

(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2017 00546

(22) Data de depozit: 04/08/2017

(41) Data publicării cererii:
29/03/2019 BOPI nr. 3/2019

(71) Solicitant:

- UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE "CAROL DAVILA", STR. DIONISIE LUPU NR. 36, SECTOR 1, BUCUREȘTI, B, RO;
- UNIVERSITATEA POLITEHNICA BUCUREȘTI, SPLAIUL INDEPENDENȚEI NR.313, SECTOR 6, BUCUREȘTI, B, RO;
- UNIVERSITATEA DIN BUCUREȘTI, BD. MIHAIL KOGĂLNICEANU NR. 36-46, SECTOR 5, BUCUREȘTI, B, RO;
- TEHNOMED IMPEX CO S.A., ȘOS.PANTELIMON NR.1, SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- STOMATOLOGIE ITALIA SRL, CALEA DUDEȘTI NR.102, SECTOR 3, BUCUREȘTI, B, RO

(72) Inventatori:

- FUNIERU CRISTIAN, CALEA MOȘILOR NR.255, BL.55, SC.2, ET.4, AP.53, SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- TUDOSE DAN, BD.GHICA TEI NR.47, SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- DRAGOMIR DAN, STR.ARIEȘULUI NR.1, BL.203, AP.9, ALBA IULIA, AB, RO;
- SLUȘANSCHI EMIL IOAN, STR.FĂINARI NR.7, ET.2, AP.9/B4, SECTOR 2, BUCUREȘTI, B, RO;
- DOBRICĂ BOGDAN, STR.ATOMIȘTILOR NR.405, MĂGURELE, IF, RO;
- POPOVICI LAURA, STR.CAROL DAVILA NR.75, SECTOR 5, BUCUREȘTI, B, RO;
- CROITORU SORIN MIHAI, ȘOS.PIPERA NR.17-19, BL.3 D, SC.2, AP.22, SECTOR 1, BUCUREȘTI, B, RO;
- RĂESCU MIHAELA, STR.GRIGORE MANOLESCU NR.10-14, AP.43B, SECTOR 1, BUCUREȘTI, B, RO

(54) MICROSISTEM CU NANO-SENZORI DE CONTACT, UTILIZAT ÎN MONITORIZAREA ȘI STIMULAREA SECREȚIEI DE SALIVĂ

(57) Rezumat:

Invenția se referă la un microsistem cu nanosenzori pentru monitorizarea și stimularea secreției de salivă, destinat a fi utilizat în domeniul medical. Microsistemul conform invenției, ancorat în osul mandibular printr-un implant dentar (21), înglobat în masă de material biocompatibil (10), și alimentat de două baterii (8, 9), este alcătuit din semicarcasa inferioară și superioară (13, 15), în care sunt dispuse un microcontroler (1) conectat la un senzor de umiditate (3a) și la un senzor de pH (3b), prin intermediul cărora sunt culese date din saliva remanentă, niște electrozi de stimulare (11, 12), o antenă de emisie (2), prin care datele sunt transmise către un dispozitiv extern, pentru ca microsistemul să ajusteze secvența de stimulare în funcție de datele culese de senzori, și să emită un semnal compus din mai multe grupuri de impulsuri pentru neurostimularea nervilor implicați în reflexul salivar.

Revendicări: 4
Figuri: 4

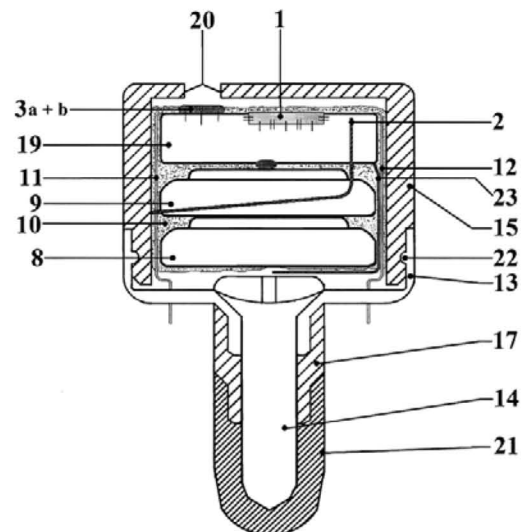


Fig. 1

Cu începere de la data publicării cererii de brevet, cererea asigură, în mod provizoriu, solicitantului, protecția conferită potrivit dispozițiilor art.32 din Legea nr.64/1991, cu excepția cazurilor în care cererea de brevet de invenție a fost respinsă, retrasă sau considerată ca fiind retrasă. Întinderea protecției conferite de cererea de brevet de invenție este determinată de revendicările conținute în cererea publicată în conformitate cu art.23 alin.(1) - (3).



