

SVOJSTVA MATERIJALA

MEHANIČKA SVOJSTVA

Poznavanje veličine žvačne sile bitno je za razumijevanje mehaničkih svojstava dentalnih materijala. Naprezanje, deformacija, čvrstoća, tvrdoća, frikcija i trošenje karakteristike su svakog pojedinog materijala u odnosu na žvačnu silu.

Kada na materijal djeluje izvanjska sila, dolazi do reakcije, toj se sili suprotstavlja sila jednaka po veličini ali suprotnog smjera. Djelovanje sile raspoređeno je unutar neke površine, a omjer sile i površine naziva se naprezanje.

Naprezanje je sila po jedinici površine, $S=F/A$, gdje F predstavlja silu a A je površina po kojoj sila djeluje. Jedinica za naprezanje jednaka je sili po jedinici površine (N/m^2) i izražava se u *paskalima* (Pascal, Pa). U stomatologiji je naprezanje uglavnom izraženo u megapaskalima (MPa).

Ovisno o smjeru djelovanja razlikujemo tlačnu, posmičnu, svijajuću silu i rastezanje. Kod tlačne se sile materijal odupire zbijanju dok se kod vlačne odupire rastezanju.

Linijska deformacija je deformacija po jedinici dužine, $\varepsilon=\Delta l/l_0$, gdje Δl predstavlja deformaciju (ili promjenu dužine) a l_0 je jedinica dužine. Linijska se deformacija obično izražava u postocima (%). Neki dentalni materijali pokazuju značajnu linijsku deformaciju uz djelovanje naprezanja, dok drugi, kao npr. zlato ili caklina, vrlo malu. Omjer između naprezanja i linijske deformacije (eng. *stress-strain diagram*) vrlo je važan pri izboru dentalnog materijala.

Modul elastičnosti (Youngov modul) predstavlja mjeru krutosti materijala i jednak je omjeru naprezanja i linijske deformacije, $E=S/\varepsilon$, u linearnom ili elastičnom dijelu grafičkog prikaza: naprezanje-linijska deformacija. Jedinica za modul elastičnosti je *pascal* (Pa), a u stomatologiji se najčešće izražava u MPa. Krutost materijala je važna veličina pri određivanju dentalnog materijala. Naime, elastični modul dentalnog materijala mora imati sličnu vrijednost elastičnom modulu dentina ili cakline, ovisno gdje se koristi. Elastični modul dentina je 18,600 MPa, cakline 83,000 MPa, amalgama 27,600 MPa, zlata 96,600 MPa, kompozita 16,600 MPa ili cinkovog fosfatnog cementa 2760 MPa.

Svaki materijal koji se koristi u stomatologiji pokazuje mehanička i elastična ograničenja, a veličina kod koje je deformacija tako velika da dolazi do loma naziva se **jačina loma**.

Veza između dva materijala obično se mjeri kao jačina rastezanja ili posmična jačina, a predstavlja naprezanje koje uzrokuje pucanje. Ovisno o sustavu, veza između materijala može biti kemijska ili mehanička ili oboje. **Ograničenje ili dopuštena deformacija** odnosi se na naprezanje kod kojeg materijal više ne pokazuje elastična svojstva. Ove su dvije veličine važne jer se dentalni materijal može smatrati klinički neprikladnim ukoliko pokazuje permanentnu deformaciju iako još nije puknuo.

Količina deformacije koju materijal može podnijeti prije loma izražava se u *postocima razvlačenja* kada se materijal rasteže ili u *postocima zbijanja* kada na njega djeluje tlačna sila.

Elastičnost (rezilijencija) i čvrstoća su veličine koje se odnose na energiju potrebnu da se neki materijal deformira odnosno energiju potrebnu da dođe do loma. Čvrstoća se može definirati i kao mjera otpornosti materijala na lom. Ova dva svojstva odnose se na površinu ispod krivulje naprezanje-deformacija i zato predstavljaju energiju potrebnu da dođe do granične deformacije. Vrijednost ovih veličina je umnožak naprezanja i deformacije. Dva materijala mogu imati iste vrijednosti za elastičnost, ali različite za čvrstoću.

