

Изисквания към металните материали за дентални импланти - преглед

Мариана Илиева

Requirements for metal materials used for dental implants – a review: Metals are widespread as a material for dental implants due to their mechanical properties. This paper introduces oral environment conditions and respective properties that a metal material has to possess in order to fulfil successfully as a material for dental implant. This review demonstrates that dental implants are subjected to a complex impact of mechanical, electrochemical and biochemical interactions that imply mechanical and corrosion damage, and loss of osseointegration.

Key words: Metal materials, Dental implants, Biocorrosion, Biocompatibility.

I. ВЪВЕДЕНИЕ

В доклада на Световната Здравна Организация за 2003 г. е подчертан фактът, че здравето на устната кухина е неделима част от общото здравословно състояние, и е особено важно за благосъстоянието на отделния индивид [20]. Съществен елемент в поддържането и възстановяването на доброто състояние на устната кухина е използването на дентални импланти. *Имплантите са изкуствени структури, чиято цел е да заменят или да стабилизират увредени части или функции на човешкото тяло [14].* С помощта на денталната имплантология обикновеният три-членен мост може да се замени само с един единичен имплант с корона. Следователно, денталните импланти са предназначени да заменят липсващите естествени корени на зъбите, а в случая на мини дентални импланти – и да осигурят неподвижност. С помощта на денталните импланти не само се възстановяват нормалната работа на дъвкателния и говорния апарати, но и самата процедура по тяхното поставяне е по-щадяща за пациента отколкото при използването на мостови конструкции.

Металните материали се използват широко в имплантологията заради добрите си механични свойства. Настоящата работа представя преглед на условията, в които работят денталните импланти, и на произтичащите от тях изисквания към металните материали за дентални импланти.

II. УСЛОВИЯ В УСТНАТА КУХИНА И ОСНОВНИ ИЗИСКВАНИЯ КЪМ МЕТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ ЗА ДЕНТАЛНИ ИМПЛАНТИ

Материалите, от които се изработват импланти, включват различни полимери, метали и керамики [13]. Възможността за използването им в имплантологията зависи от техните физични, химични, механични и биологични свойства, които са взаимосвързани, и в много случаи подобряване на едно от тях води до влошаване на друго. Най-важното свойство, което е необходимо да притежават тези материали, е тяхната **биосъвместимост**. Съгласно [11], биосъвместимостта включва приемане на изкуствен имплант от обкръжаващите го тъкани и от организма като цяло. При контакта си с живата тъкан биосъвместимите материали не причиняват алергични реакции и възпаления. Те не проявяват токсично, мутагенно или канцерогенно действие. Биосъвместимостта може да се дефинира и като „състояние на съвместно съществуване между биосъвместим материал и физиологична среда така, че те да не оказват нежелани ефекти един на друг“ [6]. За материалите, от които се изработват импланти, биосъвместимостта включва и способността на повърхностите им да не възпрепятстват формиране на костна тъкан върху тях (**остеоинтеграция**). Важна последица от остеоинтеграцията е създаването на граница, способна да разпределя функционалното натоварване върху обкръжаващите импланта тъкани по нужния за нормалната работа на организма начин [2]. Успешната остеоинтеграция се счита за едно от условията за успешна имплантация.

За имплантите в денталната медицина биосъвместимостта е в зависимост и от: 1) **механичните и еластичните** им свойства (якост, твърдост, износостойчивост, модул на еластичност); 2) възможността за **биокорозия**, определена от **корозионните** активности на средата и свойства на материала, от който са изработени; 3) състоянието на **повърхностите им**. Денталните импланти работят в циклично изменящи се условия, а именно промяна в натоварването, на което са подложени, и в средата, с която контактуват.

II. 1. Нужните механични свойства се определят от **дъвкателната сила**. Перпендикулярно на повърхността на зъбите тази сила варира от 40 N до 1250 N, с най-големи стойности в областта на кътниците, докато резците са подложени на с около 10% по-малко натоварване [13]. Според [2] разпределението на дъвкателната сила е следното: от 200 N до 880 N в областта на кътниците, и от 50 N до 222 N в областта на резците. Понякога тази сила може да достигне дори 3500 N [13] (при бруксизъм). Тангенциалната компонента на дъвкателната сила е приблизително 20 N [2]. Дъвкателната сила се прилага циклично, така че зъбите са подложени на сложно натоварване. За да могат денталните импланти да изпълняват функцията си, материалът, от който са изработени, трябва да притежава **якостни и еластични характеристики**, определени от дъвкателната сила, а геометрията и повърхностите им - да позволяват тази сила да се разпределя между импланта и околните тъкани **без износване** на имплантната повърхност.

