

Razvoj i primjena pametnih materijala u medicini i stomatologiji

Pedisić, Leon

Undergraduate thesis / Završni rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:628423>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-10-17**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Leon Pedisić

Zagreb, 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Suzana Jakovljević, dipl. ing.

Student:

Leon Pedisić

Zagreb, 2024.

Izjavljujem da je zadani završni rad na temu „Razvoj i primjena pametnih materijala u stomatologiji i medicini“ izrađen samostalno pomoću potrebne literature, stečenog znanja na Fakultetu strojarstva i brodogradnje uz sve potrebne konzultacije i savjete.

Zahvaljujem se svojoj obitelji i prijateljima koji su bili uz mene tokom cijelog mog studiranja. Također, zahvaljujem se svojoj mentorici prof. dr. sc. Suzani Jakovljević na savjetima i na pomoći tijekom izrade samog završnog rada.

Leon Pedisić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne i diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo
materijala i mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 24 – 06 / 01	
Ur.broj: 15 – 24 –	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Leon Pedisić** JMBAG: 0035231465

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Razvoj i primjena pametnih materijala u medicini i stomatologiji**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Development and application of smart materials in medicine and dentistry**

Opis zadatka:

Pametni materijali su grupa novih suvremenih materijala koji izazivaju velik interes znanstvenika i nalaze na sve veću primjenu u modernoj tehnologiji. Pametni materijali su materijali koji prepoznajući okolišne uvjete (kemijska djelovanja, temperatura, mehaničko naprezanje i dr.) mijenjaju svoju mikrostrukturu i svojstva.

U radu je potrebno:

- 1) Dati pregled pametnih materijala koji se koriste u medicini i stomatologiji.
- 2) Usporediti prednosti i nedostatke primjene pojedinih grupa materijala,
- 3) Na odabranom uzorku provesti analizu mikrostrukture materijala,
- 4) Dati trendove primjene novih materijala,
- 5) Analizirati rezultate i dati zaključak.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. 11. 2023.

Zadatak zadao:

Suzana Jakovljević
Prof. dr. sc. Suzana Jakovljević

Datum predaje rada:

1. rok: 22. i 23. 2. 2024.
2. rok (izvanredni): 11. 7. 2024.
3. rok: 19. i 20. 9. 2024.

Predvideni datumi obrane:

1. rok: 26. 2. – 1. 3. 2024.
2. rok (izvanredni): 15. 7. 2024.
3. rok: 23. 9. – 27. 9. 2024.

Predsjednik Povjerenstva:

Damir Godec
Prof. dr. sc. Damir Godec

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA	III
POPIS OZNAKA	IV
SAŽETAK	V
SUMMARY	VI
1. UVOD	1
2. PAMETNI MATERIJALI.....	3
2.1. Klasifikacija pametnih materijala u stomatologiji.....	3
2.2. Vrste pametnih materijala u stomatologiji.....	3
2.4. Pametne legure.....	11
2.4. Klasifikacija pametnih polimernih materijala u regenerativnoj medicini.....	14
2.4.1. Podjela kompozitnih materijala.....	15
2.4.2. Podjela kompozita s obzirom na materijal matrice.....	16
2.4.3. Podjela kompozita s obzirom na oblik ojačala.....	17
2.4.4. Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMA).....	18
2.4.5. Efekti prisjetljivosti oblika pametnih legura.....	21
3. EKSPERIMENTALNI DIO	29
3.1. Plan pokusa nagrivanja NiTi žice	29
3.2. Nagrivanje NiTi žice i njena mikrostruktura.....	29
4. ZAKLJUČAK.....	31
LITERATURA.....	32

POPIS SLIKA

Slika 1.	Mehanizam djelovanja iona AKF-a [4].....	4
Slika 2.	Stvaranje hidroksiapatitnih kristala [5]	5
Slika 3.	Mehanizam djelovanja samo-obnavljajućeg kompozita [5].....	6
Slika 4.	Prikaz pametnih pripremnih svrdla [11].....	8
Slika 5.	Usporedba originalog šava sa pametnim šavovima pri različitim djelovanjima pH vrijednostima u zubnom mesu [9].....	9
Slika 6.	Oseointegracija pametnih prevlaka za zubne implantate [5].....	10
Slika 7.	Prikaz <i>SmartSeal</i> punjenja korijenskih kanala [10].....	11
Slika 8.	Fazni prijelaz iz toplog u hladno kod NiTi legura [5].....	12
Slika 9.	Podjela kompozita s obzirom na materijal matrice [2].....	15
Slika 10.	Podjela kompozita s obzirom na oblik ojačala [2].....	16
Slika 11.	Martenzitna pretvorba za smični kut od 30° [7].....	18
Slika 12.	Prikaz distorzije kristalne rešetke martenzita: a) kristal β-faza, b) udvostručeno formirana područja samoprilagođavajućeg martenzita, c) prikaz dominantnosti faze A u prisutnosti naprezanja i promjena dimenzije ϵ [7]	19
Slika 13.	Pretvorba martenzita hlađenjem i austenita zagrijavanjem i prikaz anizotermnih krivulja pretvorbi [7].....	20
Slika 14.	Prikaz reverzibilne i ireverzibilne martenzitne pretvorbe [7].....	20
Slika 15.	Pseudoelastični efekt legura s efektom prisjetljivosti oblika [8].....	21
Slika 16.	Prikaz jednosmjernog efekta pri inverznoj transformaciji [7].....	22
Slika 17.	Prikaz procesa dvosmjernog efekta [7].....	23
Slika 18.	Atrijski septalni uređaj koji se primjenjuje za atrijski septalni defekt i proširenje krvnih žila, ima okvir od NiTi žice i tri poliesterske membrane ušivene unutra [12].....	25
Slika 19.	Prikaz uređaja za razmak kralježaka [7].....	26
Slika 20.	Mikrostruktura NiTi-nol žice nakon nagrizanja 10%-tnom oksalnom kiselinom u povećanjima a) 200:1 i b) 500:1.....	30

POPIS TABLICA

Tablica 1. Klasifikacija pametnih materijala u stomatologiji [3].....3

Tablica 2. Svojstva određenih pametnih materijala u stomatologiji [5].....13

Tablica 3. Klasifikacija materijala osjetljivih na podražaje prema vrsti određenog podražaja [6].....14

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$\beta(\gamma)$	/	Austenit (visokotemperaturna faza)
α_M	/	Martenzit (niskotemperaturna faza)
α_M^-	/	Martenzitna faza pomaknuta za smični kut od 30°
α_M^+	/	Martenzitna faza pomaknuta za smični kut od 30°
M_s	°C	Temperatura početka stvaranja martenzita
M_f	°C	Temperatura završetka stvaranja martenzita
A_s	°C	Temperatura početka stvaranja austenita
A_f	°C	Temperatura završetka stvaranja austenita
T	°C	Temperatura toplinske obrade
σ	N/mm ²	Naprezanje
ε	mm/mm	Deformacija
ε_{1w}	mm/mm	Prividna plastična deformacija
R_{pp}	N/mm ²	Pseudo-granica razvlačenja
R_p	N/mm ²	Granica plastičnog razvlačenja
R_m	N/mm ²	Vlačna čvrstoća
ε_{2w}	mm/mm	Prividna plastična deformacija

SAŽETAK

Završni rad sastoji se od dva dijela:

- Teorijskog dijela
- Eksperimentalnog dijela.

U teorijskom dijelu rada opisana je primjena i razvoj pametnih materijala u medicini i stomatologiji. Pametni materijali su grupa novih suvremenih materijala koji su trenutno u velikom razvoju znanstvenog svijeta i od kojih se očekuje velik utjecaj na suvremenu tehnologiju.

Eksperimentalni dio rada sastoji se od analize mikrostrukture uzorka NiTi ortodontske žice.

Ključne riječi; pametni, materijali, ortodontska, žica, tvrdoća

SUMMARY

The final thesis consists of two parts:

- Theoretical part
- Experimental part.

The theoretical part describes the application and development of smart materials in medicine and dentistry. Smart materials are a group of modern materials currently experiencing significant scientific development, with expectations for a substantial impact on modern technology.

The experimental part of the work consists of analyzing the structure of the orthodontic wire sample.

Keywords: smart, materials, orthodontic, wire, analysis

1. UVOD

Pametni materijali pripadaju skupini funkcionalnih materijala, točnije to su materijali koji imaju sposobnost osjeta određenog podražaja i posljedičnog odgovora na točno određen način. Osim toga nalaze se pod utjecajem vanjskih podražaja, odnosno okolišnih uvjeta kao što su: kemijska djelovanja, temperatura, mehanička naprezanja i ostali utjecaji zbog kojih dolazi do promjene mikrostrukture i svojstava. Također, imaju mogućnost da se sami odazovu na neke određene vanjske podražaje u mogućnosti kontroliranog načina, te se na kontrolirani način mogu mijenjati pod utjecajem podražaja, određenog naprezanja, te također se mogu mijenjati pod utjecajem vanjske temperature, vlage pa čak i pH vrijednosti. Postoji nekoliko skupina materijala koji pod utjecajem okoline i njenih vanjskih podražaja mijenjaju mikrostrukturu i svojstva, a to mogu biti feroelektrični (FE) materijali, feromagnetni (FM) materijali, piezoelektrični (PE) te slitine s efektom prisjetljivosti oblika (SEPO). materijali [1].

Stomatologija tzv. dentalna medicina jest klinička disciplina koje je veoma povezana s medicinom, a također se može opisati kao i tehnološka disciplina koja je usko povezana s inženjerstvom materijala radi toga jer se bavi izradom umjetnih materijala i raznih naprava kako bi osigurali funkcionalnost ljudskih zubiju te prirodniji izgled i bjelinu i omogućili lakši način života samog čovjeka.

Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMA) su poznati kao aktivni materijali. Te legure pokazuju promjenu oblika zbog fazne transformacije i imaju termo-mehanička svojstva koja su rezultat reverzibilne čvrste fazne transformacije. Legure s efektom prisjetljivosti oblika su specifična vrsta pametnog materijala, u kojoj se deformacija oporavlja kada se zagriju. Sva ova svojstva čine legure s memorijom oblika pogodnima za svakodnevne primjene [2].

U tradicionalnom svijetu stomatologije većina materijala koja se koristi kao implantati u ljudskim ustima moraju biti pasivni na okolinu koja je predstavljena van samih usta. Njihova glavna zadaća je dug vijek trajanja, a ujedno i izdržljivost na mnogo faktora koji utječu na njihovu čvrstoću u ljudskim ustima. Materijali kao što su dentalni amalgami, kompoziti i cementi se najčešće procjenjuju prema sposobnosti njihove izdržljivosti da prežive bez reakcije na oralnu okolinu. U današnje vrijeme, koriste se najbolje tehnologije koristeći bioaktivne pametne materijale radi dugotrajnije učinkovitosti i poboljšane pouzdanosti [3].

U stomatologiji materijal se može nazvati pametnim ako uspije zadržati preostalu strukturu zuba nakon obrađivanja i vađenja karijesa iz samoga zuba, točnije da se karijes može odstraniti na što manje intenzivniji način, a da sami zub zadrži svoju originalnu strukturu i aktivno sudjelovati u procesu izlječenja. Ovi materijali posjeduju svojstva koja se mogu kontrolirano mijenjati tokom djelovanja određenih podražaja i stimulansa, kao što su temperatura, vlaga, pH vrijednost, naprezanje, pa čak i električno i magnetsko polje, a glavna značajka ponašanja pametnih materijala tijekom djelovanja vanjskih podražaja i stimulansa jest povratak u originalno i glavno stanje [3].

Pametni materijali osjete promjene u okolini i odgovaraju na kontroliran i predvidljiv način, a općenita svojstva koja se pojavljuju su:

- Piezoelektrična - generira se električna struja nakon mehaničkog naprezanja.
- Pamćenje oblika - nakon zagrijavanja materijala, vraćaju se u prvobitno stanje.
- Termo-kromatska – materijali mijenjaju boju tokom promjene temperature.
- Foto-kromatska – materijali mijenjaju boju tijekom promjene svjetlosnih uvjeta.
- Magnetno-reološka – ovo su tekući materijali koji postaju kruti kada se nalaze u magnetskom polju.
- Osjetljivi na pH – materijali koji nabubre kada se pH okolnih medija oko njih mijenja.
- Stvaranje biofilma – dolazi do promjene interakcije površine materijala s okolinom tijekom prisutnosti biofilma na površini materijala [3].

