

# MATERIALE UTILIZATE ÎN FABRICAȚIA IMPLANTURILOR DENTARE

**PRODESCU Andreea-Maria**

Conducător științific: Conf.dr.ing. **Sorin CROITORU**

## **REZUMAT:**

Lucrarea în cauză se concentrează pe implanturile dentare, prezentând evoluția, clasificarea și caracteristicile lor, precum și procesul de dezvoltare a unui sistem îmbunătățit de implant dentar.

Organismul uman are predispoziția de a înalatura corpurile străine, orice corp necompatibil cu biologia acestuia generând inflamații și infecții. Drept urmare s-au făcut încercări în eliminare a acestor reacții adverse prin folosirea diverselor materiale naturale și sintetice. Astfel s-a născut implantologia rudimentară.

Aliajele metalice și nemetalice sunt folosite în stomatologia modernă la realizarea restaurărilor protetice temporare și defnitive.

Interesul în ceea ce privește cercetările pentru restaurările fără materiale metalice a crescut în ultimii 22 de ani odată cu introducerea în practica curentă a materialelor integral ceramice. Zirconiu este unul din cele mai încrezătoare materiale restaurative, datorită durtății mari și rezistenței la rupere.

Cuvinte cheie:

- Biomateriale utilizate în medicina dentară
- Materiale metalice
- Materiale ceramice
- Materiale polimerice
- Materiale compozite

## **1 INTRODUCERE**

Obiectivul lucrării este soluționarea unor probleme complexe, privind realizarea implanturilor medicale, prin integrarea cercetărilor din domeniul interdisciplinar;

Stomatologia modernă urmărește refacerea funcționalității dinților prin lucrări durabile, accesibile medical și tehnologic. Pe lângă lucrările de întreținere și reparare a dinților, în ultimii ani fost acordată o atenție deosebită a intervențiilor la nivelul osului în vederea refacerii integrale a dinților pierduți. Materialele utilizate la aceste lucrări fac parte din grupa biomaterialelor dentare și ele vin în contact direct cu țesuturile parodontale, formând cu acestea legături stabile.

Datorită domeniului de utilizare (mediul bucal), biomaterialele dentare sunt supuse acțiunii salivei – mediu puternic coroziv - fiind înconjurate de microorganisme și reziduuri alimentare. Ele sunt supuse unui proces continuu de degradare bacteriană, la forțe mecanice puternice și intermitente.

Biomaterialele dentare, pe lângă rezistența mecanică și chimică, trebuie să nu conțină elemente toxice difuzabile în circulația generală,

elemente cu potențial alergic sau cu efect carcinogenetic.

Din punct de vedere al rezistenței mecanice și al reacției cu țesuturile învecinate, titanul răspunde cel mai bine cerințelor organismelor vii cu care intră în contact.

Odată cu descoperirea biomaterialelor bioactive sintetice, în 1970, în mod deosebit ceramicile sau sticlele fosfatice și utilizarea lor ca implanturi osoase, a apărut posibilitatea îmbunătățirii calității implanturilor stomatologice.

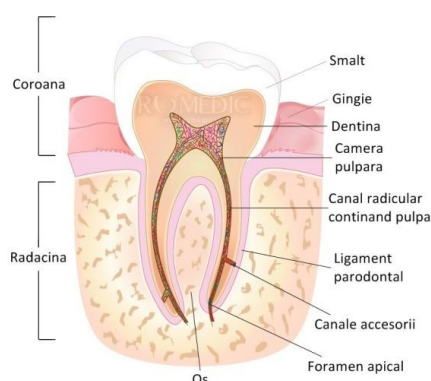
Titanul, cu proprietățile lui mecanice excelente, acoperit cu pelicula bioactivă, îmbunătățește mult calitatea și durata de utilizare a implanturilor (Cumpata C., Ganuta N. 2011).

În căutarea celui mai bun material de refacere din punct de vedere estetic, au fost propuse multe sisteme integral ceramice. În prezent cercetările sunt îndreptate către restaurările protetice fără materiale metalice pentru a îmbunătăți așteptările estetice. Aspectul natural al țesutului moale de la nivelul restaurărilor protetice fixe este influențat de doi factori: grosimea mucoasei și tipul de material restaurativ folosit. Restaurările nemetalice permit păstrarea culorii țesutului moale cât mai spre natural, comparativ cu lucrările metaloceramice.

Restaurările din zirconiu pot fi folosite cu succes în restaurările protetice fixe atât pe dinți, cât și pe implanturi. De asemenea poate fi folosit cu succes în zonele posterioare datorită proprietăților mecanice. Conform datelor din literatura principalul dezavantaj constă în slaba aderență a zirconiei la ceramică, având ca posibil efect fisurarea sau chiar spargerea ceramicii.