Оздравителният процес на костите след имплантация се повлиява в голяма степен от тяхното механично натоварване. От специализираната литература е известно, че липсата на механични напрежения затруднява възстановяването на костите, а резултатът е костна атрофия [17, 19, 12]. Разпределението на напреженията между импланта и контактуващата с него кост зависи от **разликата в модулите им на еластичност** – колкото по-малка е тя, толкова по-равномерно е разпределението на напреженията между импланта и костта. За костите модулът на еластичност е около 20 GPa [13]. Металните материали, използвани за импланти, имат по-висок модул на еластичност, и това е причина за т. нар. „екраниране на напреженията“ (stress shielding) – на границата „имплант с висок модул на еластичност – кост“ прехвърлянето на натоварването е затруднено, като костта остава ненатоварена. Това налага необходимостта от разработване на материали за импланти с модул на еластичност, възможно най-близък до този на костта [17, 19, 12].

II. 2. От гледна точка на **корозионни разрушения**, пригодността на металните материали за изработване на импланти се оценява по скоростта им на корозия в специфичната среда. Съгласно стандарта EN ISO 22674:2007, скоростта на корозия на материалите за импланти не бива да превишава **14,3 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ за ден** в условията на устната кухина.

Възможности за биокорозия на метални дентални импланти. Корозионните разрушения на имплантите (биокорозията) представляват риск както за самия имплант, така и за приемащия го организъм – освободените в резултат на корозия йони могат да провокират алергии, хронични възпаления и други нежелани реакции. Наличието на разнородни метални материали в устната кухина е предпоставка за възникване на **гальванични корозионни елементи (обща корозия)**, а разгледаните по-горе механични въздействия – за **корозионна умора и трибо-корозия**.

Корозионното поведение на материалите зависи, освен от присъщите им свойства, и от свойствата на средата, в която те са разположени. **Средата**, в която имплантите работят, се характеризира със сравнително висока (спрямо стайната) **температура**, изменящ се **водороден показател**, и е богата на **протеини и бактерии**. Всички тези фактори променят механичните характеристики на материалите така, че опитно определените им стойности при стайна температура и в атмосфера приемат по-ниски стойности при работа на импланта в устната кухина.

Температурата в устната кухина може да има стойности в интервала от близо до 0 °C до около 70 °C в зависимост от приеманите храни и напитки [18, 8].

Последните влияят върху водородния показател на слюнката и чрез изменение на количеството и на скоростта на движение, при което се изменя и съставът ѝ. Известно е, че **pH на стимулирана слюнка на здрави възрастни е около 6,80**, докато при стимулация нараства до 8,50. За някои хора и при болестни състояния pH намалява дори до около 4 [15, 24, 4, 15, 3, 22, 23, 26, 1, 8]. В [8] като интервал, в който се изменя **pH в устната кухина** след прием на плодов сок и лекарства, са дадени стойности на pH съответно 2 и 11. От това следва, че откритите към устната кухина части на имплантите ще са изложени на въздействието на променлива, нееднородна по химичен състав среда. Възпаленията, които съпровождат имплантацията, също водят до местни промени във водородния показател на границата между импланта и околните тъкани: докато нормалната стойност на pH за извънклетъчните течности е 7,35 – 7,40 [26], то характеристика на възпалителния процес е локалното подкиселяване, като това допълнително затруднява образуването на нова костна тъкан [25]. Изменящата се концентрация на H^+ предполага възникване на **концентрационни галванични елементи** - ролята на анод ще изпълняват участъците от импланта, които са в контакт с по-киселата среда. Разтворените в слюнката депасиватори са основа на възможността за локални корозионни разрушения – **питингова и процепна корозия**. Очаква се, че процепна корозия на имплантите би могла да се осъществи *при местно нарушение в целостта на лигавицата около импланта*, както и при по-сложни форми на имплантите, т.е. във всички случаи, в които е възможно имплантът да контактува с малки по обем области, към и от които дифузията на разтворени в слюнката йони е ограничена.

Протеините, съдържащи се в слюнката, имат разнопосочно действие върху корозионната устойчивост на имплантите. При белтъчна адсорбция се затруднява репасивацията на повърхността на импланта, а това е предпоставка за локални корозионни разрушения. От друга страна, адсорбираният слой протеини действа подобно на пасивен слой, като не позволява прехода на метални йони от импланта в обкръжаващата среда [10].