2. PAMETNI MATERIJALI

2.1. Klasifikacija pametnih materijala u stomatologiji

Pametni materijali imaju sposobnost djelovati po mogućnosti vanjskih podražaja u okolini, a važan faktor koji se sagledava u raznim područjima stomatologije jest njihova izvrsna biokompatibilnost [3].

Pametni materijali se mogu podijeliti na pasivne i aktivne pametne materijale. Pasivni materijali reagiraju na vanjske promjene bez vanjske kontrole, a također posjeduju samu sposobnost automatskog popravka, dok aktivni materijali mogu osjećati promjene u okolini i reagiraju na njih [3].

Na sljedeći način se dijele pametni materijali korišteni u stomatologiji:

Tablica 1. Klasifikacija pametnih materijala u stomatologiji [3].

Obnovljivi materijali	Vrste
Pasivni materijali	Staklenoionomerni cement (GIC) Smolom modificirani staklenoionomerni cement (Resin Modified GIC) Kompomeri Dentalni kompoziti
Aktivni materijali	Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMA)
Dentalni materijali	Pametni kompoziti Pametna keramika
Protetika	Pametni materijali za otiske
Ortodoncija	Legure s efektom prisjetljivosti oblika
Pedijatrijska i preventivna stomatologija	Pečati za jamice i fisure s otpuštanjem flourida Pečati za jamice i fisure s otpuštanjem amorfnog kalcijevog fosfata (AKF)
Konzervativna stomatologija i endodoncija	Ni-Ti rotacijski instrumenti Pametna preparacijska svrdla
Oralna kirurgija	Pametni šavovi
Parodontologija	Pametni antimikrobni peptid

2.2. Vrste pametnih polimernih materijala u stomatologiji

Amorfni kalcijev fosfat (AKF)

Amorfni kalcijev fosfat je zapravo biološka formacija hidroksiapatita (HAP). Posjeduje preventivna i lako obnovljiva i obnovljiva svojstva, što bi trebalo opravdavati njegovu upotrebu

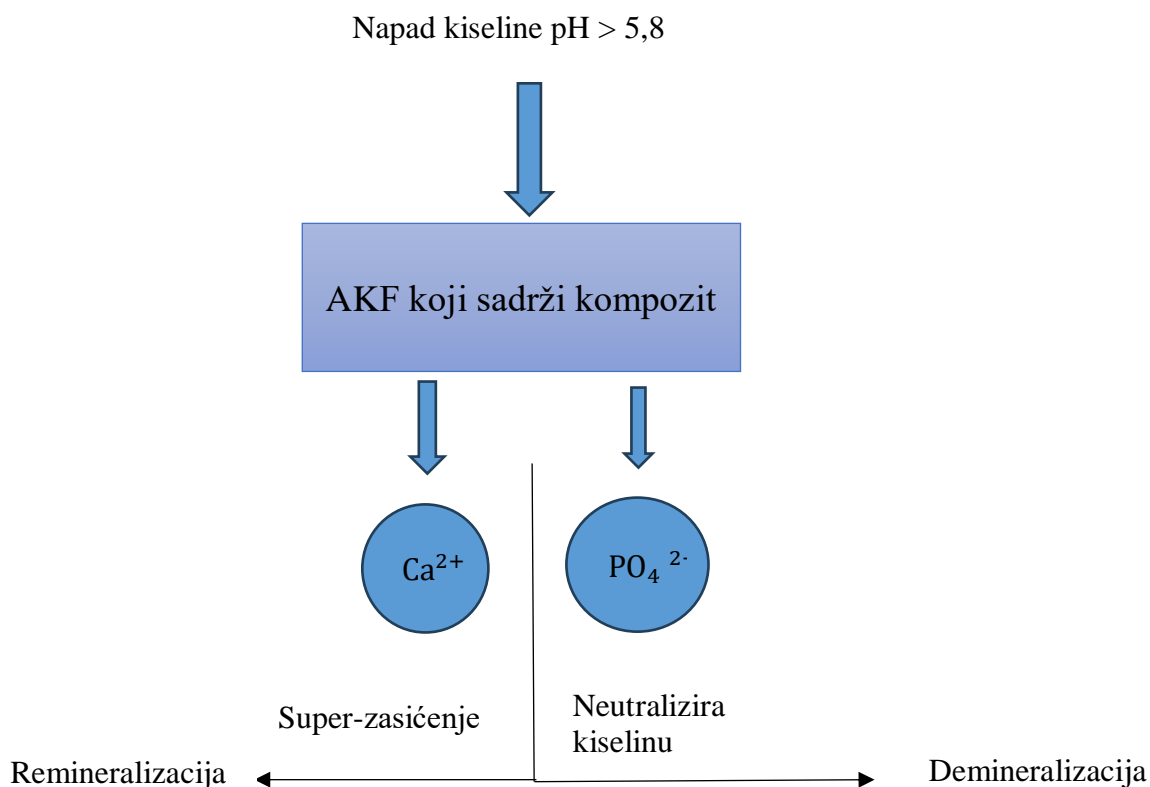
u zubnim cementima, adhezivima i kompozitima, kao i također zaljepljivanju pukotina i udubina u zubima [3].

Mehanizam djelovanja

Amorfni kalcijev fosfat (AKF) ostaje u svom izvornom obliku u usnoj šupljini kada je pH neutralan ili povišene vrijednosti, no ako se pH smanji na vrijednost od 5,8 ili manje, što je ujedno i kritična pH vrijednost kod koje dolazi do demineralizacije površine zuba i amorfni kalcijev fosfat (AKF) počinje se pretvarati u kristalni hidroksiapatit (HAP) i zamjenjuje kristale HAP-a koji su izgubljeni zbog djelovanja kiseline [3].

No, ako je pH vrijednost veća od 5,8 dolazi do remineralizacije, a ioni koji su oslobođeni spajaju se i stvaraju gel, te se taj gel u manje od 120 sekundi formira u amorfni kristal, koji je zapravo spoj kalcijevih (Ca^{2+}) i fosfatnih (PO_4^{2-}) iona. Kristalni HAP koji nastaje na kraju, formiran je pomoću taloženja kalcijevih (Ca^{2+}) i fosfatnih (PO_4^{2-}) iona pri neutralnoj ili osnovnoj vrijednosti pH, i on zapravo neutralizira kiselinu u usnoj šupljini i održava pH ravnotežu [3].

Na slici 1. je prikazan mehanizam djelovanja amornog kalcijevog fosfata (AKF-a).



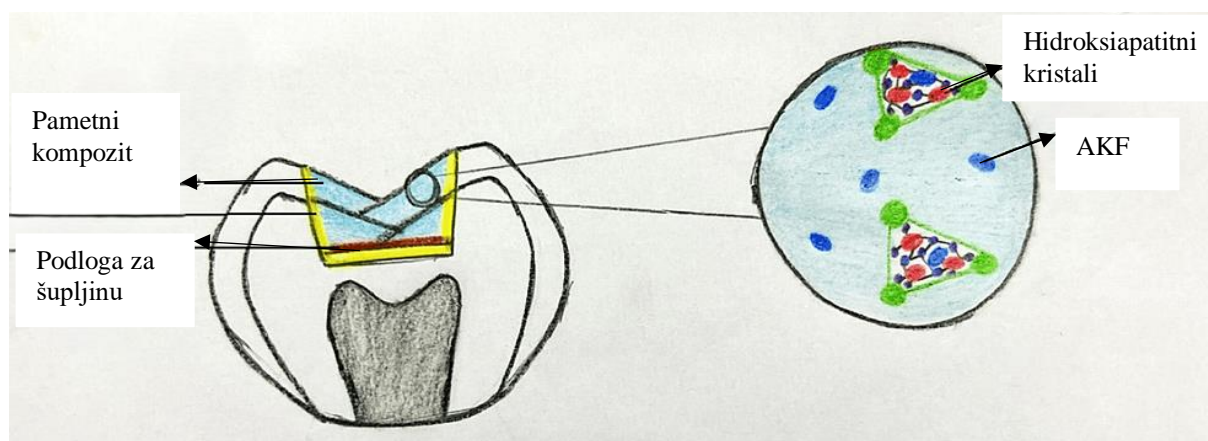
Slika 1. Mehanizam pretvorbe AKF-a u ione kalcija (Ca^{2+}) i fosfata (PO_4^{2-}) [4].

Prednosti AKF-a

- Posjeduje mehanizam zaštite površine zuba onda samo kada je potrebno.
- Dugi vijek trajanja i nije potrebno ispiranje.
- Nije potrebna suradnja samog pacijenta [3].

Aaron S. Posner je sredinom 1960-ih godina prvi opisao amorfni kalcijev-fosfat (AKF). Proizvodi koji sadrže AKF razvijeni su za različite namjene, uključujući podloge, baze, kao i pečate za fisure i jamice. AKF se koristi kao punilo u polimernim vezivima i posebno je osmišljen za biološki aktivne obnovljive materijale koji stimuliraju regeneraciju kristala hidroksiapatita (HAP) putem dugotrajnog oslobađanja iona kalcija (Ca^{2+}) i fosfata (PO_4^{2-}). Kompoziti obogaćeni AKF-om oslobađaju ove ione u slinu, a istovremeno posjeduju dobru biokompatibilnost. Kao apatitni materijal, AKF je sličan prirodnim kristalima hidroksiapatita (HAP) koji se nalaze u zubima i kostima, što omogućava ugradnju ovih iona unutar dentalne strukture [5].

Na slici 2. je prikazan mehanizam stvaranja i djelovanja hidroksiapatitnih kristala (HAP) pomoću amornog kalcijevog fosfata (AKF).



Slika 2. Stvaranje hidroksiapatitnih (HAP) kristala [5].

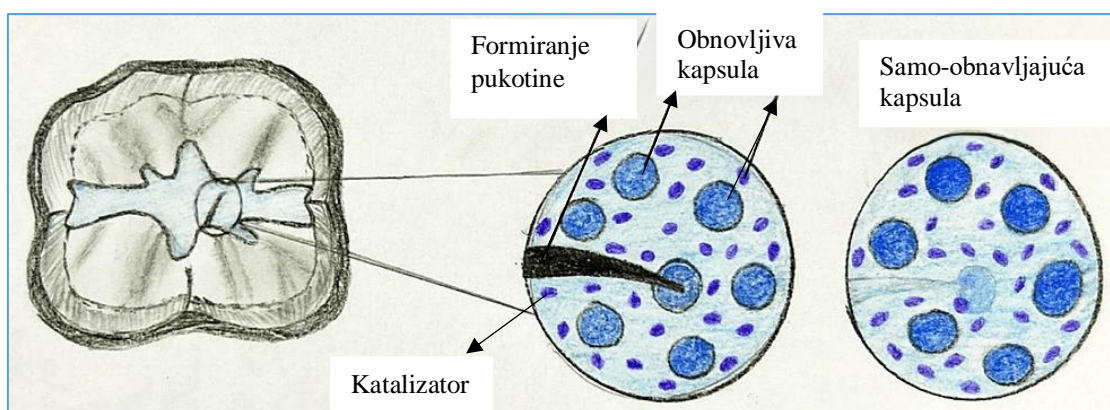
Samo-obnavljajući kompoziti

Znanstvenici su razvili kompozitne materijale koji imaju sposobnost samostalnog obnavljanja i popravka, što je postalo ključno područje suvremenog istraživanja. Inspiraciju su pronašli u ljudskom tijelu, posebno u ljudskoj kosti koja se može sama zacjeljivati i preoblikovati, čak i nakon više prijeloma. Svi materijali imaju ograničen vijek trajanja, a njihova mehanička, fizička i ostala svojstva s vremenom se smanjuju [5].