## 2 STADIUL ACTUAL

Din cele mai vechi timpuri a existat preocuparea pentru restaurarea arcadelor dentare. Leziunile la nivelul coroanei, cât și lipsa dinților duc la îmbolnăvirea întregului organism, cu importante repercusiuni asupra comportamentului general al organismului. Lipsa dinților este denumită edentație și poate fi parțială sau totală, în funcție de numărul dinților lipsă. La pacientul edentat, întregul mecanism funcțional al transmiterii sarcinii este modificat datorită pierderii suportului parodontal. (Figura 2.1).



**Fig. 2.1. Structura dintelui**

Societatea Europeană de Biomateriale definește termenul de biomateriale ca fiind materiale fără viață utilizate în domeniul medical cu scopul de a produce o interacțiune cu sistemul biologic. Condițiile pe care un biomaterial trebuie să le îndeplinească sunt: lipsa de nocivitate locală și generală, lipsa componentelor toxice, cancerigene, alergice, radioactive, compatibilitate din punct de vedere biologic, mecanic și funcțional, rezistența la coroziunea din mediul bucal, să fie ușor de prelucrat și să nu fie costisitoare (Sîrbu I. 2012).

<sup>1</sup> Specializarea ECHITERA, Facultatea IMST;

E-mail: [prodescu\\_andreea@yahoo.com](mailto:prodescu_andreea@yahoo.com)

Materialele dentare pot fi clasificate în funcție de mai multe criterii conform tabelului 1.1.

**Tabel 1.1 Clasificarea materialelor dentare**

Clasificare	Criterii
Relația de contact cu țesuturile parodontale	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Materiale provizorii-contactul cu țesutul parodontal are loc pe o perioadă de timp mai mică sau mai mare:                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• Temporare: 24-48 ore (pansamentele ocluzale (cimenturile): ex. CAVITEC, CAVIDUR);</li> <li>• Pe termen mai lung: 7-10 zile (pastele iodoformate: Walchoff);</li> <li>• Fixare provizorie (ZOE, TEMPBOND).</li> </ul> </li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Materiale definitive – contactul cu țesutul parodontal este permanent                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• (cimenturile): fosfat de zinc (FOZ), policarboxilat de zinc (PCZ), cimenturi ionomere de sticlă (CIS);</li> </ul> </li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Materiale speciale- utilizarea este instantanee, pasageră, de exemplu materialele de amprentă;</li> </ul>
Originea materialului:	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Minerală: de exemplu amalgamele, gipsul dentar;</li> <li>- Organică: de exemplu rășinile polimerice (acrilice, diacrilice);</li> <li>- Organo-anorganică;</li> <li>- ZOE-armate;</li> <li>- RDC;</li> </ul>
Destinația materialului	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Materiale pentru restaurări coronare;</li> <li>- Materiale pentru amprente;</li> <li>- Materiale pentru confecționat baza protezelor;</li> <li>- Materiale pentru finisarea protezelor;</li> <li>- Materiale pentru fixarea protezelor;</li> </ul>
Domeniul de aplicare	<ul style="list-style-type: none"> <li>- În cabinet:                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• Materiale pentru protetică, odontologie, parodontologie, chirurgie oro-maxilo-facială(OMF);</li> </ul> </li> </ul>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>- În laborator:                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• Materiale pentru modele, machete, tipare, baza protezei, prelucrare și lustruire</li> </ul> </li> </ul>

Biomaterialele folosite în stomatologie trebuie să întrunească următoarele caracteristici standard:

- Să nu acționeze în mod negativ asupra organului pulpar;
- Să nu conțină substanțe difuzabile în circulația generală;
- Să nu conțină substanțe ce pot declanșa reacții alergice;
- Să nu conțină substanțe cu efect carcinogenic (Materiale dentare curs anul III stomatologie)

## 2.1. CLASIFICAREA BIOMATERIALELOR UTILIZATE ÎN STOMATOLOGIE

### 2.1.1. Materiale metalice

În stomatologie aliajele se clasifică în aliaje nobile și aliaje nenobile.

Din categoria aliajelor nobile le vom aminti pe cele cu conținut de aur, argint, paladiu. Deoarece aliajele nobile au un preț de cost ridicat, aliajele nenobile au venit ca o alternativă care este utilizată cu succes la ora actuală pe scară largă în domeniul stomatologiei. Aliajele nenobile sunt cele pe bază de Fe, Cr-Ni, Co-Cr și titan. Cele mai utilizate aliaje în restaurările metaloceramice sunt cele de Ni-Cr și Co-Cr [4].

Aliajele dentare prezintă următoarele proprietăți:

- La temperatura mediului ambiant sunt solide, cu excepția mercurului (Hg);
- Culoarea majoritar alb-argintie, cu excepția aurului și a aliajelor pe bază de cupru;
- Proprietăți mecanice excelente: duritate, rezistență la abraziune, tracțiune, maleabilitate, flexibilitate, elasticitate;
- Reacționează cu acizi rezultând săruri, iar în mediul electrolitic discociază în ioni;
- Au un coeficient specific de densitate;
- Prezintă structură cristalină, iar după faza lichidă cristalizează în sistemul cubic centrat;
- Bune conductoare de caldură și electricitate.

