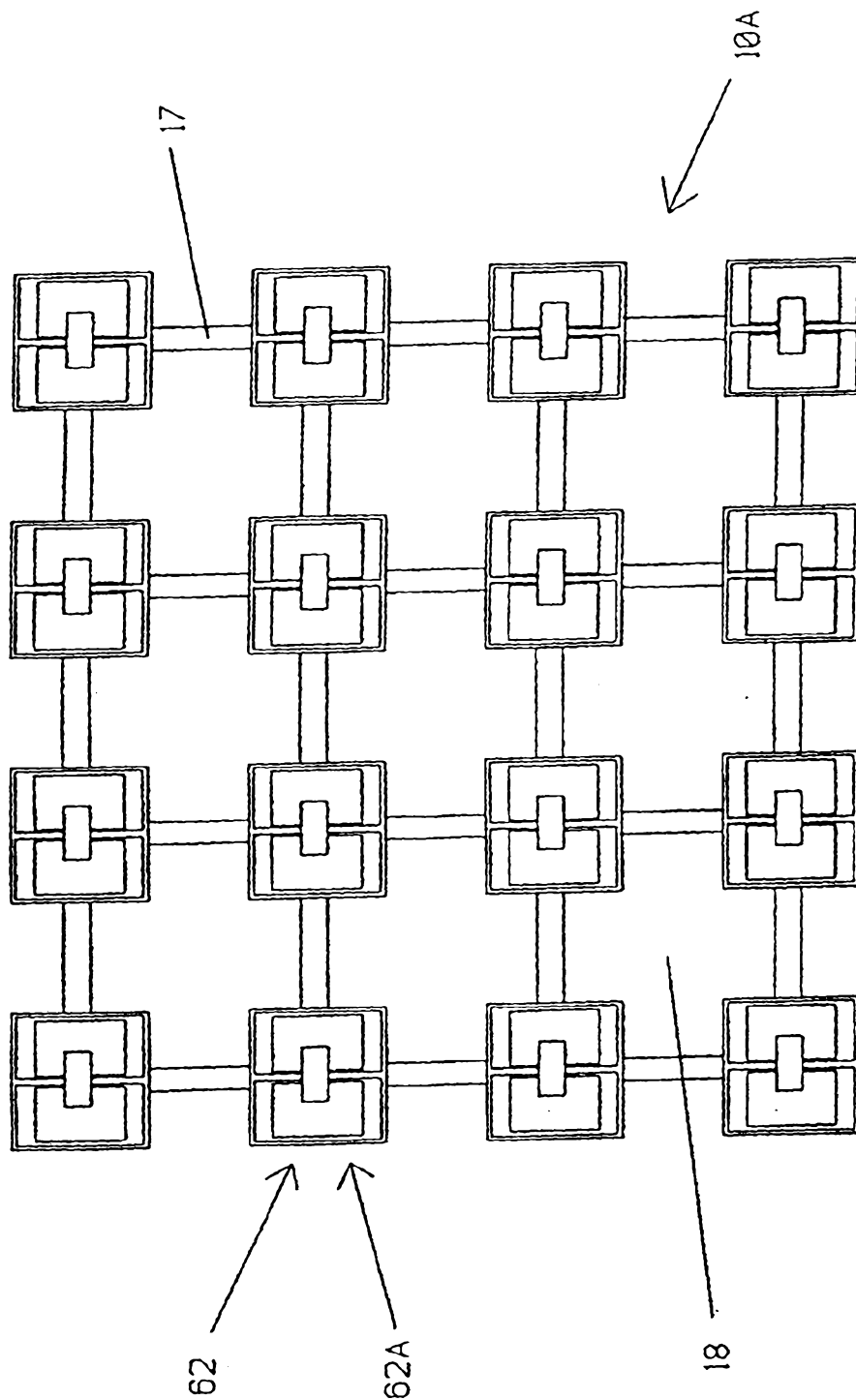


FIG. 5A

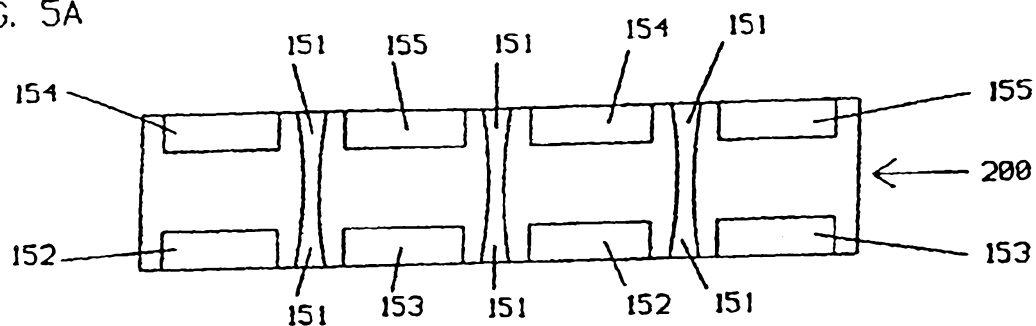
