

# BIOFIZIKALNE OSNOVE ORTODONTSKEGA PREMIKA ZOBA

## PRINCIPI BIOMEHANIKE

Ortodontski premiki zob so rezultat apliciranja sile na zob. Ortodontski aparati, ki jih uporabljamo producirajo te sile. Zobje in njihov podporni sistem, odgovorijo na te sile s kompleksnim biološkim odgovorom, ki na koncu rezultira kot premik zob skozi alveolarno kost. Celice periodoncija, ki so direktno odgovorne za odgovor na aplicirano silo, nimajo nobenega občutka kakšne oblike nosilcev, oblike lokov ali zlitin smo uporabili, periodoncij reagira samo na silo napetosti in raztezka, ki se izvaja na zobni organ. Zato je poznavanje mehanskih principov vodenja sil neobhodno potrebno za kontrolo ortodontskega zdravljenja in s tem zmanjšanja nepotrebnih sil, ki dodatno obremenjujejo obešalni aparat zoba. Na ta način lahko skrajšamo ortodontsko zdravljenje in preprečimo negativne učinke na obešalni aparat zoba kot so: vnetje, resorpcija korenin in ankilozacija zoba. S poznavanjem biomehaničnih principov v ortodontiji lahko točno načrtujemo ortodontsko zdravljenje in ga individualiziramo za vsak posamezen primer, tako dosežemo bolj predvidljiv in stabilen zaključek zdravljenja.

## MEHANIČNI OSNOVE V ORTODONTIJI

Za razumevanje biomehanike v ortodontiji moramo spoznati nekaj osnovnih pojmov mehanike.

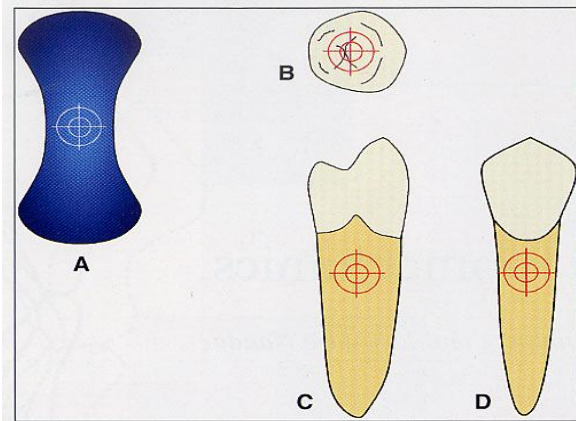
### Center odpora ali masno središče

Vsi objekti imajo masno središče, skozi njega mora potekati sila, da se prosti objekt premika linearno brez motenj. Vendar zob z obešalnim aparatom ni prosto telo, ker visi na periodonciju v alveolarni kosti. Center odpora je enak masnemu centru za vpeta telesa in je enakovreden težiščni točki za vpeta telesa.

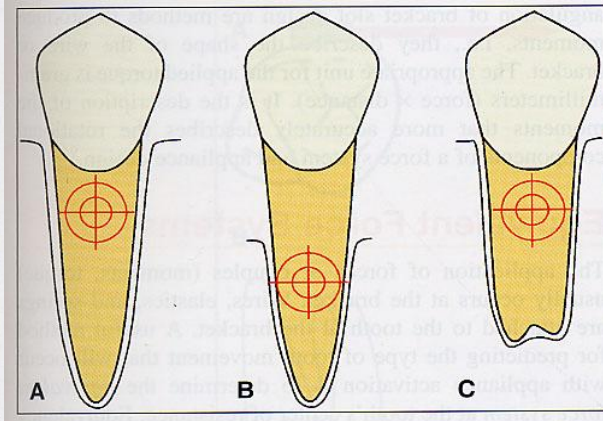
Na slikah si lahko ogledamo center odpora za posamezen zob v vseh treh prostorskih ravninah. Lahko imamo center odpora za dva ali več zob in za celo čeljust. Center odpora za posamezen zob je odvisen od števila in dolžine korenine ter njene morfologije in od višine alveolarne kosti, ki podpira posamezen zob. Z analitično študijo so definirali center odpora za enokoreninski zob z normalno višino podporne alveolarne kosti, na višino

okoli  $\frac{1}{4}$  do  $\frac{1}{3}$  dolžine korenine od cementno-skleninske meje proti vrhu korenine.

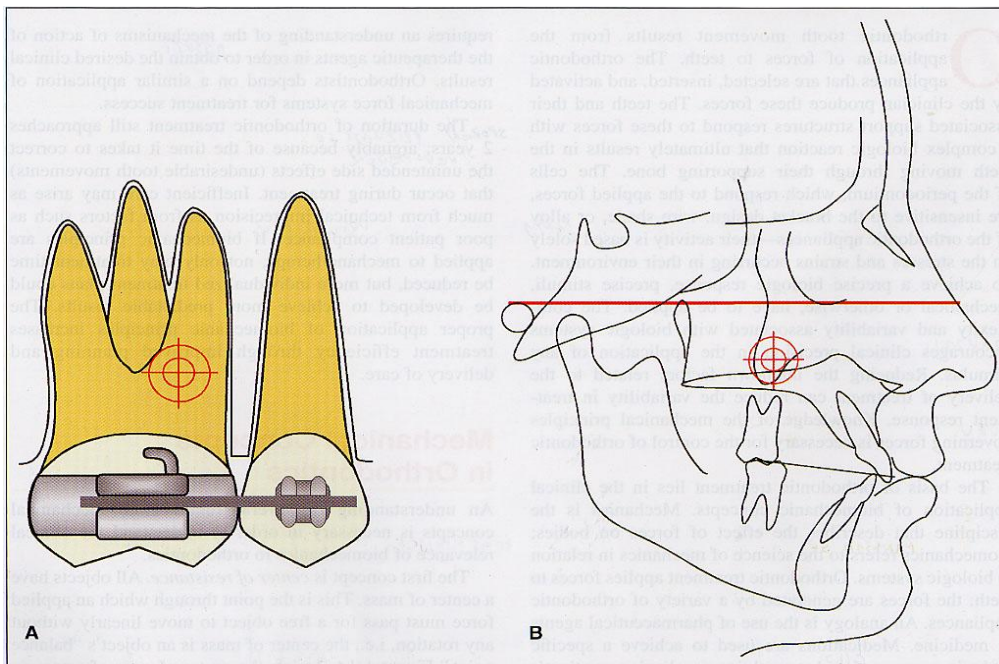
Vedeti moramo da je težko točno določiti lokacijo centra odpora zoba ali skupine zob, vendar si ga moramo vedno skušati shematično predstavljati, preden izvajamo sile z ortodontskim aparatom.



**Fig. 1-1** Center of resistance. **A** Center of mass of a free body. **B** Frontal, **C** occlusal, and **D** mesial views of the center of resistance of a single tooth.