Samoobnavljajući proces popravka koristi mikrokapsule koje su učinkovitije od tradicionalnih makroskopskih tehnika. Ovaj proces uključuje prašak za popravak i tekućinu koja je

kapsulirana nanočesticama silicija, pri čemu tekućina sadrži vodu i poliakrilnu kiselinu (PAA, $C_3H_4O_2$)_n. Nanočestice silicija poboljšavaju čvrstoću veze smole, čime se smanjuje mogućnost loma materijala. Kada se pojavi pukotina, silicijske nanočestice ulaze u nju i oslobađaju tekućinu, što pokreće kemijsku reakciju između tekućine i praha. Kao rezultat, stvara se staklenoionomerni cement (GIC) koji popravlja pukotinu i sprječava njezino daljnje širenje [5].

Na slici 3. je prikazan mehanizam djelovanja samo-obnavljajućeg kompozita pomoću katalizatora i djelovanja nanočestica silicija.



Slika 3. Mehanizam djelovanja samo-obnavljajućeg kompozita [5].

Pametna keramika

Estetika je uvijek bila ključna komponenta u svakom stomatološkom postupku. Zbog široke upotrebe metalno-keramičkih materijala u zubima, koji su imali značajne estetske nedostatke, poput pojave sivih rubova na desnim, razvijena je cirkon pametna keramika. Cirkon (Zr) je polikristalna keramika bez staklenih komponenti, a njegova gusto raspoređena kristalna struktura sprječava širenje pukotina u usporedbi s manje gustim staklenim keramikama. Kao rezultat, cirkon je daleko izdržljiviji od prethodnih metalno-keramičkih opcija [5].

1995. godine u Švicarskoj, na saveznom institutu za tehnologiju, izrađen je prvi potpuno keramički zubni most koristeći metodu koja nije zahtijevala upotrebu nehrđajućeg čelika ili metala. Od tada su materijali i postupci testirani, nazvani pametnom keramikom. Ova keramika omogućava izradu mostova zahvaljujući svojoj snazi i naprednoj tehnologiji. Cirkon se ističe svojom visokom otpornošću na pucanje i boljom savitljivom čvrstoćom od drugih keramičkih materijala dostupnih na tržištu [5].

Cirkon je idealan izbor zbog svoje jedinstvene karakteristike transformacijskog učvršćivanja. Za razliku od aluminijske keramike, cirkon mijenja svoju kristalnu strukturu tijekom procesa zagrijavanja. Kada se u cirkon dodaje određeni postotak (3-8%) ostalih legiranih elemenata, kao što su kalcij (Ca), itrij (It) ili cerij (Ce), materijal ima tetragonalnu strukturu tijekom zagrijavanja, dok na sobnoj ima monoklinsku strukturu, te dolazi do volumenskog povećanja

od 4,4% samog cirkona kako bi se stabilizirala tetragonalna forma jer bi inače došlo do pucanja tijekom hlađenja [5].

Kristali se moraju izložiti visokom naprezanju prije nego što dođe do širenja pukotine i promjene u monoklinsku strukturu. Ova promjena volumena cirkona od 4,4% uzrokuje naprezanje koje omogućuje zatvaranje pukotine pod pritiskom, što učinkovito usporava ili sprječava daljnje širenje pukotine. Zbog ovih kristalografskih promjena kao reakcije na naprezanje, cirkon se upravo zbog toga naziva pametnim materijalom [5].

Pametni staklenoionomerni cement (GIC)

Konzumacija hrane i pića na visokim ili niskim temperaturama može izazvati značajne promjene u temperaturi unutar usne šupljine. Zbog toga materijali korišteni za obnovu mogu doživjeti termičku ekspanziju ili kontrakciju kao odgovor na te promjene. Koeficijent toplinske ekspanzije (KTE) koristi se za karakterizaciju dimenzijskih promjena materijala uslijed promjena temperature. Kada se dva materijala šire ili skupljaju sličnom brzinom, razmak na spoju ostaje gotovo neprimjetan, a mikro-tečenje je minimalno [5].

Kada se stakleni ionomeri zagrijavaju ili hlade na 20-50 °C u vlažnom okruženju, primijećene su male do nikakve promjene u veličini. Međutim, kada se zagrijavaju iznad 50°C u suhim uvjetima, dolazi do primjetnog skupljanja materijala. To se može objasniti time da protok tekućine prema površini materijala kompenzira očekivanu ekspanziju prilikom zagrijavanja, stabilizirajući dimenzijske promjene. Proces je bio obrnut nakon hlađenja, a zbog brzog gubitka vode dolazi do skupljanja materijala u suhim uvjetima. Slična pojava zapažena je i kod ljudske dentine, koja se značajno skuplja u suhim uvjetima, dok minimalne dimenzijske promjene nastaju pri zagrijavanju u vlažnim uvjetima [5].

Slične karakteristike pokazuju i smolom modificirani staklenoionomerni cementi, kompomeri i giomeri, što sugerira da stakleni ionomeri imitiraju ponašanje dentine. GIC-ovi gube masu u vlažnim uvjetima znatno manje nego u suhim, zahvaljujući svojoj sposobnosti razmjene tekućine s okolinom. Slabo vezana tekućina lako se gubi i ponovno apsorbira ovisno o uvjetima. Ovaj proces gubitka tekućine je reverzibilan, a voda se može ponovno apsorbirati tijekom hlađenja. Zbog svoje reakcije na promjene u okolišu, GIC-ovi pokazuju pametno ponašanje, koje se aktivira prvim gubitkom vode uslijed promjene temperature [5].

Poroznost GIC-ova omogućava nakupljanje tekućine u porama, čime se povećava njihov ukupni sadržaj tekućine. GIC se smatra pametnim materijalom zbog svojih toplinskih karakteristika, jer je poželjno da obnovljivi materijali imaju volumenske promjene izazvane temperaturom slične onima kod zubnih materijala [5].

Pametni materijali za otiske

-ovi materijali u odnosu na druge pametne materijale pokazuju više:

- Hidrofilnosti kako bi se izbjeglo dobivanje otiska bez bilo kakvih praznina.
- Otpornosti na deformaciju tijekom elastičnog povratka u prvobitno stanje, dok čvrstoća sprječava distorziju.
- Precizno postavljanje obnovljivosti zuba bez deformacije pomoću efekta „snap-set“.
- Smanjenje vremena stvrdnjavanja za 33%.
- Mogućnosti tečenja materijala sa slabijom viskoznosti [3].

Pametna pripremna svrdla

Pametna pripremna svrdla koriste se za rezanje samo zaražene dentine kod zuba. Uvela su se radi smanjivanja prekomjernog rezanja zuba, koje su se puno više događale kod konvencionalnih svrdla, te su novim pametnim svrdlima reducirane svi prekomjerni rezovi. [3].

Ukoliko zahvaćena dentina ima sposobnost remineralizacije, ona ostaje netaknuta, a na slici 4. su prikazani materijali za pametna pripremna svrdla [3].

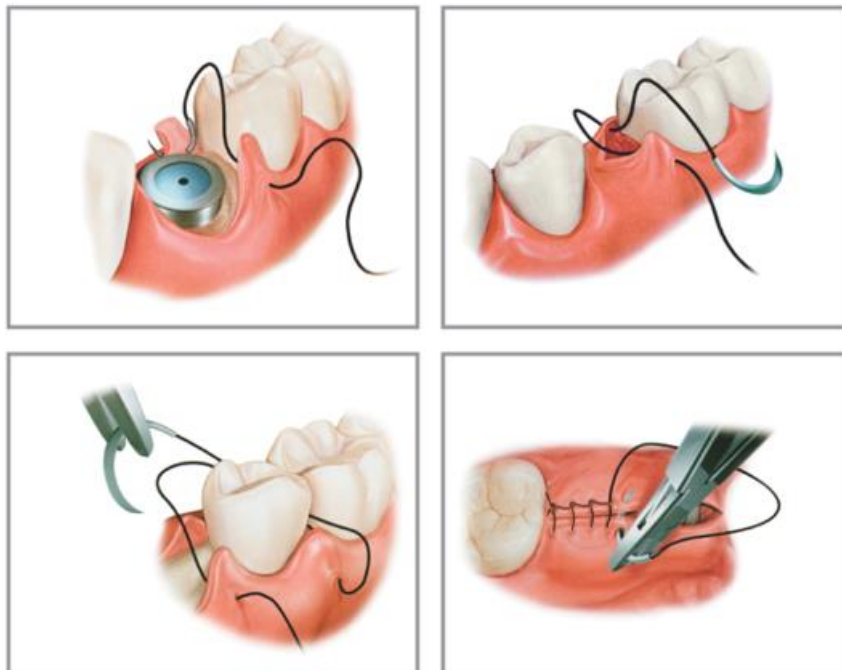


Slika 4. Prikaz pametnih pripremnih svrdla [11].

Pametni šavovi

Ovi šavovi se primjenjuju u privremenom labavom obliku gdje se krajevi šavova učvrste. Napravljeni su od plastomera koji imaju svojstva oblikovne memorije i biorazgradivosti. Ako bi se temperatura podigla iznad temperature toplinske tranzicije, šav bi se smanjio te zategnuo čvor, primjenjujući optimalnu silu, a ta temperatura toplinske tranzicije blizu je temperaturi ljudskog tijela, a to je veoma važno za vezanje čvora s odgovarajućim naprezanjem [3].

Na slici 5. je prikazana ilustracija i prikaz umetanja pametnih šavova u zubno meso.



Slika 5. Ilustracija i prikaz umetanja pametnih šavova u zubno meso [9].

Pametni antimikrobni peptid

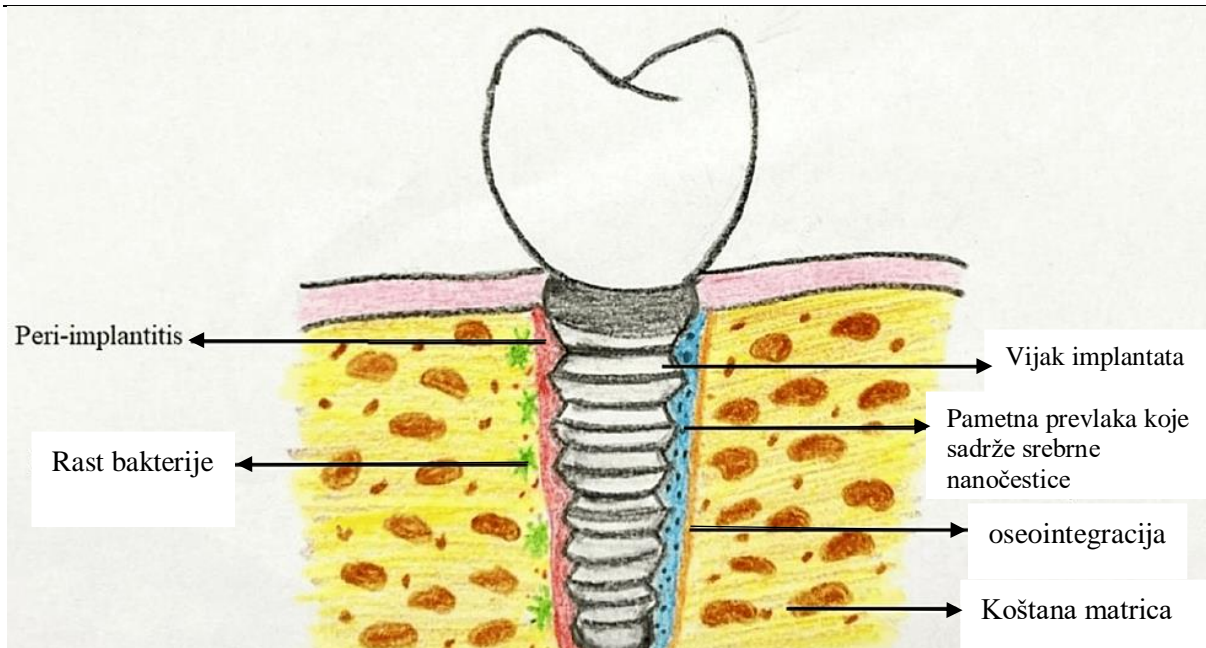
Ovaj pametni antimikrobni peptid koji je vođen od strane feromon ima najvažniji cilj, a to je uništavanje „*Streptococcus mutans*“, tj. bakterije koja je glavni uzročnik karijesa u zubima. Glavna funkcija korištenja ovih pametnih materijala jest kako bi se iskoristila maksimalna prednost korištenjem konvencionalnih restaurativnih tehnika u stomatologiji. Dizajniranje priprema šupljina je mnogo lakše pomoću CAD i CAM tehnike za razliku od klasičnih konvencionalnih metoda [3].