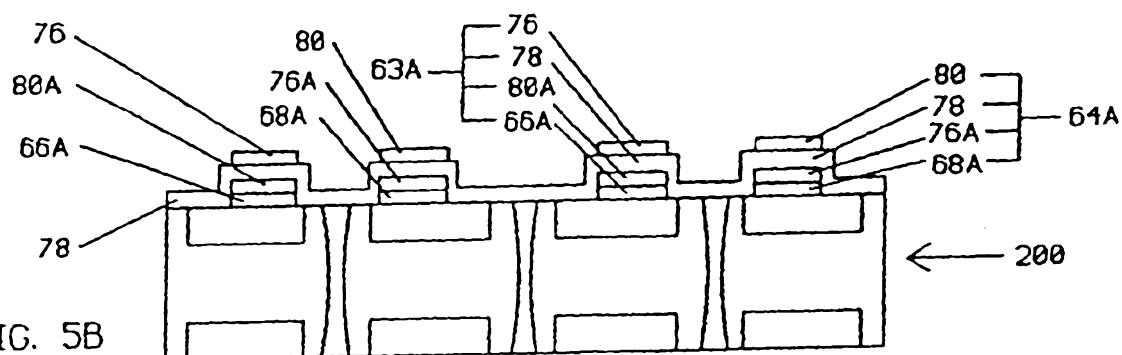
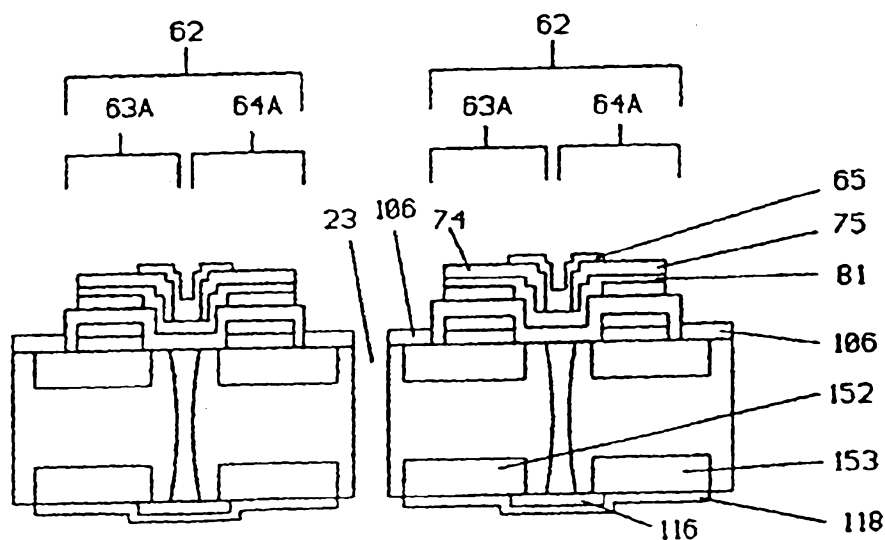