Prelucrarea aliajelor se poate realiza la rece prinștantare, laminare și forjare, prin turnare la cald și lipire prin topire.

Aliajele nobile cu un procent ridicat de aur nu conțin cupru și argint, metale ce ar putea duce la formarea unor oxizi nocivi pentru fuziune. Datorită modului de elasticitate scăzut acestea se deformează în timpul arderii. Aliajele nobile sunt rezistente la coroziune, prelucrare și la tracțiune.

În tabelul 1.2 sunt prezentate câteva dintre caracteristicile importante ale aliajelor nobile utilizate în stomatologie precum și pentru unul dintre aliajele uzuale (Ni-Cr), iar în tabelul 1.3 sunt prezentate principalele avantaje și dezavantaje ale aliajului Ni-Cr.

**Tabelul 1.2 Principalele caracteristici ale aliajelor nobile, precum și cele ale aliajului Ni-Cr**

Aliaj	Caracteristici
Au-Pd	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rezistență bună la temperatura de ardere a ceramicii;</li> <li>• Rezistență bună la coroziune;</li> <li>• Sunt o alternativă ideală pentru aliajele Ag-Pd, Au-Pt;</li> <li>• Modul de elasticitate mai mare datorită paladiului;</li> <li>• Adeziunea metalo-ceramică este incompatibilă.</li> </ul>
Ag-Pd (aliaje nobile albe)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Proprietăți asemănătoare cu a aliajelor pe bază de aur;</li> <li>• Sunt utilizate pentru aceleași tipuri de proteze, mai puțin pentru coroane ecuatoriale (acoperă fața ocluzală și fețele laterale până la nivelul ecuatorului anatomic), coroane parțiale și incrustații;</li> <li>• Au un conținut de 65% Ag și 25% Pd;</li> <li>• Prețul este mai scăzut decât în cazul aliajelor pe bază de aur.</li> </ul>
Ni-Cr	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Duritate mai mare decât a aliajelor nobile (300 HV);</li> <li>• Intervalul de topire: 1.375-1.430 °C;</li> <li>• Culoarea alb-argintie influențează cromatica în tehnica clasică;</li> <li>• Rezistența la coroziune este asigurată de oxidul de crom;</li> <li>• Necesită tratament termic după turnare la 1.000-1.100 °C;</li> <li>• Modulul de elasticitate este de 2 ori mai mare decât cel al aurului;</li> <li>• Aliajele modern turnabile au</li> </ul>

	<p>coeficientul de contracție 2 - 2,15 % compensate de masele de ambalat pe bază de fosfați;</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Coeficientul de contracție 2,3 - 2,5 % este necompensat de masele de ambalat clasice (sulfați)</li> </ul>
--	---

**Tabelul 1.3 Avantajele și dezavantajele aliajelor dentare pe bază de Ni-Cr**

Avantaje	Dezavantaje
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Proprietăți mecanice excelente: duritate, nedeformabilitate, modul de elasticitate, rezistență mecanică, rupere, îndoire, abraziune</li> <li>• Prețul este scăzut</li> <li>• Tehnologia de prelucrare este accesibilă</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Efect carcinogenetic</li> <li>• Crosetele se fracturează</li> <li>• Echilibrările ocluzale sunt dificile</li> <li>• Riscul abraziunii dinților antagoniști și apariția tulburărilor parodontale</li> </ul>

O altă clasă de materiale metalice utilizate în stomatologie sunt aliajele pe bază de Ti.

Titanul, poate fi utilizat în stomatologie atât în stare pură, cât și sub formă de aliaj. Titanul pur întrunește caracteristicile necesare pentru realizarea unui implant dentar. Este inum la coroziune sub influența fluidelor din corp, acizi și oxigen, are o duritate crescută pentru a rezista forțelor masticatorii și este osteointegrabil.

Cea mai importantă proprietate a acestuia este rezistența la coroziune, care se datorează peliculei de dioxid de titan ce se formează la contactul cu mediul înconjurător și a cărui grosime crește proporțional cu timpul de expunere. Regenerarea continuă a acestei pelicule conferă titanului o bună rezistență la coroziune.

Rezistența la coroziune poate fi influențată de mai mulți factori: tehnologia de obținere a pieselor finite, manoperele de prelucrare, lustruirea, finisarea și acțiunea agenților de curățare. Prin alierea cu molibden (Mo), zirconiu (Zr), niobiu (Nb), crom (Cr) și mangan (Mn) se poate crește rezistența la coroziune (Sarbu D, Tuta A. 2013).

Aliajele de titan (Ti6Al4V sau titan de gradul 5) oferă o mai bună rezistență la fracturare

și conțin 90% titan (Ti), 6% aluminiu (Al) și 4% vanadiu (V).