**Fig. 1-3** Location of the center of resistance depends on the alveolar bone height and root length. **A** Location of the center of resistance with alveolar bone loss and **B** with a shortened root.



**Fig. 1-2** Center of resistance for **A** a two-tooth segment and **B** a maxilla.

## Sila

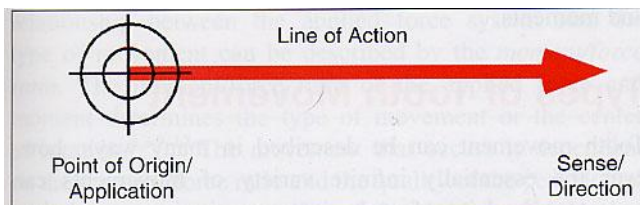
Aplikacija sile v ortodontiji rezultira kot ortodontski premik zoba. Sila deluje na telesa in jih premika: sila = masa  $\times$  pospešek ali  $F = m \times a$ .

V enotah je to :

Newton ali gram  $\times$  (milimetri/sekunde)

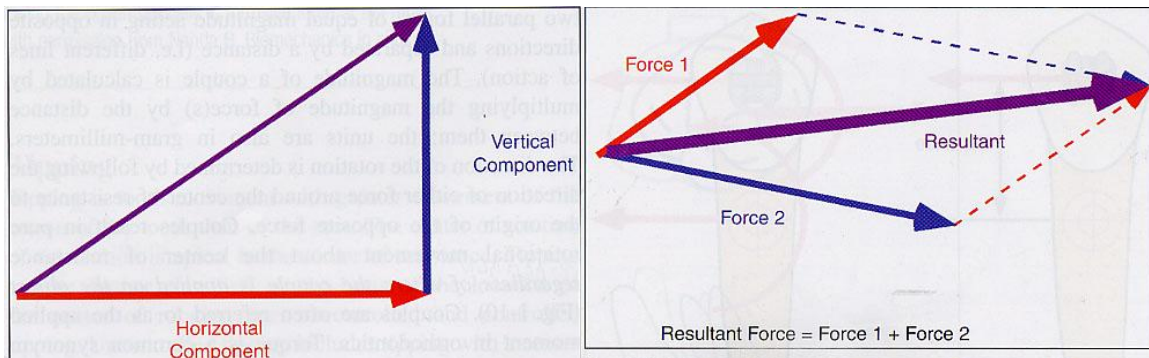
Newton-i se v ortodontiji nadomestijo z grami, ker je pospešek ( $m/s^2$ ) glede na velikost sile klinično zanemarljiv.

Sila je prikazana kot vektor. Ta je definiran s prijemališčem sile, velikostjo sile in smerjo sile.



**Fig. 1-4** Force vectors are characterized by magnitude, line of action, point of origin, and sense.

Več vektorjev sil lahko prejme v prijemališču sil in vsota več vektorjev je rezultanta, katero dobimo tudi če postavimo drug vektor na vrh prvega.



**Fig. 1-6** Vector components. A vector can be analyzed by its components along reference axes.

**Fig. 1-5** Vector addition. The sum of two or more vectors is the resultant. It is found by connecting the vectors "head-to-tail" while maintaining the length and direction of the line of action.

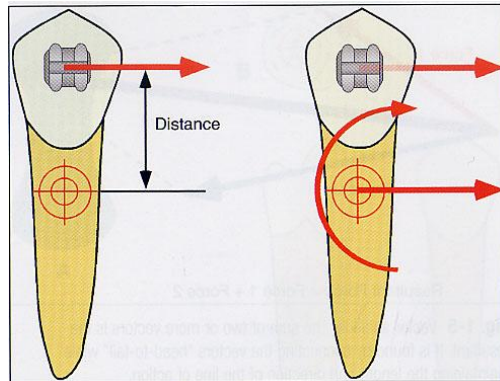
V praksi definiramo delovanje sil kot horizontalen, vertikalni in transverzalen premik zoba.

## Sila navora

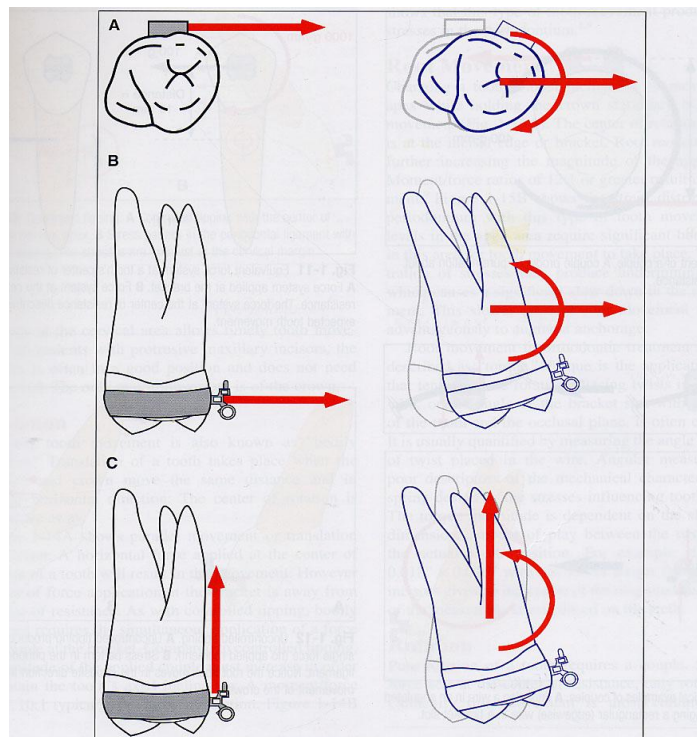
Ortodontske sile so ponavadi usmerjene na krono zoba in zato ne gredo skozi center odpora zoba. Zato ne pride samo do linearnega premika zoba, ampak tudi do rotacije. To povzroča navor, ki je definiran z zmnožkom velikosti sile in vertikalno razdaljo med prijemališčem sile ter centrom odpora zoba.

Enota za merjenje navora je gram-milimetri (Newton milimetri).

V klinični ortodontiji so pogosto opazni učinki navora, a se njegov pozitivni učinek premalo uporablja, negativen učinek pa premalo kontrolira.



**Fig. 1-7** Moment of a force. A force that does not pass through the center of resistance produces a rotational movement as well as linear movement.