Pametne prevlake za zubne implantate

Znanstvenici sa Sveučilišta Sjeverne Karoline (NC State) razvili su pametnu prevlaku koja omogućuje kirurškim implantatima da se čvrsto povežu s kostima, čime se smanjuje rizik od infekcija. Ova inovativna prevlaka poboljšava sigurnost dentalnih implantata smanjujući mogućnosti njihovog odbacivanja poticanjem rasta kosti oko implantata [5].

Prevlaka stvara vanjski sloj koji dolazi u kontakt s okolnom kosti, a koji je prvenstveno amorfan i formira kristalni sloj uz sam implantat. Tijekom vremena, kako se amorfnu sloj raspada, oslobađaju se kalcij (Ca^{2+}) i fosfat (PO_4^{2-}), što dodatno potiče stvaranje kosti. Dok se amorfnu sloj otapa, prevlaka apsorbira kost, čime se poboljšava oseointegracija implantata [5].

Na slici 6. je prikazana oseointegracija pametnih prevlaka za zubne implantate.



Slika 6. Oseointegracija pametnih prevlaka za zubne implantate [5].

Vezivanje između implantata i kosti također poboljšava funkcionalnost implantata, omogućujući učinkovitiju raspodjelu opterećenja. Ovo je posebno važno jer se brzina razvijanja kosti može značajno razlikovati među pojedincima što možemo uzeti za primjer da mladi ljudi obično razvijaju kosti brže nego starije osobe [5].

Kako bi se spriječila infekcija, istraživači su u prevlake dodali srebrne nanočestice. Trenutno se pacijentima s implantatima propisuju strogi antibiotici odmah nakon operacije kako bi se izbjegle infekcije. Ipak, mjesto implantacije uvijek ostaje podložna riziku od infekcija. Kada se amorfni sloj počne raspadati, srebrne čestice unutar prevlake djeluju kao antibakterijska sredstva. Brzina oslobađanja srebra će se smanjivati kako pacijent prolazi kroz proces zacjeljivanja, zbog čega autori nazivaju ovu prevlaku pametnom [5].

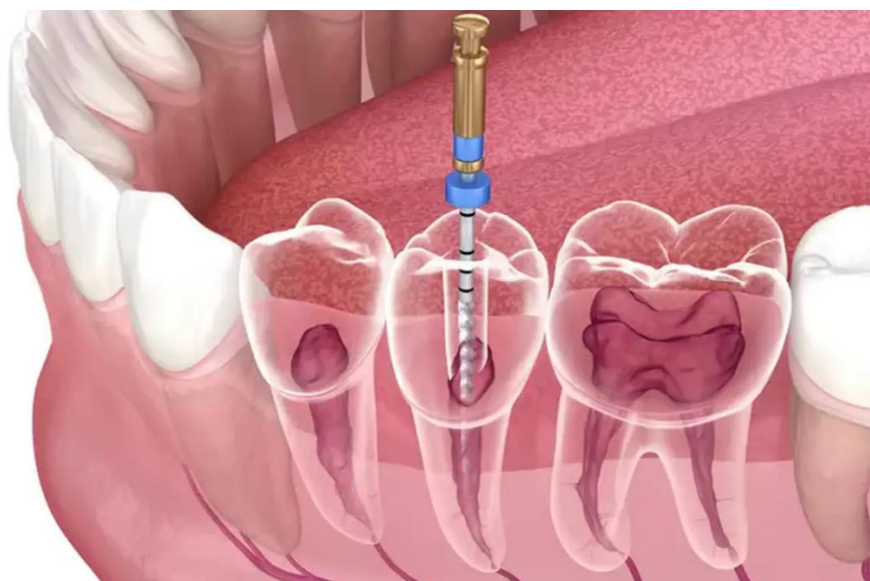
SmartSeal sustav za punjenje korijenskih kanala

Antimikrobno liječenje pulpinog tkiva predstavlja izazov zbog mikroorganizama koji se vežu na zaraženi dentin unutar pulpnog prostora. Cilj punjenja kanala je spriječiti periradikularnu bolest tako što će se onemogućiti ponovna infekcija korijenskog kanala. Prevencija ponovne infekcije može se postići punjenjem pripremljenog korijenskog kanala, pomoćnih kanala i praznina odgovarajućim 3D brtvljenjem [5].

C-sustav predstavlja metodu punjenja korijenskih kanala koja koristi hidrofilne endodontske točke. Ova metoda koristi kombinaciju dva ekskluzivna najlonska polimera, Trogamid T i Trogamid CX (Evonik Industries, Essen), za formiranje unutarnje jezgre C-sustava. Prema dostupnim informacijama, lateralna ekspanzija C-sustava se odvija neujednačeno, a njegova proširivost ovisi o razini prethodnog naprezanja hidrofilnog polimera [5].

Ova neizotropna lateralna ekspanzija smatra se korisnom za poboljšanje sposobnosti punjenja korijenskog kanala, jer pomaže smanjenju rizika od ponovne infekcije, čime se povećava dugoročna učinkovitost liječenja korijenskih kanala. Iako C-sustav može postići dobar kontakt s neravnomjernim prostorima kanala, mogu ostati praznine u zidovima kanala i proširenoj točki [5].

Na slici 7. je prikazana animacija *SmartSeal* punjenja korijenskih kanala.



Slika 7. Prikaz *SmartSeal* punjenja korijenskih kanala [10].

2.3. PAMETNE LEGURE

Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMA)

Legure s pamćenjem oblika (SMA) vrlo su važna skupina metalnih materijala s izuzetnim nelinearnim svojstvima, kao što su efekt prisjetljivosti oblika, superelastičnost i učinak prigušenja. Zbog tih svojstava SMA legure su našle široku primjenu u raznim područjima. Prikladan omjer tih svojstava može poboljšati karakteristike SMA materijala i omogućiti primjenu u raznim industrijama. Legure poput ovih u zubnoj medicini posjeduju iznimna svojstva, a to su odlična biokompatibilnost, superelastičnost, oblikovna memorija te izvrsna otpornost na umor i trošenje [3].

NiTi ortodonska žica

Nitinol je poznati funkcionalni materijal koji se ističe svojim superelastičnim svojstvima i sposobnošću zadržavanja konstantnog oblika, poznatom kao efekt zadržavanja oblika. Osim toga, ovaj materijal ima visoku otpornost na koroziju i odličnu biokompatibilnost, što se pripisuje prisutnosti sloja titanijevog oksida (TiO_2). Nitinol legura spada u grupu pametnih materijala, a njen kemijski sastav uključuje ~49-51% nikla i ~49-51% titana, pri čemu se u

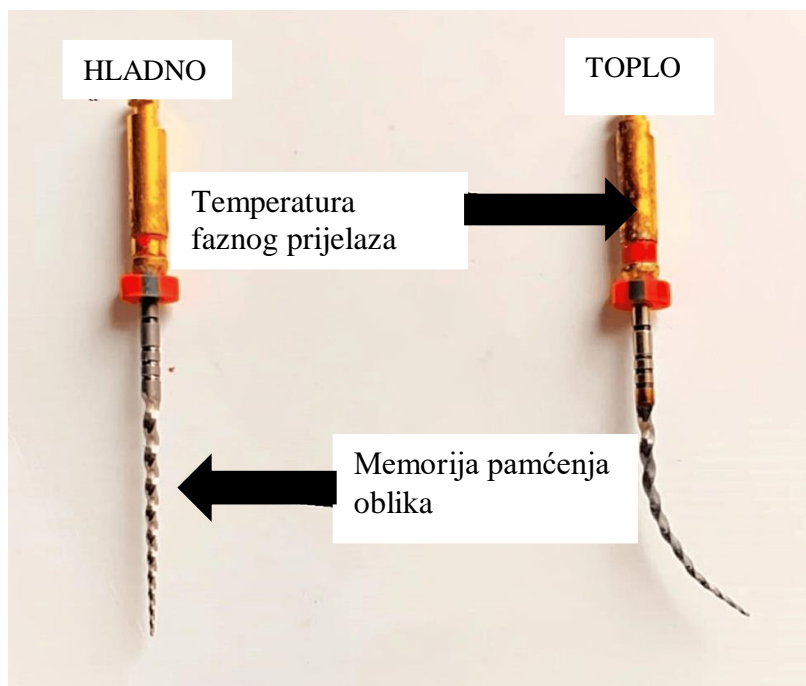
endodonciji koristi omjer od 55% nikla i 45% titana. Zbog ovih svojstava, nitinol se koristi kao materijal za ortodontske aparatiće, kao i u raznim industrijskim primjenama, uključujući aktuatora i ispuh mlaznih motora [5].

NiTi pametne legure

Nitinol je 1988. godine predstavljen od strane stručnjaka u endodonciji, koristeći omjer od 55% nikla i 45% titana kao što je prethodno navedeno. Pametna svojstva nitinol legura omogućuju materijalu da prolazi kroz faznu tranziciju, pri čemu dolazi do skrućivanja čestica krutog tijela i njihovog odgovora na vanjske podražaje poput promjene temperature i mehaničkog napreznja [5].

Postoji mnogo legiranih sustava s efektom prisjetljivosti oblika, ali najpoznatija koja će biti spomenuta u ovom radu jest NiTi-nol pametna legura koja je dobila ime po laboratoriju gdje je i otkrivena (*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*), a za njihove otkriće je najzaslužniji William J. Buehler koji je otkrio njihovo svojstvo vraćanja u prvotni oblik tijekom zagrijavanja. Međutim, promjene u napreznju i temperaturi koje djeluju na pametnu leguru mogu utjecati na organizaciju kristalne rešetke. Legure s oblikovnom memorijom poput Nitinola, imaju vrlo nisku granicu popuštanja, pa se pri smanjenju temperature ispod prijelazne temperature lako mogu oblikovati u novi oblik uz minimalan gubitak integriteta žice [7].

Na slici 8. je prikazan fazni prijelaz iz toplog u hladno kod NiTi legura i njegovo vraćanje u prvotni oblik.



Slika 8. Fazni prijelaz iz toplog u hladno kod NiTi legura [5].

Ni-Ti-nol rotacijski instrumenti

Uvođenjem 1980-ih godina NiTi-nol rotacijskih instrumenata su doveli do poboljšavanja rotacijske endodoncije, za razliku od klasične ručne instrumentacije koja se koristila prije toga za liječenje korijenskog zubnog kanala. Prednosti nitinol rotacijskih instrumenata jest manja mogućnost loma zubnog kanala, manji mehanički umor te snižavanje minimalne boli samog pacijenta [3].

U sljedećoj tablici 2. prikazana je klasifikacija i opis svojstava dosad opisanih pametnih materijala u ovom radu.

Tablica 2. Svojstva određenih pametnih materijala u stomatologiji [5].