FIG. 5B



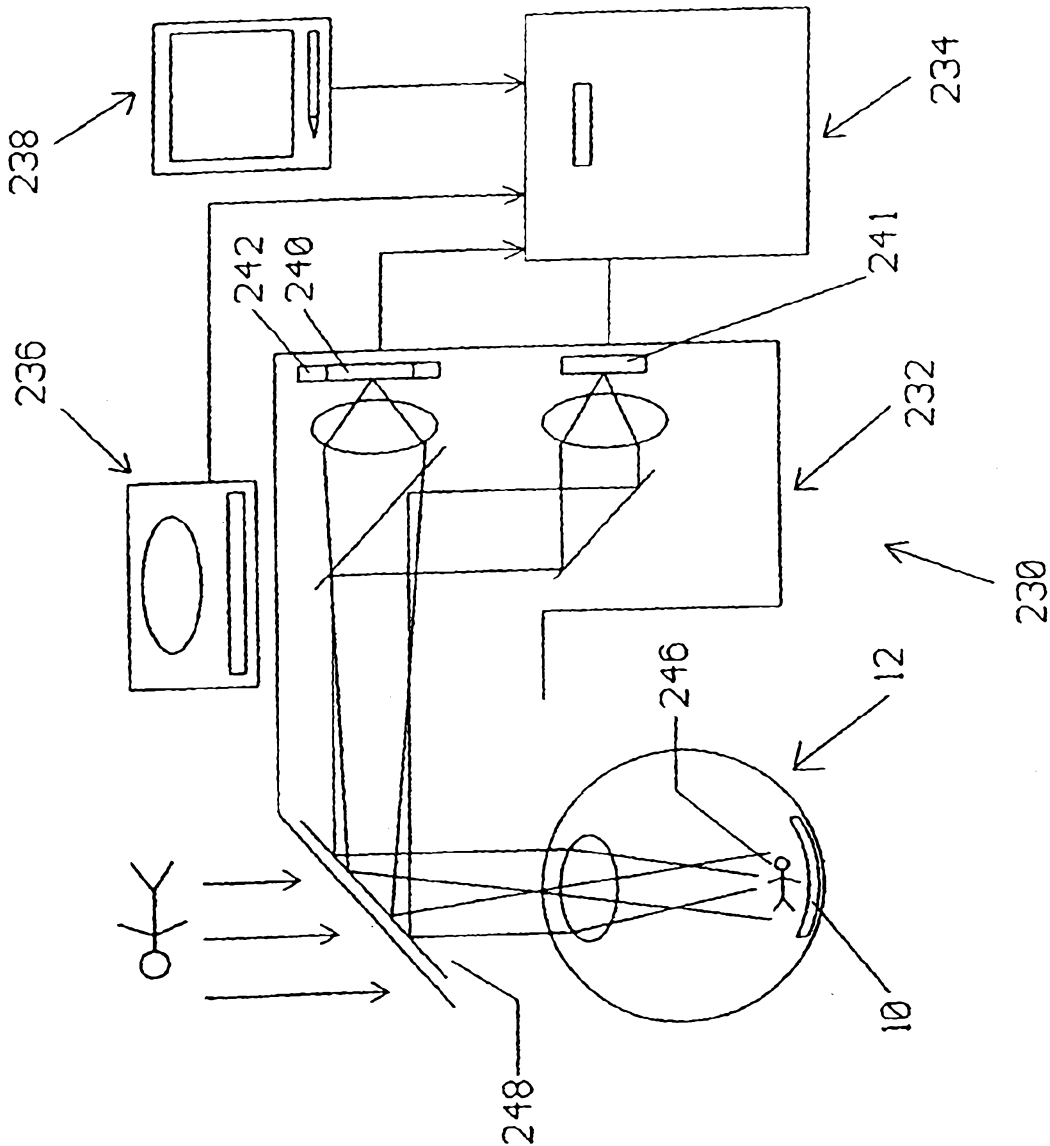
200 →

FIG. 5C