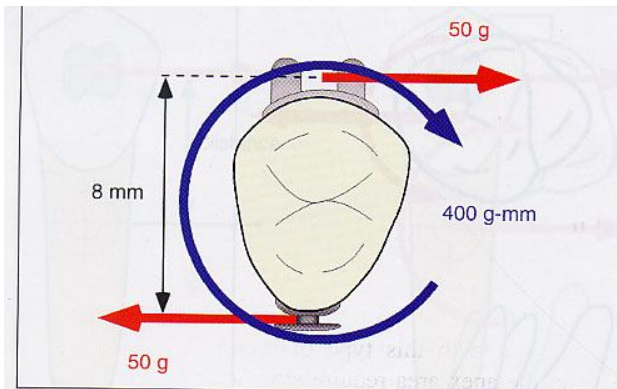


**Fig. 1-8** Clinical examples of moments of a force. **A** Mesial force at the molar bracket creates a moment tending to rotate the tooth "mesial-in." **B** Expansion force on a molar creates a moment tipping the crown buccally. **C** Intrusive force at the molar bracket creates a moment tipping the crown buccally. (Reproduced with permission from Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. Philadelphia: WB Saunders, 1996.)

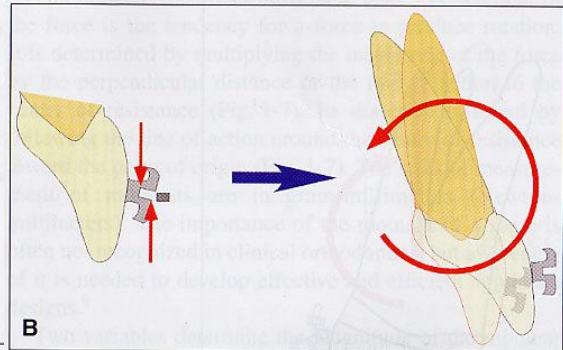
### Navor para sil

To je drugi način rotacijskih premikov. Dosežemo ga z delovanjem para sil, ki sta si vzporedni in delujeta z enako silo v nasprotnih si smereh ter obstaja določena razdalja med prijemaščema obeh sil. Velikost delujočega navora izračunamo tako, da velikost sile pomnožimo z razdaljo med paroma sil. Smer rotacije je determinirana s smerjo obeh sil okoli centra odpora, od prijemašča ene sile do prijemašča druge sile. Par sil

povzroči čisto rotacijo okoli centra upora, ne glede na to kje je prijemališče para na telo.



**Fig. 1-9** Moment of a couple. A couple produces pure rotation about the center of resistance.

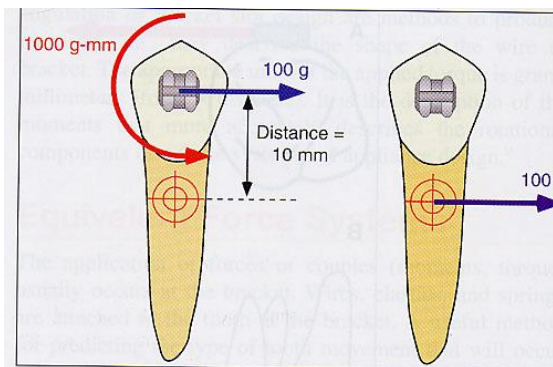


**Fig. 1-10** Clinical examples of couples. **A** Engaging a wire in an angulated bracket. **B** Engaging a rectangular (edgewise) wire in a bracket slot.

Torque je skupno ime za momenta: momenta sile in momenta parov sil. Napačno nekateri torque merijo s stopinjami, ker se meri zvitje žice ali pa naklon slota breketa v stopinjah, vendar je oboje le možnost produciranja momenta in ta se meri v gram milimetrih.

## Ekvivalentni sistem sil

Aplikacija sil in momenta se običajno izvaja v breketu. Metodo, ki jo uporabimo za predviden tip premika zoba z aktivacijo ortodontskega aparata imenujemo ekvivalentni sistem sil. S sistemom bomo našli sile, ki se bodo izvajale v breketu in se bodo v centru odpora reflektirale kot željen sistem sil. Lahko dobimo čisto silo v centru odpora, kar pomeni linearni premik zoba ali pa samo par sil, kar pomeni rotacijo zoba.



**Fig. 1-11** Equivalent force system at a tooth's center of resistance. **A** Force system applied at the bracket. **B** Force system at the center of resistance. The force system at the center of resistance describes the expected tooth movement.

Najprej morajo biti vsi vektorji sil postavljeni v center odpora. Linearni del sile vektorja je neodvisen glede na lokacijo in je zato enostavno postavljen v center odpora, pri tem pa ohranja silo in smer. Silo navora in sila navora, ki se generira v breketu sta par in sta enaka po sili ter nasprotni smeri. Para sil sta tudi znana kot prosta vektorja in vedno povzročata rotacijo okoli centra odpora objekta, zato se oba momenta moment sile in uporabljeni moment pozicionirata v masni center. Rezultat sistema sil nam daje željen premik zoba.

## Tipi zobnih premikov

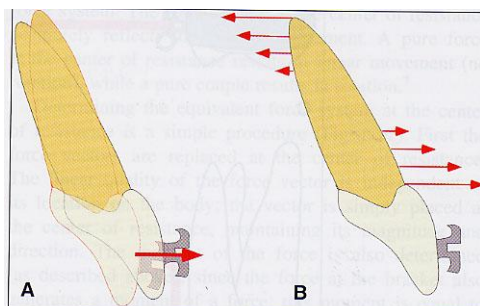
Imamo več tipov zobnih premikov, ki pa so rezultat različno uporabljenega razmerja med momentom in silo, ter glede na velikost njihove sile, smerjo in prijemališčem. Razmerje med apliciranim sistemom sil in tipom premika zoba lahko imenujemo *razmerje moment/sila*. Ker se to dogaja v centru odpora zoba je važna višina alveolarne kosti okoli zoba.

### Tipping(nagibanje zob)

Je premik zoba, kjer je večji premik krone kot korenine zoba. Center rotacije je nad centrom odpora zoba.

### Nekontroliran tipping

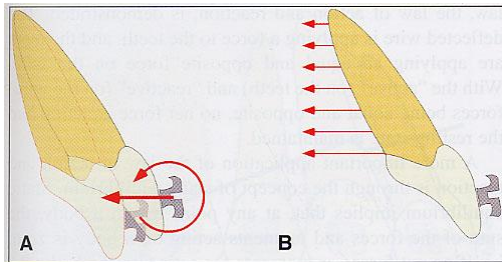
Pri tem tipu premikanja zoba imamo center rotacije nekje med centrom rotacije in apeksom zoba. Izključno delovanje sile v horizontalni smeri to je smer od lingvalne proti vestibularni ploskvi, mesto prijemališča sile je v breketu. To povzroči premik krone in korenine. Sam premik običajno ni zaželen zaradi velikih pritiskov v apeksu zoba. Da dosežemo to gibanje, je lahko razmerje moment/sila med 0:1 do 5:1. seveda mora biti zdravo razmerje korenine in alveolarne kosti. Uporablja se pri pokončno postavljenih incizivih, da jim povečamo kot nagiba zoba.



**Fig. 1-12** Uncontrolled tipping. **A** Uncontrolled tipping produced by a single force (no applied moment). **B** Stress pattern in the periodontal ligament. Notice the root apex moves in the opposite direction from the movement of the crown.

