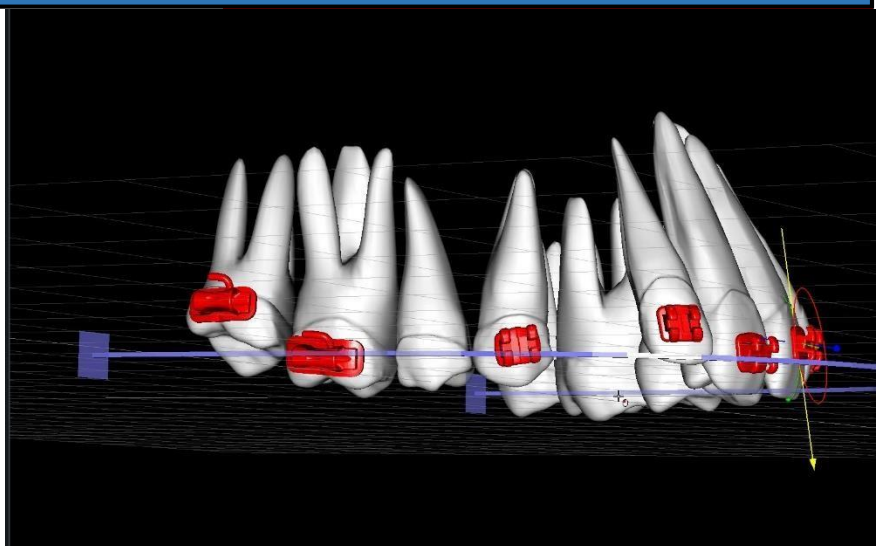




# Ֆիզիկան Օրթոդոնտիայում



Dr. Jean-Marc Retrouvey

Dr. Katherine Kousaie



**IFDE**  
INTERNATIONAL  
FOUNDATION FOR DENTAL EDUCATION

# Օրթոդոնտիայում կիրառվող մեխանիկայի տարրական հիմունքները

Բժ. Ժան-Մարկ Ռետրոուեյ

Բժ. Քեթրին Քուսեյ

Թարգմանությունը՝ Բժ. Հասմիկ Մանուկյանի

## 1 Բովանդակություն

---

2	Ներածություն .....	2
3	Դասական մեխանիկա .....	2
3.1	Նյութի երեք օրենքները .....	3
3.1.1	Առաջին օրենք .....	3
3.1.2	Երկրորդ օրենք .....	3
3.1.3	Երրորդ օրենք .....	3
4	Ուժ .....	4
4.1	Պարզ ուժային համակարգ .....	4
4.1.1	Բնութագիր .....	4
4.1.2	Կիրառման կետ .....	5
4.1.3	Ռժժի ազդման ուղղությունն ու մեծությունը .....	6
4.1.4	Ուժի տեղափոխում .....	7
4.1.5	Ռժժի կիրառման կետ .....	7
4.1.6	Չանգվածի կենտրոն .....	7
5	Դիմադրության կենտրոն (ԴԿ) .....	9
5.1	Դիմադրության կենտրոնի տեղակայման կախվածությունը շրջակա պերիոդոնտալ հյուսվածքից .....	11
5.1.1	Առանձին ատամի դիմադրության կենտրոն .....	11
5.1.2	Ատամների խմբի դիմադրության կենտրոն.....	13
5.1.3	Ուժերի գումարում: Համագոր ուժ .....	14
6	Պտտման կենտրոն .....	16
6.1.1	Ազատ մարմնի դիագրամ .....	16

7	Ատամների տեղաշարժերի տեսակները .....	19
7.1	Կորպուսային տեղաշարժ .....	19
7.2	Բացարձակ պտույտ .....	20
7.3	Թեթում .....	21
7.3.1	Չվերահսկվող թեթում .....	21
7.3.2	Վերահսկվող թեթում .....	21
7.3.3	Արմատի տեղաշարժ/թեթում .....	22
7.3.4	Ինտրուզիա/էքստրուզիա .....	22
8	Ուժային համակարգ .....	24
8.1	Մոմենտ .....	24
8.2	Ուժագույգ .....	25
8.3	Մոմենտ-ուժ հարաբերություն .....	26
8.4	Տեղաշարժեր փոփոխվող ուժերի և համակարգերի դեպքում .....	29
8.5	Համարժեք ուժային համակարգ .....	34
9	Չենարան .....	36
9.1	Կիրառումը .....	38
9.1.1	Ժանիքի ռետրակցիա .....	38
9.1.2	Էքստրուզիա պսակի կլինիկական երկարացման նպատակով և իմպլանտի տեղադրում.38	
10	Ընթերցանության համար նախատեսված գրականություն .....	39

## 2 ՆԵՐՎԾՈՒԹՅՈՒՆ

Օրթոդոնտիայի հիմքում ընկած են տարածության մեջ շարժվող մարմինների վերաբերյալ ֆիզիկայի հիմնական սկզբունքները : Իհարկե օրթոդոնտիայում տեղի ունեցող տեղաշարժերն ավելի բարդ բնույթ ունեն, քանի որ տեղաշարժի ենթակա մարմինները՝ գտնվելով բերանի խոռոչում ազատ չեն, ինչով էլ պայմանավորված է ավելի բարդ ուժային համակարգի կիրառումը: Բիոմեխանիկական օրթոդոնտիայի ամենակարևոր մասն է՝ գիտությունն ստատիկ հավասարակշռության և կենսաբանական համակարգում կիրառված ուժի ազդեցության մասին: Այս գիտական աշխատանքը միտված է տալ օրթոդոնտիայում կիրառվող բիոմեխանիկայի պարզեցված և համառոտ բնութագիրը, որն էլ հիմք կհանդիսանա հետագա կլինիկական պրակտիկայի համար:

### 3 Դասական մեխանիկա

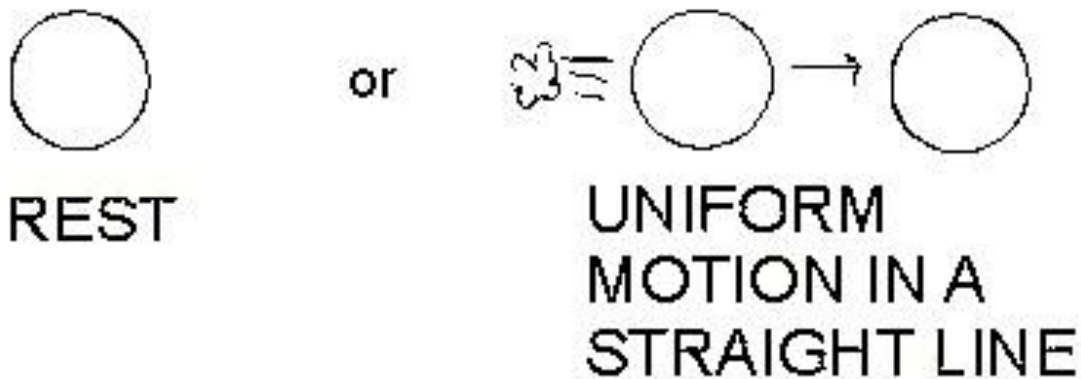
Նախքան օրթոդոնտիայում կիրառվող բիոմեխանիկայի օրենքներին անցնելն ու դրանք կլինիկական պրակտիկայում կիրառելը, վերհիշենք ֆիզիկայի որոշ կոնցեպտներ: Օրթոդոնտիայում ուժի ազդեցությունը մարմնի վրա բացատրվում է Նյուտոնի երեք օրենքների միջոցով:

#### 3.1 Նյուտոնի երեք օրենքները

Նյուտոնի երեք օրենքների միջոցով բացատրվում են տարաբնույթ շարժումների առաջացման և փոփոխման պատճառները: Օրթոդոնտիկ տեսանկյունից կարևորվում են Նյուտոնի երկրորդ ու երրորդ օրենքները:

##### 3.1.1 Առաջին օրենք

Նյուտոնի առաջին օրենքը վերաբերվում է մարմնի դադարի կամ ուղղագիծ հավասարաչափ շարժման վիճակին: Համաձայն այդ օրենքի՝ գոյություն ունեն այնպիսի հաշվարկման համակարգեր, որոնցում մարմինը պահպանում է դադարի կամ ուղղագիծ հավասարաչափ շարժման վիճակը, եթե նրա վրա այլ մարմիններ չեն ազդում կամ դրանց ազդեցությունները համակշռված են: Նյուտոնի առաջին օրենքը հնարավորություն է տալիս առանձնացնելու իներցիալ հաշվարկման համակարգերը (Նկ.1):



Նկ. 1: Նյուտոնի առաջին օրենք

#### 3.2 Երկրորդ օրենք

Մարմնի վրա ազդող ուժի ազդեցությամբ նրա ձեռք բերած արագացումը հավասար է այդ ուժի և մարմնի զանգվածի հարաբերությանը: Մարմնի արագացման ուղղությունը միշտ համընկնում է նրա վրա ազդող ուժի ուղղության հետ, ուստի բանաձևը սկալյար տեսքով

Ներկայացվում է այսպես:

$$F_{\text{net}} = m a$$

### 3.3 Երրորդ օրենք

Մարմինները միմյանց հետ փոխազդում են նույն բնույթի՝ մոդուլով հավասար և ուղղությամբ հակադիր ուժերով: Համաձայն այս օրենքի երկու մարմինների փոխազդեցության ժամանակ ուժերը միշտ հանդես են գալիս զույգերով: Եթե մի մարմին ազդում է այլ մարմնի վրա, ապա վերջինս հակազդում է նույնապիսի, բայց հակառակ կողմ ուղղված ուժով:

$$\vec{F}_{12} = - \vec{F}_{21}$$

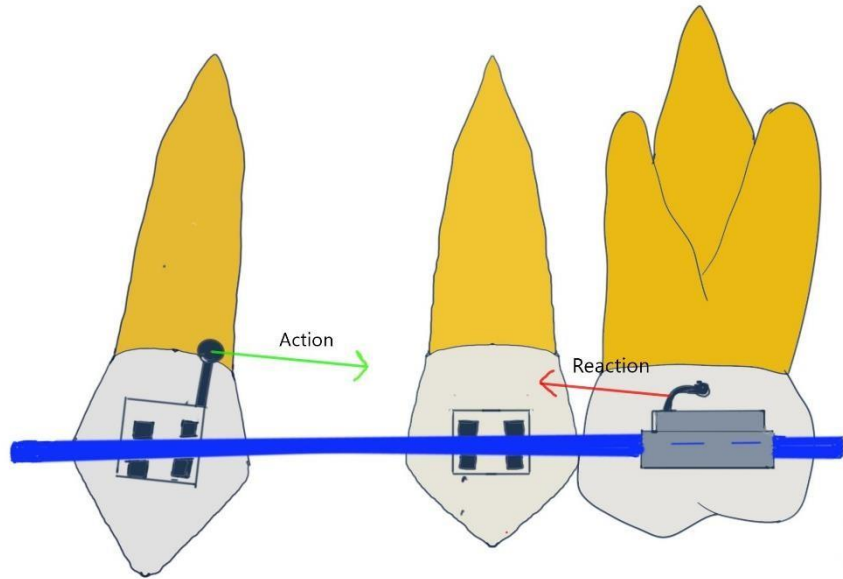
որտեղ  $\vec{F}_{12}$ -ը առաջին մարմնի վրա երկրորդի կողմից ազդող ուժն է,  $\vec{F}_{21}$ -ը՝ երկրորդի վրա առաջինի կողմից ազդող ուժը: «-» նշանը ցույց է տալիս, որ այդ ուժերն ունեն հակադիր ուղղություններ:

Նյուտոնի երրորդ օրենքը կիրառելիս միշտ պետք է հիշել, որ մարմինների փոխազդեցության ուժերը կիրառված են տարբեր մարմինների վրա, ուստի այդ ուժերը միմյանց հավասարակշռել չեն կարող:

Դիտարկենք, թե ինչպես են փոխազդում ավտոմեքենայի անիվներն ու ճանապարհը:

Պտույտի ժամանակ անիվներն ինչ ուժով ազդում են ճանապարհի վրա, նույն ուժով սակայն հակառակ ուղղությամբ ճանապարհն է ազդում անիվների վրա: Արդյունքում անիվներն առաջ են հրվում, իսկ ճանապարհը՝ «հետ», ինչի հետևանքով ավտոմեքենան առաջ է ընթանում:

Բերանի խոռոչում ազդման և հակազդման մեխանիզմը կարելի է դիտարկել ժանիքի ռետրակցիայի օրինակով: Տվյալ օրինակում որպես հենարան ընտրված են մոյարները : Պոստէքստրակցիոն տարածությունը փակելու նպատակով ժանիքի վրա կիրառվում է ուժ, որն էլ իր հերթին ժանիքը հետ է հրում կիրառված ուժի մեծության չափով: Քանի որ մոյարներն օգտագործվել են որպես հենարան, դրանց վրա ազդում է մոդուլով հավասար և ուղղությամբ հակադիր՝ մոյարներն առաջ հրող ուժ (Նկ 2): Սա կարող է լինել անցանկալի կողմնակի էֆեկտ: Հետևաբար բուժման պլանավորման ժամանակ շատ կարևոր է նկատի ունենալ անցանկալի կողմնակի էֆեկտները, փորձել վերացնել կամ հասցնել մինիմալի:



Նկ. 2: Հավասարակշռության մեջ գտնվող համակարգ, ազդեցության և հակազդեցության ուժեր

## 4 Ուժ

### 4.1 Պարզ ուժային համակարգ

#### 4.1.1 Բնութագիր

Ուժը մարմնի վրա այլ մարմինների ազդեցության քանակական չափն է: Այն մարմինների փոխազդեցությունը բնութագրող ֆիզիկական մեծություն է: Միավորների ՄՅ-ում ուժի միավորը մեկ նյուտոնն է (1 Ն): 1 Ն -ն այն ուժն է, որը 1 կգ զանգվածով մարմնի արագությունը 1վ -ում փոխում է 1մ/վ -ով:

$$1 \text{ Ն} = 1 \text{ կգ մ/վ}^2$$

Օրթոդոնտիայում պայմանականորեն արագացումն անտեսվում է, և ուժը չափվում է գրամներով:

Ուժի ուղղությունն ու մեծությունը

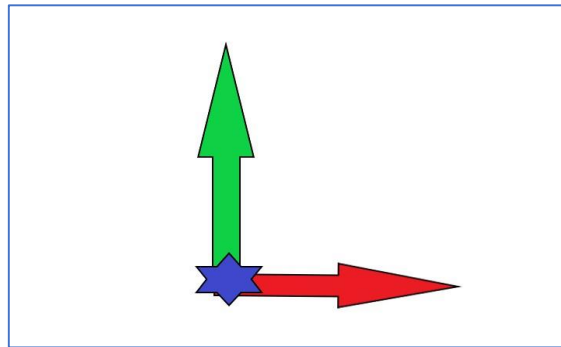
Ուժը մեծությամբ և ուղղությամբ բնութագրվող վեկտորական մեծություն է: Ուժի ուղղությունը ներկայացվում է սլաքով հատվածի տեսքով: Սլաքի ուղղությունը համընկնում է ուժի ազդման ուղղության հետ, որը համապատասխանում է ատամի շարժման ուղղությանը: Հատվածի երկարությունը որոշակի մասշտաբով համապատասխանում է ուժի թվային արժեքին (Նկ. 3):



Նկ 3: Ուժ, որն ունի ուղղություն և երկարություն

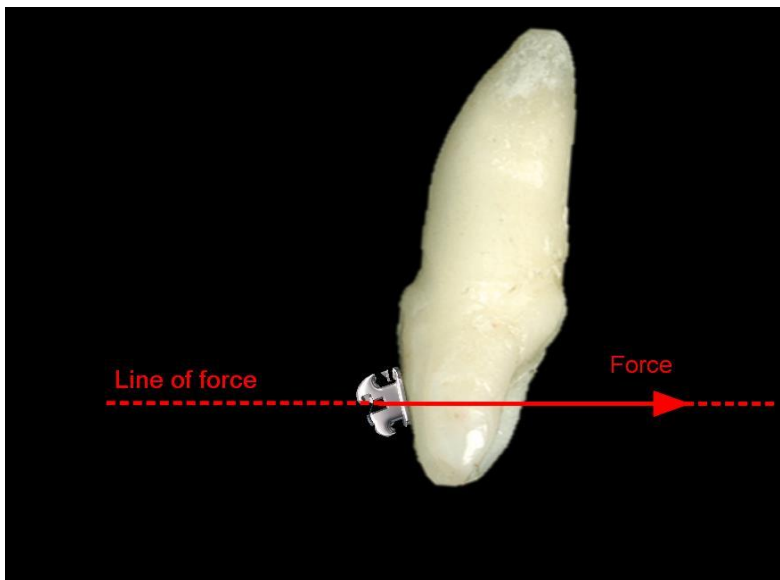
#### 4.1.2 Ուժի կիրառման կետ

Ուժի կիրառման կետն աղեղի սկզբնակետն է՝ մարմնի այն կետը, որի վրա ազդում է ուժը: Գոյություն ունի կապ ուժի կիրառման կետի և զանգվածի կենտրոնի միջև, որն էլ որոշում է մարմնի տեղաշարժի բնույթը: Տեղաշարժը կարող է լինել պտտական, թեթումային կամ կորպուսային:



Նկ 4: Ուժի կիրառման կետ

4-րդ նկարում, պատկերված են ուղղությամբ տարբեր, բայց ընդհանուր կիրառման կետ ունեցող ուժեր:

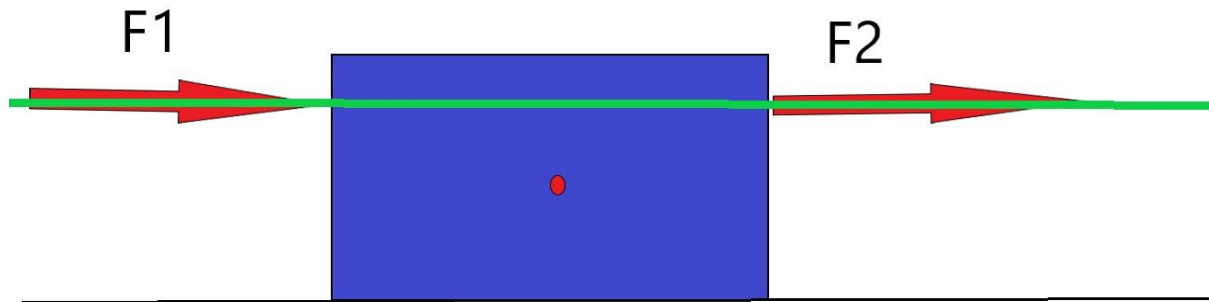


Նկ. 5: Կենտրոնական կտրիչի բրեկետի վրա կիրառված եզակի ուժի օրինակ: Պատկերված է ազդող ուժի վեկտորն ու ազդման առանցքը

#### 4.1.3 Ուժի ազդման գծի ուղղությունն ու մեծությունը

Ուժի ազդման գիծը կիրառված ուժի երկրաչափական պատկերումն է, ուղղությունը համընկնում է սլաքի ուղղությանը, իսկ մեծությունը համապատասխանում է հատվածի երկարությանը:

Դիտարկենք մոդուլով հավասար, նույն ազդման ուղղություն ունեցող հրող  $F_1$  և քաշող  $F_2$  ուժերը: Անկախ այն հանգամանքից, որ ուժերից մեկը հրող է, իսկ մյուսը քաշող, առանձին վերցրած ուժերը մարմնի վրա թողնում են նույն ազդեցությունը:



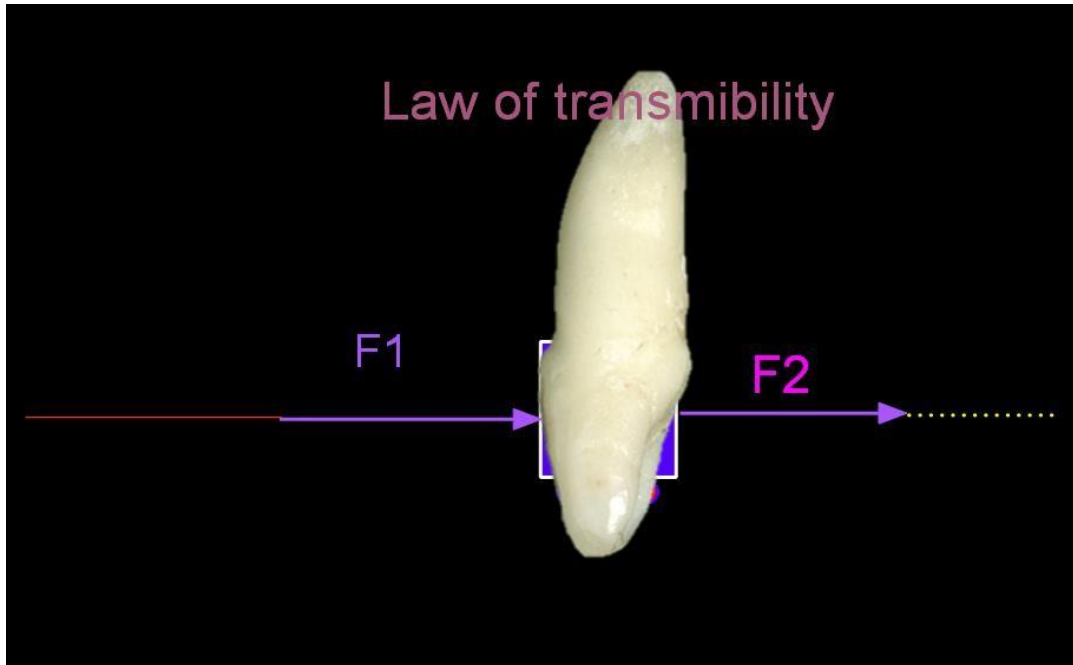
Նկ. 6: Ուժի ազդման գիծ

#### 4.1.4 Ուժի տեղափոխում

Քանի դեռ ուժն անցնում է ազդման գծի երկայնքով, այն մարմնի վրա թողնում է նույն ազդեցությունը ազդման գծի ցանկացած կետում: Ազդման գծի երկայնքով ուժը տեղափոխելիս նրա ազդեցությունը չի փոխվում (Նկ. 7):

Օրինակ, եթե ազդման առանցքն ատամի երկայնական առանցքն է, կարևոր չէ, թե ուժը որտեղ կկիրառվի՝ կտրող եզրին, բրեկետին, թե վզիկին: Այնքան ժամանակ, քանի դեռ ուժն ունի նույն ուղղությունն ու մեծությունը, ազդեցությունը կլինի նույնը:





Նկ. 7: Ուժի տեղափոխում,  $F_1$  և  $F_2$  ուժերը առանձին-առանձին թողնում են նույն ազդեցությունը

#### 4.1.5 Ուժի կիրառման կետ

Ըստ ուժի տեղափոխման կոնցեպտի նույն մեծություն և ուղղություն ունեցող ուժերը մարմնի վրա թողնում են միևնույն ազդեցությունը, քանի դեռ նրանք անցնում են նույն ազդման առանցքով՝ անկախ կիրառման կետից:

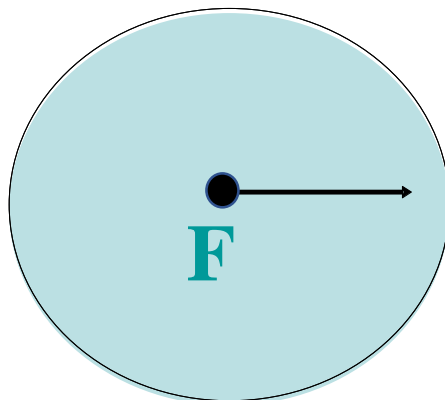
Սկայյար մեծությունը արտահայտվում է մեկ հաստատուն թվով և տարբերվում է վեկտորից նրանով, որ այն ունի միայն արժեք, մինչդեռ վեկտորը բացի արժեքից ունի նաև ուղղություն:

**Պինդ մարմիններ:** Այս մարմինները պահպանում են իրենց կառուցվածքը ուժի ազդեցության տակ, լինի դա սեղմում, թե ձգում: Ատամները պինդ մարմիններ են՝ ի տարբերություն փափուկ հյուսվածքների:

#### 4.1.6 Չանգվածի կենտրոն

Չամակարգի հավասարակշռության կենտրոնը ներկայացվում է զանգվածի կենտրոնի միջոցով: Այն ուղիղների հատման կետը, որոնց երկայնքով ազդող ուժերը մարմնին հաղորդում են միայն համընթաց շարժում, կոչվում է մարմնի զանգվածների (իներցիայի) կենտրոն: Չարկավոր է նշել, որ մարմնի զանգվածների կենտրոնն ու ծանրության կենտրոնն հասկացություններն իրարից տարբերվում են: Մարմնի բոլոր մասերի վրա ազդող ծանրության ուժերի համագործի կիրառման կետն անվանում են ծանրության կենտրոն: Եթե ծանրության ուժը մարմնին հաղորդում է միայն համընթաց շարժում, ապա ծանրության կենտրոնը համընկնում է նրա զանգվածների կենտրոնի հետ:

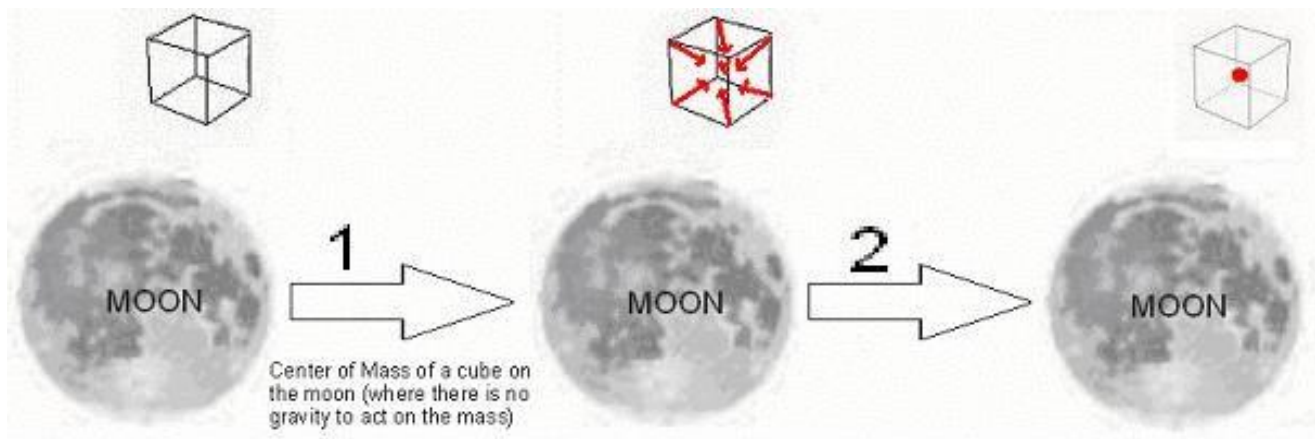
# 1. Centre of Mass: balance point of a system



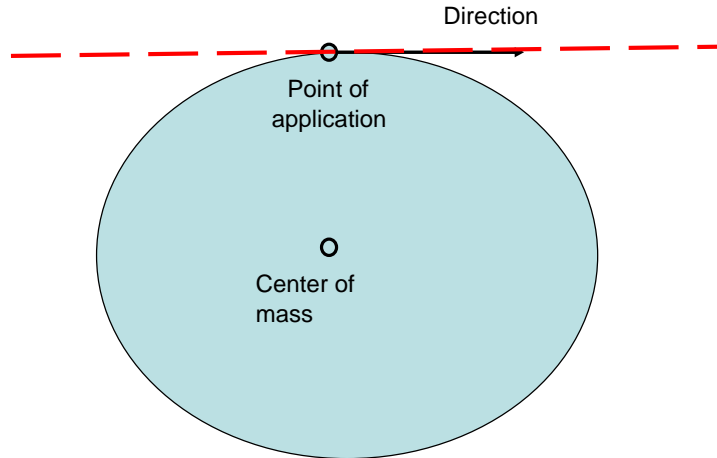
Նկ.8: Չանգվածի կենտրոն

Եթե ուժն անցնում է ատամի զանգվածի կենտրոնով, ապա կդիտվի ատամի կորպուսային տեղաշարժ՝ առանց պտույտի/թեքման:

Դիտարկենք ոչ իրատեսական օրինակ: Տեսականորեն նույն արդյունքը կդիտվի լուսնի վրա՝ այնպիսի միջավայրում, որտեղ կողմնակի ուժերի ազդեցությունը խորանարդի կամ ցանկացած այլ մարմնի վրա բացակայում է (Նկ. 9):



Նկ. 9: Խորանարդի զանգվածի կենտրոնը լուսնի վրա

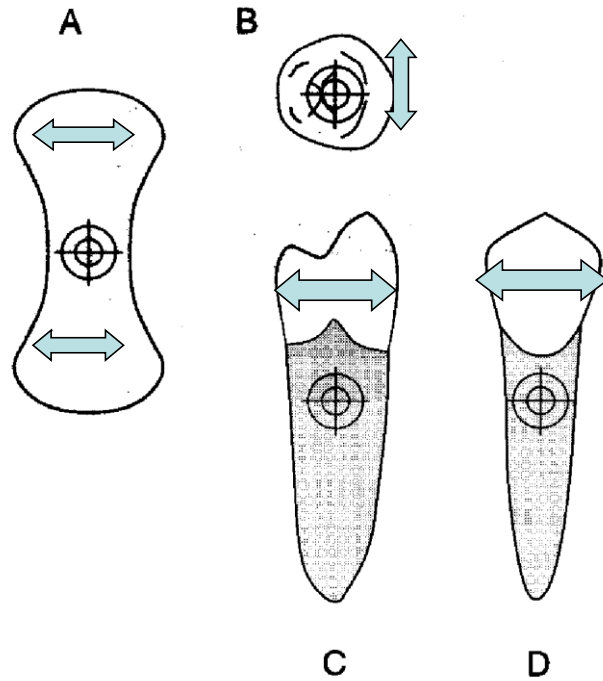


Նկ. 10: Ծանրության կենտրոնից հեռու տեղակայված ուժի ազդման գիծ

Եթե կիրառված ուժի ազդման գիծն անցնում է ծանրության կենտրոնից որոշակի հեռավորության վրա, ապա կարող է սպասվել պտտական/թեթումային և կորպուսային շարժումների համադրում (Նկ. 10):

## 5 Դիմադրության կենտրոն (ԴԿ)

Դիմադրության կենտրոնը կարևոր կոնցեպցիա է օրթոդոնտիայում, քանի որ ատամը չի համարվում ազատ մարմին: Ատամն ավելոյար ոսկրում պահվում է արմատը շրջապատող պերիոդոնտալ կապանների միջոցով: Դիմադրության կենտրոնն (ԴԿ) ու ծանրության կենտրոնը չեն համընկնում: Ի տարբերություն ծանրության կենտրոնի՝ ԴԿ-ն ունի ավելի ապիկալ տեղակայում: Այն երկրաչափական կետ է, որտեղ կոնցենտրացված է տեղաշարժի նկատմամբ դիմադրությունը: Տրանսյացիոն կամ թեթումային տեղաշարժի հետ կապված ուժային համակարգի հաշվարկներն արվում են ԴԿ-ի նկատմամբ:



ՆԿ 11: ԴԿ-ի պատկերումը տարբեր պրոյեկցիաներից: A ռադիկուլյար, B օկյուզիոն, C լաբիո-ինգվալ, D մեդիո-դիստալ

ԴԿ-ի տեղակայումը յուրաքանչյուր ատամի համար տարբեր է: Տեղակայման վրա ազդում են արմատի երկարությունը, ավելույար ոսկրի բարձրությունը և արմատների քանակը (Նկ. 11):

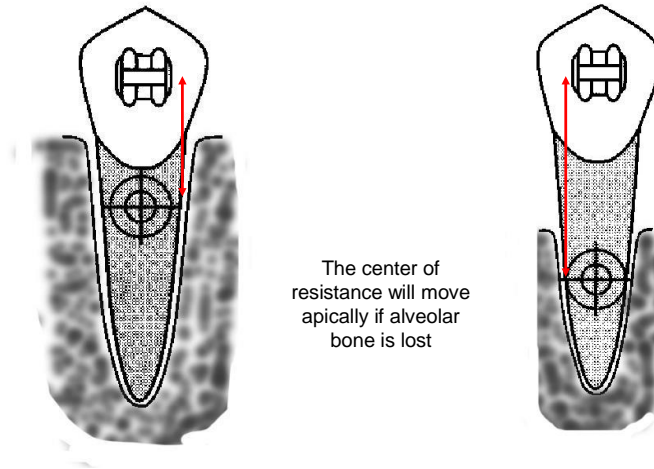
Ավելույար ոսկրի կորստի դեպքում ԴԿ-ը տեղաշարժվում է ապիկալ (Նկ. 12): ԴԿ-ը կիրառելի է թե՛ եզակի ատամի, թե՛ ատամների խմբի համար:

Դիմադրության կենտրոնի կարևորությունը: Երբ ատամի վրա ուժ է կիրառվում, չափազանց կարևոր է գնահատել նրա թողած ազդեցությունը երեք հարթություններում, և, թե՛ դա ինչ տեղաշարժերի կրերի:

**5.1 Դիմադրության կենտրոնի տեղակայման կախվածությունը շրջակա պերիոդոնտալ հյուսվածքից**

**Alveolar bone**

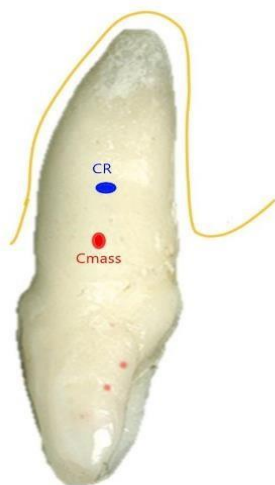
**support**



Նկ. 12: ԴԿ-ը տեղակայվում է ավելի ապիկալ հորիզոնական ուսկրային կորստի դեպքում

Երբ առկա է ատամը շրջապատող պերիոդոնտալ հյուսվածքի կորուստ, դիմադրության կենտրոնն այս դեպքում տեղակայվում է ավելի ապիկալ, ինչն էլ բերում է բրեկետի և դիմադրության կենտրոնի միջև տարածության մեծացման (Նկ. 12) : Եթե նկարում պատկերված ատամների վրա բրեկետների միջոցով կիրառվի նույն մեծությամբ ուժ, ապա արդյունքում կունենանք տարբեր օրթոդոնտիկ տեղաշարժեր: Երկրորդ ատամն ավելի շատ կթեքվի պայմանավորված բրեկետի և ԴԿ-ի միջև տարածության մեծացմամբ:

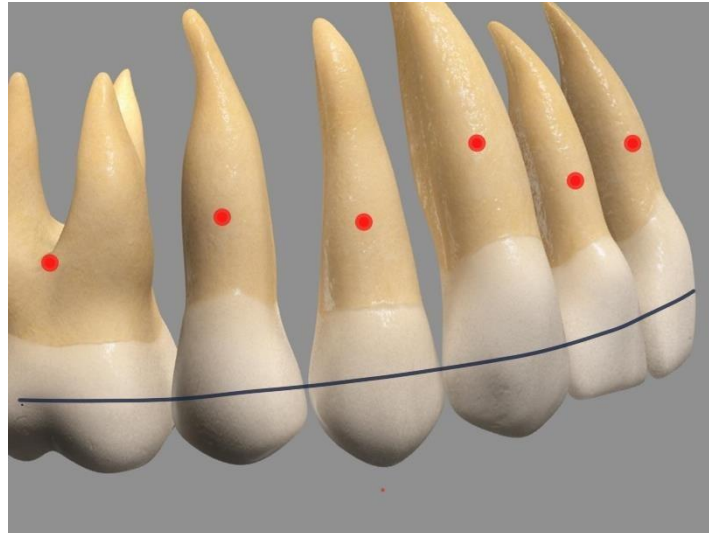
**5.1.1 Եզակի ատամի դիմադրության կենտրոն**



Չանգվածի կենտրոնը սովորաբար ավելի մոտ է օկյուլզին հարթությանը, քան ԴԿ-ը՝ պայմանավորված պերիոդոնտալ կապանի և ատամնաալվեոլյար «դիմադրությամբ»: Քանի որ այս դիմադրությունն անհնար է քանակապես որոշել ամեն ատամի և յուրաքանչյուր պացիենտի համար, ԴԿ-ը տեսական հասկացողություն է: Անկախ այս հանգամանքից, այն օգտագործվում է որպես միջինացված արժեք օպտիմալ ուժային համակարգ ստեղծելու համար:

Նկ. 13: Դիմադրության կենտրոն (ԴԿ, CR); Չանգվածի կենտրոն (ՉԿ, Cmass)

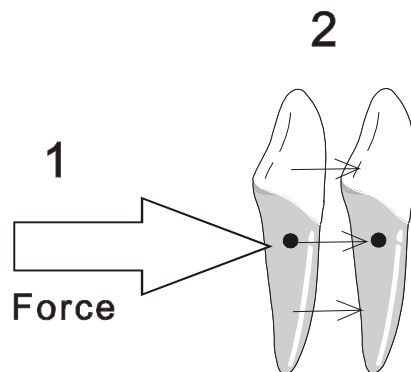
Բավարար պերիոդոնտալ հյուսվածքի առկայության դեպքում ատամների ԴԿ-ները տարբեր մակարդակների վրա են: Ժանիբների ԴԿ-ը ավելի ապիկալ տեղակայում ունի, ի տարբերություն պրեմոյարների և կողմնային կտրիչների:



Նկ. 14: Բավարար պերիոդոնտալ հյուսվածքի առկայության դեպքում ատամների ԴԿ-ների տեղակայում տարբեր մակարդակներում

Դիմադրության կենտրոնի տեղակայումը կախված է ատամի արմատի երկարությունից, արմատների քանակից: Տեղակայումը նաև տատանվում է կախված ավելոյար ոսկրի բարձրությունից, հետևաբար երեխաների և մեծահասակների, ինչպես նաև պերիոդոնտալ ինֆիլթեր ունեցողների մոտ այն տարբեր է (Նկ. 14):

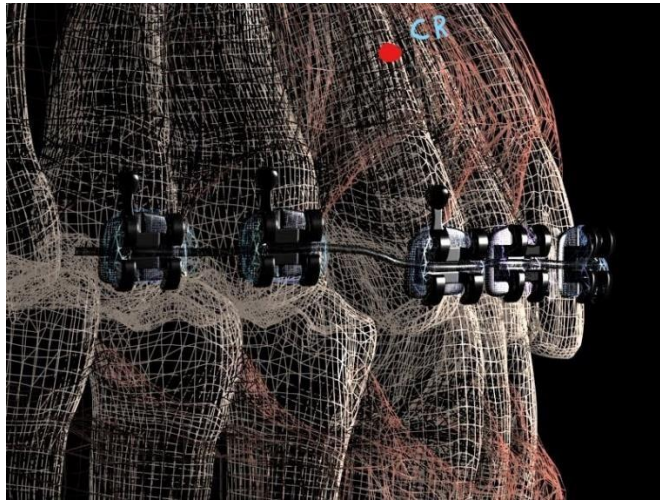
Ավելի պարզ ձևակերպմամբ ԴԿ-ը ատամի այն կետն է, որի վրա ուժ կիրառելիս ատամը տեղաշարժվում է կորպուսային (Նկ. 15):



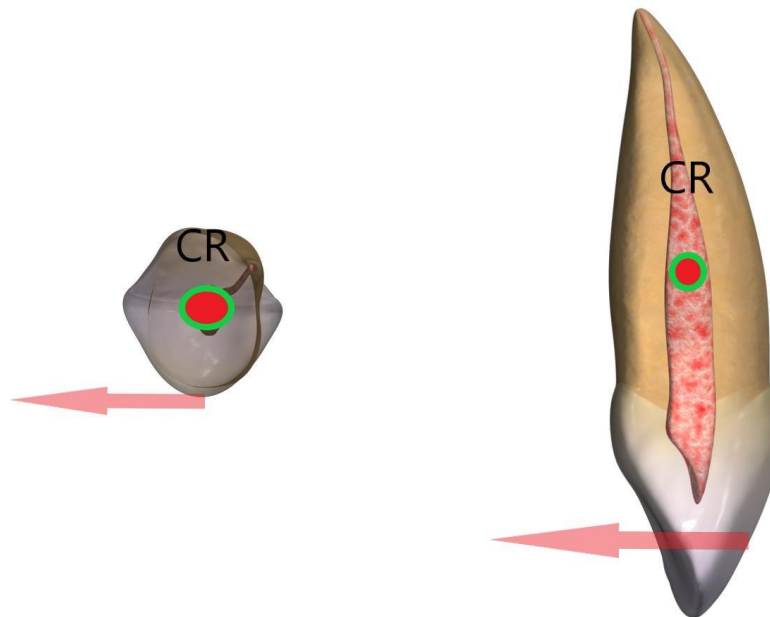
Նկ. 15: ԴԿ-ի վրա ազդող ուժը բերում է կորպուսային տեղաշարժի

5.1.2 **Ատամների խմբի դիմադրության կենտրոն**

Երբ ատամները միացած են բրեկետների և աղեղի միջոցով, նրանք դիտարկվում են որպես առանձին օբյեկտ՝ նոր դիմադրության կենտրոնով:



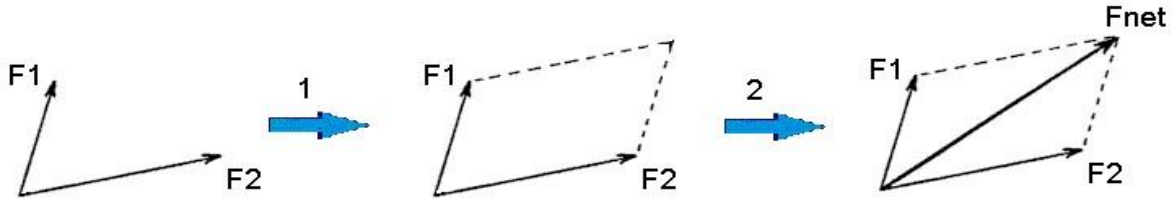
Նկ. 16: Ատամների խմբի դիմադրության կենտրոն



Նկ. 17: Բրեկետի վրա կիրառված ուժի ազդման գիծը միշտ գտնվում է որոշակի հեռավորության վրա ԴԿ-ից

**5.1.3 Ուժերի գումարում: Համագոր ուժ**

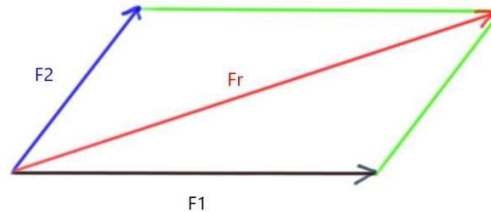
Սովորաբար ատամի վրա ազդում են մի քանի ուժեր: Այդ դեպքում նրանց ազդեցությունը բնութագրվում է համագոր ուժով: Այն մարմնի շարժման վրա թողնում է նույն ազդեցությունը, ինչ որ կիրառված ուժերը միասին: Համագոր ուժը գտնելու գործողությունը կոչվում է ուժերի գումարում: Վեկտորների գումարը որոշվում է զուգահեռագծի օրենքով:



Նկ. 18: Չուգահեռագծի օրենք

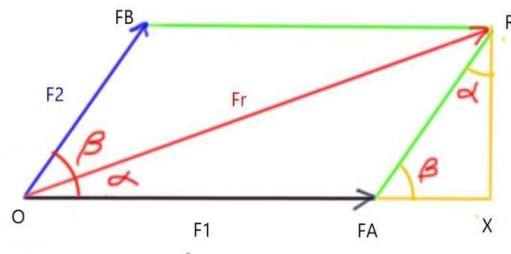
Fnet ուժը F1 և F2 ուժերի համագորն է: Fnet –ը գումարելի վեկտորներով կառուցված զուգահեռագծի անկյունագիծն է, որը ելնում է նրանց ընդհանուր սկզբնակետից: Գումար վեկտորը գտնելու այս եղանակը հայտնի է զուգահեռագծի կանոն անունով (Նկ. 18):

2 վեկտորների գումարում (մանրամասների համար անցեք հղումով)  
<https://www.mathstopia.net/vectors/parallelogram-law-vector-addition>



Նկ. 19: Երկու վեկտորների գումար վեկտորը գտնելու եղանակ.

Համագոր ուժի մեծությունը որոշվում է հետևյալ բանաձևով՝  $Fr = F1 + F2$ .  
 Հետագա հաշվարկների համար անհրաժեշտ է ավելացնել  $\alpha$  և  $\beta$  անկյունները և երկարացնել F1-ի ազդման գիծը, որպեսզի ստացվի OXR ուղղանկյունը:





Fr-ի ամպլիտուդի հաշվարկում:

$$Fr^2 = OX^2 + RX^2$$

$$OX = OFa + FaX \text{ կամ}$$

$$Fr^2 = (OFa + FaX)^2 + Rx^2$$

Գիտենք, որ սուր անկյան սինուսը հավասար է անկյան դիմացի էջի հարաբերությանը ներթնածիգին, իսկ կոսինուսը՝ կից էջի հարաբերությանը ներթնածիգին:

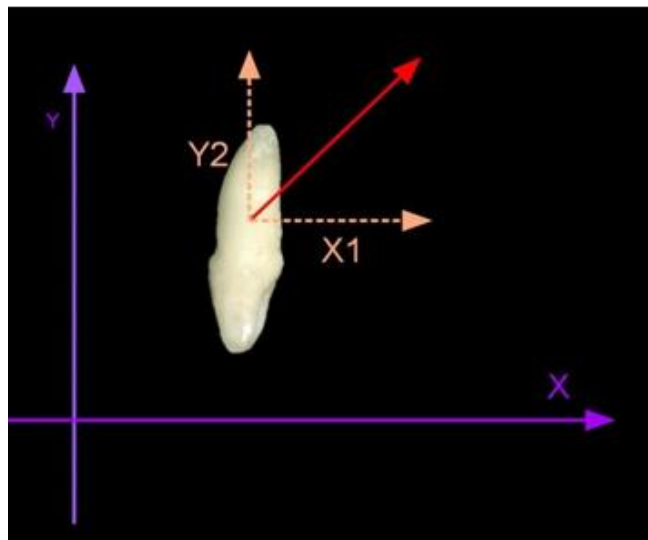
$$\cos\beta = FaX/F2, \text{ որտեղից } FaX = F2\cos\beta$$

$$\sin\beta = Rx/F2, \text{ որտեղից } RX = F2\sin\beta$$

$$Fr^2 = F2\sin\beta +$$

Արժեքների տեղադրումից հետո բանաձևը կընդունի հետևյալ տեսքը՝

$$Fr = \sqrt{F1^2 + 2F1F2\cos\beta + F2^2}$$



Նկ. 21: Գամագոր ուժ, երբ ազդող ուժերը կազմում են 90°

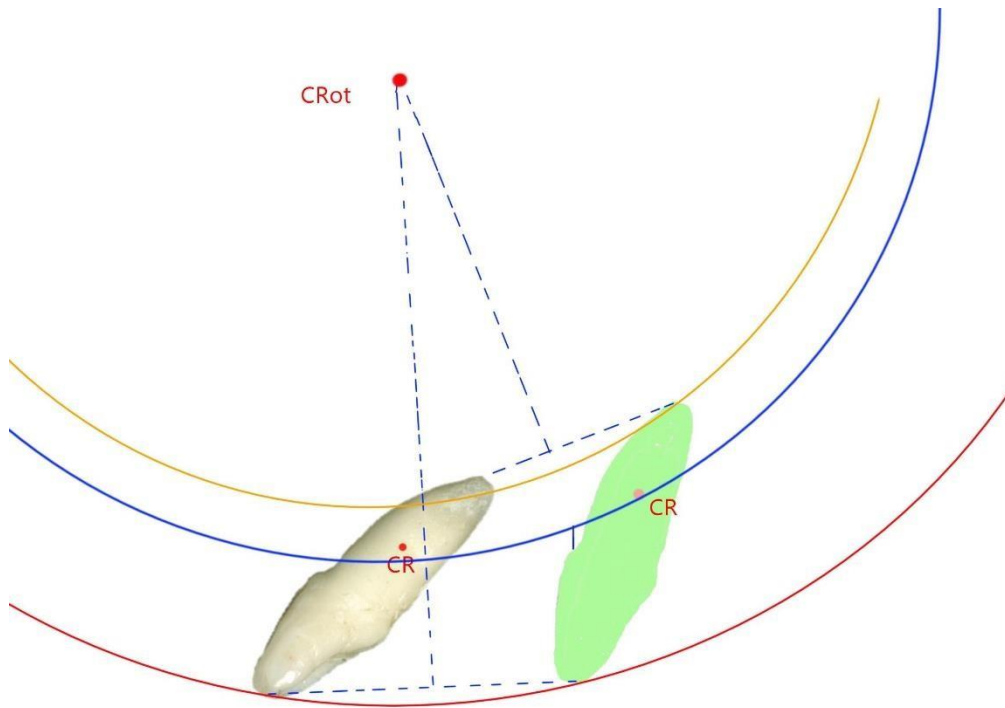
Երբ կիրառված ուժերը կազմում են ուղիղ անկյուն, հավասարումն ընդունում է հետևյալ տեսքը՝

$$Fr = \sqrt{X1^2 + FY2^2}$$

## 6 Պտտման կենտրոն

Պտտման կենտրոնն այն կետն է, որի շուրջը տեղի է ունենում մարմնի պտույտը: Այն տարբերվում է՝ կախված դիմադրության կենտրոնի տեղակայումից և կիրառված ուժից: Բացարձակ պտտական շարժում դիտվում է, երբ պտտման կենտրոնը գտնվում է դիմադրության կենտրոնում: Մաքուր կորպուսային տեղաշարժ(տրանսլյացիա) տեղի է ունենում, երբ պտտման կենտրոնը գտնվում է անվերջության ձգտող հեռավորության վրա գանգվածների կենտրոնից:

Որպեսզի գտնենք պտտման կենտրոնը, որի շուրջ տեղի է ունենում ատամի պտույտը, անհրաժեշտ է ընտրել երկու կամայական կետ ատամի վրա: Պտույտից առաջ և հետո պետք է միացնել այդ կետերը ուղղի միջոցով: Այդ ուղիղներին տարված ուղղահայացների հատման կետում էլ գտնվում է պտտման կենտրոնը (Նկ. 22):

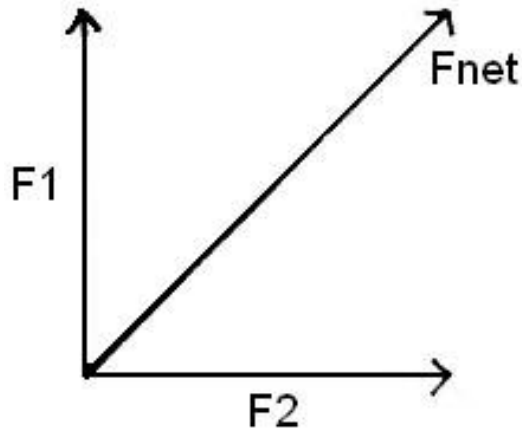


Նկ. 22: Պտտման կենտրոնը որոշելու եղանակը

### 6.1.1 Ազատ մարմնի դիագրամ

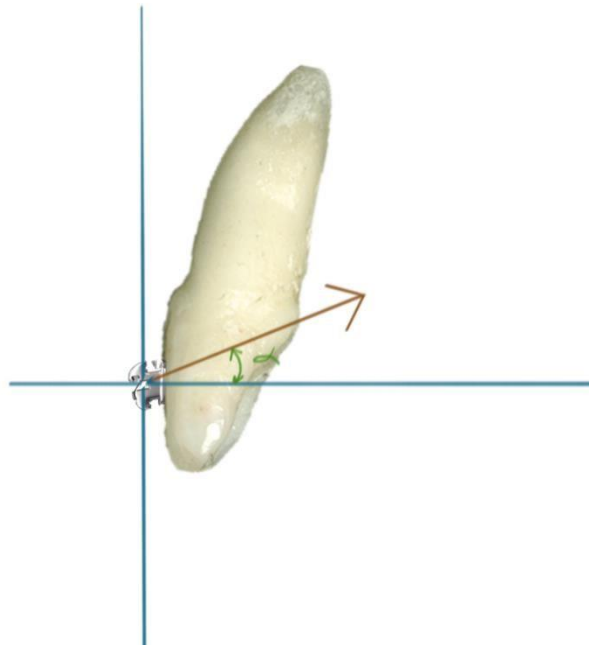
Ազատ մարմնի դիագրամներն օգնում են կանխատեսել մարմնի վրա միևնույն ժամանակ ազդող տարբեր ուժերի ազդեցությունը՝ համազոր ուժը, կամ ազդող ուժը բաժանել հորիզոնական կամ վերտիկալ բաղադրիչների:

Ազատ մարմնի դիագրամի օրինակ՝ վերցված զուգահեռագծի կանոնից [parallelogram rule](#) (Նկ. 23).



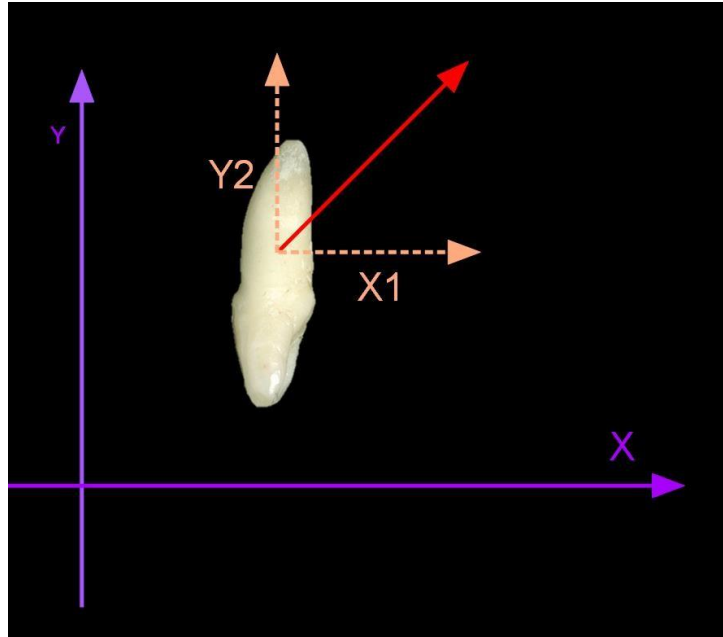
Նկ. 23: Ազատ մարմնի դիագրամ

Ազատ մարմնի դիագրամի օգտագործման կլինիկական օրինակ ինտրուզիոն աղեղի և էլաստիկների միջոցով



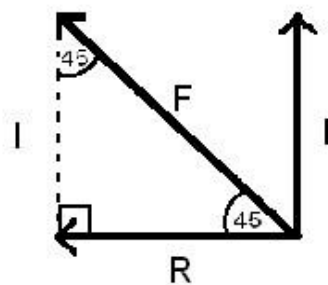
Նկ. 24: Պարզ ուժային համակարգի օրինակ՝ ինտրուզիոն և ռետրակցիոն էֆեկտով

Կիրառված  $F$  ուժի բաղադրիչներն ունեն ինտրուզիոն և ռետրուզիոն էֆեկտ: Եթե հայտնի է ուժի մեծությունը և կիրառման անկյունը, ապա երկրաչափական հավասարումների միջոցով հնարավոր է որոշել ինտրուզիոն և ռետրուզիոն ուժերի մեծությունները (Նկ. 24-25)



Նկ. 25: Ազատ մարմնի դիագրամը և դիմադրի աղեղի առաջացրած ուժերի ազդեցությունը

Եթե համազոր ուժի արժեքը հայտնի է  $F_{net} = 500g$ , ապա այն կարող ենք բաժանել երկու՝ ինտրուզիոն ( $I$ ) և ռետրուզիոն ( $R$ ) բաղադրիչների, և որոշել նրանց մեծությունները (Նկ. 26)



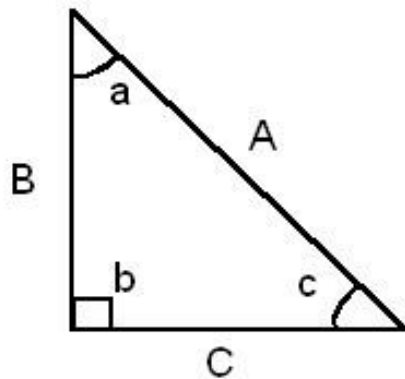
$$\sin 45 = \frac{I}{F}$$

$$\begin{aligned} I &= F \sin 45 \\ &= 500 \sin 45 \\ &= 353 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\cos 45 = \frac{R}{F}$$

$$\begin{aligned} R &= F \cos 45 \\ &= 500 \cos 45 \\ &= 353 \text{ g} \end{aligned}$$

Նկ. 26: Բաղադրիչ ուժերի մեծության որոշում



$$\sin a = \frac{\text{opposite}}{\text{hypoteneuse}} = \frac{B}{A}$$

$$\cos a = \frac{\text{adjacent}}{\text{hypoteneuse}} = \frac{C}{A}$$

$$\tan a = \frac{\text{opposite}}{\text{adjacent}} = \frac{B}{C}$$

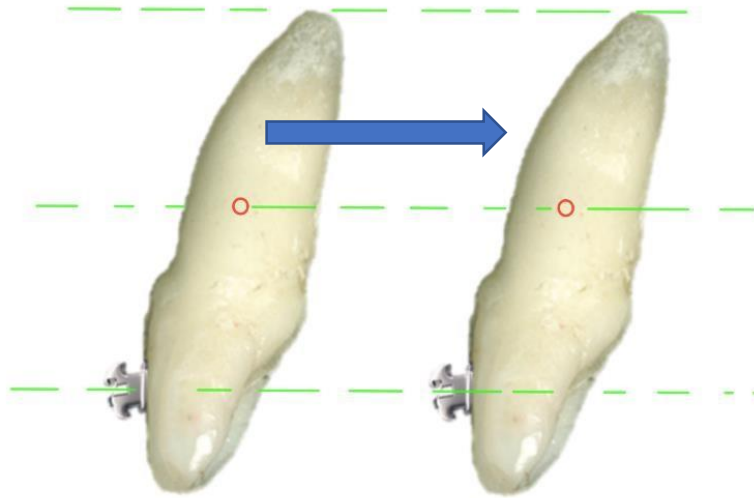
Նկ. 27: Եռանկյունաչափական հավասարումներ

## 7 Ատամի տեղաշարժի տեսակները

Ատամի տեղաշարժը տեղի է ունենում եռաչափ հարթության մեջ: Կարևոր է իմանալ ատամի տարաբնույթ տեղաշարժերի մասին, որպեսզի բուժման պլանավորման ընթացքում ցանկալի և անցանկալի տեղաշարժերը հաշվի առնվեն:

### 7.1 Կորպուսային տեղաշարժ

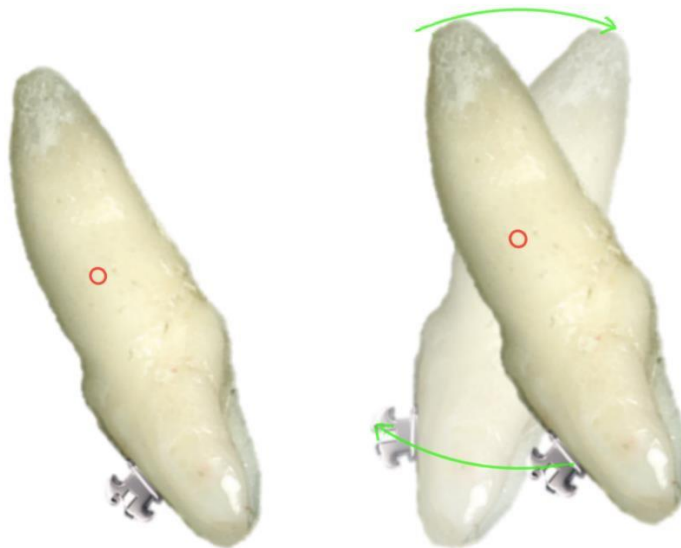
Կորպուսային տեղաշարժի ժամանակ մարմնի բոլոր կետերը շարժվում են նույն ուղղությամբ և նույն ամպլիտուդով (Նկ. 28): Պտույտը բացակայում է, քանի որ պտտման կենտրոնը ձգտում է անվերջության:



Նկ. 28: Կենտրոնական կտրիչի կորպուսային տեղաշարժ

## 7.2 Բացարձակ պտույտ

Բացարձակ պտույտ տեղի է ունենում, երբ մարմինը պտտվում է ԴԿ-ի շուրջ (պտտման կենտրոնը տեղակայվում է դիմադրության կենտրոնում) (Նկ. 29).



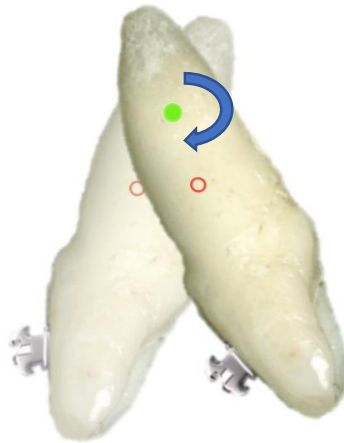
Նկ. 29: Բացարձակ պտույտ

## 7.3 Թեքում

Թեքումը կարող է տարբեր լինել կախված այն հանգամանքից, թե որտեղ է ազդում ուժը:

### 7.3.1 Չվերահսկվող թեքում

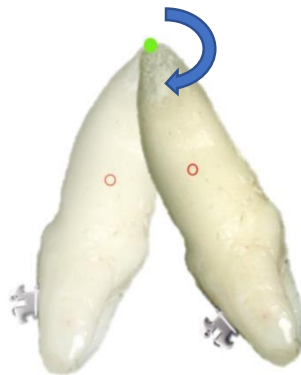
Սա տեղի է ունենում այն ժամանակ, երբ կիրառված ուժի ազդեցությամբ պսակը շարժվում է մի ուղղությամբ, իսկ արմատը՝ հակառակ: Այս դեպքում պտտման կենտրոնը մոտ է դիմադրության կենտրոնին, կամ՝ ապիկալ (Նկ. 30): Այսպիսով ատամը թեքվում է պտտման կենտրոնի շուրջ:



Նկ.30: Չվերահսկվող թեքում

### 7.3.2 Վերահսկվող թեքում

Պտտման կենտրոնը գտնվում է արմատի գագաթին (Նկ. 31).

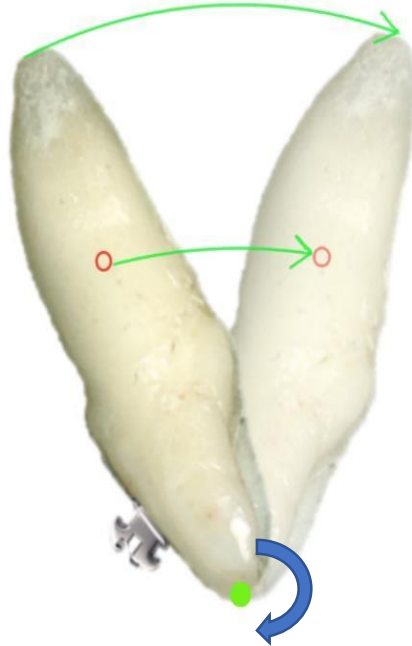


Նկ.31: Վերահսկվող թեքում

- A) Օրինակ, եթե ունենք II-րդ դաս I ենթադաս կծվածքի խանգարում, վերին ծնոտի ֆրոնտալ ատամների պրոտրուզիայով չվերահսկվող թեքման դեպքում, կարող ենք ստանալ ոսկրային թիթեղի պերֆորացիա, ի տարբերություն վերահսկվող թեքման, երբ զգալի տեղաշարժը դիտվում է պսակի շրջանում, ինչով էլ խուսափում ենք արմատի միջոցով ոսկրի պերֆորացիայից:

### 7.3.3 Արմատի տեղաշարժ

Արմատի տեղաշարժ տեղի է ունենում, երբ պտտման կենտրոնը տեղակայվում է կտրիչի կտրող եզրին կամ նրան մոտ: Պտույտը տեղի է ունենում այդ կետի շուրջ (Նկ. 32): Պսակն այդ ընթացքում ավելի քիչ է տեղաշարժվում, քան արմատը: Արմատի տեղաշարժի համար ավելի երկար ժամանակ է հարկավոր՝ պայմանավորված անհրաժեշտ ոսկրային ռեգորբեցիայով:



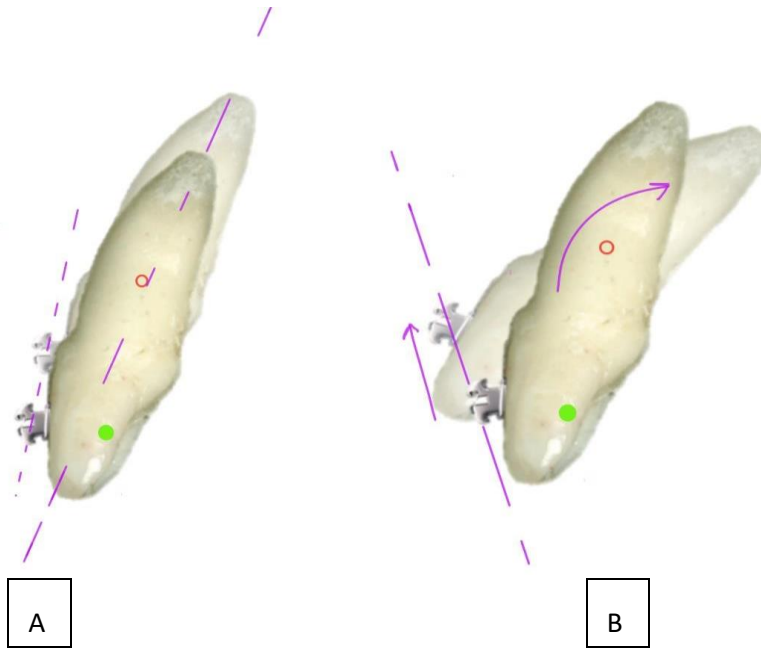
Նկ.32: Արմատի տեղաշարժ

### 7.3.4 Ինտրուզիա, Էքստրուզիա

Ինտրուզիան և էքստրուզիան տեղի են ունենում ատամի երկայնական առանցքի երկայքով (Նկ. 33, 34):