Aliajele pe bază de titan se aliază cu molibden (Mo), staniu (Sn) și zinc (Zn) și conțin hidrogen (H), azot (N), carbon (C), fier (Fe) și oxigen (O).

Alte proprietăți sunt: rezistența mecanică, densitatea redusă, conductivitatea termică redusă, coeficientul de dilatare termică redus (Bratu D., Nussbaum R. 2001).

Proprietățile excelente precum buna rezistență la coroziune în mediul acid, densitate mică de 4,5 g/cm<sup>3</sup>, conductivitate termică redusă, bună rezistență mecanică (raport foarte bun între modulul de elasticitate și densitate), rezistența la tracțiune de 290-540 N/mm<sup>2</sup>, fac ca aliajele de Ti să fie bune candidate în utilizarea lor ca biomateriale. Dintre dezavantajele acestora poate fi menționat faptul că sunt dificil de turnat, anumite mase ceramice pot fuziona pe suprafața acestuia, iar procesul de turnare se realizează în prezența unor lianți speciali (oxid de magneziu, oxid de aluminiu, zirconiu).

Dintre tehnicile de prelucrare ale aliajelor pe bază de titan pot fi menționate turnarea, electroeroziunea și tehnicile printare 3D – computer aided design – computer aided manufacturing (CAD/CAM).

#### 2.1.2. Materiale ceramice

Biomaterialele ceramice sunt compuși policristalini, anorganici de cele mai multe ori, fiind reprezentați de: oxizi metalici (alumina), hibride refractare, carburi, selenide și sulfide.

Biomaterialele ceramice, adeseori, sunt utilizate în domeniul stomatologic, datorită aspectului estetic deosebit, și lipsei de reacții adverse în contact cu fluidele fiziologice.

**Tabelul 1.4. Proprietățile mecanice ale unor biomaterialelor ceramice.**

Material	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	ZrO <sub>2</sub>
Densitate (g/cm <sup>3</sup> )	3,98	6,1
Dimensiune grăunte (μm)	1,8-4	0,5
Modulul lui Young (E) (Gpa)	400-580	200

<b>Duritate (HV)</b>	2300	1300
----------------------	------	------

(I. Pătrașcu, L.T.Ciocan, F.Miculescu, 2008)

Clasa materialelor „ceramice avansate” a apărut în secolul XX și sunt sisteme de materiale de puritate mare, cu compuși special procesați, fiind dezvoltată în mod special pentru aplicațiile structurale și electronice.

Ceramicile tehnologice de ultimă generație vor fi utilizate și în ingineria aplicațiilor care exploatează în special proprietățile lor mecanice. Aplicațiile pentru tehnologiile de vârf necesită componente cu înalte rezistențe mecanice și de uzură, rezistență mare de rupere prin impact balistic, tenacitate ridicată, inerte din punct de vedere chimic și rezistență la temperaturi înalte. Ele mai pot avea în unele cazuri și funcții speciale: electrice, optice, magnetice sau chimico-biologice.

Performanțele ceramicilor în cazul unor solicitări mecanice severe depind de mai multe tipuri de proprietăți. Din prima categorie fac parte o serie de proprietăți primare care pot fi de natură fizică (densitatea), termică (coeficientul de dilatare, conductivitatea termică) sau de rupere și deformare (coeficientul Poisson, rezistența la solicitări de tracțiune, compresiune, microduritatea, modulul de elasticitate - Young).

În cea de-a doua categorie se încadrează proprietățile complexe, care se definesc în funcție de cel puțin 2 proprietăți primare, iar acestea sunt: viteza la rupere, rezistența la uzură prin abraziune, parametrul de soc termic, etc.

Dintre tipurile de materiale ceramice dure utilizate pentru aplicațiile în care proprietățile mecanice se regăsesc ceramica structurală monolitică și respectiv, compozitele cu matrice ceramică. Tipul monolitic de materiale include ceramici oxidice (alumina), ceramici neoxidice și ceramici din sisteme binare (Radu D, State R., 2011).

Ceramica oxidică, în particular alumina are proprietăți fizice excelente care le fac potrivite pentru solicitări extreme, deși au o densitate ridicată (pană la  $3,95 \text{ g/cm}^3$ ). Ceramica neoxidică este utilizată în cazul solicitărilor extreme, are proprietăți fizice foarte bune și o densitate relativ scăzută. Un dezavantaj al ceramicilor neoxidice îl

constituie procesarea lor prin presare la cald ceea ce implică anumite costuri mai ridicate.

Ceramicile dentare se împart în materiale cu conținut mare de sticlă (porțelanul feldspatic), sticlă ramforsată (jeucitul și disilicatul de delitiu) și cristaline (alumina și zirconia).