### Kontroliran tipping

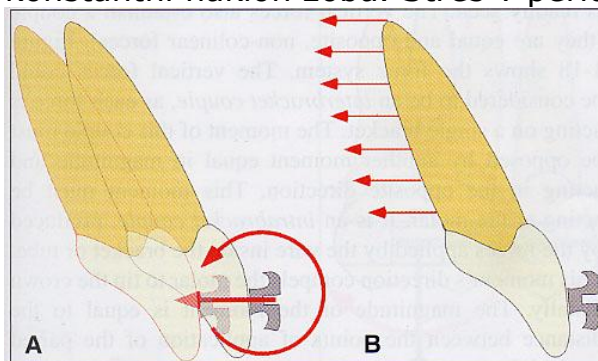
Je zelo primeren način premika zob, kjer ostane apeks zoba na istem mestu, premika se krona zoba. Največji stres zaradi sil je v vratnem delu obešalnega aparata zoba. Za doseg takega premika zoba, mora biti razmerje navor/sila v breketu 7:1.



**Fig. 1-13** Controlled tipping. **A** Controlled tipping with the center of rotation at the root apex. **B** Stress pattern in the periodontal ligament with controlled tipping. The stresses are greatest at the cervical margin.

## Translacija

Tu se hkrati v isto smer premikata korenina in krona zoba, zato je potrebno da je center rotacije neskončno odmaknjen od zoba. Silo lahko apliciramo v center odpora, vendar običajno delujemo s silami na mestu breketa. Zato bodili premik zahteva hkratno delovanje sile in dvojice sil v breketu. Razmerje moment/sila mora biti zato 10:1, da ohranjamo konstantni naklon zoba. Stres v periodonciju je enakomerno razporejen.

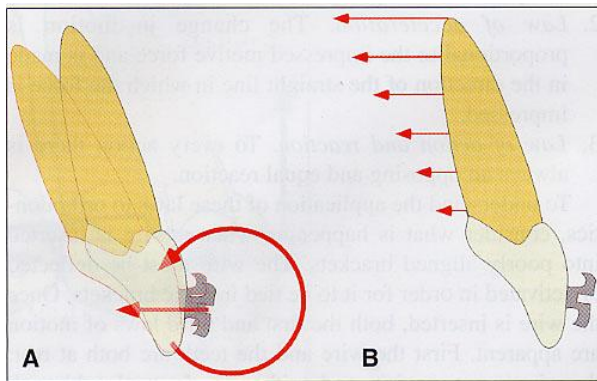


**Fig. 1-14** Translation. **A** Translational or bodily tooth movement. **B** Stress pattern in the periodontal ligament with translation. Uniform stresses occur throughout the periodontal ligament.

## Premik korenine

To je sprememba aksialnega naklona zoba, kjer držimo krono na mestu in premikamo korenino. Center rotacije je tu na incizalnem robu krone zoba. Razmerje moment/sila mora biti vsaj 12:1 ali več. Za to mora biti povečana moč sile para. Tu pride do velikega premika apeksa zoba, za to so uporabljene večje sile, kar pomeni velik stres za periodoncij to pa lahko vodi v podminerajočo resorbcijo kosti. Ta povzroči začasno upočasnitev premika zoba, kar je možno v nekaterih primerih uporabiti kot začasno sidro za premike drugih zob.

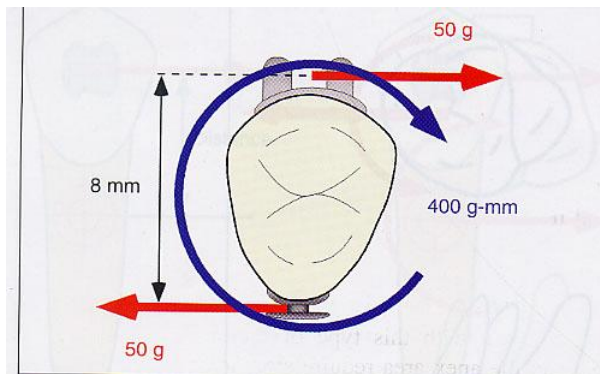




**Fig. 1-15** Root movement. **A** Root movement with the center of rotation at the incisal edge. **B** Stress pattern in the periodontal ligament with root movement. The stresses are greatest at the apex.

## Rotacija

Čista rotacija zahteva delovanje parov sil.



**Fig. 1-9** Moment of a couple. A couple produces pure rotation about the center of resistance.

## Statično ravnovesje

Statika je del mehanike, ki proučuje telesa v mirovanju. Statični ravnovesje ponazorimo z Newtonovimi zakoni:

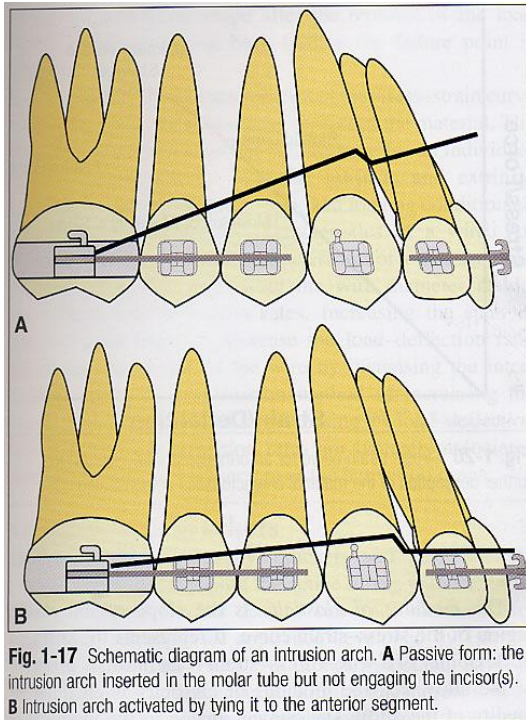
- Zakon inercije
- Zakon pospeška
- Zakon akcije in reakcije

Zakone spoznamo takoj, ko pričvrstimo žico v slot breketa, ki je nalepljen na nepravilno postavljene zobe v ustni votlini. V tem trenutku se vrši prvi zakon, to pomeni da se ne premika žica in tudi zobje ostajajo na mestu, dokler ne pride do bioloških procesov izginjanja in nalaganja kosti in s tem premik zob. Tretji zakon razlaga kako ukrivljena žica deluje s silo na zobe in zobje deluje z enako silo nazaj na žico.

Uporabiti osnovne pojme statičnega ekvilibrija pri analizi sistema sil v ortodontiji, nam pomaga predvidevati odgovor zob in premike zob.