Ինչպես կորպուսային տեղաշարժի դեպքում, այստեղ նույնպես պտույտ չի դիտվում, քանի որ պտտման կենտրոնը ձգտում է անվերջության:

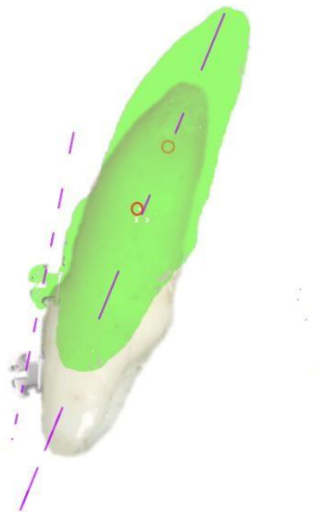




Նկ. 33: A. Ինտրուզիա. B. Հարաբերական ինտրուզիա

**Ինտրուզիա:** Նկ.33 A-ում ներկայացված օրինակում ինտրուզիայի անցանկալի, կողմնակի էֆեկտները անտեսված են, այլ կերպ ասած ներկայացված է բացարձակ ինտրուզիա առանց կողմնակի տեղաշարժերի: Ինտրուզիայի ժամանակ տեղի է ունենում հենարան հանդիսացող առամների էքստրուզիա: Հարաբերական ինտրուզիայի ժամանակ բացի ինտրուզիոն տեղաշարժից, դիտվում է նաև պրոտրուզիա (Նկ. 33B):

**Էքստրուզիա:** Նկարում էքստրուզիայի անցանկալի, կողմնակի էֆեկտներն անտեսված են (Նկ. 34): Էքստրուզիայի ժամանակ տեղի է ունենում հենարան հանդիսացող առամների ինտրուզիա:



Նկ. 34: Ինտրուզված կորիչի էքստրուզիա

## 8 Ուժային համակարգ

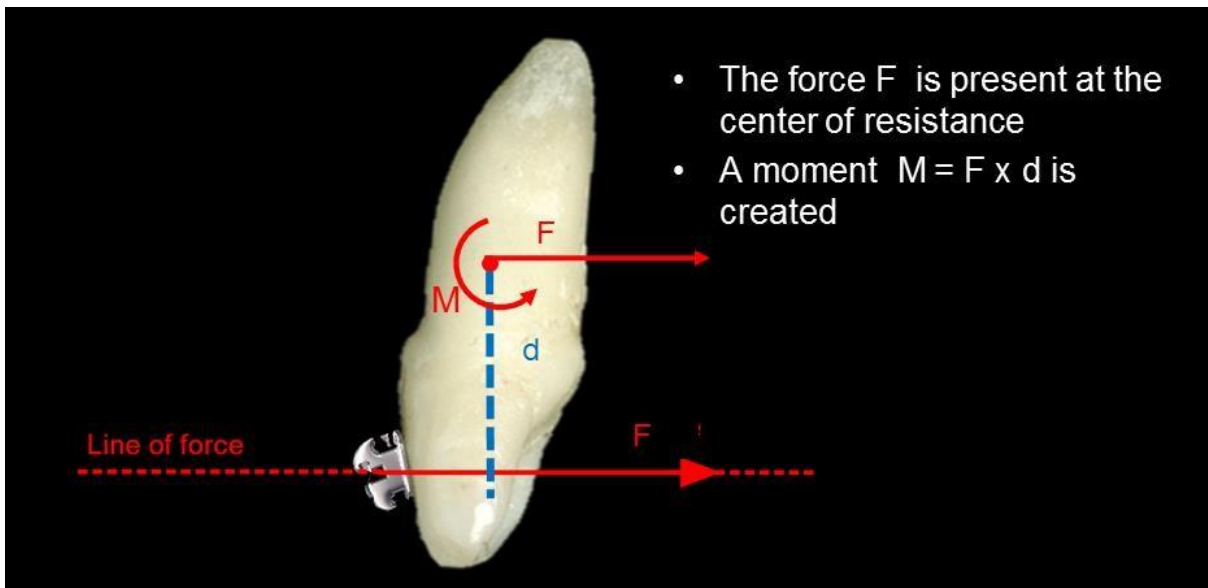
Ցանկալի ատամնային տեղաշարժ ստանալու համար պետք է հասկանալ, թե ինչպես ստեղծել անհրաժեշտ ուժային համակարգ: Ուժային համակարգը ստեղծվում է ուժի և մոմենտի միջոցով, մոմենտ-ուժ հարաբերությամբ էլ որոշում է սպասվող տեղաշարժի բնույթը: Այս բաժնում կվերանայենք հետևյալ հասկացողությունները՝ մոմենտ, ուժագույգ, մոմենտ-ուժ հարաբերությունը և շարժման տեսակները՝ փոփոխվող ուժային համակարգերում:

### 8.1 Մոմենտ

Ուժի մոմենտը բնութագրում է պինդ մարմնի վրա ներգործող ուժի պտտական ազդեցությունը: Ուժի մոմենտն որոշվում է հետևյալ բանաձևի միջոցով՝ (Նկ. 35)

$$M = F \times d$$

Որտեղ  $F$ -ը կիրառված ուժի մեծությունն է, իսկ  $d$ -ն ծանրության կենտրոնից ուժի ազդման առանցքին տարված ուղղահայացն է:

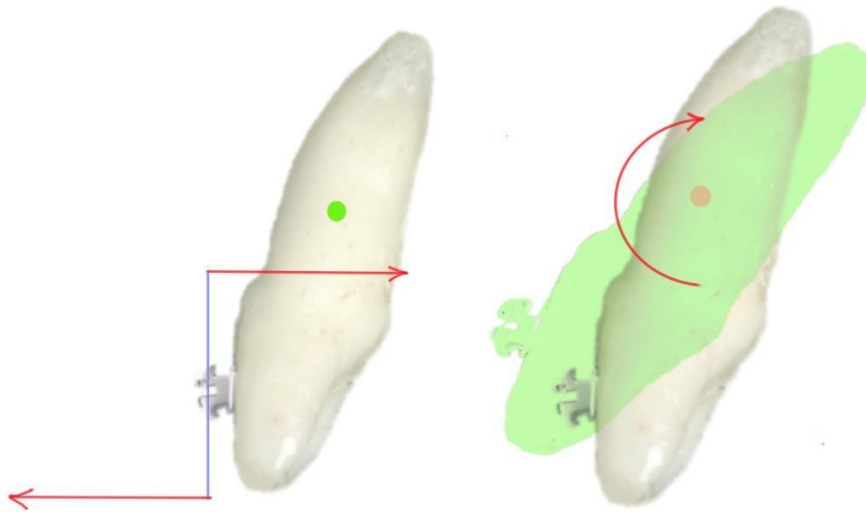


Նկ. 35: Դիմադրության կենտրոնից որոշակի հեռավորության վրա մարմնի վրա ազդող ուժի առաջացրած մոմենտ

### 8.2 Ուժագույգ

Ուժագույգ կազմում են մոդուլով հավասար, ուղղությամբ հակադիր երկու զուգահեռ ուժեր, որոնք կիրառված են միևնույն պինդ մարմնի վրա: Ուժագույգը թողնում է պտտական ազդեցություն, որը բնութագրվում է ուժագույգի մոմենտի միջոցով: Մոմենտը հաշվելիս ուժերը առանձին են դիտարկվում:

Օրինակ: F1 և F2 ուժերը չեն առաջացնում կորպուսային տեղաշարժ, քանի որ նրանք մեծությամբ հավասար են և ունեն հակառակ ուղղություն, այդ իսկ պատճառով չեզոքացնում են միմյանց ազդեցությունը: Ի հակադրություն ուժերի, մոմենտները չեն չեզոքացնում իրար, քանի որ նրանք առաջացնում են ռոտացիա նույն ուղղությամբ (պատկերացնենք պտույտ՝ դիմադրության կենտրոնի շուրջ, երբ կիրառված են F1 և F2 ուժերը): Ուժագույգի ազդեցությունը կախված չէ մարմնի (ատամի) վրա կիրառման կետից: Այսպիսով, ուժագույգի պտտող մոմենտը ուժերի ազդման հարթության կամայական կետով անցնող առանցքի նկատմամբ հավասար է ուժերից մեկի մոդուլի և ուժագույգի բազուկի արտադրյալին: Ուժագույգի բազուկը հավասար է F1 և F2 ուժերի ազդման գծերի միջև եղած հեռավորությանը (Նկ. 36):



Նկ.36: Ուժագույգ, ուժագույգի մոմենտ

Քանի որ ուժագույգը կախված չէ մարմնի վրա կիրառման կետի տեղակայումից, ապա նույն արդյունքը կստացվի, եթե F1 և F2 ուժերը նոր հատվածում տեղակայվեն: Այսինքն, կլինիկական պրակտիկայում կարող ենք ընտրել կենսաբանորեն և կլինիկորեն ավելի բարենաստ դիրք ուժագույգի կիրառման համար:

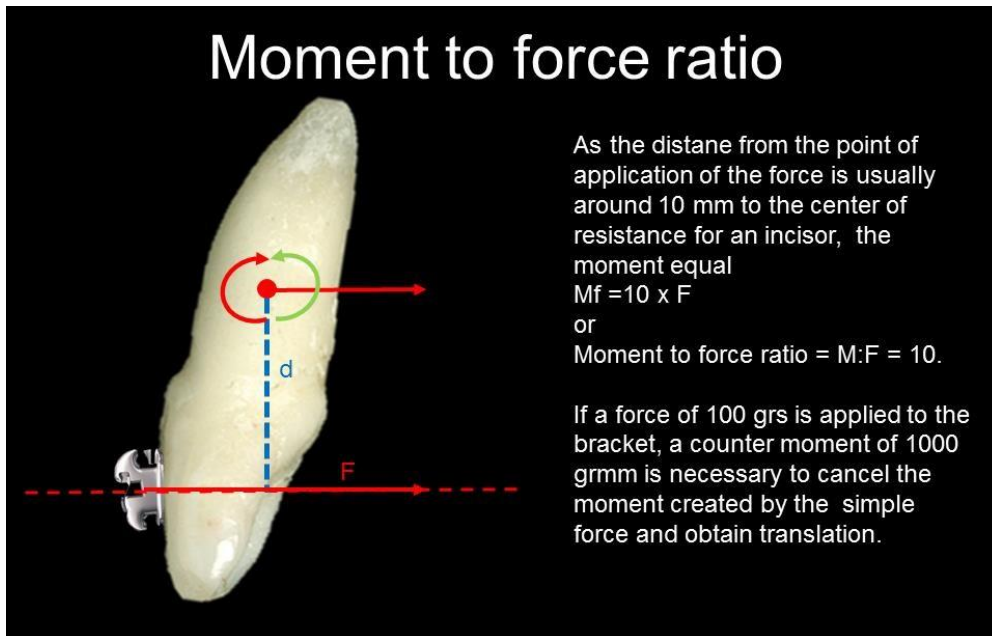
Այսպիսով, կապ չունի թե ուժագույգը ատամի որ հատվածի վրա է ազդում: Ուժագույգի մոմենտը հավասար է ուժերից մեկի արտադրյալին՝ ազդող ուժերի միջև եղած հեռավորությանը՝ ուժագույգի բազուկին:

### 8.3 Մոմենտ-ուժ հարաբերություն

Մոմենտ-ուժ հարաբերությունը համախմբում է կորպուսային ու պտտական/թեքումային տեղաշարժերը: Մոմենտը որոշվում է ուժի ամպլիտուդի և ատամի կամ ատամների խմբի դիմադրության կենտրոնին տարված ուղղահայացի արտադրյալով (Նկ. 37):

Սովորաբար, կենտրոնական կտրիչի համար ուժի կիրառման կետից դիմադրության կենտրոնն ընկած հեռավորությունը 10մմ է: Այս դեպքում մոմենտը հավասար է  $Mf=10 \times F$  կամ մոմենտ-ուժ հարաբերությունը հավասար է  $M:F=10$ :

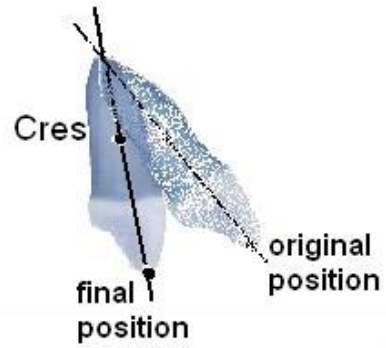
Եթե բրեկետի վրա կիրառվում է 100գ ուժ, ապա 1000գմմ հակազդող մոմենտ անհրաժեշտ կլինի կիրառված ուժի առաջացրած մոմենտը չեզոքացնելու համար: Նման մեթոդ կիրառելիս թեքող տեղաշարժը կբացառվի և կդիտվի միայն կորպուսային տեղաշարժ:



Նկ. 37: Մոմենտ ուժ հարաբերությունը կորպուսային տեղաշարժի համար

38-րդ և 39-րդ նկարներում ներկայացված է ատամի վերահսկվող թեքումը՝ առաջացած թեքումային և կորպուսային տեղաշարժերի կոմբինացիայի արդյունքում (եզակի ուժի և մոմենտի օրինակ):

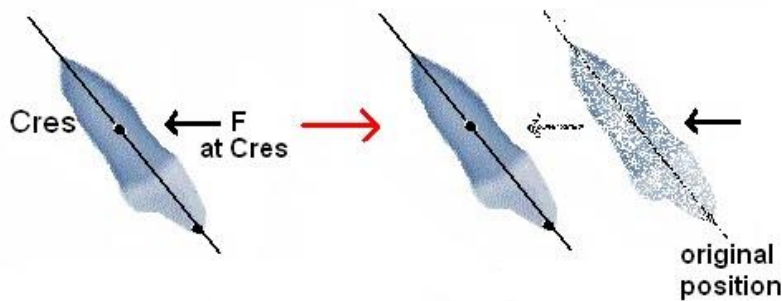
**Controlled Tipping:**  
 If we want the following movement:



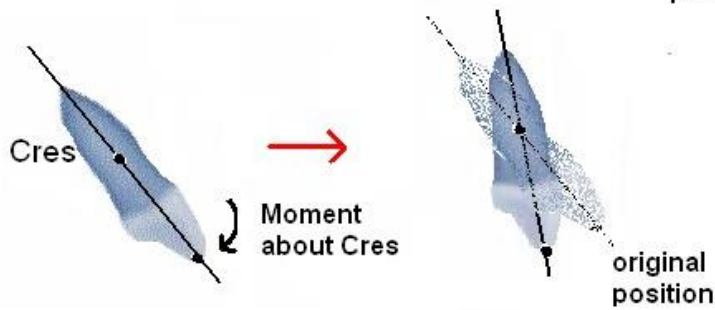
Նկ. 38: Վերահսկվող թեքում

Break up the movement into its translation and rotation component parts

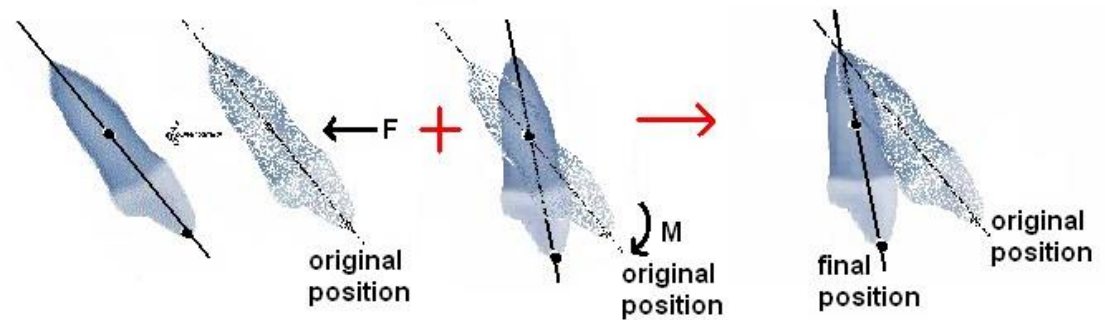
Translation:



Rotation:



Result:

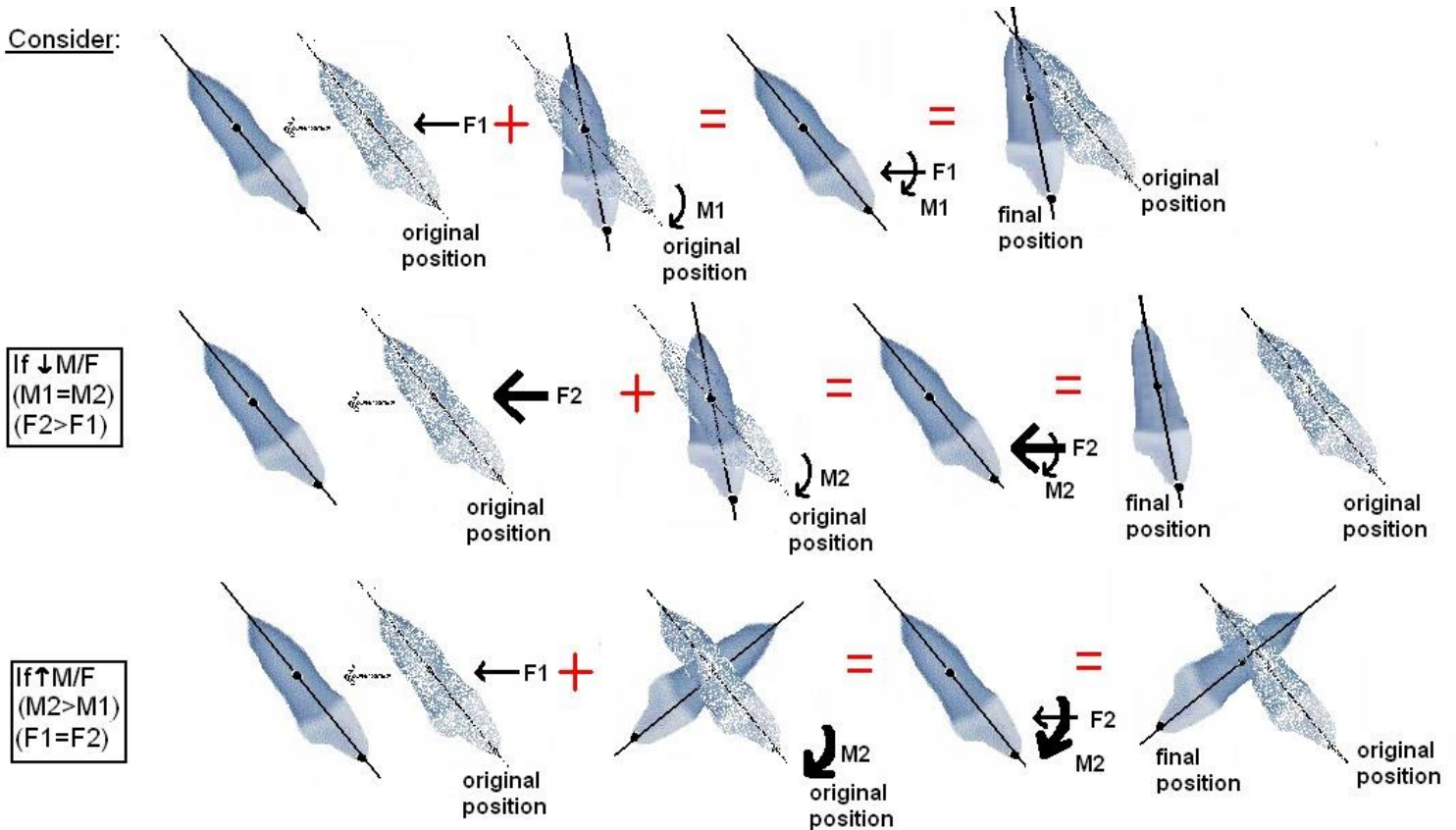


Նկ. 39: Կորպուսային և թեքումայի շարժումների կոմբինացիա վերահսկվող թեքում ստանալու նպատակով

M/F հարաբերությունը փոփոխելիս կառաջանան տարբեր պտտման կենտրոններ: Նկար 40-ում ներկայացված են M/F հարաբերության փոփոխության ազդեցությունը վերահսկվող թեքման վրա: Եթե M/F հարաբերությունը փոքրացվի

(M-ը կամ հաստատուն է կամ փոքրացած, F-ը մեծացած), ապա կգերակշռի կորպուսային տեղաշարժը, քանի որ պտտման կենտրոնը մոտենում է արմատի գագաթին (այլ կերպ ասած՝ դիմադրության կենտրոնից հեռու, դեպի անսահմանություն): Եթե M/F հարաբերությունը մեծանում է մոմենտը մեծացնելու կամ ուժը փոքրացնելու արդյունքում, ապա կգերակշռի պտտական շարժումը/թեքումը, քանի որ պտտման կենտրոնը կտեղաշարժվի դեպի դիմադրության կենտրոն (այսինքն նախորդ դիրքից ավելի պսակային):

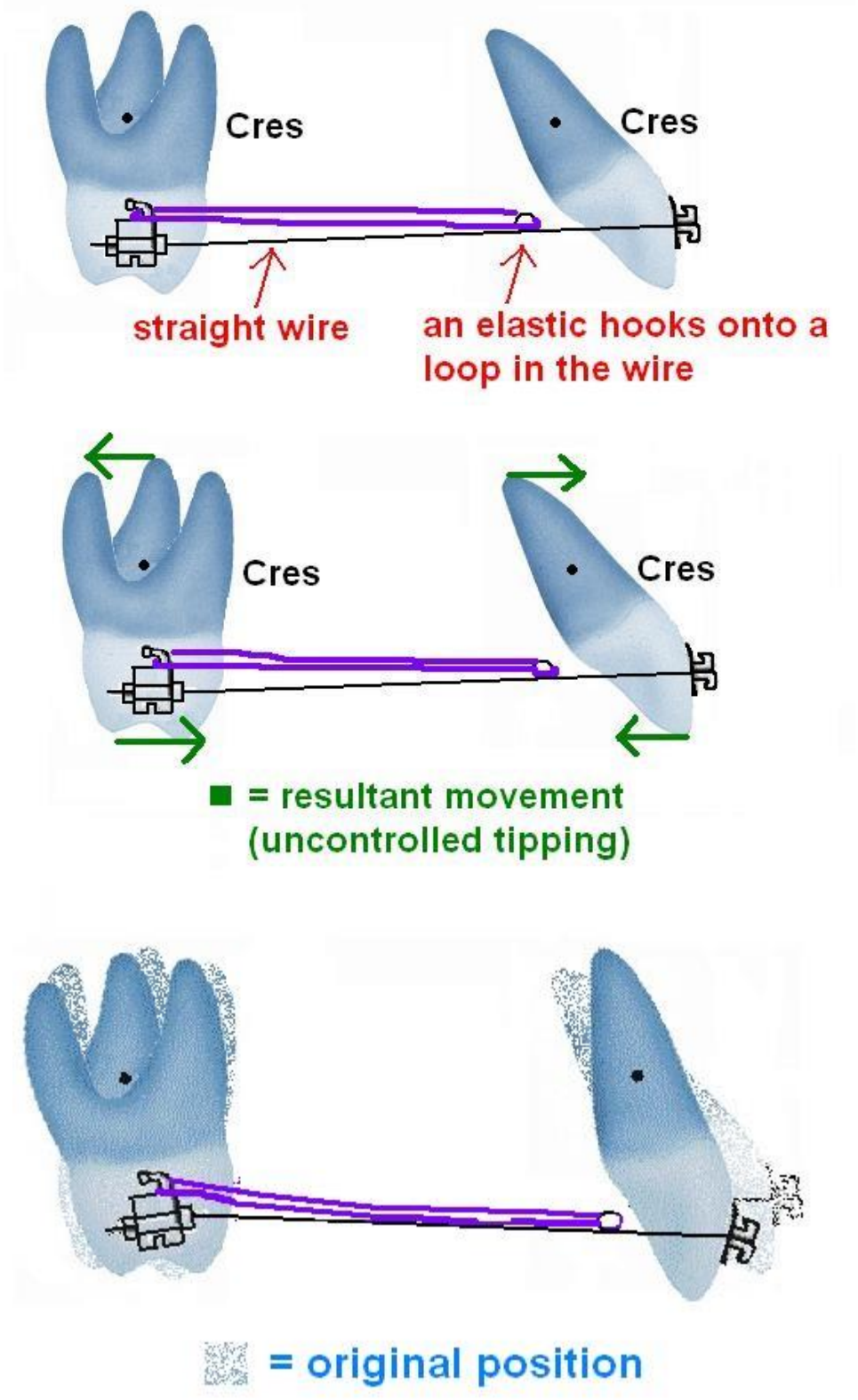
Consider:



Նկ. 40: Մոմենտ-ուժ հարաբերության փոփոխության արդյունքները (M/F)

#### 8.4 Տեղաշարժեր փոփոխվող ուժերի և համակարգերի դեպքում

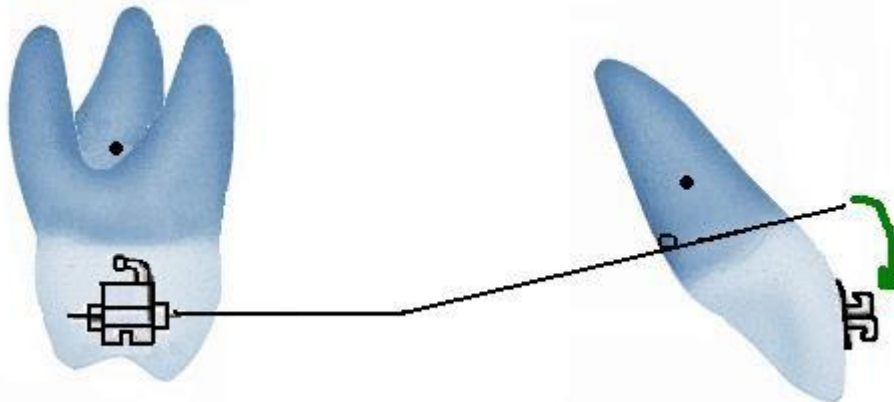
Էկվիվալենտ ուժային համակարգի վերաբերյալ գիտելիքները կիրառվում են ամենօրյա պրակտիկայում: Որպես օրինակ վերցնենք կտրիչի ռետրակցիան: Եթե մույարն օտագործում ենք որպես հենարան, ապա չենք կարող պարզապես տեղադրել աղեղը կտրիչների և մուխարների միջև և օգտագործել աղեղի վրա գտնվող հանգույցն ու Էլաստիկները ռետրակցիայի նպատակով: Դա կբերի երկու ատամների չվերահսկվող թեքման (պտտման կենտրոնը կլինի դիմադրության կենտրոնում) (Նկ. 41)



Նկ. 41: Կտրիչի ռետրակցիա հանգույցի և Էլաստիկ միջոցով. Արոյունքը՝ չվերահսկվող թեքումն է

Որպեսզի վերահսկենք շարժումը, անհրաժեշտ է համակարգում ավելացնել պսակի վրա ազդող մոմենտ, որը կհակազդի կիրառված ուժի արդյունքում առաջացած մոմենտին: Սա թույլ կտա նվազեցնել կողմնակի, անցանկալի տեղաշարժերն ու ստանալ հնարավորինս մաքուր կորպուսային տեղաշարժ: Պսակի վրա ազդող մոմենտ կարելի է ստանալ աղեղի վրա ծռվածք անելու միջոցով: Ծռվածքի տեղակայումը պետք է հնարավոր դարձնի ատամի թեքումը (վերահսկվող տարբերակով) աղեղի տեղադրումից հետո: Ստորև ներկայացված է այս կոնցեպտի իյուստրացիան (Նկ. 42):

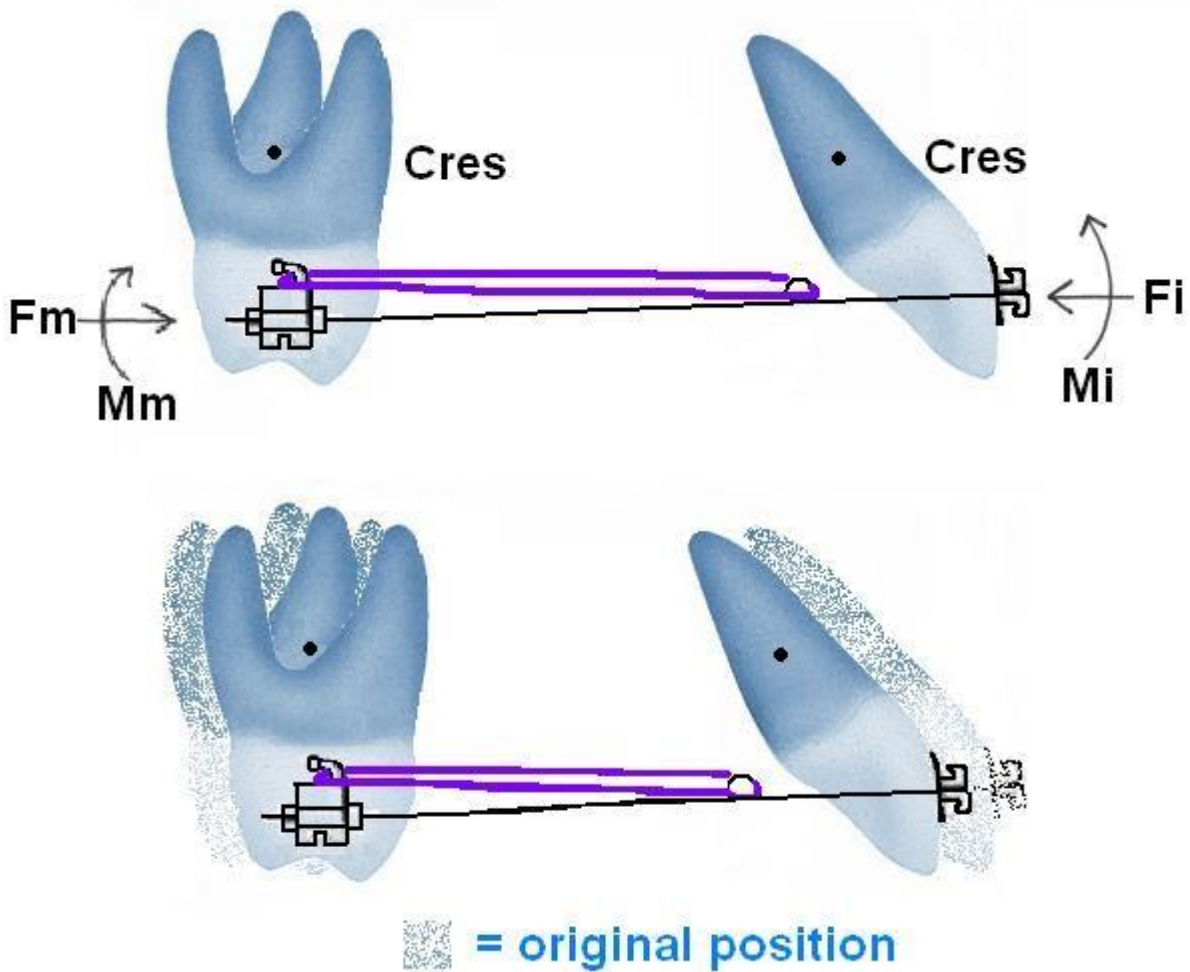
In order to produce a moment as well as a force, a bend in the wire is necessary



Նկ. 42: Մոմենտի ստացում աղեղի վրա ծռվածքի միջոցով

Թեթևակի ճնշմամբ աղեղը պետք է տեղակայվի կտրիչի բրեկետում: Երբ աղեղը զբաղեցնում է իր վերջնական դիրքն ու ամրանում է էլաստիկով, այն ատամների վրա ազդում է հետևյալ ուժային համակարգերով՝  $F_m$ ,  $M_m$ -ը համապատասխանաբար մոյարների վրա ազդող ուժն ու մոմենտն է, իսկ  $F_i$ ,  $M_i$ -ին՝ կտրիչների:





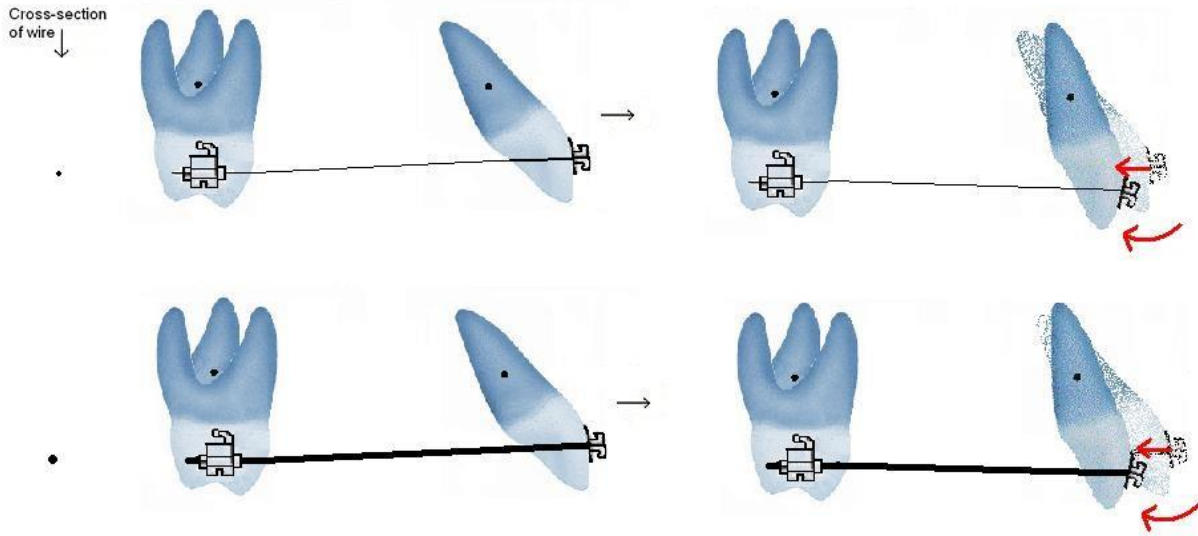
Նկ. 43: Կտրիչի ռետրակցիա վերահսկվող և նվազեցված թեքմամբ

Այս օրինակը ցույց է տալիս, որ M/F հարաբերության վերահսկմամբ ստանում ենք կորպուսային տեղաշարժի ցանկալի էֆեկտ (Նկ. 43): M/F հարաբերությունը կարող է ճշգրտվել՝ կախված բուժման պլանից: Ցանկալի արդյունք կդիտվի ուժային համակարգի հստակ պատկերացման և վերահսկման դեպքում:

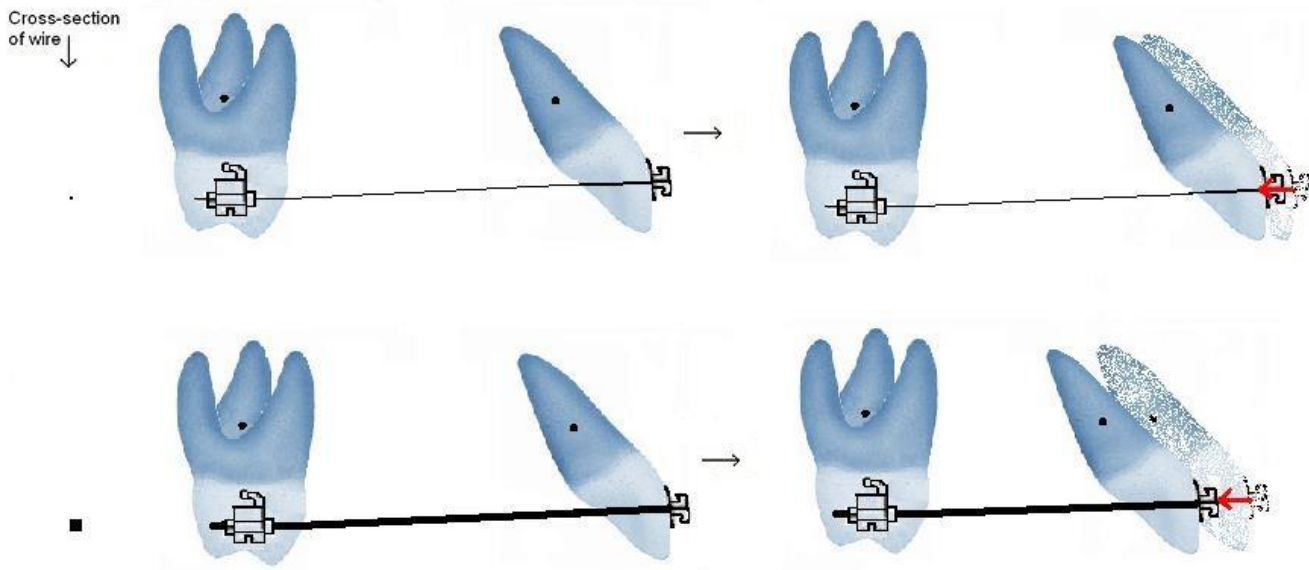
M/F հարաբերությունը կախված չէ միայն աղեղի վրա ծռվածքի կամ էլաստիկի/ձգանի տեղակայումից: Էլաստիկի տեսակով պայմանավորված փոխվում է համակարգի վրա ազդող ուժի մեծությունը: Ի հավելումս M/F հարաբերության վրա ազդում են աղեղի ձևը՝ կլոր, քառանկյուն, ինչպես նաև աղեղի հատույթի մակերեսը:

Եթե քառանկյուն աղեղի փոխարեն օգտագործվի կլոր աղեղ, ապա կդիտվի չվերահսկվող թեքում, քանի որ առամը կարող է պտտվել աղեղի շուրջ ( բրեկետի պազը քառանկյուն է մինչդեռ աղեղը՝ կլոր) (Նկ. 44): Մյուս կողմից, եթե օգտագործվի քառանկյուն աղեղ, ապա այն ամբողջությամբ կլցնի պազը (Նկ. 45): Որպես արդյունք ստեղծվում է մոմենտ, որը

կհակազդի ատամի ռետրակցիայի ժամանակ առաջացող մոմենտին, ինչն էլ կկանխի չվերահսկվող թեքումը: Աղեղի հատույթի մակերեսը նույնպես ազդեցություն ունի վերջնական արդյունքի վրա: Փոքր չափի աղեղն ավելի շատ է ճկվում, քան մեծը: Այդ իսկ պատճառով ատամների կորպուսային տեղաշարժերն ավելի լավ տեղի կունենան մեծ հատույթի մակերես ունեցող աղեղների դեպքում, որովհետև նրանք քիչ են ճկվում և պահպանում են իրենց ձևը և առաջնորդում են շարժումը:



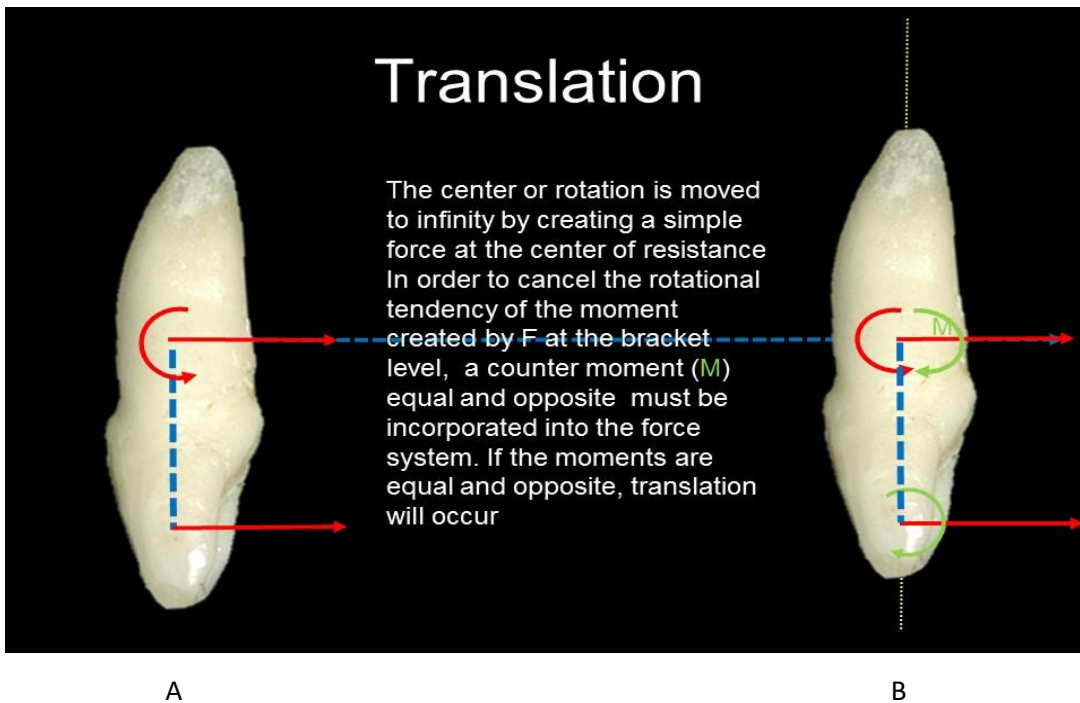
Նկ. 44: Սահող մեխանիկա (ժանիքի ռետրակցիա) տարբեր տրամագծի կլոր աղեղներով



Նկ. 45: Սահող մեխանիկա (ժանիքի ռետրակցիա) տարբեր տրամագծի քառանկյուն աղեղներով

### 8.5 Համարժեք ուժային համակարգ

Ստորև ներկայացված ուժային համակարգերն ազդում են անմիջապես դիմադրության կենտրոնի վրա, ինչը պրակտիկ չէ: Խնդիրն այն է, որ անհնար է բրեկետը տեղադրել դիմադրության կենտրոնում: Լուծումը՝ համարժեք/Էկվիվալենտ ուժային համակարգի դիտարկումն է: Այն ներկայացվում է երկու ուժային համակարգերի տոսթով, որոնք հավասար են եռաչափ հարթության մեջ (x,y,z), ունեն հավասար մոմենտներ և թողնում են նույն ազդեցությունը մարմնի(ատամի) վրա: Օրթոդոնտիայում համարժեք ուժային համակարգը թողնում է նույն ազդեցությունը մարմնի վրա անկախ նրա տեղակայումից՝ լինի դա դիմադրության կենտրոն կամ ատամի պսակ:



Նկ. 46: Համարժեք ուժային համակարգ

Ինչպիսի ուժային համակարգ պետք է կիրառել B նկարում պատկերված ատամի վրա, որպեսզի ստացվի կորպուսային տեղաշարժ ինչպես պատկերված է A նկարում: Ի տարբերություն A-ի, B նկարում ուժը կիրառվում է պսակի վրա (Նկ. 46): Խնդիրը կարելի է լուծել օգտագործելով վերոնշյալ կոնցեպտը, ինչպես նաև մոմենտ-ուժ հարաբերությունը:

(A)

$$F1 = -300g$$

$$\Sigma M = 0$$

(B)

$$F2 = -300g$$

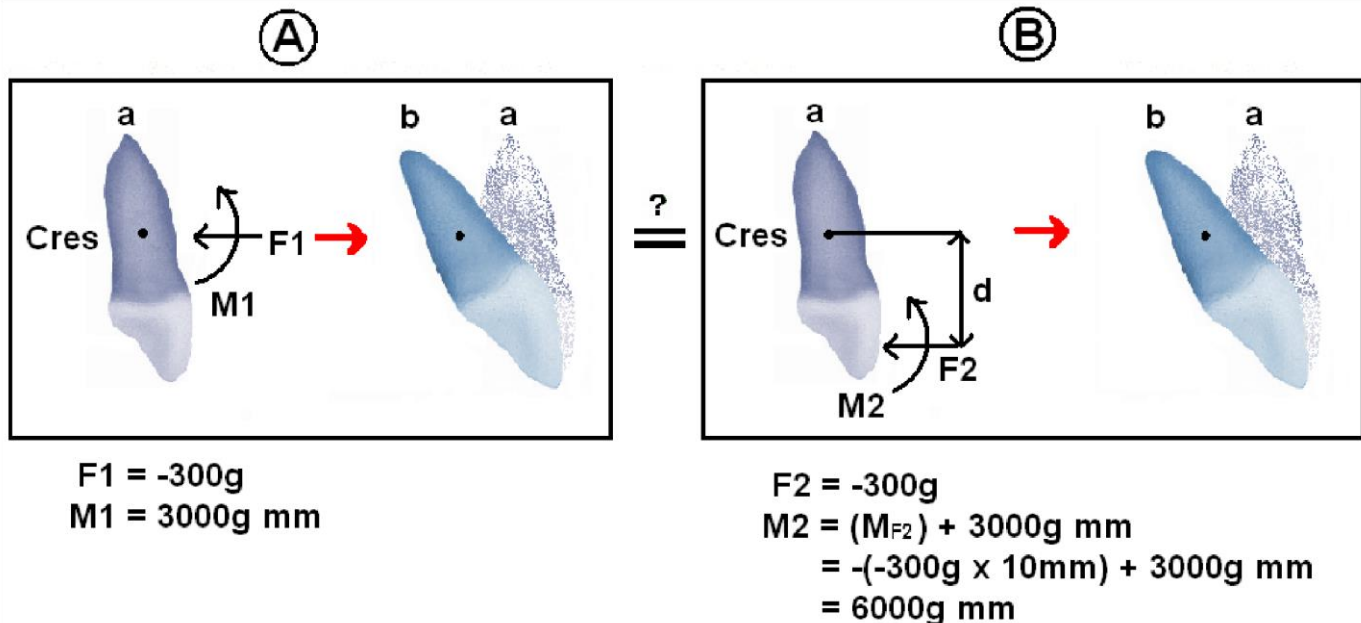
$$d = 10mm$$

$$M = F2 \times d = -3000g \text{ mm}$$

(this is the moment produced by the force F2 on the crown of the tooth)

F2 ուժն առանձին հանգեցնում է ատամի չվերահսկվող թեքման՝ առաջացած մոմենտի պատճառով, ատամը պտտվում է դիմադրության կենտրոնի շուրջ (Crot = Cres) :  
 Հետևաբար, որպեսզի B համակարգում ստանանք տրանսյացիա համարժեք A համակարգին, անհրաժեշտ է պսակի վրա ստանալ մոմենտ, որը կհակադրի F2-ի առաջացրած մոմենտին, որպեսզի համագոր մոմենտը հավասարվի զրոյի, ինչպես A համակարգում: Ստորև օրինակից հետևում է, որ  $M = +3000g$  մմ:

Օրինակ. Արմատի շարժման համար պահանջվող համարժեք ուժային համակարգ (Նկ. 47)



Նկ. 47: Համարժեք ուժային համակարգի միջոցով արմատի տեղաշարժի համար անհրաժեշտ հաշվարկներ

Այս օրինակում ցանկալի ատամնային տեղաշարժ ստանալու նպատակով A համակարգն ազդում է ուժով և մոմենտով դիմադրության կենտրոնի վրա: B համակարգում F2 ուժը

առաջացնում է մոմենտ, քանի որ F2-ը կիրառված է պսակի վրա և ոչ դիմադրության կենտրոնի: Վերահսկվող ատամի թեքում ստանալու համար լրացուցիչ մոմենտ է կիրառվում ատամի վրա, որը պետք է հակազդի F2-ի առաջացրած մոմենտին, որպեսզի B համակարգում նույնպես դիտվի A-ի համակարգում ստացված արդյունքը:

Խորհուրդներ վերահսկվող շարժման վերաբերյալ.