Tvrdoća je važno svojstvo dentalnih materijala, a predstavlja otpornost površine materijala na udubljenje tvrdim materijalom. Mjera za tvrdoću ovisi o postupku ispitivanja, a mjeri se sila po jedinici udubljene površine prema Brinell-u, Rockwell-u, Knoop-u ili Vickers-u. Tvrdoća dentalnih materijala najčešće se izražava Knoop-ovim ili Vickers-ovim brojem za tvrdoću, a dobiva se iz sile pritiska četverostranog dijamantnog šiljka, utisnutog u površinu materijala. Tvrdoća se računa kao broj kilograma potrebnih da nastane udubljenje od 1mm² (kg/mm²). Prema Knoopovim testovima tvrdoća cementa je 43 kg/mm², dentina 68 kg/mm², cakline 350 kg/mm², akrilata 20 kg/mm², 22-karatne zlatne legure 85 kg/mm², kompozitnih materijala 90 kg/mm², amalgama 110 kg/mm², keramike 460 kg/mm², kobaltkromove legure 420 kg/mm² itd.

OPTIČKA SVOJSTVA

Optička svojstva dentalnih materijala od posebne su važnosti jer ti materijali moraju zadovoljavati visoke estetske kriterije. Umjetnost je i cilj odrediti boju i izgled zuba kao da je prirodan. Percepcija boje rezultat je fiziološkog odgovora na fizikalni podražaj i predstavlja subjektivni doživljaj.

Vidljiva svjetlost je mali dio elektromagnetskog spektra u području od 380 do 780 nm. Vidljiva svjetlost je mješavina boja, a razlikujemo tri osnovne boje plavu, zelenu i crvenu, dok sve ostale boje predstavljaju njihovu mješavinu. Kada svjetlost obasja površinu dolazi do propusnosti (transmisije), apsorpcije ili raspršenja svjetlosti.

Materijal je **proziran (transparentan)** kada propušta svjetlost. Zraka svjetlosti mijenja smjer na granici između dva materijala. Indeks loma jednak je omjeru sinusa upadnog kuta zrake svjetlosti (i) i kuta loma svjetlosti (r), $n = \sin i / \sin r$. Treba naglasiti da kod loma svjetlosti dolazi i do refleksije na površini materijala.

Neprozirni materijali apsorbiraju svjetlost. Lambert-ov zakon apsorpcije pokazuje da svaki pojedini sloj materijala apsorbira jednaki dio svjetlosti koja prolazi kroz taj materijal, $I_x/I_0 = e^{-Kx}$, gdje je I_0 početni intenzitet svjetlosti, I_x odnosi se na intenzitet svjetlosti nakon prelaska udaljenosti x unutar materijala, a K je koeficijent apsorpcije. **Neprozirnost (opacitet)** je svojstvo materijala i govori o nepropusnosti svjetla. Kada dolazi do refleksije cjelokupnog vidljivog spektra predmet izgleda bijelo, a kada se sve valne duljine podjednako apsorbiraju predmet je crni. Kada se apsorbiraju plava, crvena, naračasta, žuta i ljubičasta svjetlost predmet u reflektiranom vidljivom svjetlu izgleda zeleno.

Raspršenje svjetlosti događa se kod materijala koji sadrži male čestice s različitim indeksom loma od matrice u kojoj su te čestice raspršene. Dio svjetlosti prolazi kroz takav materijal, a dio se rasprši, pa se za takav materijal kaže da je **translucentan (mutan)**.

Treba reći da prirodni zubi apsorbiraju svjetlost u valnom području od 300 do 400 nm (ultraljubičasta svjetlost). Energija koju zubi apsorbiraju prelazi u svjetlost s većim valnim duljinama (450 nm) tako da zubi, u stvari, postaju izvori svjetlosti. Taj se fenomen naziva **fluorescencija**. Neki kompozitni materijali i dentalne keramike sadrže fluorescentne tvari (elementi rijetkih zemalja), kako bi što bolje reproducirali strukturu prirodnog zuba.

TERMIČKA SVOJSTVA

Dentalni materijali podvrgnuti su raznim promjenama temperature zbog unošenja vruće hrane ili pića. Zbog toga je važno poznavati prijenos topline kroz materijal i promjene materijala nastale promjenom temperature.

Termička vodljivost je rezultat interakcije između vibracija strukturne rešetke i gibanja elektrona i njihove interakcije s atomima. Termička je vodljivost mjera koja se odnosi na količinu topline koja prolazi kroz materijal. **Koeficijent termičke vodljivosti** definira se kao količina topline u *joulima* koja je prošla kroz uzorak debljine 1 cm i površine 1 cm² u 1 sekundi uz promjenu temperature za 1 K. Jedinica za termičku vodljivost izražava se u W/mK.

Opsežni amalgamski ispun, ili krunica u neposrednoj blizini pulpe, može prouzročiti nelagodu pri većim promjenama temperature ako se ne postavi izolacija, tj. sloj dentalnog cementa. S druge strane, metalna protezna baza, koja se ponaša kao dobar vodič, omogućuje brzi odgovor tkiva na temperaturne promjene, za razliku od debele akrilne proteze koja se ponaša kao izolator. To je dobro za subjektivni osjećaj pacijenta kao i za zdravlje sluznice ležišta proteze.