Caracteristica clinică frecvent întâlnită în cazul restaurărilor integrale ceramice cu două straturi constă în ciobirea fațetei ceramice cauzată de nepotrivirea coeficienților de expansiune termică dintre ceramica de suport și de fațetare, modelarea inadecvată a nucleului, uzura de suprafață sau supraîncărcarea.

Coroanele ceramice cristaline monolitice sunt mai rezistente decât ceramicile din sticlă ramforsată, ceea ce duce la o incidență mai redusă la fracturare.

Zirconia, alumina, precum și disilicatul de litium produc o uzură mai mică a smaltului antagonist decât porțelanul fațetat.

Coroanele ceramice pot fi cimentate fie tradițional, fie prin tehnică adezivă, în funcție de rezistența ceramicii utilizate, retentivitatea preparației sau dacă preparația se află la nivelul dentinei sau al smaltului.

Înainte de adeziune, ceramicile de sticlă ramforsată și porțelanul trebuie gravate cu acid fluorhidric, apoi silanizate. Coroanele de zirconia și alumina trebuie învelite tribochimic și badijonate cu primer pe bază de 10-metacrililoiloxidil dihidrogen-fosfat, înainte de realizarea adeziunii.

Pentru a se produce o legătură mai puternică a dentinei la porțelan și ceramicile de sticlă, adeziunea se realizează cu cimenturi rășinoase.

Proprietățile care recomandă masele ceramice pentru utilizarea în stomatologie sunt:

- rezistență mecanică, rezistență la rupere și la încovoiere foarte bune;
- stabilitatea coloristică excepțională;
- biocompatibilitate cu țesuturile parodontale;
- inerte fizico-chimic.

Ceramica este alcătuită din: feldspat 60-80%, cuarț 12-25% și caolin 0,5%. Caolinul este absent la ceramica modernă și nu dă fluorescență.

Porțelanul conține: feldspat 20-30%, cuarț 20-25% și caolin 50-70%.

Rolul elementelor componente în ceea ce privește structura ceramicii:

- Feldspatul:
  - În masele ceramice au procentul cel mai mare;
  - Este un aluminosilicat de potasiu, sodiu, calciu cu mici impurități de Fe;
  - Fluidifică și omogenizează amestecul la temperatura de ardere;
  - După ardere conferă translucidență, rămâne rigid și nedeformabil.

Cuarțul:

- Componenta refractară conferă rezistență mecanică;
- În timpul arderilor se dilată;
- După ardere conferă luciul.
  - Caolinul:
    - Aluminosilicat hidratat de culoare albă și reprezintă componenta plastică a maselor ceramice, având rolul de liant;
    - Prin contracția sa se compensează dilatarea termică a cuarțului;
    - Coloristic influențează prin opacitate culoarea maselor ceramice.
      - Fondanții:
        - În procent de 2-4% ca fosfat de potasiu, carbonat de sodiu și potasiu, carbonat de calciu, borax;
        - Măresc masa produsului;
        - Scad temperatura de ardere.
      - Oxizii metalici:
        - Stabilitatea coloristică a masei ceramice arse;
        - Fuzionarea fizico-chimică a masei ceramice de componentă metalică (fier, crom, cobalt, nichel, aur, argint, indiu, titan, mangan).

În tabelul 1.4 sunt prezentate proprietățile maselor ceramice:

**Tabelul 1.5. Principalele proprietăți ale maselor ceramice**

<b>Fizice</b>	- Densitate: ceramica presată 2,42 g/cm <sup>3</sup> , alumino-ceramica după ardere 2,95 g/cm <sup>3</sup> ;
<b>Termice</b>	- Nu conduc căldura; - Intervale de topire 800-1050°C,

	1050-1200°C, 1200-1400 °C - Conductivitate termică 1,5W/mK.
<b>Optice</b>	-Stabile coloristic; -Masele ceramice arse în vid, ceramica turnată, magnezica sunt translucide.
<b>Chimice</b>	-Materiale inerte, neatacate de agenți chimici; - Singurul acid cu care se realizează gravarea este HF;
<b>Mecanice</b>	- Rezistență la rupere, încovoiere 460-500 kg/cm <sup>2</sup> ; • Rezistență la compresiune 8000-30000kg/cm <sup>2</sup> .
<b>Biologice</b>	• Foarte bine tolerate

Cel mai important avans în ceramicile monolitice este introducerea zirconiului durizat, în mod specific policristale ytriu-tetragonal zirconiu (Y-TZPs) (Heuer AH and Hobbs LW, 1981).

Utilizarea materialelor complet ceramice necesită o pregătire a dintelui cu un număr rotunjit sau un șanț final. Coeficientul de diminuare a dintelui variază de la sistem la sistem (Giordano R 2000).