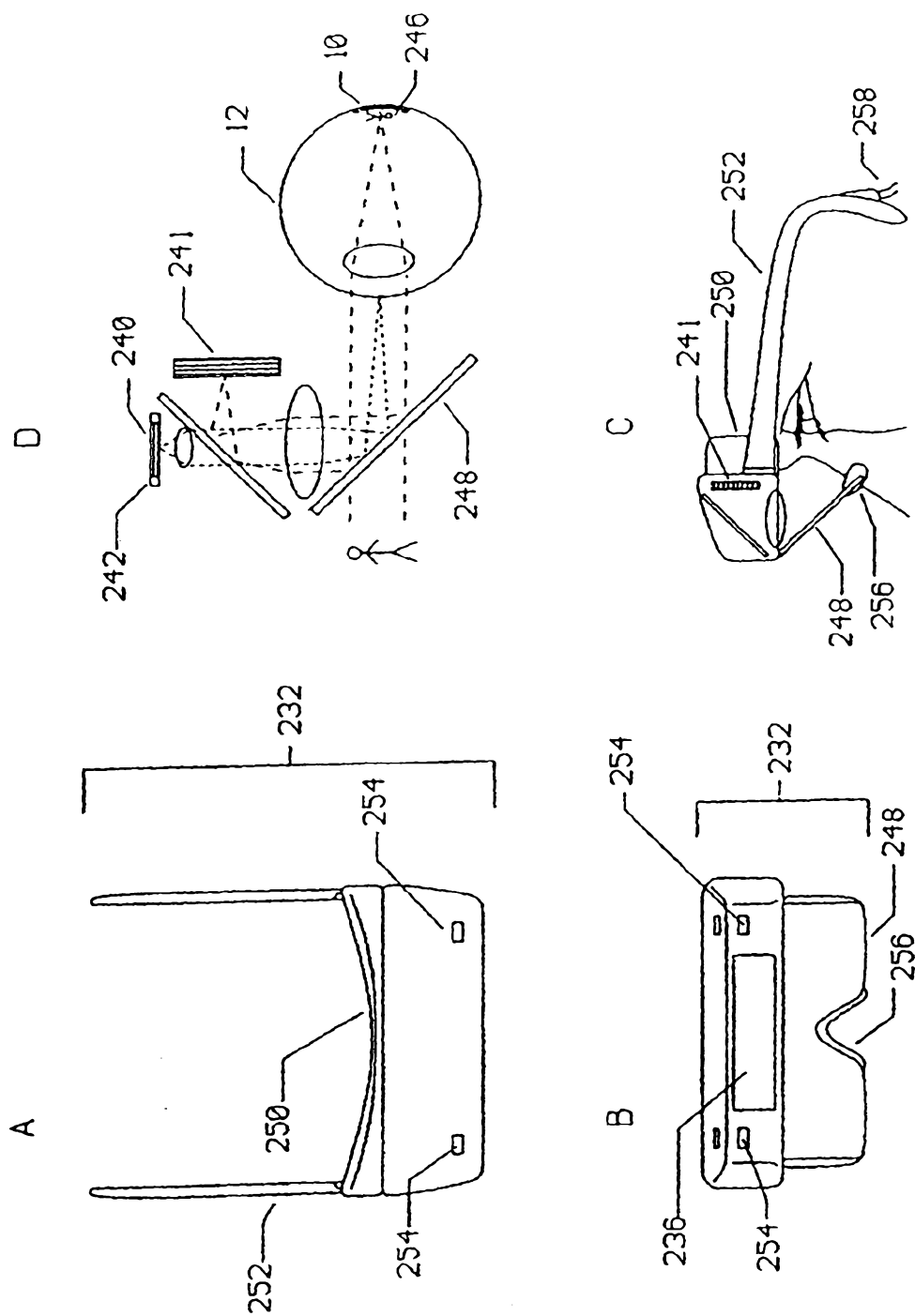
KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