MICROSISTEM CU NANO-SENZORI DE CONTACT UTILIZAT ÎN MONITORIZAREA ȘI STIMULAREA SECREȚIEI DE SALIVĂ

Descrierea invenției

Invenția se referă la un microsistem ancorat în osul mandibular printr-un implant dentar și folosit pentru electro-neurostimularea secreției de salivă cu ajutorul unor electrozi de mici dimensiuni.

Sunt cunoscute sistemele ce folosesc principiul electro-neurostimulării salivare cu componente de stimulare plasate în cavitatea orală. Din această categorie face parte sistemul cu elemente de stimulare reprezentate de două piese metalice rotunde de forma și dimensiunile unor oglinzi dentare pentru stimularea bilaterală a mucoasei orale. Principalele dezavantaje ale acestui tip de sistem sunt reprezentate de dimensiunile mari, atât ale pieselor intraorale cât și a ale dispozitivului de comandă, de discomfortul creat, de eficiența redusă și prezentă doar pe durata tratamentului și de prețul de cost ridicat (**B1, B2**). **Din aceeași categorie sunt cunoscute** sistemele ancorate pe diverse dispozitive amovibile, plasate în cavitatea orală, sau fixate pe dinți: (i) Ancorate maxilar: două plăcuțe cu mai mulți electrozi încorporați, ancorate printr-o plăcuță palatinală care se prinde de dinții maxilari (**B3 – US 4637405 A**). Principalele dezavantaje ale acestui sistem sunt volumul mare asociat cu discomfortul clinic și stimularea nervoasă deficitară. (ii) Ancorate mandibular: sistemele sunt formate dintr-un procesor, un senzor de umezeală, baterii, electrozi de stimulare și un dispozitiv extern de citire a datelor sau de stimulare voluntară. Ancorarea se realizează fie printr-o gutieră personalizată, obținută în laboratorul de tehnică dentară după amprentarea prealabilă a arcadei respective a pacientului (**B1, B4, B5, B6 – US 9566432 B2**), fie printr-un dispozitiv asemănător gutierei și fixat pe dinți (**B7 – US 7477947 B2**). Principala problemă a acestor sisteme este discomfortul clinic apărut pe parcursul tratamentului, datorat dimensiunilor lor relativ mari. **În același scop sunt cunoscute** și dispozitivele implantate în cavitatea orală sau ancorate pe implanturi dentare, reprezentând suprastructura dentară a acestora, dispozitive miniaturizate care elimină principalele inconveniente al sistemelor prezentate anterior: discomfortul clinic și eficiența scăzută. Astfel, unele sunt implantate în țesuturile orale și periorale (**B8 – US 6230052 B1, B9 – EP 1169083 A4**) dar alcătuirea lor este săracă în componente (nu au senzori încorporați). **Se mai cunoaște în același scop**, un dispozitiv care este practic cel mai apropiat de cel prezentat pe larg în această descriere: *coroana Saliwell*

(B1, B10). El conține următoarele componente: un microprocesor, două baterii, un senzor de umiditate, un receptor pentru unde infraroșii și doi electrozi. Toate aceste componente sunt înglobate într-o capsulă din material plastic și reprezintă dispozitivul intraoral. Sistemul este fixat pe un implant inserat în zona celui de-al treilea molar mandibular și este controlat printr-un dispozitiv extern (telecomandă). Principalele dezavantaje ale acestui dispozitiv sunt comunicarea greoaie prin unde infraroșii cu dispozitivul extern, pacientul fiind nevoit să deschidă gura și să apropie telecomanda pentru diversele comenzi și colectarea deficitară a datelor despre umiditate printr-un senzor de generație inferioară.

Problema pe care o rezolvă invenția este reprezentată de scăderea secreției de salivă datorată diverselor cauze (tratamente medicamentoase, afecțiuni autoimune, post-chirurgical, post-iradiere etc.), scădere care se asociază cu micșorarea concentrației factorilor imunitari salivari și a valorii pH-ului salivei remanente, ce determină diverse complicații la nivelul cavității orale (ex: cariile dentare, boala parodontală, infecțiile fungice ale mucoasei orale etc), prin realizarea unui microsistem ce reprezintă suprastructura unui implant dentar ancorat în osul mandibular, destinat stimulării nervilor implicați în reflexul salivar (lingual și bucal) și având ca rezultat creșterea fluxului salivar. Sistemul este caracterizat printr-o mai bună colecție, procesare și transmitere a datelor din mediul salivar datorită faptului că are la bază *comunicarea prin unde radio cu un dispozitiv extern de monitorizare și modulare a funcțiilor sale precum și doi nanosenzori de generație superioară, care înregistrează pe lângă umiditatea orală, și pH-ul din mediul salivar.*