### 2.1.3. Materiale polimerice

Materialele polimerice cu durabilitate îmbunătățită au aplicații importante ca materiale dentare. Bazele danturii și dinții artificiali sunt două zone majore în care materialele polimerice sunt folosite. În afară de acestea, ele sunt folosite în diverse aplicații precum fațetele punții și coroanei, structuri de sprijin, implanturi, amprente, bonturi, coroane temporare, plombe endodontice, protecții de gură atletice și dispozitive ortodontice de menținere a spațiului interdental, etc. (Davis JR and Associates, 2003).

Materialele polimerice prezentate în stomatologie sunt de tipul rășinilor acrilice fiind utilizate în amprentare. Aceste materiale au un efect iritativ asupra mucoasei și pulpei, contracția de polimerizare este mare, manevrarea dificilă și costul ridicat.

Protezele dentare sunt, de obicei, folosite dacă un întreg arc dentar este lipsă. Dacă sunt doar câțiva dinți rămași, este necesară proteza parțială. În general, protezele au o bază de fixare acrilică. Calitatea fixării bazei protezei cu polimeri sau polimeri sintetici depinde de temperatura din

timpul procesului de realizare. Aproximativ 98% din materialele de protezare constau din polimeri metilmetilacrilat sau copolimeri. Alți polimeri includ acril de vinil, polistiren, epoxy, nailon, stiren vinil, policarbonat, poliuretan, silicon, acrilii întăriți cu cauciuc sau acrilii întăriți cu butadină. Sistemele care sunt bazate pe monomeri dimetacrilati sunt în mod obișnuit folosiți pentru coroane și punți, iar, în prezent, și pentru proteze.

Cel mai important sistem polimer utilizat pentru aplicațiile prostodontice este bazat pe metacrilat de polimetil (PMMA) pudră și amestec lichid monomer de metil metilacrilat, precum și un monomer dimetilacrilat, precum glicol etilen dimetilacrilat (EGDMA). Procesul de polimerizare este crucial pentru proprietățile dispozitivelor postodontice. Proprietățile mecanice incluzând rezistența sporită depind de procedura de procesare și de calitatea agentului utilizat. La temperatura ambientală, materialul este fragil și transparent. La temperatură superioară temperaturii de tranziție, materialul tinde să se înmoaie și devine vâsco-elastic.

Prezența porilor și a fisurilor de suprafață precum și a defectelor interne, de obicei, afectează rezistența la torsiune a materialului. Cedarea materialului de protezare poate fi o consecință și a șocurilor sau uzurii. Cedarea la impact este datorată efortului rapid al materialului, iar cedarea în urma uzurii se datorează flexărilor ciclice ale materialului ce generează fisuri.

Rășinile termostate și rășinile termoplastice joacă un rol important în clasa biomaterialelor, deși cei termoplastici sunt preferați datorită ușurinței de obținere.

Polimerii sunt alcătuiți din lanțuri lungi de legături moleculare covalente caracterizate prin secvențe repetitive de molecule. Ei pot fi obținuți prin polimerizarea monomerilor sintetici sau prin tratarea polimerilor naturali din țesuturi. Majoritatea polimerilor sintetici și naturali au la bază o structură de carbon. Conexiunea între lanțurile de polimeri se realizează prin legături slabe: van der Waals și punți de hidrogen (I. Pătrașcu, L.T.Ciocan, F.Miculescu, 2008).

**Tabelul 1.6. Proprietățile mecanice ale unor rășini termostate [6].**

Material	EP	PMMA	PEU	PSU
Densitate (gr/cm <sup>3</sup> )	1,11-1,40	1,088	1,1	1,2
Modulul lui Young (E) (Gpa)	2,4	2,4-3,1	5,9	3,7
Duritate (Sh.A)	-	-	75	88
Rezistența la rupere (σ <sub>UTS</sub> ) (Mpa)	28-90	9,7-32	45	40
Alungire (%)	3-6	2,4-5,4	750	540

#### 2.1.4. Cimenturile dentare

Cimenturile dentare sunt folosite pentru restaurările dentare precum coroane, inele ortodontice, folosind drept baze pentru orice restaurare. Acestea trebuie să aibă suficientă vâscozitate pentru a curge între interfațele dintre țesutul dur și lucrarea de reconstrucție (K. J. Anusavice, 2003).

Proprietățile importante includ duritate și rigiditate, rezistență la dizolvare și biocompatibilitate cu țesutul pulpei dentare (Davis JR and Associates, 2003).

Cele mai populare cinci sisteme includ fosfatul de zinc, eugenol de oxid de zinc (ZOE), policarboxilat (cu pudră de zinc), ionomeri de sticlă și cimenturi de compomeri.