\* Գերադասելի է փոխել մոմենտը, քան ուժը:

- a) Վերահսկվող թեքման համար անհրաժեշտ է նվազեցնել մոմենտը
- b) Կորպուսային տեղաշարժի համար անհրաժեշտ է ներգրավել լրացուցիչ մոմենտ, որպեսզի ունենանք համարժեք ուժային համակարգ
- c) Արմատի տեղաշարժի համար որպես հենրան պետք է ընտրել պսակը և մեծացնել մոմենտը
- d) Միայն ուժի մեծությունը մեծացնելով չենք ստանա կորպուսային տեղաշարժ

M/F մեծությունը դիմադրության կենտրոնում որոշում է պերիոդոնտալ կապանի վրա թողած ազդեցությունը: Ատամի տեղաշարժի ուղղությամբ՝ պերիոդոնտալ կապանի ճնշման գոտում, տեղի է ունենում ոսկրի քայքայում, իսկ հակառակ ուղղությամբ ձգվածության գոտում՝ ոսկրագոյացում :

Չպետք է մոռանալ, որ M/F մեծությունը կախված է արմատի երկարությունից, ոսկրային տոպոգրաֆիայից, քանի որ բրեկետի և դիմադրության կենտրոնների միջև հեռավորությունը կարող է փոխվել: Օրինակ՝ կարճ ատամի դեպքում M/F-ի ավելի փոքր մեծություն է անհրաժեշտ կորպուսային տեղաշարժի համար, քան երկար ատամի դեպքում:

## 9 Հենարան

---

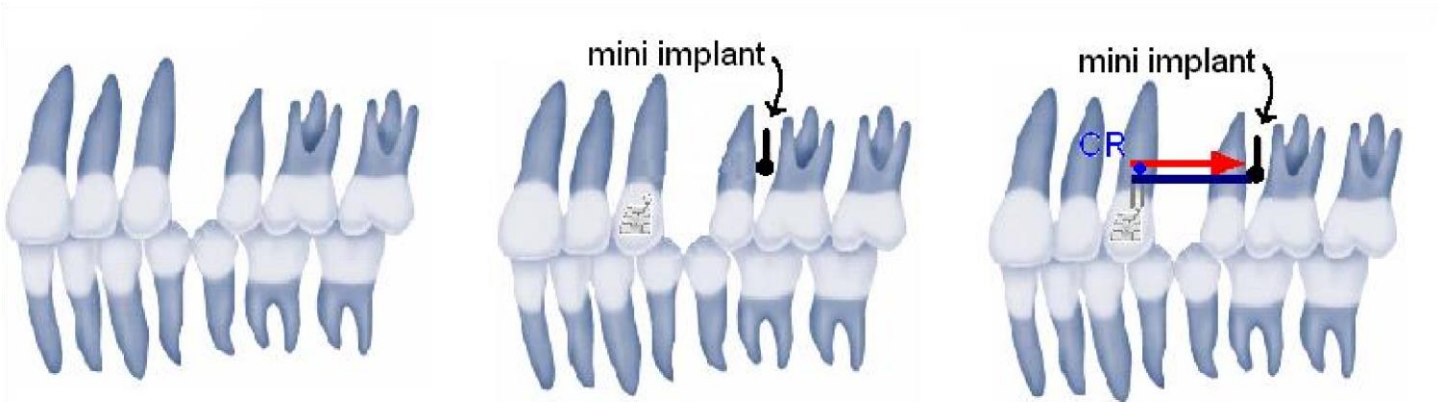
Հենարանն ապահովում է կայունություն, հետևաբար նրա կորուստն օրթոդոնտիայի կարևոր խնդիրներից է: Նյութոնի երրորդ օրենքը շատ արդիական է հենարանի քննարկման համար, քանի որ յուրաքանչյուր գործողություն ունի համարժեք հակազդեցություն: Հետևաբար, ուժային համակարգը, որն օգտագործվում է ատամիների տեղաշարժի համար կունենա մոդուլով հավասար, բայց հակադիր ուղղությամբ հակազդեցություն՝ հենարանային համակարգի վրա: Հենարանը կարող է լինել ներ- կամ արտաբերանային: Յուրաքանչյուրն իր հերթին ապահովում է կայունության որոշակի մակարդակ կամ դիմադրություն՝ անցանկալի շարժմանը: Հենարան կարող են

հանդիսանալ ատամները, քիմքը, մկանները, իմպլանտները և արտաբերանային կառուցվածքները:

Հենարանի մեծությունը որոշվում է բուժման պլանավորման ժամանակ: Տարբերում ենք էքստրակցիոն տարածության փակման երեք տարբերակ՝ միայն առաջային սեգմենտի ռետրակցիա, առաջային սեգմենտի ռետրակցիա միաժամանակյա հետին սեգմենտի առաջ տեղաշարժ և միայն հետին ատամների առաջ տեղաշարժ:

Բացարձակ հենարան կարելի է ստանալ միայն իմպլանտների (միկրո, մինի, քմային) և արտաբերանային սարքերի միջոցով: Հենարանը համարվում է բացարձակ, երբ ատամի կամ ատամների խմբի տեղաշարժի ժամանակ հենարան հանդիսացող սեգմենտը չի տեղաշարժվում: Այսպիսի արդյունք դժվար է ստանալ միայն ներբերանային սարքերի միջոցով, առանց իմպլանտների կիրառման, քանի որ միշտ առկա է ատամնաավելույթ պատասխան, որն էլ ազդում է հենարան հանդիսացող սեգմենտի վրա: Բավարար հենարան ապահովող ներբերանային սարքի օրինակ է Herbst-ի սարքը:

Նկ. 48: Միկրոիմպլանտների օգտագործում ժանիքի ռետրակցիայի նպատակով

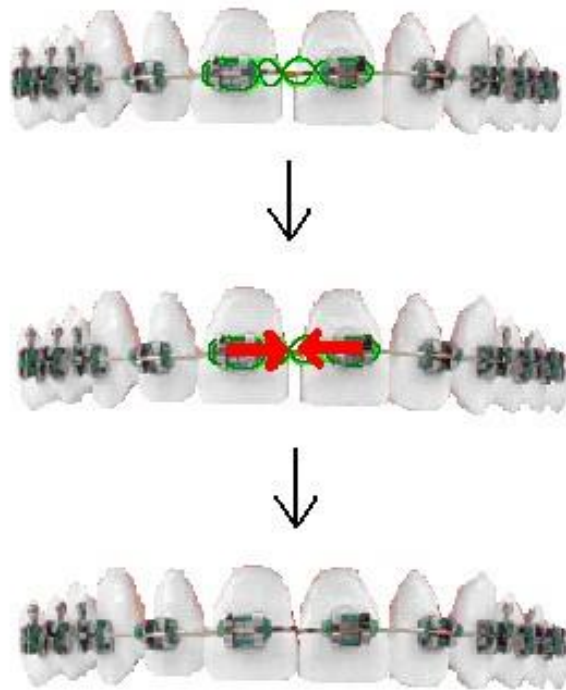


Վերջերս միկրոիմպլանտների կիրառումը օրթոդոնտիայում լայն տարածում է գտել: Նկար 48-ում ներկայացված է ժանիքի կորպուսային ռետրակցիան միկրոիմպլանտի կիրառմամբ: Այս օրինակում կորպուսային տեղաշարժ տեղի է ունենում քանի որ կիրառված ուժը մոտ է գտնվում դիմադրության կենտրոնին: Պետք է նշել, որ իմպլանտների կիրառման ժամանակ՝ հատկապես ավելույթ ելունի թշային հատվածում, դեպի թշային հարթություն անցանկալի տեղաշարժ է դիտվում:

Միջինացված հենարանի դեպքում հենարան հանդիսացող սեգմենտը տեղաշարժվում է, բայց ավելի քիչ քան տեղաշարժի ենթակա ատամները: Միջինացված հենարան կարելի է ստանալ ներբերանային սարքերի կամ մի խումբ ատամների բլոկի միջոցով:

Բացարձակ և միջինացված հենարանների կոմբինացիան նույնպես կարող է օգտագործվել: Դիտարկենք երկրորդ պրեմույարի հեռացմամբ դեպք: Պլանավորված է

ստեղծված պոստէքստրակցիոն տարածությունը փակել առաջին պրեմոյարի դիստալիզացիայի միջոցով՝ առանց մոյարի մեդիալիզացիայի: Մոյարի մեդիալիզացիայից խուսափելու տարբերակ է կողմնային ատամների հենարանային հատվածի ուժեղացումը՝ հետին բլոկի մեջ ընդգրկելով նաև երկրորդ մոյարները: Ամբողջ ֆրոնտալ սեզմենտի ռետրակցիաի համար անհրաժեշտ կլինի հավելյալ հենարան (օրինակ կարելի է ավելացնել դիմային աղեղ): Կախված բուժման պլանից հենարանը հնարավոր է ուժեղացնել բլոկի մեջ ընդգրկելով լրացուցիչ ատամներ կամ ավելացնելով արտաբերանային հենարան: Ռեցիպրոկ ատամնային տեղաշարժ հենարան չի պահանջում: Օրինակ, կենտրոնական կտրիչների միջև առկա դիաստեմայի փակումը (Նկ. 49):



Նկ. 49: Ռեցիպրոկ տեղաշարժ դիաստեման փակելիս

## 9.1 Կիրառումը

### 9.1.1 Ժանիքի ռետրակցիա

Պրեմոյարների հեռացումից հետո առաջացած տարածությունը կարելի է փակել կամ առանձին ժանիքի ռետրակցիայի միջոցով, որին կհաջորդի կտրիչների ռետրակցիան կամ ֆրոնտալ վեց ատամների միաժամանակյա ռետրակցիայի միջոցով:

Ռետրակցիայի բիոմեխանիկան դիտարկենք ժանիքի օրինակով: Ժանիքը ենթարկվում է դիստալ ուղղված ուժի ազդեցությանը և շարժվում ուղեցույց հանդիսացող աղեղի երկայնքով: Քանի որ ազդող ուժը դիմադրության կենտրոնից տեղակայված է պասկայնորեն, ապա տեղի է ունենում թեթում: Այս թեթումը հակազդվում է բրեկետի և

աղեղի միջև առաջացած ուժազույգով, ինչն էլ բերում է ատամի անգույլացիայի փոփոխման: Առաջացած ուժազույգը կախված է աղեղի մեծությունից, ինչպես նաև ձևից: Աղեղը պետք է ամբողջությամբ զբաղեցնի բրեկետի պագը, որպեսզի առաջանա ուժազույգ: Արդյունքում ստանում ենք ռետրակցված ժանիք՝ հարևան ատամների արմատներին զուգահեռ արմատով:

### 9.1.2 Էքստրուզիա պսակի կլինիկական երկարացման նպատակով և իմպլանտի տեղադրում

Ատամների տեղաշարժը օրթոդոնտիայի անբակտեյի մասն է կազմում, միևնույն ժամանակ լայնորեն կիրառվում է ստոմատոլոգիայի այլ բաժիններում: Օրինակ, եթե անհրաժեշտ է իրականացնել ատամի պսակի կլինիկական երկարացում, բայց դրան անհնար է հասնել պերիոդոնտալ միջամտությամբ, օրթոդոնտիկ էքստրուզիան կարող է լուծում լինել: Էքստրուզիան լինում է դանդաղ կամ արագ՝ կախված բուժման նպատակից և կիրառված սարքի մեխանիկայից: Մեկ այլ օրինակ է, երբ էքստրուզիան կիրառվում է իմպլանտատի համար՝ տեղ նախապատրաստելու նպատակով:

## 10 Ընթերցանության համար նախատեսված գրականություն

- Andrews, L. F. (1979). "The straight-wire appliance." British Journal of Orthodontics **6**(3): 125-143.
- Antoszewska, J. and N. Küçükkeles (2011). Biomechanics of Tooth-Movement: Current Look at Orthodontic Fundamental, INTECH Open Access Publisher.
- Barlow, M. and K. Kula (2008). "Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review." Orthodontics & craniofacial research **11**(2): 65-73.
- Beertsen, W., C. A. McCulloch and J. Sodek (1997). "The periodontal ligament: a unique, multifunctional connective tissue." Periodontology 2000 **13**(1): 20-40.
- Begg, P. R. (1954). "Stone Age man's dentition: with reference to anatomically correct occlusion, the etiology of malocclusion, and a technique for its treatment." American Journal of Orthodontics **40**(4): 298-312.
- Bridges, T., G. King and A. Mohammed (1988). "The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **93**(3): 245-250.
- Brudvik, P. and P. Rygh (1993). "The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament." The European Journal of Orthodontics **15**(4): 249-263.
- Burstone, C. J. (1962). "Rationale of the segmented arch." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **48**(11): 805-822.
- Burstone, C. J. (2011). "Application of bioengineering to clinical orthodontics." Orthodontics-E-Book: Current Principles and Techniques: 345.
- Burstone, C. J. and H. A. Koenig (1974). "Force systems from an ideal arch." American journal of orthodontics **65**(3): 270-289.



Burstone, C. J. and H. A. Koenig (1988). "Creative wire bending—the force system from step and V bends." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **93**(1): 59-67.

Burstone, C. J. and R. J. Pryputniewicz (1980). "Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces." American journal of orthodontics **77**(4): 396-409.

Cahill, D. R. and S. C. Marks (1980). "Tooth eruption: evidence for the central role of the dental follicle." Journal of Oral Pathology & Medicine **9**(4): 189-200.

Cai, Y., X. Yang, B. He and J. Yao (2015). "Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment." BMC oral health **15**(1): 106.

Caputo, M., C. Di Luzio, A. Bellisario, F. Squillace and M. L. Favale (2017). "Evaluation Of The Effectiveness Of Clear Aligners Therapy In Orthodontic Tooth Movement."

Castroflorio, T., F. Garino, A. Lazzaro and C. Debernardi (2013). "Upper-incisor root control with Invisalign appliances." J Clin Orthod **47**(6): 346-351.

Chen, G., F. Teng and T.-M. Xu (2016). "Distalization of the maxillary and mandibular dentitions with miniscrew anchorage in a patient with moderate Class I bimaxillary dentoalveolar protrusion." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **149**(3): 401-410.

Choy, K., E.-K. Pae, K.-H. Kim, Y. C. Park and C. J. Burstone (2002). "Controlled space closure with a statically determinate retraction system." The Angle Orthodontist **72**(3): 191-198.

Cobo, J., A. Sicilia, J. Argüelles, D. Suárez and M. Vijande (1993). "Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **104**(5): 448-454.

Cope, J. (2011). "An interview with Jason Cope." Dental Press Journal of Orthodontics **16**(2): 36-46.

Epstein, M. B. (2002). Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of 0.018-inch and 0.022-inch slot sizes within a single bracket system.

Fiorelli, G., B. Melsen and C. Modica (2001). "Differentiated orthodontic mechanics for dental midline correction." Journal of clinical orthodontics: JCO **35**(4): 239.

Garino, F., T. Castroflorio, S. Daher, S. Ravera, G. Rossini, G. Cugliari and A. Deregibus (2016). "Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners." J Clin Orthod **50**(6): 341-347.

Gebeck, T. R. and L. L. Merrifield (1995). "Orthodontic diagnosis and treatment analysis—concepts and values. Part I." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **107**(4): 434-443. Gebeck, T. R. and L. L. Merrifield (1995). "Orthodontic diagnosis and treatment analysis—concepts and values: part II." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **107**(5): 541-547. Geramy, A., K. Tanne, M. Moradi, H. Golshahi and Y. Farajzadeh Jalali (2016). "Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios." Int Orthod **14**(2): 161-170.

Geron, S., R. Romano and T. Brosh (2004). "Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors—a theoretical approach." The Angle Orthodontist **74**(2): 195-201.

Giancotti, A. and A. A. Gianelly (2001). "Three-Dimensional Control in Extraction Cases Using a Bidimensional Approach." World Journal of Orthodontics **2**(2).

Giancotti, A., P. Mozzicato and M. Greco (2012). "En masse retraction of the anterior teeth using a modified bidimensional technique." Journal of Clinical Orthodontics **46**(5): 267.

Jacobs, R. and D. v. Steenberghe (1994). "Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review." Journal of periodontal research **29**(3): 153-167.

Kim, S.-J., J.-W. Kim, T.-H. Choi and K.-J. Lee (2014). "Combined use of miniscrews and continuous arch for intrusive root movement of incisors in Class II division 2 with gummy smile." The Angle Orthodontist **84**(5): 910-918.

Koenig, H. A. and C. J. Burstone (1989). "Force systems from an ideal arch—large deflection considerations." The Angle Orthodontist **59**(1): 11-16.

Kojima, Y. and H. Fukui (2014). "A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire." European Journal of Orthodontics **36**(3): 255-261.

Krishnan, V. and Z. e. Davidovitch (2006). "Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **129**(4): 469. e461-469. e432.

Kurol, J. and P. Owman-Moll (1998). "Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents." The Angle orthodontist **68**(2): 161-166.

Kusy, R. P. and J. C. Tulloch (1986). "Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **90**(2): 127-131.

Lavigne, G., J. Kim, C. Valiquette and J. Lund (1987). "Evidence that periodontal pressoreceptors provide positive feedback to jaw closing muscles during mastication." Journal of Neurophysiology **58**(2): 342358.

Lekic, P. and C. McCulloch (1996). "Periodontal ligament cell populations: the central role of fibroblasts in creating a unique tissue." The Anatomical Record **245**(2): 327-341.

Lindauer, S. J. (2001). The basics of orthodontic mechanics. Seminars in Orthodontics, Elsevier.

McCulloch, C. A. and S. Bordin (1991). "Role of fibroblast subpopulations in periodontal physiology and pathology." Journal of periodontal research **26**(3): 144-154.

Mcculloch, C. A., P. Lekic and M. D. Mckee (2000). "Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament." Periodontology 2000 **24**(1): 56-72.

Meling, T. R., J. Ødegaard and E. Ø. Meling (1997). "On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **111**(3): 310-320.

Melsen, B. (1999). "Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement." The Angle orthodontist **69**(2): 151-158.