Всички разгледани по-горе корозионни процеси се благоприятстват от непрекъснатата доставка на деполяризатор (O_2) и от повишената в устната кухина температура (32 °C – 37 °C при липса – 37 °C при прием на храни и напитки [8]).

II. 3. Непосредственият контакт между импланта и живите тъкани показва, че **състоянието и свойствата на повърхността** на импланта са определящи за успешната остеоинтеграцията. Остеоинтеграцията започва с белтъчна адсорбция, която зависи от **умокреямостта, топографията, грапавостта, енергията** на имплантната повърхност [5, 27]. Изискванията за корозионна устойчивост на материалите за импланти налагат използване на **метали в пасивно състояние, т.е.** умокреямостта на металната имплантна повърхност се определя от свойствата на оксиден слой с нанометрична дебелина. Началната белтъчна адсорбция е решаваща за следващото клетъчно поведение (адхезия на остеоласти, разпространение, диференциация и пролиферация). Установено е, че **хидрофилните** повърхности влияят благоприятно върху клетъчното прилепване (адхезия), тъй като осигуряват подходяща за това ориентация на адсорбирания белтъчен слой [5].

Очевидно е, че по-голямата повърхностна грапавост осигурява по-голяма площ за клетъчна адсорбция, и така подпомага остеоинтеграцията [7].

Редица изследователи подчертават, че съставните части на костите са с размери в нанометричната скала. Освен това, топографията и големината на зърната на импланта са най-важните параметри, които влияят върху умокреямостта. Това дава основание на изследователите да предполагат, че топография на

имплантната повърхност с нанометрични характеристики ще благоприятства началните процеси на остеоинтеграция, и в резултат на експерименти те потвърждават такова положително влияние. Правени са и изследвания за влиянието на повърхностната текстура върху остеоинтеграцията, и е установено, че повърхности с текстура, близка или имитираща тази на естествената кост, са предпочитани за начало на остеоинтеграция [7, 21, 16, 9, 28, 27].

Материалите с наноструктурирани повърхности спадат към **биоактивните материали**, защото при взаимодействието си с живите тъкани подпомагат възстановяването им. С цел получаване на биоактивни повърхности се прилагат различни въздействия: механични, химични, електрохимични, както и се отлагат покрития от биоактивни материали (напр. хидроксиапатит с хексагонална решетка – единият от компонентите на костта [7]) или наноструктурирани покрития [14]. Възможност за металните имплантни материали е и получаването на масивни ултрадребнозърнести (UFG) или наноструктурирани (NG) импланти чрез интензивно пластично деформиране, което има като последица и повишени механични характеристики [9].

Други изисквания Освен тези основни изисквания към металните материали за дентални импланти, при техния избор трябва да се отчитат и технологичните свойства, естетичните качества, цената и достъпността им.

III. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Направеният преглед на условията в устната кухина показва, че денталните импланти са подложени на комплекс от механични, електрохимични и биохимични въздействия, т.е. разработването на материали за импланти е интердисциплинарна задача. Тези условия са предпоставка за възникване и развитие на разнообразни видове корозия, включително и биокорозия, които в крайна сметка могат да доведат до механично разрушение на импланта. Конвенционалните материали не удовлетворяват в максимална степен изискванията към материалите за дентални импланти. Това налага да се разработват нови материали и да се прилагат нови технологии за усъвършенстване на структурата и в обема, и на повърхността на имплантите.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторът изказва благодарност на доц. д-р инж. Цанка Дикова, Медицински Университет „Проф.д-р Параскев Стоянов” - Варна, за споделения професионален опит в областта на денталното материалознание.

ЛИТЕРАТУРА

[1] Биоконстанти на човека, Под ред. на проф. Н. Бошев, София, Медицина и физкултура, 1986.

[2] Параскевич В., Дентална имплантология: Основы теории и практики: Науч.-практ. пособие, --- МН.: ООО «Юнипресс», 2002.

[3] Физиология человека / Под ред. В. М. Покровского и Г. Ф. Коротько, 2 изд., М.: Медицина, 2003, 656 с.

[4] Физиология человека, под ред. Г. И. Косицкого, 3-е изд., — М., Медицина, 1985, 544 с.