Fosfatul de zinc și ZOE – fosfatul de zinc folosește drept agent de plombare universal, ceea ce înseamnă că are proprietățile reologice corecte pentru a curge între două suprafețe cu posibilitatea de a se solidifica foarte repede (K. J. Anusavice, 2003). Are bune caracteristici de a fi manipulat și o longevitate dovedită în cavitatea orală când este folosit în conjuncție cu restaurările bine proiectate și foarte potrivite. Constituenții sub formă de pudră atât pentru fosfatul de zinc, cât și pentru ZOE, sunt oxizii de zinc cu adăugiri minore de oxid de magneziu. Principalul component lichid este acidul fosforic, fie uleiul de eugenol. Fosfatul de zinc este folosit în mod tipic pentru cimentarea permanentă. Mecanismul acceptat pentru cimentare este acela de atac inițial al oxizilor cu acid fosforic, rezultând un gel aluminofosfat. Problema cu cimentul din fosfat de zinc este

aciditatea crescută care poate dăuna pulpei. Pe de altă parte, avantajul ZOE este biocompatibilitatea sa, eugenolul având pH-ul 7 și, de aici, este benign pulpei. Oxidul de zinc este inițial hidrolizat și este supus apoi chelării. ZOE poate fi folosit atât pentru fixare permanentă, cât și temporară.

Cimenturile acid policarboxilice – în cimenturile policarboxilice, componenta lichidă este acidul poliacrilic, care se amestecă apoi cu oxid de zinc (Smith DC. J Can, 1971). Unirea cu dentina se poate realiza prin intermediul chelării grupărilor carboxil cu ioni de calciu. Avantajele includ perioade mai scurte de gelificare și putere de lipire mai mare de structura dintelui (Wilson AD and Prosser HJ. Br Dent J, 1984).

Cimenturile cu ionomeri de sticlă – acestea folosesc pudră de sticlă silicată în locul pudrei de oxid de zinc și o soluție apoasă de acid poliacrilic. Acestea se lipesc bine de structura dintelui și eliberează fluorură. Când particulele de sticlă sunt amestecate cu acid poliacrilic, ionii de hidrogen sunt scoși din grupările carboxil ale soluției acide. Simultan particulele de sticlă trec printr-un proces de reacție unde  $Al^{3+}$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Na^{+}$ ,  $F^{-}$  și  $PO_4^{3-}$  sunt eliberate în interiorul soluției pentru a forma pe suprafața particulei un gel bogat în siliciu. Ionomerii de sticlă au avantajul atașării chimice direct de smalț și dentină. Există o conexiune ionică formată între calciul dintelui și materialul utilizat. Deoarece smalțul este mai bogat în calciu, legătura de smalț este mai bună decât legătura de dentină. Alt tip de ionomeri de sticlă este rășina modificată (ionomeri hibrid) care rezolvă problema asociată cu forța inițială scăzută. Grupuri funcționale polimerizabile pot fi adăugate pentru a oferi tratament rapid atunci când sunt activate cu lumină sau substanțe chimice. Aceasta depășește problema asociată rezistenței scăzute și sensibilității la umezeală, care apar în timpul reacțiilor de bază survenite tratamentelor pe bază de acid (Goldman M. J, 1985).

Compomeri – compomerii au abilitatea de eliberare a fluorurilor de ionomeri de sticlă și au durabilitatea compozițiilor. Acestea sunt sisteme constând dintr-un singur component cu adăugire de fluorură de sodiu și monomeri modificați poliacid. Reacția principală este declanșată prin fotopolimerizare. Amestecul nu conține apă și,

deci, nu este autoadezivă precum cimenturile pe bază de ionomeri de sticlă. Astfel, este necesar un agent de lipire separat de tipul de dentină.

Cimenturi rășină – cimenturile pe bază de rășină sunt utilizate pentru atașarea agrafelor ortodontice și protezelor fixe pe structura dinților, urmând aplicarea ori a smalțului, ori a agentului de lipire, dentina. Aceste cimenturi sunt insolubile în orice fluid din cavitatea bucală. Deși cimenturile pe bază de rășină au un modul de elasticitate mai jos comparativ cu fosfatul de zinc, rezistența la forfecare este de obicei superioară. Cimenturile rășină se leagă bine de dentină și se atașează puternic de smalț.

#### 2.1.5. *Materiale compozite*

Compozitul dentar este alcătuit dintr-o componentă organică pe bază de compuși acrilici și o componentă anorganică ce constă într-un amestec de pulberi asemănătoare sticlei, cum ar fi: oxid de siliciu, aluminiu, cuarț, borosilicate de bariu.

Prin amestecul acestor două componente se obțin proprietăți similare țesuturilor dure dentare, în ceea ce privește duritatea, rezistența, elasticitatea, izolarea termică și chimică a pulpei dentare, textura, transluciditatea și culoarea.

Acest material are avantajul de a se conserva mult mai bine decât țesuturile dure dentare. Materialele compozite, datorită fazei organice, aderă chimic la smalț și dentină, fiind însă necesar și un agent de legatură, sistemul adeziv. Sistemul adeziv este alcătuit din 3 clase de substanțe. Acidul fosforic ajută la demineralizarea dintelui, expune matricea organică a smalțului/dentine și creează microretenții. Primerul rehidratează matricea organică a dintelui și reface structura tridimensională pierdută prin demineralizare. Bondingul pătrunde în microretențiile create anterior și formează legături chimice atât cu țesutul dentar cât și cu materialul compozit.

