

ՀԱՅԱՍՏԱՆԻ ԱԶԳԱՅԻՆ ՊՈԼԻՏԵԽՆԻԿԱԿԱՆ  
ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ

ՆԱՐԵԿ ԲԵՆԻԿԻ ՉԱՔԱՐՅԱՆ

ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ  
ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ՄՈԴԵԼԱՎՈՐՈՒՄԸ ԵՎ ՆԱԽԱԳԾՈՒՄԸ՝  
ՕՂԱԿՆԵՐԻ ՈՒ ՇԱՐԺԱԲԵՐԱՅԻՆ ՏԱՐՐԵՐԻ  
ԱՌԱԶԳԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՀԱԾՎԱՌՄԱՄԲ

*Ատե նախտոլթյոլն*

«Մեքենագիտոլթյոլն» մասնագիտոլթյամբ (Ե.02.01)  
տեխնիկական գիտոլթյոլնների թեկնածուի գիտական  
աստիճանի հայցման համար

Գիտական ղեկավար

տ.գ.թ.

Միքայել Գուրգենի Հարոլթյոլնյան

ԵՐԵՎԱՆ 2016

**ԲՈՎԱՆԴԱԿՈՒԹՅՈՒՆ**

ՆԵՐԱԾՈՒ ԹՅՈՒՆ.....	4
ԳԼՈՒԽ 1. ԳԻՏԱՏԵԽՆԻԿԱԿԱՆ ԳՐԱԿԱՆՈՒ ԹՅԱՆ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒ ԹՅՈՒՆ.....	8
1.1. Վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների տեխնիկական լուծումներ և դրանց առաձգական տարրեր.....	8
1.2. Վերականգնողական սարքերի մոդելավորման և նախագծման ժամանակակից մեթոդներ տարրերի առաձգական ու թյան հաշվառմամբ.....	16
1.3. Ոչ լրիվ և գերակտուացված մեխանիկական և կենսաբանական համակարգերի վերլուծություն.....	27
1.4. Վերականգնողական սարքերում կիրառվող էլեկտրամեխանիկական և պլիմերմետաղական շարժաբերային տարրերի համեմատական վերլուծություն.....	34
1.5. Եզրակացություններ առաջին գլխի վերաբերյալ.....	40
ԳԼՈՒԽ 2. ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ՄՈԴԵԼԱՎՈՐՈՒՄ ՕՂԱԿՆԵՐԻ ԱՌԱՋԳԱԿԱՆՈՒ ԹՅԱՆ ՅԱԾՎԱՌՄԱՄԲ.....	42
2.1. Պարունրած և առաձգական հավասարակշռող և շարժաբերող տարրերով էկզոսկելետոնի նախագծում և դինամիկական մոդելավորում.....	42
2.2. Երկոտանի քայլքի կրկնօրինակման վերականգնողական սարքի դինամիկական մոդելավորում կինեմատիկական գույգերի և օղակների առաձգական ու թյան հաշվառմամբ.....	49
2.3. Վերականգնողական սարքերի նախագծումը շարժաբերային տարրերի առաձգական ու թյան հաշվառմամբ.....	55
2.4. Յամպիտանի վերականգնողական սարքի՝ էկզոսկելետոն-սայլակի նախագծում.....	61
2.5. Եզրակացություններ երկրորդ գլխի վերաբերյալ.....	66
ԳԼՈՒԽ 3. ԷԼԵԿՏՐԱՄԵԽԱՆԻԿԱԿԱՆ ԵՎ ՊՈԼԻՄԵՐՄԵՏԱՂԱԿԱՆ ԱԿՏՈՒԱՏՈՐՆԵՐՈՎ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ՄՇԱԿՈՒՄ ԵՎ ՄՈԴԵԼԱՎՈՐՈՒՄ.....	68