FIG. 6



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

FIG. 7



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

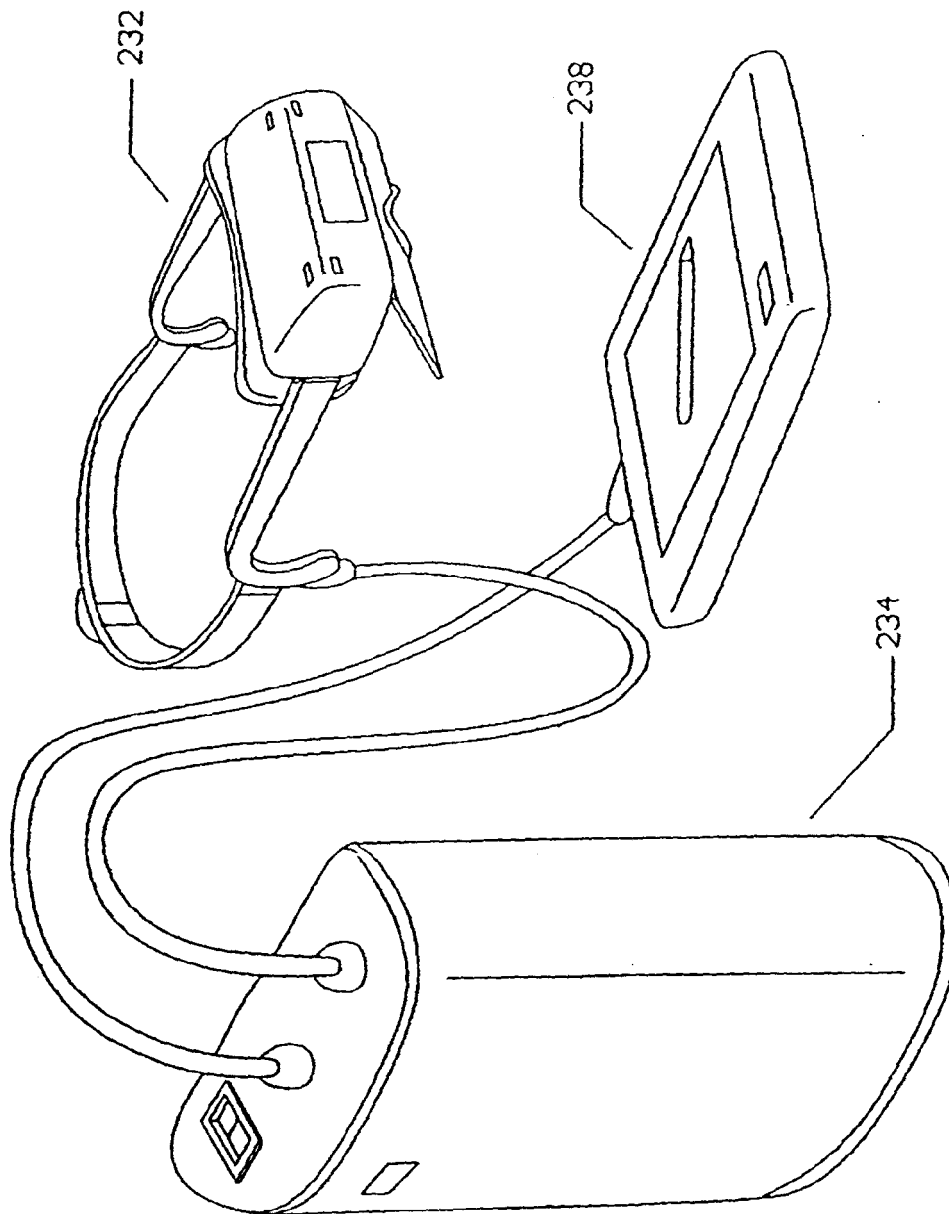