Microsistemul, conform invenției, este alcătuit din următoarele componente: un *microcontroller (microprocesor)* cu un consum redus de energie, care oferă conectivitate Input-Output (analogic și digital) și, de asemenea, oferă unele mijloace de comunicare la distanță. El are un consum redus de energie și este capabil de conexiuni Bluetooth. Pentru a reduce cantitatea de energie consumată cât mai mult timp posibil, microprocesorul își va petrece cea mai mare parte a timpului într-o stare de consum redus de energie (“modul *sleep*”), unde consumul este de ordinul sutelor de nA și va programa trezirea internă la fiecare câteva secunde, pentru a citi valorile date de senzori. Microsistemul are doi senzori conectați la microcontroller care culeg date din mediul salivar: de umiditate (SUM) și de pH (SPH). Cei doi senzori au fost realizați pe suport de siliciu, folosind tehnologii specifice MOS. SUM este un senzor bazat pe modificarea proprietăților electrice ale unui mediu de test realizat din dioxid de siliciu, aflat între doi electrozi

metalici. Parametrii care variază cu umiditatea sunt capacitatea electrică și conductivitatea electrică, în funcție de aplicație, putând fi utilizați pentru determinări oricare dintre aceștia. SpH este un senzor bazat pe injectarea printr-o membrană selectivă, dublu strat, din nitrură de siliciu și oxid de siliciu, a protonilor direct pe electrodul poartă al unui tranzistor cu efect de câmp, pentru variația căderii de tensiune între drenă și sursă. Valorile parametrilor mășurați de către senzori nu pot avea o variație rapidă fără intervenția pacientului (de exemplu: consumul de lichide va crește foarte mult nivelul de umiditate, consumul de băuturi carbogazoase sau de dulciuri va crește în mod substanțial aciditatea, etc.). În cazul în care memoria sa internă este plină sau la cerere, microsistemul poate începe transferul de date către dispozitivul extern. Microsistemul este alimentat de două *baterii CR927*. Datele sunt transmise către dispozitivul extern printr-o *antena* reprezentată de un conductor normal, de lungime $\lambda/4$ ("quarter-wave antenna"). Fiind foarte intens energetic, transferul datelor a fost optimizat prin trimiterea de date în rafale, cât și prin păstrarea unei puteri de emisie mici a semnalului de transmisie care vor reduce durata transferului. Se poate calcula astfel un consum de curent mediu estimat considerând că doi parametri sunt mășurați în mod continuu de către dispozitiv la fiecare 2 secunde și transmiși dispozitivului extern tot atât de des. Valorile parametrilor sunt eșantionate cu ajutorul convertorului ADC intern, care are un consum de curent de sub 1mA, viteza de transmisie BLE fiind de 1Mbps. Microsistemul este proiectat și programat să emită un semnal compus din mai multe grupuri de impulsuri care au ca rezultat neurostimularea nervilor implicați în reflexul salivar (lingual și bucal) prin doi *electrozi de stimulare* confecționați din argint, cu diametrul de 0.4 mm și care sunt în contact cu șanțul perimplantar. Microsistemul este capabil să-și ajusteze singur secvența de stimulare în funcție de datele culese de senzori. Toate componentele prezentate până acum sunt înglobate într-o masă de rășină biocompatibilă (*conformal coating*), cu excepția părții terminale a electrozilor. Ansamblul este plasat apoi într-o *carcasă* externă compusă din două componente: a) *partea superioară* (capacul) are rolul de a închide carcasa dispozitivului, respectiv de a face hidroizolarea acestuia și se fixează pe partea inferioară printr-un clips. În vederea asigurării funcționalității antenei dispozitivului necesară traserii și recepției datelor la/de la distanță, precum și pentru asigurarea biocompatibilității, aceasta a fost executată din polipropilenă. Capacul prezintă un orificiu cu diametrul de 3 mm în dreptul ansamblului de senzori. b) *partea inferioară*, care este elementul de rezistență a carcasei, este executată din titan nealiat, pentru asigurarea biocompatibilității. În ea au fost realizate două

orificii prin care vor trece electrozii de stimulare și care vor fi în contact cu mucoasa periimplantară. Semicarcasa inferioară se indexează pe șurubul implantului în șase poziții, printr-o prismă hexagonală. Partea inferioară a carcasei se fixează pe un “prelungitor” care este confecționat în înălțimi diferite (personalizat), în funcție de grosimea mucoasei orale din jurul implantului. Partea inferioară a carcasei și “prelungitorul” sunt prinse cu ajutorul unui șurub executat tot din titan, care se înfiletează pe interiorul implantului. Implantul este inserat chirurgical în zona tuberculului piriform mandibular și are lungimea și diametrul adaptate suportului osos al pacientului și partea terminală apicală rotunjită. Microsistemul reprezintă astfel suprastructura implantului inserat în suportul osos mandibular. *Dispozitivul extern* este reprezentat de telefonul mobil al pacientului pe care este instalată o aplicație compatibilă. Aplicația este concepută pentru a avea două moduri de operare: “modul pacient”, cu ajutorul căruia pacientul poate urmări rezultatele colectate de la senzori (pH, umiditate, baterie), și „modul medic”, de specialitate, în care medicul dentist poate modifica de la distanță parametrii de semnal utilizați în electrostimulare. Modularea datelor este realizată în interfața grafică a aplicației.