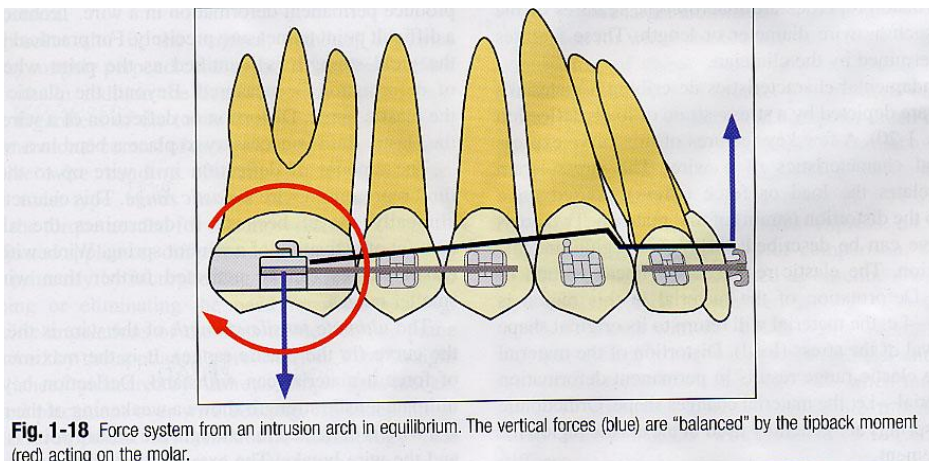
To lahko vidimo na primeru.

Na sliki vidimo dodatni intruzijski lok ki je na eni strani vpet v dodatno tubo na molarju. Na prvi sliki lok še ni aktiviran, leži pasivno. Na drugi sliki je aktiviran lok tak, da je privezan na žico, ki je vpeta v slot zgornjih incizivov.



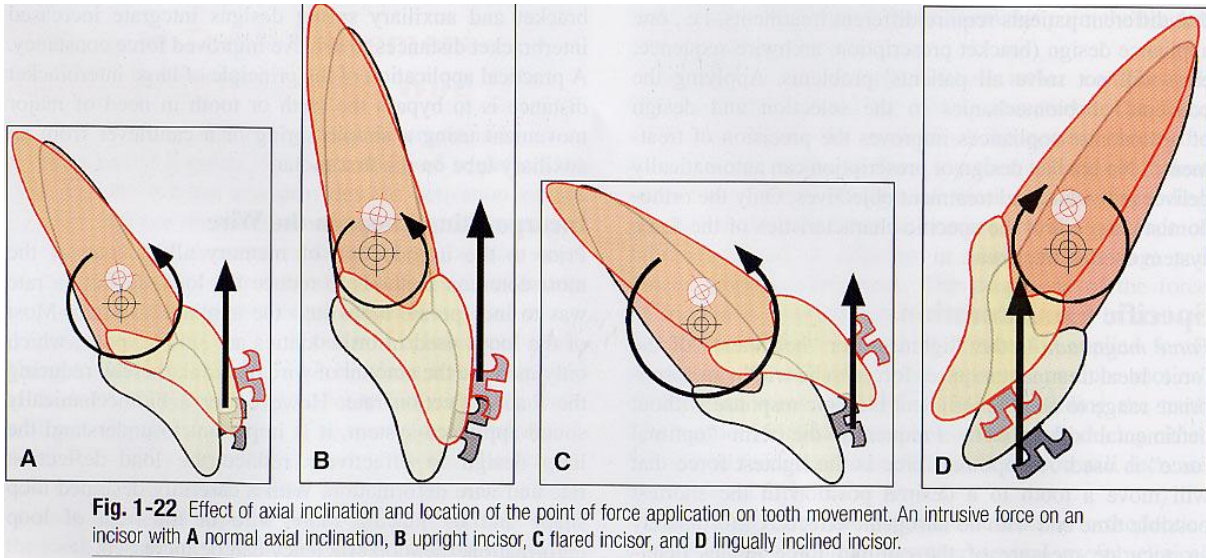
Predvidevamo, da je vsota sil nič. Zato mora biti intruzijska sila na incizivih enaka po moči, a v nasprotni smeri kot ekstruzijska sila na molarju.

Drugi ekvilibrium se dogaja z navori. Intruzijska sila povzroča navor parov v vsakem breketu, nasprotni navor se dogaja v tubi molarja. Navora sta si po moči enakovredna, a obratne smeri.



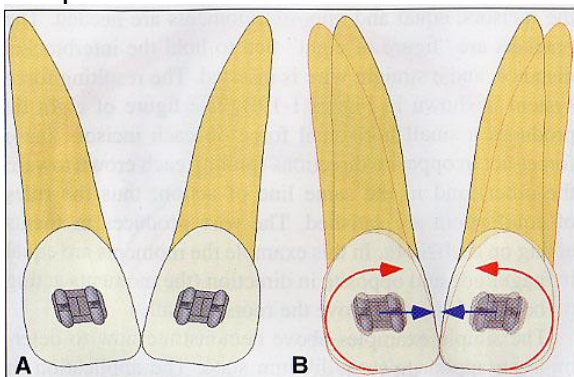
V tem primeru je zelo važna pozicija točke prijemališča sile glede na točko upora incizivov. Pri različnem naklonu incizivov je to razmerje zelo različno.

Zato se intruzijska sila izrazi drugače pri vseh štirih tipih naklona incizivov.



### Drugi primer ekvilibrija

Zoba sta enako nagnjena drug proti drugemu in se v eni točki stikata. Da popravimo zoba, jih zvežemo z osmično ligaturo in jih vključimo v kontinuiran lok zgornje čeljusti. Dobimo majhni sili, ki vlečeta zoba k sebi in dva večja navora ki obračata korenini v pokončni položaj. Sile delujejo v nasprotnih si smereh a v istih ravninah. S tem je zadoščeno ekvilibriumu.



Običajni pojav ne ekvilibriranega sistema so ekstruzijske sile , ki zahtevajo Pravilno načrtovanje ortodontskih elementov kontrole sil.

## MATERIALI

### Orodontske žice in vzmeti

Žice in vzmeti so narejene iz mnogih zlitin. Običajnemu nerjavečemu jeklu so se pridružile še druge zlitine kot so nikel-titanium, titanium-molibden in druge zlitine. Vse žice v ortodontiji delujejo kot vzmeti. Mehanične lastnosti so določene z notranjo strukturo zlitin žic, to je s postavitvijo na molekularni in kristalni ravni. Zunanje lastnosti pa so določene z debelino in dolžino žic. O vsem tem lahko odloča ortodont z izbiro ustrezne žice. Najpomembnejšo lastnost žic, ki jo uporabljamo v ortodontiji opisuje razmerje med napetostjo in raztežkom ali silo in upogljivostjo žice. Diagram nam kaže kako s povečanjem sile na žico le to krivimo. Prvi del krivulje je linearen in nam pove da se žica potem, ko jo upognemo vrne v prvotni položaj to je elastičnost žice. To lastnost žice uporabljamo v ortodontiji za premike zob. Drugi del diagram pa ponazarja razmerje sile in upogibnosti, kjer se s žica ne povrne več v prvotno stanje, kar je plastičnost žice.