Termička provodnost (difuzivnost) odnosi se na brzinu promjene temperature kada toplota prolazi kroz materijal. Termička je provodnost mjera koja ukazuje na okolnost kako brzo neko tijelo postigne termičku ravnotežu pri promjeni temperature, $h = \kappa / c_p \rho$, gdje je κ termička vodljivost, c_p specifični toplinski kapacitet, a ρ se odnosi na temperaturno ovisnu gustoću. Jedinica za termičku provodnost (h) izražena je u mm²/s.

Koeficijent linearne termičke ekspanzije (α) definira se kao promjena dužine po jedinici dužine materijala, kada se njegova temperatura promijeni za 1 K, a jedinica je 1/K i obično je izražena kao 10⁻⁶/K.

OSTALA SVOJSTVA

Električna svojstva

Električna svojstva dentalnih materijala o kojima treba voditi računa su **galvanska struja i korozijska**. Do **galvanske struje** dolazi zbog nazočnosti dva metala u ustima. Metali uronjeni u elektrolit, u ovom slučaju slinu, otpuštaju ione i zbog razlike elektrodnog potencijala između dva metala poteče struja. Pacijent u tom slučaju može osjetiti bol i/ili neugodan metalni okus u ustima.

Korozija metalnih krunica ili nadomjestaka također nastaje zbog otpuštanja metalnih iona, a rezultat je nagrižena i neravna površina nadomjestka. Do korozije može doći i zbog kemijske reakcije između metala, hrane i sline. Na primjer, dentalni amalgami reagiraju sa sulfidima i kloridima, pa njihova površina ostaje bez sjaja.

Otapanje i sorpcija

Otapanje materijala u ustima i **sorpcija** tekućine (vode ili sline) na materijal važna su svojstva koja određuju njihovu uporabu. Sorpcija vode predstavlja količinu vode koja se **adsorbira** na površinu i **apsorbira** u unutrašnjost materijala. Otapanje i sorpcija mogu se izraziti na dva načina, kao težinski postotak otopljene ili adsorbirane tvari, ili kao težina otopljene ili adsorbirane tvari po jedinici površine materijala, mg/cm².

Kvašenje je mjera privlačnosti (afiniteta) između tekućine i površine materijala. Kvaliteta kvašenja određuje se preko širenja kapljice po površini materijala. Stupanj kvašenja ovisi o površinskoj energiji materijala (napetosti površine) i tekućine te njihovom intermolekulskom privlačenju. U slučaju visoke površinske energije materijala (metali, keramika) i niske energije tekućine kvašenje je dobro. S druge strane, zbog niske površinske energije polimera kvašenje na njihovoj površini je slabo.

Viskoznost tekućine predstavlja otpor tekućine prema protoku. Jedinica za viskoznost je Pa s (paskal sekunda). Mnogi dentalni materijali nastaju miješanjem krute tvari s tekućinom. Dentalne paste se oblikuju i zatim skrućuju. Formiranje paste uključuje promjenu viskoznosti s vremenom i određivanje elastičnog modula u postupku skrućivanja. U ovom postupku, koji ovisi o viskoznosti materijala i tekućine, razlikujemo vrijeme potrebno za pripremu dentalne paste ili materijala i vrijeme skrućivanja. U tom se vremenskom periodu viskozitet materijala mijenja.

Vrijeme stvrdnjavanja materijala određeno je vrstom i načinom kemijske reakcije. Ono ne označava dovršenje reakcije, već se odnosi na molekulske promjene koje mogu trajati i nakon stvrdnjavanja.

Adhezija je vezivanje različitih materijala. Kod kontakta dviju tvari molekule jedne tvari vežu se na molekule druge, a ta se pojava naziva adhezijom. Kada se radi o vezivanju istovrsnih molekula govorimo o koheziji. Vezivanje može biti kemijsko i mehaničko. Kemijska adhezija podrazumijeva vezanje na atomskoj ili molekulskoj razini, a mehanička je adhezija rezultat penetracije jedne faze (materijala) u površinu druge. Često se obje adhezije događaju istodobno. Adhezija je važno svojstvo materijala za ispunu i cementiranje.

Trajnost dentalnog materijala je pojam koji govori o vremenskom periodu u kojem ne dolazi do promjena kvalitete materijala. Trajnost ovisi o temperaturi, vlažnosti i vremenu skladištenja.