Microsistemul, conform invenției, prezintă următoarele avantaje:

- transmisia radio a parametrilor mășurați în mediul salivar folosind protocolul *Bluetooth Low Energy* (BLE), ceea ce permite obținerea unui volum mare de date în unitatea de timp și a unei distanțe de aproximativ 1 m a comunicării microsistem intraoral – dispozitiv extern, prin părțile moi ale feței, nefiind necesară deschiderea gurii;
- durata de autonomie relativ mare a bateriilor microsistemului;
- nivelul de integrare a componentelor electronice;
- doi senzori de mici dimensiuni, dintre care în premieră un senzor de pH, care culeg rapid și cu mare acuratețe datele din saliva remanentă și care le transmit apoi microcontroller-ului, realizându-se în acest fel și cu ajutorul electrozilor de stimulare, un “arc reflex salivar artificial”;
- volumul mic al microsistemului, care face posibilă circumscrierea lui, ca și suprastructură a unui implant dentar, în volumul unui molar mandibular, fără a atrage forțe para-axiale destabilizatoare în dinamica aparatului dento-maxilar;
- carcasa rezistentă mecanic și puternic ancorată pe implantul dentar;

- nu necesită un dispozitiv extern special conceput și doar un telefon mobil compatibil cu aplicația special concepută.

Se redă în continuare un exemplu de realizarea a invenției, în legătură cu figurile 1 –

4. Potrivit invenției, amplasarea componentelor microsistemului (ex: microprocesor **1**, antenă **2**) pe placă, se face manual, sub microscop, iar lipirea într-un cuptor cu fază de vapori pentru a asigura calitatea lipiturilor. Pentru circuitul imprimat, tehnologia folosită este cea SMD, aplicată pe scară largă în industria de fabricație a calculatoarelor și dispozitivelor incorporate.

Pentru realizarea senzorilor de umiditate (SUM) **3a** și pH (SpH) **3b**, pe baza unor experimente anterioare, s-a ales un proces de fabricație specific tranzistorilor MOS. În cazul SUM, procesul de fabricație este doar un caz particular, redus al procesului de fabricație al ISFET-ului. SUM și SpH se realizează pe suport de siliciu de tip plachetă, cu dimensiunea standard de 10.16 cm (4”), dopat P, având orientarea 100, grosimea 525+/-25 μm și conductivitatea 5-10Ω.cm. Pentru faza de oxidare inițială, placheta se curăță inițial utilizând soluție DIP, timp de 10s, urmată de clătire cu apă deionizată, pentru 10 minute. Oxidarea inițială presupune creșterea unui strat de oxid de siliciu de 1μm, prin încălzirea în cuptor de difuzie Lindberg cu atmosferă controlată a plachetei pentru 20 de minute în atmosferă de oxigen uscat, urmată de 130 de minute în atmosferă de vapori de apă și de 20 de minute în atmosferă de azot, la 1100°C. În acest fel se obține un strat de oxid cu grosimea de 926 – 930nm, alcătuit din 200nm de oxid superior calitativ, care acționează ca interfață între substratul semiconductor și stratul de oxid de lucru, cu defecte în rețeaua cristalină produse de vaporii de apă. Următoarea etapă este cea de fotogravură. Depunerea fotorezistului pe suprafața acoperită cu oxid a plachetei de siliciu se face prin spin-coating, la 3000 rpm, obținându-se un strat de 1,2μm de fotorezist. Pentru creșterea aderenței acestuia la substrat, se introduce în etuvă pentru 30 de minute la 90°C. Pentru procesul de fotogravură se folosesc măști de 101.6 mm realizate din crom pe suport de sticlă. Pentru realizarea senzorilor de tip ISFET se realizează 4 măști: M1 – deschiderea secțiunilor de dopare a sursei și drenei ISFET-ului **4**, M2 – deschiderea canalului sursă-drenă **5**, M3 – deschiderea contactelor pentru sursă, drenă și substrat **6** și M4 – masca pentru metalizarea contactelor și a electrozilor de referință **7**. Pentru realizarea măștilor se utilizează elemente structurale de 3000 x 3000 μm, marcate singular cu markeri fini crescători în dimensiune pentru o aliniere ușoară a măștilor și utilizând markeri grosieri, cu aceeași dimensiune cu a elementelor structurale pentru poziționarea inițială. Markerii grosieri sunt realizați asimetric pentru a permite