*Elastični modulus* nam opisuje tako notranje, kot zunanje lastnosti žic. Modulus elastičnosti je nižji pri bolj fleksibilni žici, ki izrazi manj sile, pri upogibu. Obratno je elastični modulus višji pri trdih žicah, katere je težje upogniti.

Elastični limit žice je točka, kjer se žica ne vrne več v svoj položaj. Med to točko in točko maksimalne moči raztezanja žice, uporabljamo v ortodontiji za krivljenje žic. Če presežemo končno točko raztezanja žice, pridemo hitro do točke preloma žice.

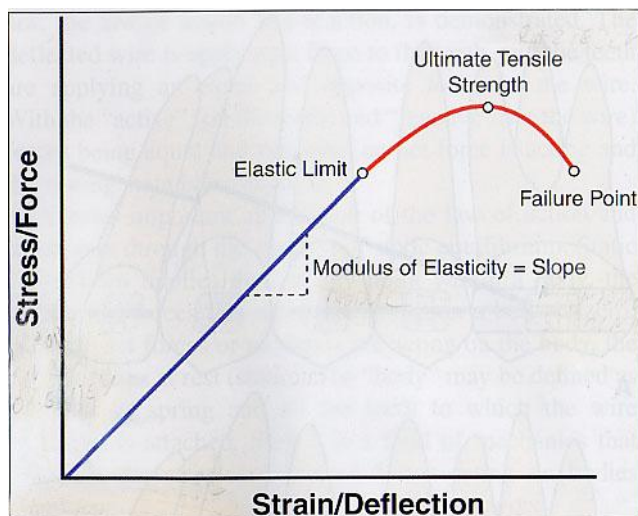


Fig. 1-20 Stress-strain curve for an orthodontic wire. See text for further description of the material characteristics demonstrated.

V praksi spreminjamo debelino žic, dolžino žic in različne načine obremenitev žic, da dobimo drugačno razmerje sil in upogiba žice. V glavnem z manjšim premerom žic dobimo manjše razmerje sila/upogib, isto se dobi pri podaljševanju žice. To pomeni daljša žica med dvema breketoma, kar dosežemo z zvijanjem žice pri jeklu. S tem pridobimo večjo aktivacijo žice, pri manjši sili in bolj konstantnem oddajanju sile iz upognjene žice. Prav te lastnosti žic so pridobili z novimi zlitinami (Ni-Ti), tako da spreminjamo razmerje sile in upogiba z uporabo žic iz različnih zlitin. Tako sedaj lahko veliko preje uporabimo debelejša in kvadratna žice, kar pomeni večjo kontrolo postavitve zob in hitrejša končanje zdravljenja.

Na diagramu si lahko ogledamo kako diameter žice vpliva na velikost sile, ki jo žica prenaša preko breketa na zob. Debelejša žica pomeni večjo togost in manjšo prožnost.

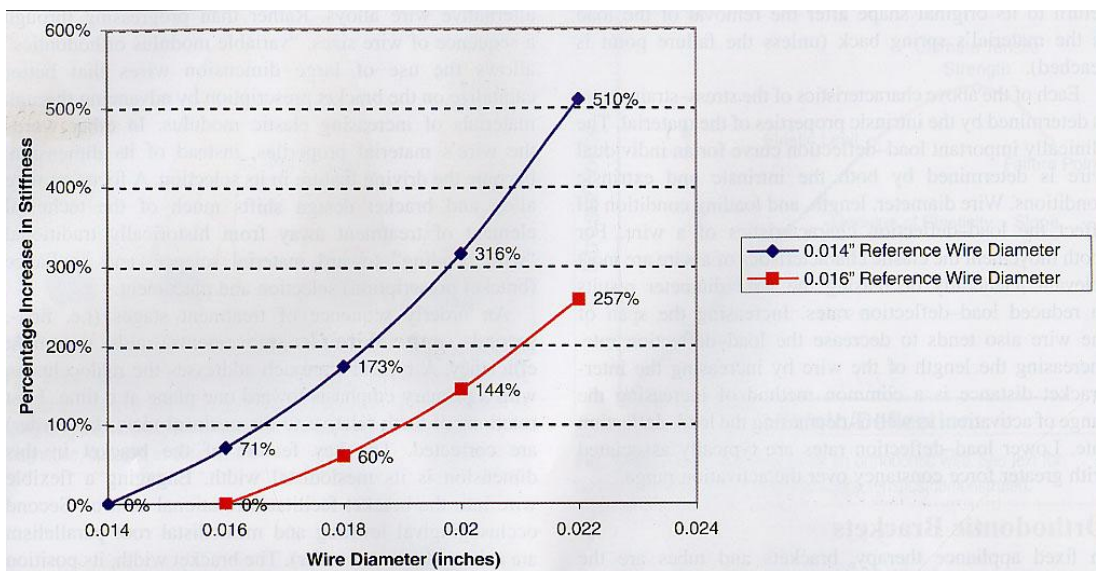
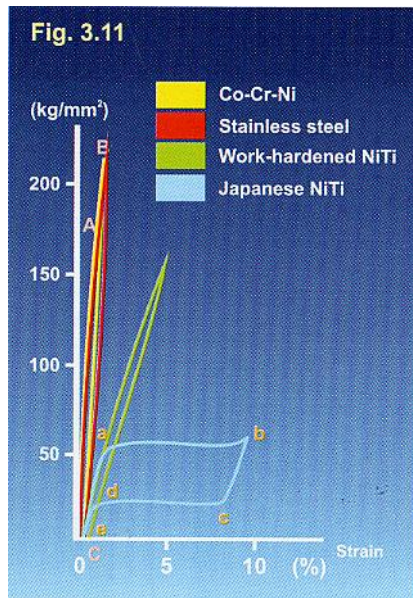
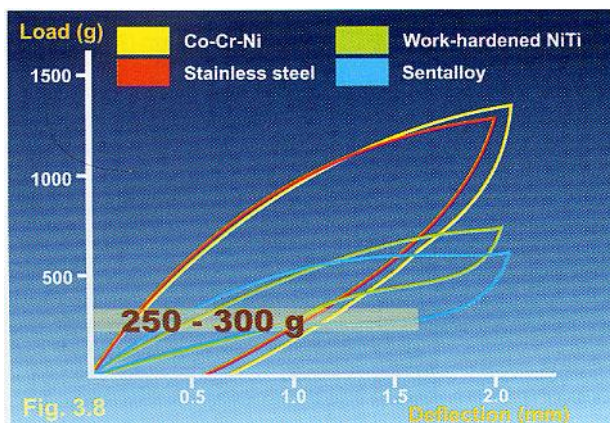


Fig. 1-21 Percentage increase in stiffness as a function of increasing wire diameter. See text for detailed description.