	Pametni materijal	Svojstva	Primjena
1.	NiTi pametna legura	Fazni prijelaz, superelastičnost i oblikovna memorija	Biomehanička priprema korijenskih kanala, te NiTi žice za lukove u ortodonciji
2.	Pametni kompoziti	Sadrži AKF s produljenim vremenom otpuštanja. Formiranje kristala hidroksiapatita.	Klasifikacija 1 i 2 kaviteta u primarnim i trajnim zubima do dubine od 4 mm.
3.	Samo-obnavljajući kompoziti	Štiti od neuspjeha i zakirutosti materijala te poboljšava sigurnost i pouzdanost kompozita.	Klasifikacija 1 i 2 restauracije.
4.	Pametna keramika	Transformacijsko očvršćivanje.	Mostovi, krunice.
5.	Pametni stakleno-ionomerni cement	Volumenske promjene izazvane temperaturom koje su jednake s onima od dentina.	Bazni slojevi i ojačani restaurativni materijal.
6.	SmartSeal sustav za punjenje korijenskih kanala	C-sustav koji je hidrofilan. Neizotropna lateralna ekspanzija.	Materijal za punjenje korijenskih kanala.
7.	Pametne prevlake za zubne implantate	Poboljšanje oseintegracije i prisutnost srebrnih nanočestica koje sprječavaju infekciju.	Materijali za postavljanje dentalnih implantata.

2.4. Klasifikacija pametnih polimernih materijala u regenerativnoj medicini

Regenerativna medicina je interdisciplinarno područje koje predstavlja veoma napredan pristup načinu liječenja koji koristi prirodne mehanizme u tijelu kako bi došlo do obnove oštećenih tkiva, organa i zglobova, tj. pripada skupini koja se bavi inženjerstvom tkiva te transplatacijom matičnih stanica. U današnjici pametni materijali imaju značajnu primjenu u ovom polju medicine. Pametni materijali posjeduju jedinstvena svojstva koja omogućuju reakciju na vanjske promjene pod određenim uvjetima okoliša [6].

Reakcije ovih materijala na različite podražaje dijeli u tri glavne grupe, a to su: fizički, kemijski i biološki podražaji. Fizički podražaji uključuju temperaturu, električno polje, određene mehaničke stimulacije i svjetlost. Kemijski podražaji obuhvaćaju pH vrijednost i redoks reakcije, a biološki podražaji uključuju svojstva kao što su koncentracija glukoze i osjet na različite enzime, a u tablici 3. bit će prikazana klasifikacija odgovora pametnih materijala na 3 različita podražaja [6].

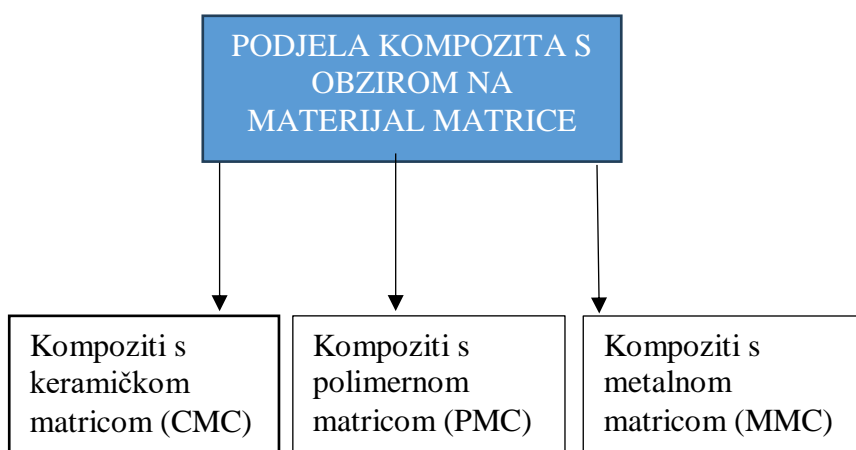
Tablica 3. Klasifikacija materijala osjetljivih na podražaje prema vrsti određenog podražaja [6].

Fizički podražaji	Kemijski podražaji	Biološki podražaji
Termo-reakcijski materijali	pH reakcijski materijali	Glukozno-reakcijski materijali
Elektro-reakcijski materijali	Redoks-reakcijski materijali	Enzimsko-reakcijski materijali
Magnetno-reakcijski materijali		Antigensko-reakcijski materijali
Foto-reakcijski materijali		
Ultra-zvučno reakcijski materijali		
Mehaničko-reakcijski materijali		

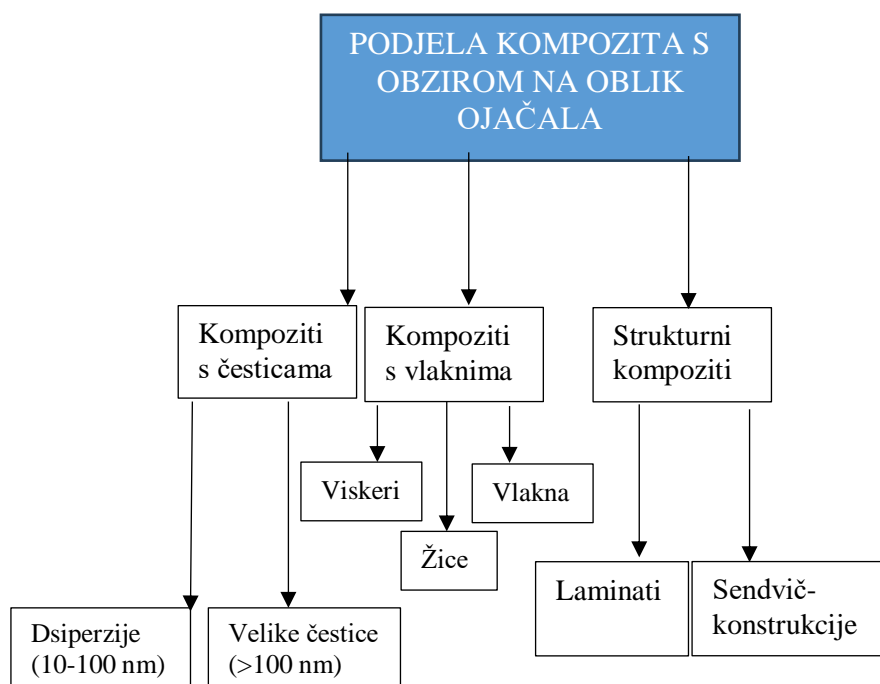
2.4.1. Podjela kompozitnih materijala

Kompoziti su heterogeni materijali koji se sastoje od više materijala, i napravljeni su u cilju da oblikuju materijal određenih svojstava kakva niti jedna komponenta ne bi posjedovala sama za sebe. Kompoziti se sastoje od matrice i ojačala, a glavna razlika između kompozita i legura jest da kompozitni materijali sadrže jasnu granicu između komponenti. Međutim, sveukupno ponašanja kompozita ovisi o: svojstvima matrice i ojačala, obliku konstituenata i njihovoj veličini, rasporedu i volumnom udjelu, te prirodi i jakosti veza između konstituenata [2].

Kompoziti se s obzirom na oblik ojačala dijele na kompozite s česticama i kompozite s vlaknima, a s obzirom na materijal matrice se dijele na polimerne kompozite (PMC), metalne kompozite (MMC) i keramičke kompozite (CMC). Na sljedećoj slici 9. i 10. prikazana je podjela kompozita s obzirom na materijal matrice i oblik ojačala [2].



Slika 9. Podjela kompozita s obzirom na materijal matrice [2].



Slika 10. Podjela kompozita s obzirom na oblik ojačala [2].

2.4.2. Podjela kompozita s obzirom na materijal matrice

Kompoziti s metalnom matricom (MMC)

U ovim kompozitima koriste se kratka i kontinuirana vlakna za ojačanje. Kompoziti s metalnom matricom imaju relativno višu izotropiju svojstava u odnosu na polimerne kompozite (PMC). Mikrostrukture metalnih matrica mogu podnijeti duga razdoblja na visokim temperaturama, a toplinska naprezanja mogu se javljati izotermički ili ciklički, pri čemu promjene u mikrostrukтури označavaju lošija svojstva [2].

Metalni kompoziti (MMC) imaju visoku otpornost na temperaturu, veću čvrstoću i krutost u poprečnom smjeru, kao i poboljšane toplinske i električne vodljivosti, što je zapravo njihova velika prednost. Ovi kompoziti zadržavaju otpornost na temperature koje su više od onih u PMC i čistim metalima, te pokazuju višu čvrstoću i krutost. Također su dobro otporni na abraziju i puzanje, dimenzijski su stabilni i manje su zapaljivi. Ipak, njihova proizvodnja je skupa, a masa veća, što ograničava njihovu primjenu [2].

Kompoziti s polimernom matricom

Svojstva PMC-a ovise o sastavu matrice, vrsti vlaknastih ojačanja te interakciji između ovih komponenti. Osim toga, mnogi drugi faktori igraju važnu ulogu u dizajnu PMC-a, uključujući odgovarajući omjer sastojaka, prirodu faza i strukturu ojačanih vlakana [2].

Kompoziti s keramičkom matricom

Keramički kompoziti su prije koristila diskontinuirana ojačala koja su se miješala s keramičkim matricama i mogla su se proizvoditi konvencionalnim monolitnim postupcima. Silicijev karbid često se primjenjivao u ovim kompozitima zbog visoke stabilnosti i velike prisutnosti oksida keramike. Kompoziti s keramičkom matricom (CMC) razvijeni su kako bi se poboljšale karakteristike keramike i smanjile unutarnje pukotine. CMC se odlikuju većom deformacijom prije loma matrice u usporedbi s vlaknima i imaju visoku žilavost [2].

2.4.3. Podjela kompozita s obzirom na oblik ojačala

Kompoziti s česticama: 1) Disperzije (promjer: 10-100 nm)

– mehanizam očvršnuća koji je prisutan u ovim česticama omogućuje sprječavanje gibanje dislokacija koje je slično precipitacijskom očvršćivanju, ali se odvija na višim temperaturama.

2) Velike čestice (promjer > 100 nm) - mehanizmi očvršnuća koji su prisutni su:

- tvrde čestice u metalnoj matrici – omogućuju otpornost na trošenje i bolja mehanička svojstva.

-mekane čestice u tvrdoj matrici – omogućuju obradivost i toplinsku vodljivost.

Kompoziti s vlaknima

1) Viskeri – to su vrlo tanke niti keramičkih monokristalita koje imaju velik omjer duljina/promjer, posjeduju pravilnu građu, te su to najčvršći poznati materijali, ali imaju visoku cijenu.

2) Žice –sadrže velik promjer, neki od primjera su čelik, molibden (Mo) i wolfram (W).

3) Vlakna – s obzirom na omjer duljina/promjer, dijele se na kontinuirana i diskontinuirana vlakna, a uvjeti za proizvodnju vlakana su:

- proizvodnja s velikim odnosom duljina/promjer.

- moraju biti dovoljno čvrsta i savitljiva.

- moraju sadržavati mogućnost izrade tkanina.

Strukturni kompoziti

1) Sendvič konstrukcije – ove konstrukcije se temelje na ideji da umetanjem jezgre između dva laminata možemo povećati krutos bez povećanja mase, a svojstva im ovise o materijalu kore i jezgre kompozita, te o njihovom geometrijskim rasporedom u stukturi. Jezgra se može sastojati od:

- pjene koja može biti od PVC-a, polistirena (PS), itd.

- saće koja može se sastojati od aluminijske, PC-a, PP-a i PE-a.

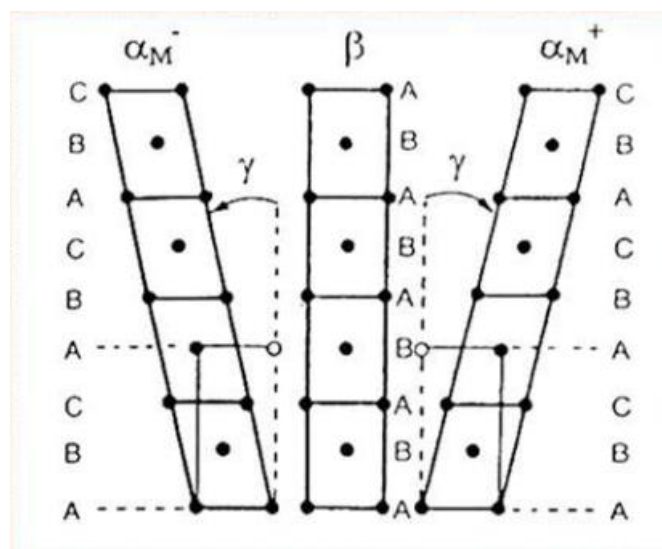
- te od drva (cedar).