alinierea facilă a măștilor. Expunerea măștii M1 4 se realizează utilizând radiație ultravioletă pentru 3-4s. În urma acestui proces, placheta se dezvoltă timp de 20s. Procesul continuă cu fixarea prin tratament termic în etuvă, la temperatura de 110°C timp de 30 de minute. Etapa următoare în realizarea senzorilor este corodarea pentru 12 minute în soluție buffer, 6:1 în volum NH_4F 40% respectiv HF 49%. Pentru îndepărtarea ulterioară a fotorezistului, se expune placheta la radiație UV pentru 4 secunde, fără a mai folosi o mască, urmată de dezvoltare și spălarea reziduurilor rămase cu acetonă. Pentru îndepărtarea resturilor organice și minerale, urmează o curățire în soluție Piranha – 3:1 în volum, acid sulfuric și respectiv peroxid de hidrogen – timp de 10 minute, urmată de 10s în soluție DIP. Placheta se clătește apoi în apă deionizată pentru 10 minute. Având regiunile pentru sursă și drenă definite, se trece apoi la procesul de dopare a materialului respectiv cu fosfor, pentru realizarea joncțiunilor PN pe substrat P prin dopare N. Procesul de difuzie este compus din pre-difuzie, prin care materialul dopant este introdus în substrat, urmată de difuziune prin care dopantul difuzează în secțiunea materialului. Difuzia este controlată ulterior prin spargerea unui fragment din placheta de siliciu și observarea prin microscopul optic a așezării soluției saturate de suflat de cupru pe secțiune, acesta având aderență doar pe secțiunea difuzată. Pentru doparea de tip N, cu fosfor, se poate testa inițial un proces de pre-difuzie la 1000°C timp de 10 minute în cuptor cu atmosferă controlată de POCl_3 . Procesul de difuzie se realizează în trei pași, toți la temperatura de 1000°C: în atmosferă de oxigen uscat, pentru 10 minute, în atmosferă de vapori de apă pentru 30 de minute și în atmosferă de azot pentru 20 de minute. În acest fel, regiunile dopate sunt protejate de un strat suplimentar de oxid de siliciu. Pasul următor în realizarea senzorilor este corodarea oxidului inițial și deschiderea canalului ISFET pentru a putea intra în contact cu soluția ce urmează a fi măsurată. Pentru această operație se folosește masca realizată specific pentru acest pas, M2 5. Procesul se repetă ca în cazul M1 4, prin calibrarea fotorezistului, curățarea chimică a plachetei, fixarea fotorezistului pe plachetă prin tratament termic, expunerea plachetei, dezvoltarea inițială și curățire chimică folosind soluție Piranha pentru 10 minute și DIP pentru 10 secunde. Parametrii de proces nu se modifică în realizarea acestei măști. Pentru îndepărtarea stratului de oxid de pe canal, se utilizează din nou soluție buffer, verificând permanent aderența lichidului la canal. Placheta se expune din nou, de data aceasta fără mască pentru îndepărtarea fotorezistului, urmată de dezvoltare și curățarea urmelor de fotorezist cu acetonă, urmată de curățirea chimică folosind soluțiile Piranha și DIP. În continuare, se construiește stratul de oxid, parte a elementului sensibil

al ISFET-ului. Având în vedere calitatea ridicată și defectele minime ale rețelei cristaline necesare, procesul de oxidare se realizează exclusiv în atmosferă de oxigen uscat, pentru 20 de minute la temperatura de 1100°C. Rata de creștere a oxidului este de aproximativ 5 nm/min, rezultatul final, măsurat cu ajutorul reflectometrului pe o secțiune de siliciu martor are grosimea cuprinsă între 84 și 89 nm. Se repetă procesul de expunere și corodare folosind masca M2 5 pentru fotogravură și soluție buffer pentru îndepărtarea stratului de oxid MOS. Pentru îmbunătățirea caracteristicilor tranzistorului și apropierea răspunsului de curba teoretică, deasupra stratului de oxid de siliciu se crește un strat de Si_3N_4 . Depunerea nitrurii s-a realizat în plasmă de radiofrecvență. Temperatura de depunere este în jur de 330°C, pentru 9 minute, cu frecvență mixtă – 13.56MHz și 380kHz – folosind ca precursori SiH_4 120 sccm, NH_3 75 sccm și N_2 1150 sccm, cu o putere de 600W și presiunea de aproximativ 146Pa. Mixarea frecvenței permite generarea speciilor reactive pentru frecvențele înalte și controlul bombardamentului ionic prin frecvențele joase. Nitrura de siliciu se păstrează doar în regiunea canalului sursă-drenă, drept urmare placheta se supune din nou procesului de fotogravură cu ajutorul măștii M2 5. Pentru corodarea nitrurii se utilizează gravarea cu plasmă, utilizând o putere de 250W cu o presiune de 20Pa și un amestec de CHF_4 40 sccm și O_2 10 sccm, pentru 40 de secunde, corespunzătoare unei grosimi de 65nm. Placheta se curăță apoi chimic și va fi pregătită pentru următoarea etapă, aceea de accesare a contactelor prin stratul de oxid de siliciu. Tranzistorul dezvoltat are electrozi pentru sursă, drenă și substrat. Se utilizează masca dezvoltată M3 6 pentru eliberarea contactelor, utilizând procesele descrise anterior, urmate de corodare în soluție buffer. Timpul de corodare este de aproximativ 4 minute. Placheta va fi apoi din nou curățată chimic. Ultimul pas în realizarea sensorului este metalizarea contactelor. Pentru metalizare se poate utiliza argintul 3i. Metalizarea se realizează prin magnetron sputtering, depunându-se un strat de 300nm. În urma acestui pas se realizează fotogravura utilizând masca M4 7. Folosind aceleași procese descrise anterior, pe un substrat de siliciu acoperit cu un strat de 700nm de oxid de siliciu se depune aur pentru realizarea senzorilor de umiditate. În această situație se utilizează o mască diferită pentru realizarea structurilor pe substrat. Pentru corodarea metalizărilor ambilor senzori se utilizează soluție 0.01M de $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ în 0.1M $\text{K}_2\text{S}_2\text{O}_3$. Ariile minime de detecție 3ii sunt reprezentate în figura 4.