Na diagramu je prikazano razmerij napetost/raztezek za različne zlitine, ki se uporabljajo v ortodontiji za izdelavo žic: nerjaveče jeklo, Co-Cr-NI, Nitinol in Sentalloy. Pri tem se je uporabila metoda raztegovanja žice pri 37°C. Rezultati kažejo različne velikosti elastičnih modulov.



Ta diagram nam kaže razmerje uporabljene sile in koliko se žica ukrivi. Uporabljene so bile žice iz istih zlitin kot v prejšnjem poskusu. Pri tem poskusu so ukrivili žico za 2mm. Merila se je izražena sila pri upogibu in pri popuščanju napetosti žice.



Iz obeh poskusov lahko zaključimo, da je Sentalloy žica ta, ki se je najbolj približala žaljenim silam, ki so v bioloških mejah jakosti sil za premik zob. Ta žica izrazi najbolj stalno silo primerne jakosti, v času deaktivacije.

## ORTODONTSKI BREKETI

Za razumevanje uporabnosti različnih lastnosti žic, pa se moramo pomuditi še malo pri breketih, glavnih elementih prenosa sil z žic na zob. Breket deluje kot ročaj s katerim premikamo zob v vseh smereh. Prvi breketi so bili enaki na vseh zobeh. Zato je bilo potrebno zvijati žico za premike zob v vseh treh ravninah. To so bile večinoma jeklene nerjaveče žice. V letu 1990 pa smo dobili brekete, ki so imele v slotu, to je v zarezi kamor nalega žica, zapis ki je vsak zob postavil v povprečno najbolj pravilen položaj. Ta tehnika ni potrebovala več zvijanja žic ampak raven lok, kar je dalo možnost razvoja novih zlitin za žice. Tak osmo dobili celo paleto Nikel-Titaniovih žic. Seveda je pri tej tehniki zelo važno pozicioniranje breketa na pravo mesto na zobu.

V vsakem primeru, pa imamo v ortodontiji tri stopnje urejanja nepravilno postavljenih zob. Pravilo je da obravnavamo vsako prostorsko ravnino posebej.

Prvi red vzpostavimo z derotacijo zob. Tu je pomembna mezio-distalna širina breketa in velika fleksibilnost žice.

Drugi red skrbi za okluzalno-gingivalno ureditev zob, to je na kakšno višino bomo postavil zob glede na dlesen. Tu je važna pozicija breketa na zobu, višina slotu in uporaba žic, ki izrazijo večjo silo.

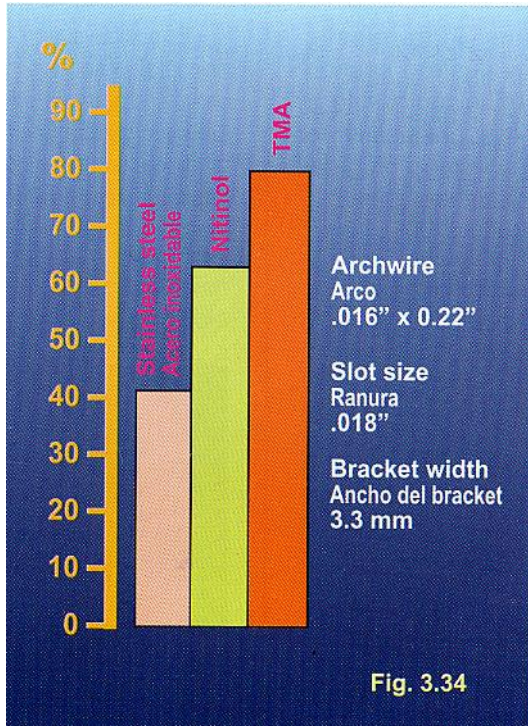
Tretji red uredi zobe v buco-lingvalni smeri. Tu uporabljamo kvadratne žice da izrazijo v slotu svoj torque in nagnejo zob v željen položaj.

## PREMIKI ZOB PORTODONTSKIH ŽICAH

Ortodontska žica vezana v breket deluje kot vzmet in kot tračnice po katerih se zobje premikajo. Sile se sprostijo takoj, ko žico namestimo in zvežemo v slotu nepravilno postavljenih zob. Sila žice na zob se izvaja takrat ko je žica v kontaktu z breketom, sili ki se izvajata sta enakovredni, a nasprotno delujoči. Ker je breket trdno prilepljen na zob, deluje kot del zoba in podpornih struktur zoba. To pomeni, da so sile med breketom in žice enakovredne toliko časa dokler ne pride do bioloških procesov v periodonciju in se zob začne premikati.

Pri premikanju zob po žici pa spoznamo novo silo trenje. Trenje preprečuje gibanje po žici, pri tem se morata žica in breket dotikati. Na silo trnja vliiva še koeficient trenja, ki pa se spremenijo glede kakšni materiali so v kontaktu in kakšna je površina le teh. Trenje je odvisno od miljeja v katerem se dva materiala dotikata in od pogojev, ki so lahko statičnih ali premikajoči. Trenja je manj na fleksibilnih žicah, vendar pride do nepotrebnih nagibov zob pri premikih zob. Manjše trenje omogočajo širši

breketi. Do zanimiva situacije prihaja pri žvečenju, ko zobje nihajo v obešalnem aparatu, se zato občasno zgubi stik med breketom in žico . V teh trenutkih prihaja do večjih premikov zob, ker ni sile trenja. Upoštevati moramo tudi različne legure, ki sestavljajo žice. Najbolj razvidno je to iz diagrama, kjer vidimo da jeklo povzroča najmanjšo frikcijo pri standardiziranih pogojih.

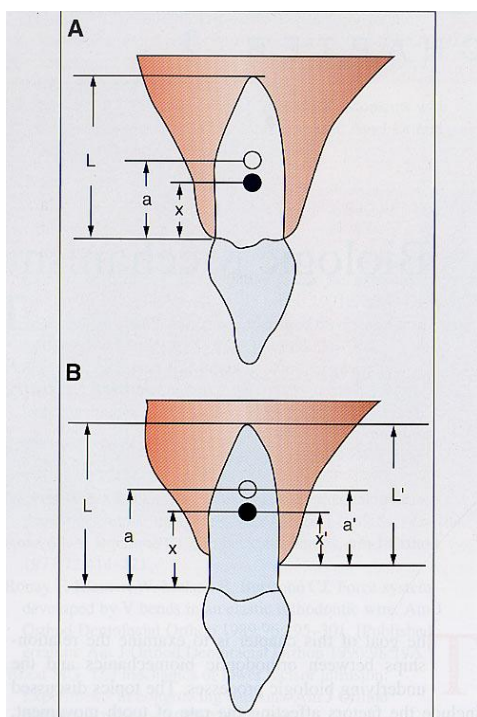




## KLINIČNI ODGOVOR PRI PREMIKI ZOB

### Dinamični premiki zob v ortodontiji

S klinične perspektive poznamo več faz premika zoba v ortodontiji. *Faza premika* je začetna faza premika zob, ki se zgodi v istem momentu, ko se sprosti sila žice na zob. Ti premiki so zelo predvidljivi, ker se zgodijo v dentalno alvolarnem tkivu, ki ga sestavljajo: dentin, cement, periodolni ligament (PDL) in alvolarna kost. Pri tem premiku glavno vlogo igrata tekočina v periodontalni špranji in PDL. Na ta dva dejavnika najbolj vpliva dolžina korenine in višina alveolarne kosti, ki skupaj določata volumen periodontalne špranje. To se lepo vidi na sliki, kjer vidimo tudi kako se spreminja z višino alveolarne kosti tako center odpora, kot vrtilišče zoba.