2) Laminati – sastoje se od nekoliko slojeva laminata, a pružaju povećanu čvrstoću i krutost, poboljšanu otpornost na trošenje i koroziju.

2.4.4. Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMAs)

Proizvodnja i uporaba ovih legura je osmišljena 1975. godine. Ove legure predstavljaju kombinaciju materijala koji imaju sposobnost vraćanja na svoju prvotnu veličinu i oblik kada su izloženi odgovarajućem toplinskom procesu, a glavni preduvjet je pojavu ovog efekta je reverzibilna bezdifuzijska martenzitna pretvorba [2].

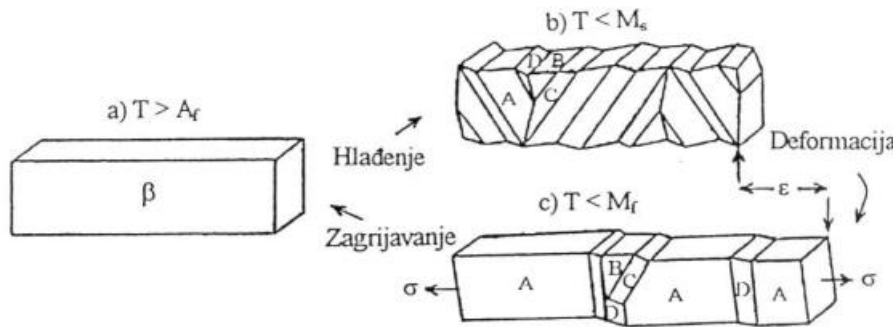
Transformacija austenita odnosno visokotemperaturne faze $[\beta(\gamma)]$ u martenzit (niskotemperaturna faza) s oznakom α_M i obrnuto, odvija se bez prisutnosti difuzijskih procesa koja je prikazana na slici 11. Ova se promjena kristalne strukture ostvaruje istovremenim premještanjem svih atoma putem homogenog smicanja [7].



Slika 11. Martenzitna pretvorba za smični kut od 30° [7].

Smicanje rešetke je glavno svojstvo kod martenzitne pretvorbe radi postizanje promjene kristalne strukture. Zbog toga, potrebna je velika smična deformacija rešetke kako bi došlo do istovremenog pomaka svih atoma te do promjene načina njihovog slaganja. Na slici 7. je priložena usmjerenost martenzitnih kristala za smični kut od 30° , odnosno α_M^- i α_M^+ . Promjena kristalne strukture dovodi do elastične deformacije između originalnog i novoformiranog kristala, a to može usporiti, pa čak i zaustaviti daljnju pretvorbu. Radi toga, dolazi do razgradnje nastalih naprezanja i kompenzacije distorzije rešetke pomoću mehanizma plastične deformacije martenzitnih kristala gdje više nema promjene kristalne rešetke, a ona se ostvaruje udvostručavanjem ili klizanjem rešetke [7].

Zbog prisutnosti postupka hlađenja austenita, dolazi do reduciranja naprezanja i formiranja različitih usmjerenja područja martenzitne strukture kao što je priloženo na slici 12.

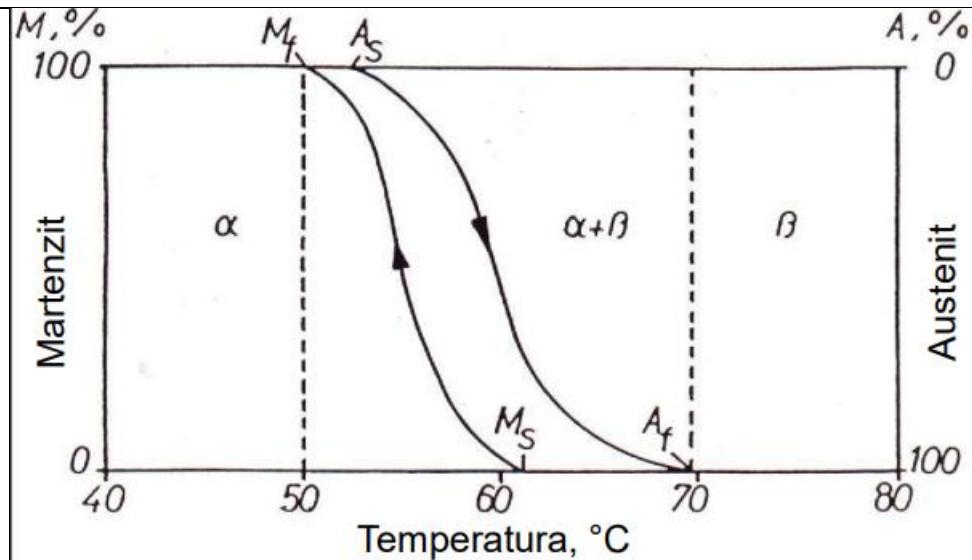


Slika 12. Prikaz distorzije kristalne rešetke martenzita: a) kristal β -faza, b) udvostručeno formirana područja samoprilagođavajućeg martenzita, c) prikaz dominantnosti faze A u prisutnosti naprezanja i promjena dimenzije ϵ [7].

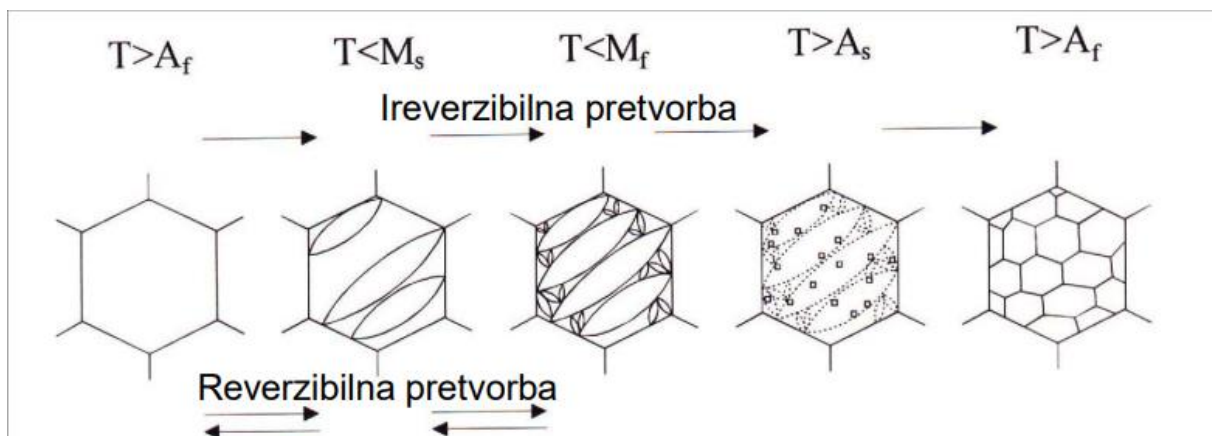
Zbog veoma malih makroskopskih promjena tijekom transformacije austenita u udvostručeni martenzit, on se zbog toga naziva samoprilagođavajući martenzit. Razlog zbog kojeg dolazi do promjene dimenzija rešetke jest obrnuta orijentacija udvostručenog martenzita (povoljno orijentirano) u neudvostručenog (nepovoljno orijentirano) [7].

Na slici 13. bit će prikazana martenzitna pretvorba hlađenjem od temperature M_s do temperature M_f , te povratna austenitna transformacija zagrijavanjem od temperature A_s do A_f [7].

No također, do martenzitne pretvorbe može doći i iznad temperature M_s , ali samo vanjskim naprezanjem ili plastičnom deformacijom induciranog martenzita. Da bi materijal mogao višestruko mijenjati oblik, austenitno-martenzitna pretvorba mora biti kristalografski reverzibilna. To znači da se tijekom zagrijavanja, povratnom pretvorbom, izvorni austenitni kristal mora uspostaviti bez pogreške, pri čemu se uvedena deformacija gubi, a materijal poprima oblik visokih temperatura kao što je prikazano na slici 14., a slučaju ove reverzibilne pretvorbe, povratna reakcija se obavlja suprotnim smjerom smične deformacije čime se uklanjaju martenzitni kristali [7].



Slika 13. Pretvorba martenzita hlađenjem i austenita zagrijavanjem i prikaz anizotermnih krivulja pretvorbi [7].



Slika 14. Prikaz reverzibilne i ireverzibilne martenzitne pretvorbe [7].

Tri glavna faktora koja definiraju ove pametne legure i njihovu inicijaciju su: naprezanje, deformacija i temperatura. Stoga se promjene u ovim faktorima sastoje od kombinacije termomehaničkih procesa kako bi legure s efektom memorije oblika učinkovito ispunile svoje funkcije. Svojstva SMAs-a uključuju efekt memorije oblika, superelastičnost, histerezu, visoku učinkovitost prigušenja i druge karakteristike [2].

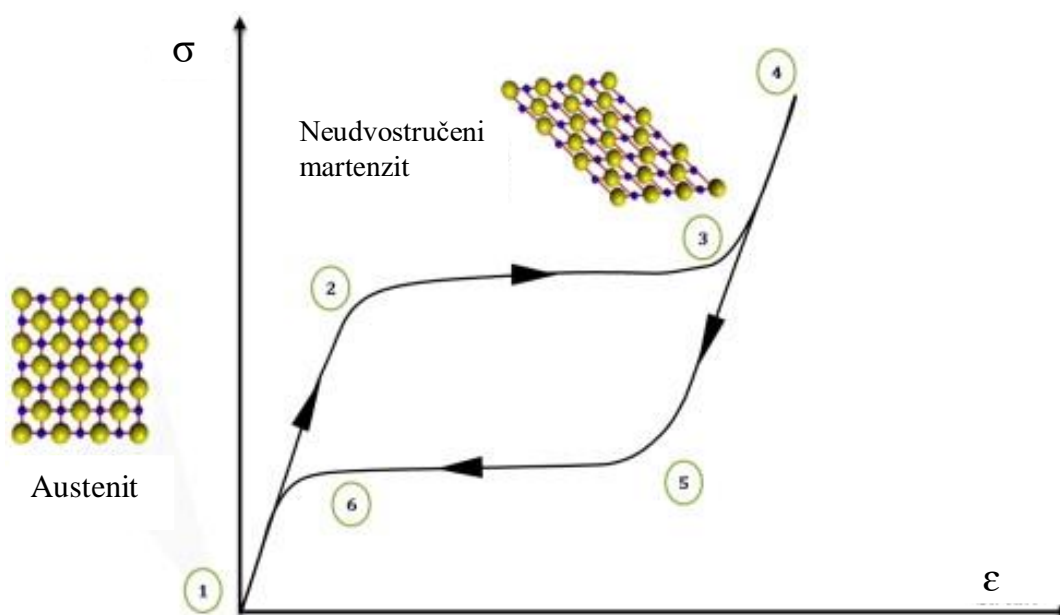
2.4.5. Efekti prisjetljivosti oblika pametnih legura

1) Superelastičnost (pseudoelastičnosti efekt prisjetljivosti oblika)

Pseudoelastičnost ili tzv. superelastični efekt predstavlja ključno svojstvo legura s memorijom oblika (SMAs) i razlikuje ih od drugih materijala. Ovaj efekt omogućava SMAs-u da se vrate iz deformiranog stanja u svoje izvorno stanje bez primjene opterećenja [2].

Način na koji se pseudoelastični materijal deformira jest prvo čisto elastično pod djelovanjem naprezanja, pa onda tek pseudoelastično [7].

Na slici 15. prikazan je pseudoelastični efekt legura s efektom prisjetljivosti oblika.



Slika 15. Pseudoelastični efekt legura s efektom prisjetljivosti oblika [8].

Tijekom opterećenja, kritična naprezanja za faznu tranziciju se dostiže u točki 2) i materijal se izravno transformira u neudvostručeni martenzit, sve do točke 3). Kada je fazna tranzicija završena, daljnje opterećenje uzrokuje samo elastičnu deformaciju neudvostručenog martenzita (nagib od točke 3) do točke 4)]. Austenit je jedina stabilna faza pri visokim temperaturama i bez naprezanja, stoga se tijekom pseudoelastičnog efekta dostiže kritična naprezanja za povratnu faznu tranziciju i makroskopska deformacija se oporavlja (točke 5) do točke 6) [8].