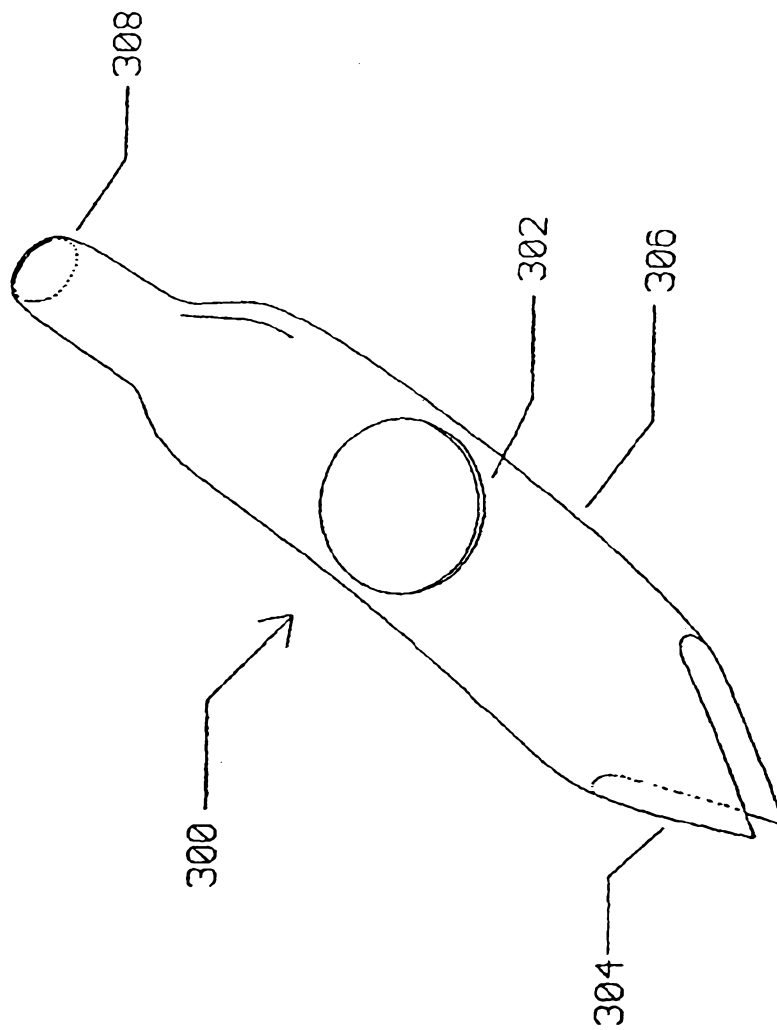
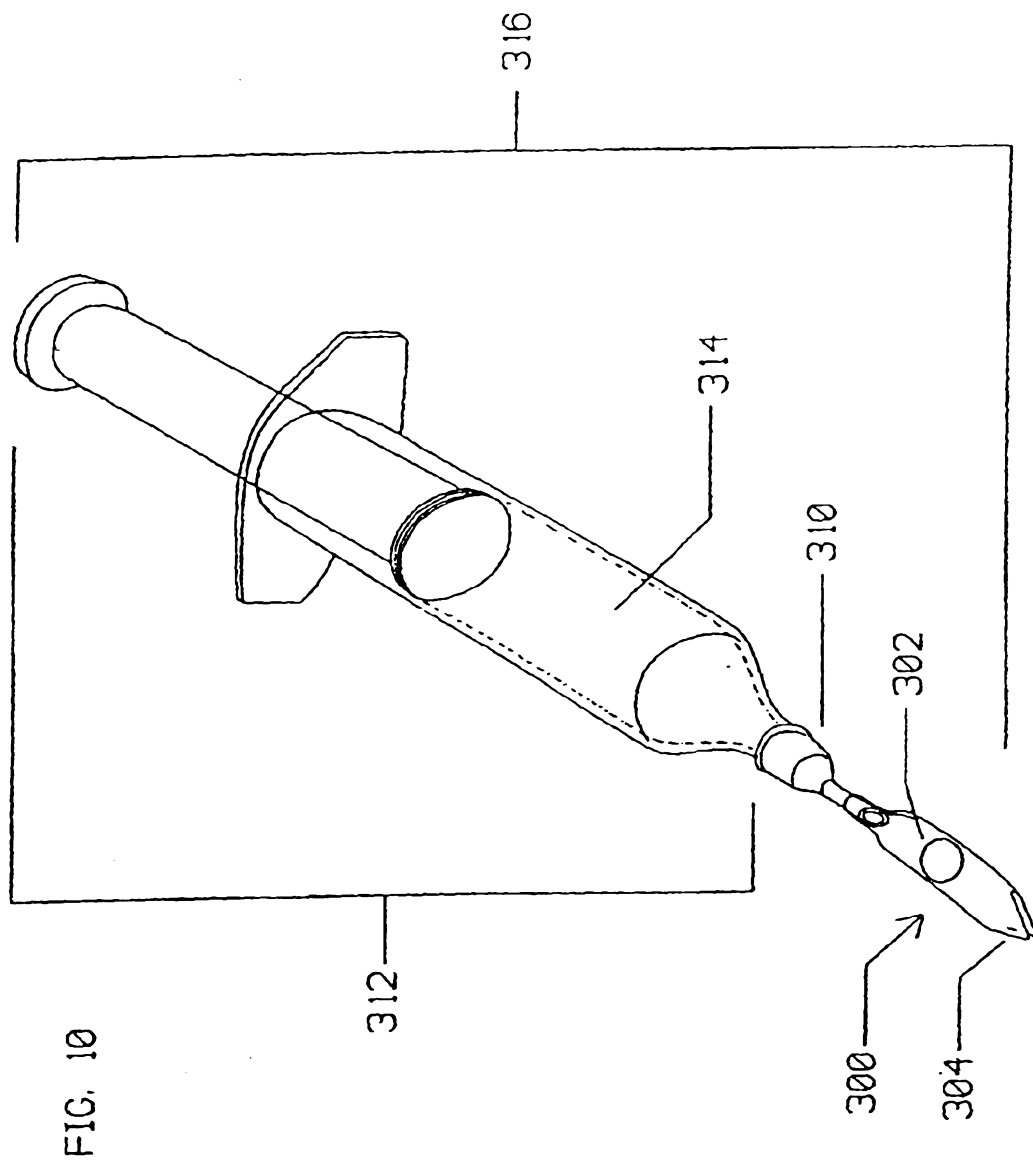


FIG. 8

FIG. 9



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY



KÖZZÉTÉTELI
PÉLDÁNY