Se iau câte un model se senzori (SUM 3a și SpH 3b) și se conectează la microcontroller 1, pe polul superior al plăcii circuitului. Placa cu senzorii atașați se conectează apoi la cele două

baterii **8, 9**, iar întreg ansamblul se înglobează în rășină (*conformal coating*) **10**. Un strat fin de rășină este depus și pe electrozii de stimulare **11, 12**, mai puțin pe partea terminală a acestora care vine în contact cu mucoasă orală periimplantară.

Procesul tehnologic de execuție a carcasei dispozitivului este reprezentat integral de operațiile clasice de prelucrare prin așchiere, atât pentru piesele executate din titan (semicarcasa inferioară **13**, șurub de prindere **14**) cât și pentru semicarcasa superioară **15**, executată din polipropilenă. Toate elementele componente ale carcasei dispozitivului sunt executate prin strunjire exterioară și interioară, găurire și frezare pe mașini-unelte de mecanică fină, respectiv mașini-unelte de precizie destinate pieselor de dimensiuni mici. Singura operație de prelucrare prin deformare plastică este executarea locașului hexagonal din șurubul de prindere **14** care fixează semi-carcasa inferioară **13** prin orificiul central al acesteia **16**, de prelungitor **17** și pe filetul interior al implantului, care se realizează tot pe strung, însă prin intermediul unui poanson montat în păpușa mobilă a strungului, care deformează locașul hexagonal pornind de la o pregăurire. În final se execută două orificii **18** de 1 mm diametru fiecare, pe partea inferioară a carcasei (din titan) **13**, pentru electrozii de stimulare **11, 12**, care pornesc din placa circuitului **19**, și un orificiu **20** de 3 mm diametru pe partea superioară (capacul din polipropilenă) **15** pentru senzorii SUM **3a** și SpH **3b**. După inserția chirurgicală a implantului **21** și montarea semi-carcasei inferioare **13**, activarea dispozitivului se produce prin presiune pe capacul carcasei **15** până se închide prin clipsul de prindere **22**, prin inițierea unui contact între polul pozitiv al setului de baterii **8, 9** și un contact flexibil **23**.

REVENDICĂRI

1. Microsistem pentru neuro-electrostimularea secreției de salivă, alimentat de două baterii de mici dimensiuni (8, 9), înglobat în masă de material biocompatibil (10), cu doi electrozi de stimulare din metal (11, 12), ce reprezintă suprastructura unui implant dentar (21) inserat în osul mandibular, **caracterizat prin aceea că** are în componență doi senzori: de umiditate (3a) și pH (3b), un microprocesor (1) cu consum mic de energie capabil să primească și să transmită date prin unde radio cu ajutorul unei antene de mici dimensiuni (2), de la și către un telefon mobil/tabletă ce are (au) instalată(e) o aplicație compatibilă, montat într-o carcasă cu bază de rezistență confecționată din titan (13) și capac din polipropilenă (15).
2. Senzor miniaturizat pentru determinarea umidității (3a) ce face parte dintr-un microsistem conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că** se conectează direct la un microcontroller (1) și este realizat într-un divizor rezistiv, având o dependență liniară inversă a rezistenței cu umiditatea relativă, în intervalul 4-10K Ω (100% umiditate relativă) – 400-700K Ω (10% umiditate relativă).
3. Senzor miniaturizat pentru determinarea umidității (3a) ce face parte dintr-un microsistem conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că** se conectează direct la un microcontroller (1) și este realizat prin măsurarea timpului mediu de descărcare al capacității proprii, având o dependență liniară directă a capacității cu umiditatea relativă, în intervalul 2pF (10% umiditate relativă) – 15pF (100% umiditate relativă).
4. Senzor miniaturizat pentru determinarea pH-ului (3b) ce face parte dintr-un microsistem conform revendicării 1, **caracterizat prin aceea că** se conectează direct la un microcontroller (1) și este realizat prin măsurarea căderii de tensiune între drenă și sursă, obținând o dependență liniară cu valoarea pH-ului, în medie de 28mV/pH, în situația în care tranzistorul este polarizat de la o sursă de alimentare stabilizată, de 3.30V iar curentul este limitat printr-un rezistor de 10K Ω .