2) Jednosmjerni efekt prisjetljivosti oblika (Pseudoplastičnost)

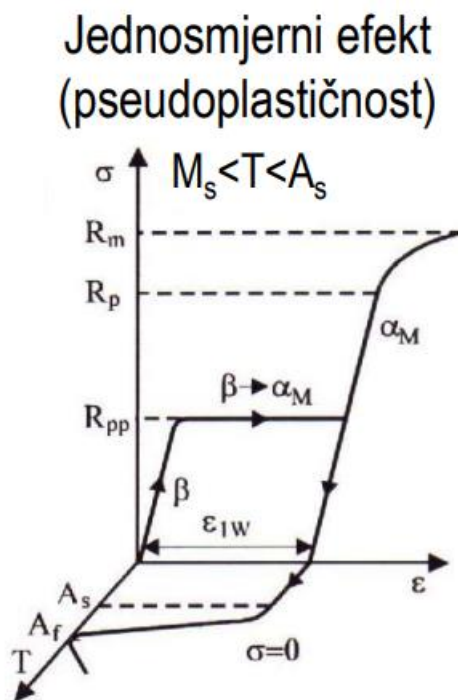
Kada dođe do deformacije materijala, efekt prisjetljivosti oblika omogućuje materijalu da se vrati u svoj prvotni oblik i veličinu pomoću povećanja temperature. Ovaj efekt omogućava materijalu da podnese deformaciju do 9% pod određenim opterećenjem. Da bi se postigao ovaj

efekt, primjenjuju se odgovarajući termodinamički procesi: uzorak treba biti u austenitnom stanju, nakon čega se formira martenzit bez vidljivih makroskopskih promjena smanjenjem temperature, a da pritom ne bude primijenjena vanjska sila [2].

Zbog orijentacije različitih tipova prisutnog martenzita, dolazi do povećanja deformacije uzorka, pri čemu se može primijetiti primijenjena vanjska sila, dok temperatura ostaje konstantna. Na kraju, uzorak prolazi kroz povratnu pretvorbu transformacije iz martenzita u austenit, što omogućuje zadržavanje izvornog oblika i veličine uzorka, a sve se odvija samo povećanjem temperature, bez dodatnog vanjskog opterećenja [2].

Ako je primijenjeno opterećenje visoko, sve različite varijante martenzita se pod opterećenjem stapaju u jednu jedinu varijantu. Kada temperatura uzorka premaši A_f , počinje inverzna transformacija. Ovaj proces se aktivira zagrijavanjem, što omogućuje vraćanje neelastične deformacije uzorka [2].

Na slici 16. je prikazana pseudoelastičnost pri čemu je prividna plastična deformacija ε_{1w} pri naprezanju pseudo-granice razvlačenja R_{pp} posljedica mehanički inducirane pretvorbe $\beta \rightarrow \alpha_M$. Potom dolazi do inverzne transformacije $\alpha_M \rightarrow \beta$ gdje materijal poprima prvotni oblik tokom zagrijavanja u austenitnom području [7].



Slika 16. Prikaz jednosmjernog efekta pri inverznoj transformaciji [7].

3) Dvosmjerni efekt pamćenja oblika

U ovom procesu materijali pamte samo oblik i veličinu austenitnog stanja, ali pod određenim uvjetima mogu zadržati i oblik martenzitnog stanja. Ovaj efekt je uobičajen za legure s memorijom oblika (SMAs), ali nije njihovo osnovno svojstvo dok je jednosmjerni efekt

memorije oblika strukturalno svojstvo SMAs-a. To se postiže primjenom odgovarajućih termomehaničkih procesa. Ovaj efekt podrazumijeva spontanu i reverzibilnu promjenu oblika i veličine materijala tijekom temperaturnih ciklusa. Možemo reći da se spontana promjena oblika događa pri hlađenju i zagrijavanju zahvaljujući ovom efektu [2].

Razlog zbog kojeg makroskopski uzorak pamti svoj oblik i veličinu leži u poremećaju tijekom velike deformacije u martenzitnoj fazi, čime se stabiliziraju dimenzije te faze, omogućujući uzorku da pamti oblik i veličinu. Ovi poremećaji također su prisutni u početnoj fazi, čak i nakon što dođe do reverzibilne transformacije martenzita zagrijavanjem [2].

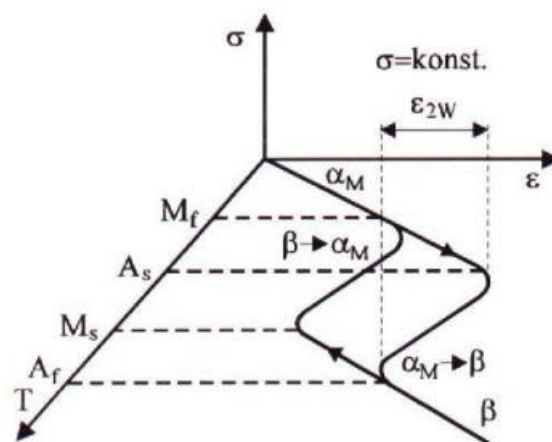
U ovom efektu, materijal se vraća u svoje izvorno stanje samo povećanjem temperature, a može poprimiti sekundarni oblik značajnim snižavanjem temperature. Ovaj efekt materijal može zapamtiti zahvaljujući procesima koji uključuju sposobnost pohranjivanja energije. [2]

Neki od relevantnih termodinamičkih procesa za postizanje ovog efekta uključuju prvobitnu formaciju uzorka u austenitnoj fazi, zatim formiranje martenzita bez vidljivih makroskopskih promjena smanjenjem temperature i bez primjene vanjske sile. Memorija materijala poboljšava se mehaničkim cikličkim procesima ponavljajućim povećanjem i smanjenjem opterećenja pri konstantnoj temperaturi. U ovoj fazi, uzorak pamti svoj sekundarni oblik u martenzitnoj fazi i zbog toga se zove dvosmjerni efekt [2].

Ponavljanjem cikličkih procesa, uzorak može više puta preći iz izvornog stanja u zapamćeni oblik zahvaljujući procesu pamćenja bez potrebe za vanjskim opterećenjem, već samo uz promjenu temperature [2].

Na slici 17. prikazan je dvosmjerni efekt koji ima za posljedicu reverzibilnu deformaciju koja je isključivo pokrenuta promjenom temperature, koja se postiže hlađenjem od M_s do M_f temperature, a originalni oblik se uspostavlja iznad temperature A_f [7].

Dvosmjerni efekt



Slika 17. Prikaz procesa dvosmjernog efekta [7].

Učinak prigušivanja

Legure s memorijom oblika (SMA) posjeduju visok efekt prigušenja, što im omogućuje da mehaničku energiju pretvore u toplinsku energiju koja se raspršuje. Ovaj proces je nepovratan, što omogućava materijalu da apsorbira vibracije i udarce. Kada su prisutne obje faze (austenit i martenzit), unutarnje trenje proučava pomicanje granica između njih, što omogućuje raspodjelu velike količine energije i rezultira pojačanim učinkom prigušenja. U martenzitnom stanju, trenje proučava reverzibilno pomicanje granica varijanti martenzita, što omogućuje bolju raspodjelu energije u usporedbi s kombinacijom obje faze, budući da je trenje u austenitnom stanju slabije nego kod različitih legura i sastava metala [2].

Materijali s dobrim svojstvima prigušenja mogu poboljšati performanse alata, kontrolu buke i produžiti životni vijek. Povećanje amplitude aktivne vibracije pojačava sposobnost prigušenja, dok prigušenje ostaje neovisno o frekvenciji. Naprezanja i deformacije legura s efektom prisjetljivosti oblika mogu se kontrolirati za postizanje aktivnog prigušenja u kompozitima hibridnih materijala [2].

Svi materijali imaju različite vrijednosti koeficijenta prigušenja. Ključne varijable koje značajno utječu na ove vrijednosti uključuju temperaturu, veličinu zrna i gustoću martenzitne granice. Primarni mehanizmi u SMA koji učinkovito primjenjuju efekt prigušenja obuhvaćaju unutarnje trenje, martenzit induciran naprežanjem i temperaturom. Efekt prigušenja kontrolira preklapanje dinamičkih svojstava materijalnih komponenti upravljanjem unutarnjom energijom strukture, te također upravlja oštećenjima uzrokovanim udarcima, dinamičkom kontrolom oblika i akustičnim zračenjem [2].

Primjena legura s efektom prisjetljivosti oblika u zdravstvenom sektoru

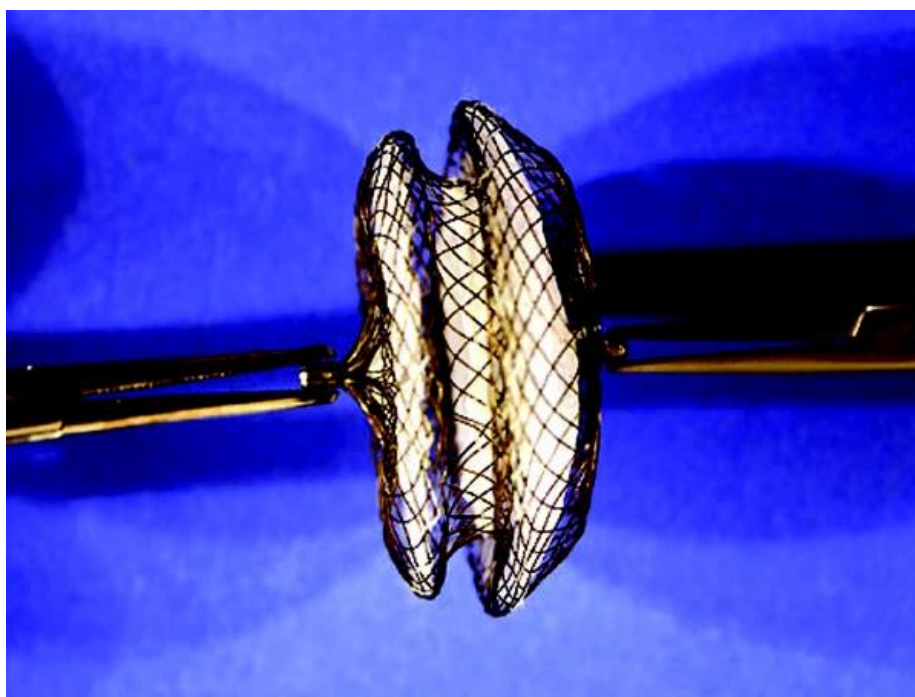
Svojstvo biokompatibilnosti legura s memorijom oblika (SMAs) omogućava im da budu biološki bezopasne za žive organizme što ih čini široko korištenima u biomedicinskoj industriji. Ovi materijali ne uzrokuju infekcije unutar tijela pacijenta niti zagađuju krvotok. Osim biokompatibilnosti, SMA posjeduju izvanredna mehanička svojstva, što ih čini idealnim za upotrebu u implantatima, posebno u ortopedskim i ortodontskim zahvatima. Zbog svoje sposobnosti prilagodbe i vraćanja u prvotni oblik, SMAs su posebno korisni u medicinskim primjenama koje zahtijevaju dugotrajnu stabilnost i otpornost na fizičke sile [2].

Kardiovaskularna primjena

Simon filter bio je prvi uređaj razvijen od legura s memorijom oblika (SMAs) i postavio je temelje za tehnologiju nove generacije medicinskih uređaja. Ovaj uređaj se koristio za sprječavanje plućne embolije, pomažući u filtriranju krvnih ugrušaka i hvatanju onih koji se otapaju u krvotoku. SMAs se primjenjuju u brojnim kardiovaskularnim rješenjima, uključujući stente, endoproteze, cava filtere, intrakranijalne spajalice, te u eksperimentalnoj aktivaciji

umjetnog srca. Kada se filter deformira iz svog martenzitnog stanja i oslobodi iz katetera, dolazi do zagrijavanja, što mu omogućuje povratak u svoj prvotni oblik [2].