Avantaje:

- Compozitul face priză imediat, prin fotopolimerizare cu lampă;

- După priză, contracția este limitată, deci nu se produce desprinderea materialului de pe pereții cavității, infiltrația este redusă;



- Datorită adezivului legătura dintre dinte și compozit este foarte bună;

- Compozitul are un grad de elasticitate asemănător țesuturilor dentare dure.

Dezavantaje:

- Compozitul își modifică culoarea în timp datorită factorilor externi;

- Rășinile compozite suferă în mediul bucal o uzură complexă, atât mecanică datorită forțelor de frecare din timpul masticăției, cât și chimică datorită componentelor salivei și a alimentelor;

- Dacă rășina compozitului este polimerizată suficient în cazul în care cavitatea este mare, ori profundă și distanța până la pulpă este mică pot avea efect pulpo-toxic sau pot irita gingia.

Rășinile compozite au o gamă largă de utilizări în stomatologie, de la restaurări directe, refacerea dinților fracturați, până la imobilizarea dinților cu parodontoză.

Micșorarea prin polimerizare este unul din dezavantajele majore ale materialelor compozite. În timp ce matrița de rășină polimerizează, moleculele organizate de polimer ocupă mai puțin spațiu decât moleculele dezorganizate. În timpul tratamentului se micșorează considerabil. Gradul de micșorare este determinat de procentul de agenți de umplere din compozit (Bowen RL. U.S. Patent, 1962).

### 3. CONCLUZII

Cu toate ca sistemul de organe și țesuturi care formează cavitatea bucală are o capacitate de adaptare remarcabilă, inserarea protezelor și a implanturilor poate perturba echilibrul mediului bucal, generând efecte adverse soldate adeseori cu afectarea integrității țesuturilor orale. Asadar, cu toate ca implanturile dentare rezolvă multe probleme ale edentatului (masticăția, estetica, fonatia etc.), purtarea acestora nu rămâne fără consecințe asupra țesuturilor ce vin în contact cu ele. Toate componentele câmpului protetic suferă modificări în timp iar reacțiile mucoasei bucale sunt rezultatul iritațiilor mecanice, acumulării de placă precum și al acțiunii toxice și/sau alergice a materialelor din care sunt confecționate implanturile. Din aceasta cauză trebuie să alegem

cu grijă cele mai bune materiale pentru ca odată introduse în corpul uman să nu afecteze sănătatea acestuia.

### BIBLIOGRAFIE

- [1]. Cumpata Cristian, Ganuta Nicolae (2011), "Theoretic considerations regarding the obtaining of dental implants", Revista română de stomatologie – volumul LVII, nr. 1, disponibil: [http://www.medica.ro/reviste\\_med/download/stoma/2011.1/Stoma\\_Nr-1\\_2011\\_Art-6.pdf](http://www.medica.ro/reviste_med/download/stoma/2011.1/Stoma_Nr-1_2011_Art-6.pdf) accesat la data de 06-05-2016.
- [2]. Sîrbu I. (2012), "Curs practic de implantologie orală" ediția a III-a, Editura Militară, București.
- [3]. Materiale dentare curs anul III stomatologie, disponibil: <http://documents.tips/documents/curs-materiale-dentare.html> accesat în 06-05-2016.
- [4]. Sarbu D, Tuta Alexandra (2013), "Metal versus zirconia in fully phisionomic implant prosthetics". Literature review, Revista română de stomatologie – volumul lix, nr. 4.
- [5]. Bratu D., Nussbaum R. (2001), *Bazele clinice și tehnice ale protezării fixe*, Editura Signata, Timișoara.
- [6]. I. Pătrașcu, L.T.Ciocan, F.Miculescu, (2008) *Biomateriale și tehnologii protetice în implantologia orală*, Editura Printech, București.
- [7]. Radu D, State R., (2011) "Correlations between properties-composition-processing of ceramic materials used in severe mechanical conditions" 269-279.
- [8]. Heuer AH and Hobbs LW, (1981), eds *Science and Technology of Zirconia*, The American Ceramic Society: Westerville, OH,.
- [9]. Giordano R (2000), *Gen. Dentistry*, 48: 38.
- [10]. Davis JR and Associates, (2003), eds. *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International: Materials Park, OH.
- [11]. K. J. Anusavice (2003), *Phillips' Science of Dental Materials* Sauder: St. Louis, MO.
- [12]. Smith DC. J Can (1971), *Dent Assoc*, 37: 22.
- [13]. Wilson AD and Prosser HJ. Br Dent J, (1984), 157: 449.
- [14]. Goldman M. J (1985) *Biomed Mater Res*, 53: 771.
- [15]. Bowen RL. U.S. Patent (1962), 3,006,112,.