[5] Цонева-Велинова Р. Д., Умокрямостта на биоматериалите определя белтъчната адсорбция и клетъчните отговори, Автореферат на дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен 'Доктор', БАН, София, 2004 г.

[6] Adya N., M. Alam, T. Ravindranath, A. Mubeen, B. Saluja, Corrosion in titanium dental implants: literature review , Institute of Nuclear Medicine & Applied Sciences, DRDO, Min of Defence, Delhi.

- [9] Alla R. Kr. et al., Surface Roughness of Implants: A Review, *Trends Biomater. Artif. Organs*, 25(3), 112-118 (2011).
- [8] Applied dental materials. – 9th ed. / J.F. McCabe, A.W.G. Walls, 2008 by Blackwell Publishing Ltd.
- [9] Bagherifard S, R. Ghelichi, A. Khademhosseini, M. Guagliano, Cell response to nanocrystallized metallic substrates obtained through severe plastic deformation, *ACS Appl Mater Interfaces*. 2014 Jun 11;6(11):7963-85. doi: 10.1021/am501119k. Epub 2014 May 19.
- [10] Bio-tribocorrosion in biomaterials and medical implants, A volume in Woodhead Publishing Series in Biomaterials, Edited by:Y. Yan, 2013, ISBN: 978-0-85709-540-4.
- [11] Biomaterials: Principles and Practices, Editor(s): Joyce Y. Wong, Joseph D. Bronzino, Donald R. Peterson, Published: December 6, 2012 by CRC Press.
- [12] Chang H-Sh et al., Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis, *Journal of Dental Sciences*, Volume 8, Issue 3, September 2013, Pages 261-271, ISSN 1991-7902.
- [13] Craig's restorative dental materials / edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. – 13th ed., Elsevier, 2012.
- [14] Dikova Ts., Nano-engineered coatings on titanium implants, *Scripta Scientifica Medica*, 2012, vol. 44 (2), pp 23-25.
- [15] Fenoll-Palomares et al., Unstimulated salivary flow rate, pH and buffer capacity of saliva in healthy volunteers 1130-0108/2004/96/11/773-783, *Rev. Esp. Enferm. Dig.* (Madrid), Vol. 96. N° 11, pp. 773-783, 2004.
- [16] Lao L et al., Poly(lactide-co-glycolide)/hydroxyapatite nanofibrous scaffolds fabricated by electrospinning for bone tissue engineering, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, August 2011, Volume 22, Issue 8, pp 1873-1884.
- [17] Lavernia, C.J., S.D Cook, A.M Weinstein, J.J. Klawitter, The influence of the bone-implant interface stiffness on stress profiles surrounding Al₂O₃ and carbon dental implants, *Annals of Biomedical Engineering*, 1982, Volume 10, Issue 3, pp 129-138.
- [18] Ormianer Z, O. Feuerstein, R Assad, N Samet, El Weiss., In Vivo Changes in Dental Implant Temperatures During Hot Beverage Intake: A Pilot Study, *Implant Dent*. 2009.
- [19] Özcan M., Chr. Hämmerle, Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls, *Materials* 2012, 5(9), pp. 1528-1545.
- [20] Petersen, P. E., The World Oral Health Report, 2003, Continuous improvement of oral health in the 21st century
- the approach of the
WHO Global Oral Health Programme.
- [21] Puckett S., R. Pareta, Th. J Webster, Nano rough micron patterned titanium for directing osteoblast morphology and adhesion, *Int J Nanomedicine*. Jun 2008; 3(2): 229–241, Published online Jun 2008.
- [22] Saliva and Its Use as a Diagnostic Fluid, 101 Innovation Boulevard, Suite 302, State College, www.salimetrics.com.
- [23] Salivary diagnostics / edited by David T. Wong, 301 p., 2008 Wiley-Blackwell.
- [24] Salivary diagnostics, edited by David T. Wong, Wiley-Blackwell, 2008.
- [25] Shen Yuhui, et al., Interfacial pH: A Critical Factor for Osteoporotic Bone Regeneration, *Langmuir* 2011 27 (6), 2701-2708.
- [26] Textbook of medical physiology / Arthur C. Guyton, John E. Hall.—11th ed., 1116 p., Elsevier Inc., 2006.
- [27] Tran Ph., Th. J Webster, Enhanced osteoblast adhesion on nanostructured selenium compacts for anti-cancer orthopedic applications, *International Journal of Nanomedicine* 2008:3(3) 391–396.