Drugi uređaj izrađen od SMAs je atrijski septalni uređaj, koji pomaže u zatvaranju otvora u atriju srca koji je prikazan na slici 18. Zbog rizika povezanih s tradicionalnim kirurškim zahvatima, ovaj uređaj predstavlja alternativu konvencionalnim operacijama. Uglavnom se sastoji od žica od legura s memorijom oblika i vodootpornog poliuretanskog filma. Još jedno značajno otkriće u posljednjem desetljeću su samorastezljivi stentovi, koji se koriste za održavanje unutarnjeg promjera krvnih žila. Ovi stentovi također pružaju potporu unutarnjim prolazima, poput jednjaka i žučnog kanala, te se koriste u liječenju aneurizmi kako bi oslabljene krvne žile bile podržane [2].



Slika 18. Atrijski septalni uređaj koji se primjenjuje za atrijski septalni defekt i proširenje krvnih žila, ima okvir od NiTi žice i tri poliesterske membrane ušivene unutra [12].

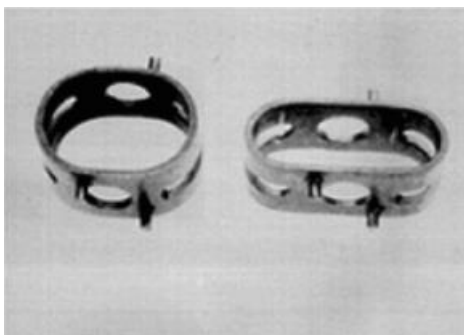
Ortopedska primjena

Pločice od legura s učinkom pamćenja oblika (SMA) koje se koriste za implantaciju slomljenih kostiju pomažu u bržem zacjeljivanju oštećenih kostiju. Kontrakcija ovih pločica, koja se događa uslijed promjene temperature, omogućuje udobno prijanjanje između kostiju i pruža uravnoteženu kompresiju. Ploče od SMA najčešće se primjenjuju u području lica, čeljusti, nosa i očiju, gdje se gips ne može koristiti [2].

Jedna od primjena SMA je umetanje razmaka između dva kralješka, koja sprječava traumatična kretanja i osigurava stabilnost kralježnice tijekom zacjeljivanja. Ovaj razmak također se koristi u liječenju skolioze, poboljšavajući relativni položaj kralježaka zahvaljujući ograničenom oporavku SMA šipki umetnutih u uređaje. Legure s efektom prisjetljivosti oblika nalaze primjenu i u fizioterapiji polu-ukrućenih mišića. Tjelesna temperatura aktivira učinak pamćenja

oblika u SMA, a zbog inaktiviranog oporavka pločica stvara se ujednačeno naprezanje koje postupno spaja dva oštećena dijela [2].

Na slici 19. je prikazan uređaj za razmak kralježaka u martenzitnom stanju (lijevo) i u originalnom pseudoelastičnom stanju (desno).



Slika 19. Prikaz uređaja za razmak kralježaka [7].

Neurokirurška primjena

Tri glavne vrste uređaja izrađene od legura NiTi uključuju spirale, stentove i mikrovodiče. Spirale se koriste za liječenje cerebralnih aneurizmi, ograničavajući širenje unutar-lubanjских arterija. Ove žice postavljaju se unutar aneurizme u obliku kugle kako bi izazvale zgrušavanje ili trombotsku reakciju, a uspješan postupak smanjuje rizik od pucanja aneurizme. Spirale su obično izrađene od mješavine platine i legura NiTi, pri čemu legura NiTi pokazuje manju rastezljivost i veću otpornost na sabijanje u odnosu na platinaste spirale [2].

Stentovi se koriste za liječenje intrakranijalne aterosklerotske bolesti, a njihova glavna funkcija je ponovno uspostavljanje normalnog protoka krvi kroz suženi lumen krvne žile. Mehanička histereza NiTi omogućava stentovima široku površinu za kontrolu sila koje primjenjuju na stijenku krvne žile. Mikrovodiči se također koriste za postavljanje stenta [2].

Neuromišićni sindromi predstavljaju kategoriju bolesti koje najčešće zahvaćaju središnji živčani sustav. Legure s efektom prisjetljivosti oblika (SMA) koriste se u liječenju ovih bolesti, obnavljajući početne karakteristike zglobova i mišića, funkcije različitih dijelova tijela, a najvažnije i neovisnost pacijenata [2].

Primjena kirurških instrumenata

Instrumenti izrađeni od legura s memorijom oblika (SMA) koriste se u kirurgiji koja se temelji na minimalno invazivnim postupcima. Ovi materijali se biraju zbog svoje fleksibilnosti i svojstva pamćenja oblika. SMA košarica koja se umetne u tijelo pacijenta koristi se za uklanjanje kamenaca iz mokraćnog mjehura, bubrega i žučnih kanala. Jedan od ključnih uređaja koji se koristi tijekom angioplastike za odčepljivanje krvnih žila je intra-aortna balonska pumpa [2].

Sustav je razvijen uz pomoć SMA kako bi se osigurala pozicija i izolacija tumora tijekom operacije raka dojke. Igla temeljena na SMA se uvodi u tumor na normalnoj temperaturi kako bi se stvorilo učinkovito centralna točka. Legure NiTi SMA obično se koriste za velika savijanja i opruge koje pružaju ujednačenu silu, a također imaju sposobnost oporavka naprezanja do 10% pod odgovarajućim uvjetima. U instrumentima za minimalno invazivnu kirurgiju koji se temelje na ponovo upotrebljivim SMA, ograničena razina naprezanja iznosi oko 5% kako bi se spriječila trajna deformacija [2].

Superelastične SMA se najčešće koriste u vodičima za radiologiju i fleksibilne endoskopske intervencije, kao i u proširujućim endoprotezama koje se primjenjuju za liječenje stenozе uzrokovane benignim i malignim bolestima [2].

EKSPERIMENTALNI DIO

3. EKSPERIMENTALNI DIO

3.1. Plan pokusa nagrivanja NiTi žice

U eksperimentalnom dijelu rada analizirana je mikrostruktura ortodontske žice za korekciju zubi.

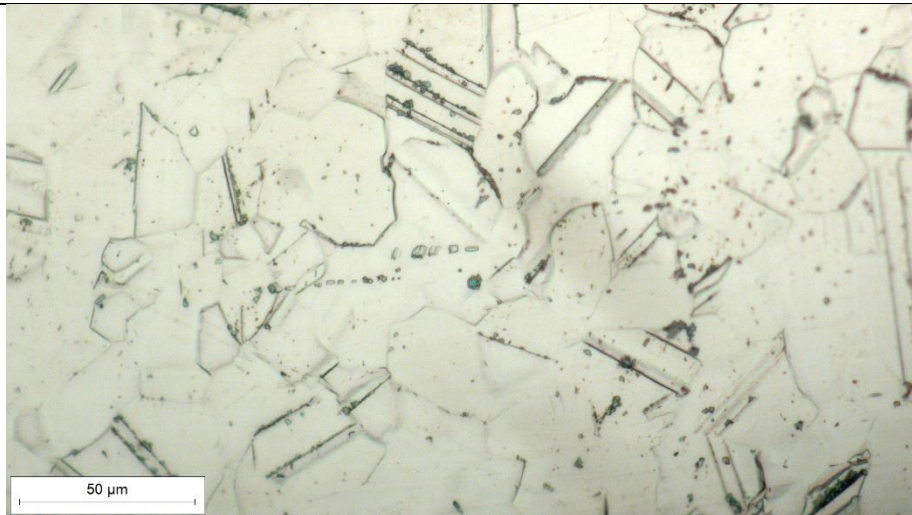
3.2. Nagrivanje NiTi žice i njena mikrostruktura

Ortodontska žica se neuspješno pokušala nagristi s dvije različite otopine, a to su: 60 ml HNO_3 , 20 ml octene kiseline (CH_3COOH), te 30 ml klorovodične kiseline (HCl) u vremenskom rasponu od 120 sekundi te otopina: 10 ml HF (fluorovodične kiseline), 25 ml HNO_3 (nitratne kiseline), te 150 ml H_2O u vremenskom rasponu od 180 sekundi. Međutim, žica je uspješno nagrižena elektrokemijskim putem pomoću 10%-tne oksalne kiseline ($\text{HOOC-COOH} \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) u vremenskom periodu od 3 sekunde.

Na slici 20. a) i b) je priložena mikrostruktura NiTi ortodontske žice.



a)



b)

Slika 20. Mikrostruktura NiTi-nol žice nakon nagrizanja 10%-tnom oksalnom kiselinom u povećanjima a) 200:1 i b) 500:1.

Na slici 20. prikazana je austenitna struktura NiTi legura.

4. ZAKLJUČAK

Ovaj rad predstavlja uporabu pametnih materijala koji se veoma frekventno i često koriste u medicini i stomatologiji, a omogućuju lakši uvjet života pacijenata i lakše obavljanje kirurških zahatjeva kod doktora.

Pametni materijali se svakog dana sve više i više poboljšavaju i sve više primjenjuju u znanosti. Njihov oblik i njihova svojstva omogućavaju im dug vijek trajanja.

U ovom radu analizirana je metalna ortodonska žica i može se zaključiti da se mikrostruktura sastoji od austenitne strukture NiTi legure.

LITERATURA

- [1] Zukić, A., Pametni materijali, Univerzitet, „Džemal Bijedić“, Mostar, 2016., <https://www.scribd.com/document/457990544/332158926-Pametni-materijali>
- [2] Shukla, U.; Garg, G.: Journey of smart material from composite to shape memory alloy (SMA), characterization and their applications-A review, Smart Materials in Medicine, 2023., 4., 227-242.
- [3] E.V. Soma Sekhar, Swetha Ankireddy: Smart materials in dentistry: Think smart!, M. Shanthi, Journal of Pediatric Dentistry, 2014. Jan; 2(1): 1-4
- [4] Maloo L. M., Patel A., Toshniwal S.H., Badge A. D.: Smart Materials Leading to Restorative Dentistry: An Overview. Cureus, 2022. Oct 28;14 (10):e30789. doi: 10.7759/cureus.30789. PMID: 36457623; PMCID: PMC9705074
- [5] Rathi H. P., Chandak M., Reche A., Dass A., Sarangi S., Thawri S.R.: Smart Biomaterials: An Evolving Paradigm in Dentistry, Cureus. 2023 Oct 18;15(10):e47265. Doi:10.7759/cureus.47265. PMID:38021497; PMCID: PMC10654689
- [6] Rezaei N., Akbarzadeh I., Kazemi S., Montazeri L., Zarkesh I., Hossein-Khannazer N.: Smart Materials in Regenerative Medicine, Mod Med Lab J 2021; 4 (1) :39-51
- [7] Ćorić, D. Posebni metalni materijali, NASTAVNA LITERATURA, FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE, SVEUČILIŠTA U ZAGREBU, 2017., 19. Rujan, https://e-ucenje.fsb.hr/pluginfile.php/61657/mod_resource/content/7/Posebni%20metalni%20materijali%20-%20III%20Dio_ver2.pdf
- [8] Antonucci V., Martone A.: Phenomenology of Shape Memory Alloys, Science direct, Superelastic Behavior, 2015 <https://www.sciencedirect.com/topics/mathematics/superelastic-behavior>
- [9] Salvin Dental Specialties, Dr. Steve Wallace, <https://salvin.com/product/principles-of-dental-suturing/>, 10. rujan, 2024.
- [10] CloudHospital, Dr. Anas Walid Shehada, <https://icloudhospital.com/hr/articles/lijecenje-korijenskih-kanala>
- [11] Dental express, ss white smart burs ii, <https://dentalexpress.in/products/ss-white-smart-burs-ii>, 9. rujan, 2024.

-
- [12] Levi D., Kusnezov N. & Carman G. Smart Materials Applications for Pediatric Cardiovascular Devices. *Pediatr Res* 63, 552-558 (2002).
<https://doi.org/10.1203/PDR.0b013e31816d18>