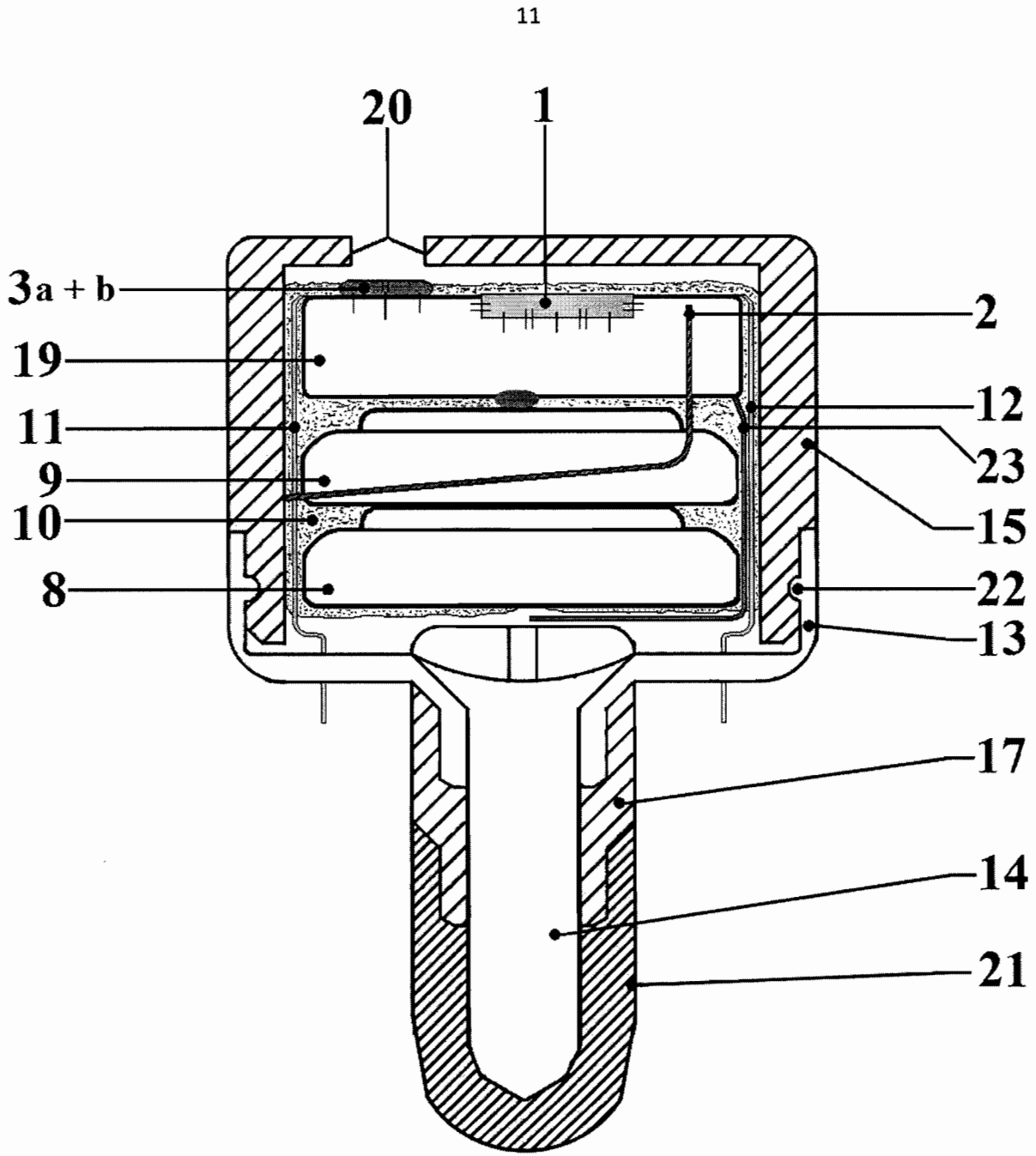


Fig. 1

12

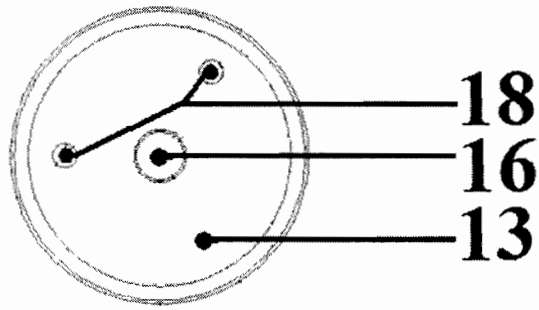


Fig. 2