**Fig. 2-2** Degree of freedom within the viscoelastic periodontal ligament apparatus (displacement) is affected by root lengths and alveolar bone heights. **A** Varying root length ( $L$ ) will cause shifts in the positions of the distance of the center of rotation (CRo) to the cervix ( $a$ ) and the distance of the center of resistance (CRc) to the cervix ( $x$ ). **B** Shows how alveolar bone height changes can affect CRo and CRc. ( $L$  = average root length;  $a$  = distance of the CRo to the cervix;  $x$  = distance of the CRc to the cervix;  $L'$  = varying alveolar bone heights;  $a'$  = distance of the CRo to the alveolar crest; and  $x'$  = distance of the CRc to the alveolar crest.) Ultimately the patterns of tooth displacement will be determined by the change in the position of CRc produced by changes in alveolar bone height or root length. (Modified with permission from Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:66-71.)

Na biološki odgovor PDL vpliva tudi starost pacienta, ki je vidno slabša pri starejših pacientih. Biološko odgovor na premike zob pa varira tudi od posameznika do posameznika.

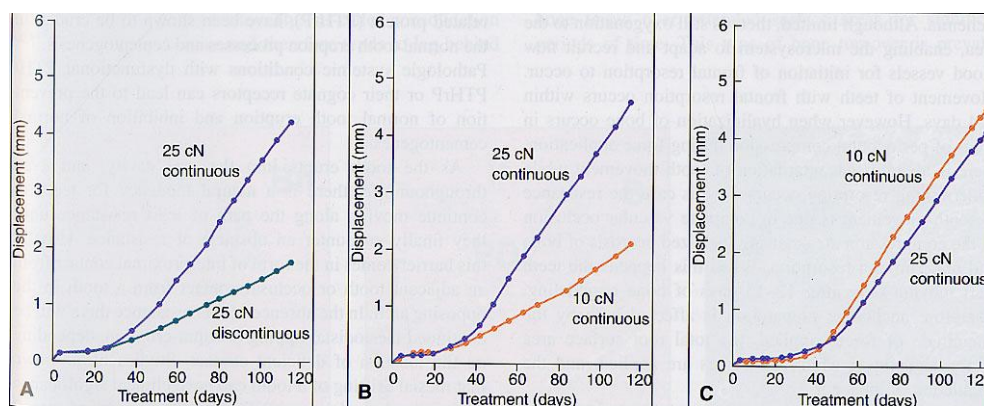
Prevelike sile, ki se lahko dogajajo čisto lokalno v PDL-ju, lahko povzročijo mini ankiloze. Na teh mestih pride do zraščanja alveolarne kosti in zob. Tako mesto je brez PDL-ja, proces je reverzibilen, dokler je omejen na mikro lokacije.

*Faza mirovanja*, je faza kjer ni kliničnega premika zob, ampak se začne intenzivna faza preoblikovanja obešalnega aparata. Sila se ne razporedi po celem PDL-ju, ampak se lokalizira na eno stran, kjer pride do stisnjenja PDL prostora. S stisnjenjem PDL prostora pride do delne ali celotne zapore pretoka krvi skozi žile. Pri delni zapori ostane toliko pretoka, da se celice hitro adaptirajo na situacijo in vzpostavijo kolaterale za pretok krvi. Pri popolni blokadi pretoka krvi, pa pride do začasne nekroze v periodontalnem prostoru (podminerajoča resorpcija kosti). Zato pride tu do zakasnitve premika zoba za približno 1 do 2 tedna. Raziskave so pokazale, da ravno ta faza najbolj podaljša čas ortodontskega zdravljenja pri starejših.

*Pospeševalna in linearna faza*, je faza hitrega premika zob. Prišlo je do aktivnih sprememb v obešalnem aparatu zoba.

Na diagramih vidimo, da lahka kontinuirana sila premakne zob več kot stalno prekinjajoča se sila. Prav tako večje sile, ki nimajo stalnega delovanja slabše premikajo zobe. Boljše je, da so osteoklasti na primernem številu zaradi primerno stalno delujoče sile, potem za krajši čas silo prekinemo, število osteoklastov ostaja, ko dodamo silo se njihovo število poveča in premik zob je še hitrejši.

Drugi diagram prikazuje, da večja sila hitreje premika zobe vendar samo do določenega limita.



**Fig. 2-3** Time displacement curve for premolar tooth movement in a beagle dog experimental model demonstrating that light continuous forces of 25 cN are more effective in tooth movement than discontinuous forces (A), and continuous forces of 25 cN produce greater movement than 10 cN in one animal (B), while in another animal the two forces produce equal amounts of tooth movement (C), demonstrating individual variation and a plateau effect in the latter animal. (Reproduced with permission from van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. Eur J Oral Sci 1999;197:468-474).

## Principi sidranja v ortodontiji

Biomehanika poleg premikanja zob rabi tudi mesta, ki so stabilna in se ne premikajo. To dosežemo na več načinov.

Kot prvo so tu ekstra oralna sidranja, kjer nam deli glave služijo kot opora za sidranje.

Kot drugo imamo itra oralne implantate in razne vrste mikro vijakov, ki so izredno stabilni itra oralni elementi sidranja.

Kot tretja možnost so sami zobje. Najobičajnejše zobe vežemo v skupine, tako dobimo vejo podporno površino, ki se upira premiku zaradi zakona akcija-interakcija. Sidranje na zobeh lahko dosežemo z podminerajočo resorpcijo kosti, kjer se zobje ne bodo začeli premikati prej kot v 12-15 dneh.

## Kot zaključek

Idealno ortodontsko zdravljenje mora doseči točno določen cilj, ki je bil predhodnje določen in individualiziran na pacienta. Za to smo potrebovali dobro diagnostiko, plan zdravljenja in individualizirano, ciljno zdravljenje za vsakega posameznika. Zato nobena posebna oblika breketov, najkvalitetnejši materiali žic ne morejo rešiti ortodontskih problemov. Reši jih le ortodont, ki pravilno uporablja koncepte biomehanike in z njimi nadzoruje sile in potek zdravljenja.