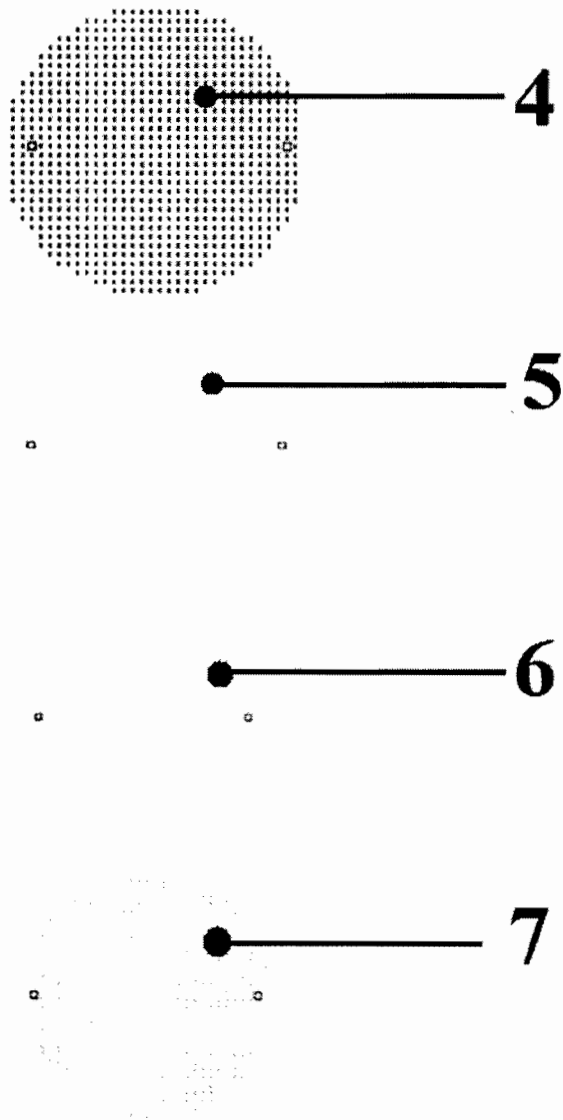


Fig. 3

13

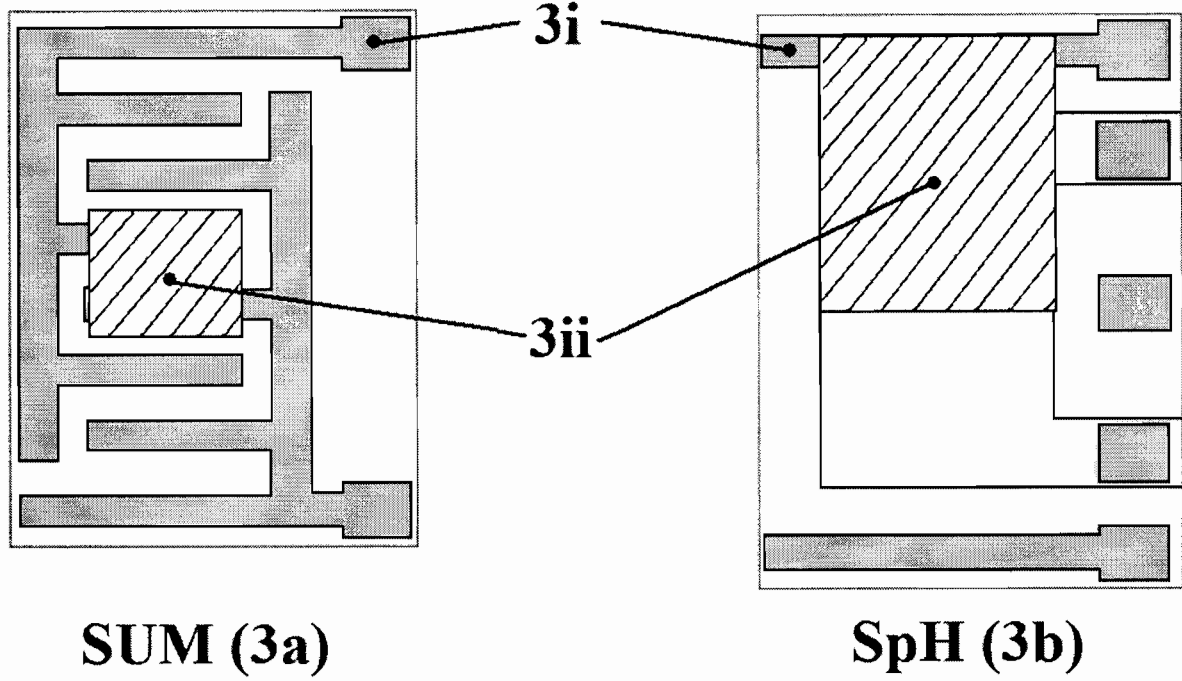


Fig. 4