3.1. Առածգական տարրերով վերականգնողական սարքի այլ ընտրանքային կառուցվածքային սխեմաների ձևավորումը ստերոաֆոնոկոնստրուկցիոնալ նշանակության.....	68
3.2. Վերականգնողական սարքի համապիտանի ակտիվ մոդուլի նախագծում և մոդելավորում օղակների, հոդակապի և պոլիմերմետաղական ակտուատորների առածգականության հաշվառմամբ.....	83
3.3. Եզրակացություններ երրորդ գլխի վերաբերյալ.....	90
ԳԼՈՒԽ 4. ՊՈԼԻՄԵՐՄԵՏԱՂԱԿԱՆ ԱԿՏՈՒԱՏՈՐՆԵՐՈՎ ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ՕՊՏԻՄԱԼՆԱԽԱԳԾՈՒՄ ԵՎ ԿԱՌԱՎԱՐՈՒՄ.....	92
4.1. Կառավարվող կոշտության էլեկտրաակտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորներով վերականգնողական սարքերի դինամիկական մոդելավորում և նախագծում.....	92
4.2. Պոլիմերմետաղական ակտուատորներով մանիպուլյացիոն մեխանիզմների օպտիմալ նախագծում և կառավարում դիֆերենցիալ խաղերի տեսության կիրառմամբ.....	103
4.3. Եզրակացություններ չորրորդ գլխի վերաբերյալ.....	113
ԸՆԴՀԱՆՈՒՐ ԵԶՐԱԿԱՑՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐ.....	113
ՕԳՏԱԳՈՐԾՎԱԾ ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ.....	115

## **ՆԵՐԱՃՈՒ ԹՅՈՒՆ**

**Աշխատանքի արդիականությունը:** Ոսու մնասիրվել են վերջին սերնդի դյուրակիր վերականգնողական ռոբոտներ, որոնցում օգտագործված են ժամանակակից նյութեր և մանիպուլյացիոն համակարգեր, ռոբոտի առավել հարմարավետությունը, ֆունկցիոնալությունը, կոմպակտությունը և համատեղելիությունը կենսաբանական համակարգերի հետ ապահովելու նպատակով: Այս վերականգնողական ռոբոտները կարող են օգտակար լինել ինչպես ֆիզիկական կամ նյարդային խանգարումներ ունեցող հիվանդների համար, ովքեր հետևաբար և ունեն մկանային թուլություն, այլև առողջ մարդկանց՝ բարելավելու շարժման արդյունավետությունը: Ի տարբերություն ավանդական սարքերի, դրանք շատ ավելի թեթև են և արտաքին կոշտ կառուցվածքներով չեն սահմանափակում մարդու հոդերի բնական ազատության աստիճանները: Այս հատկությունները նվազեցնում են սարքի չնախատեսված ազդեցությունները մարմնի բնական կենսամեխանիկայի վրա և ապահովում սիներգետիկական փոխազդեցություն:

### **Աշխատանքի նպատակը և խնդիրները**

Նպատակը՝ զարգացնել վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների մոդելավորման և նախագծման հաշվողական մեթոդները և ալգորիթմները՝ օղակների և շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ:

Ըստ առաջարկված նպատակի դիտարկվել են հետևյալ հիմնական խնդիրները.

1. Առաձգական տարրերով, էլեկտրամեխանիկական և էլեկտրաակտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորներով վերականգնողական սարքերի կառուցվածքային մոդելավորում,
2. Յետազոտվող վերականգնողական սարքերի դինամիկական մոդելավորման թվային մեթոդների և ալգորիթմների մշակում,
3. Յետազոտվող վերականգնողական սարքերի օպտիմալ նախագծման և կառավարման թվային մեթոդների և ալգորիթմների մշակում,

4. Հետազոտվող վերականգնողական սարքերի նոր տեխնիկական լուծումների մշակում և համակարգչային փորձարկում:

**Հետազոտման մեթոդները:** Կիրառվել են մեխանիզմների և մեքենաների տեսուկական, մեխանիկայի, կենսամեխանիկայի, հաշվողական մաթեմատիկայի, օպտիմալ պրոցեսների և խաղերի մաթեմատիկական տեսուկական մեթոդները, ինչպես նաև MSC ADAMS և MathCad ծրագրային միջավայրերում մեխանիզմների մոդելավորման համակարգչային մեթոդները:

Աշխատանքի գիտական նորույթը

1. Մշակվել են առածգական օղակներով և շարժաքերային տարրերով նոր վերականգնողական սարքերի դինամիկական մոդելավորման մեթոդաբանություն և էլեկտրամեխանիկական շարժաքերների հզորությունների, լարումների և հոսանքի ուժերի անվանական արժեքների որոշման ալգորիթմներ:

2. Ստացվել են առածգական տարրերով, էլեկտրամեխանիկական և էլեկտրաակտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորներով վերականգնողական սարքերի նոր տեխնիկական լուծումներ, որոնք տարբերվում են կենսահամատեղելիությամբ, դյուրակրություն, համապիտանիությամբ, հարմարավետությամբ և արդյունավետությամբ քարձր ցուցանիշներով:

3. Առաջարկվել են ակտուատորների ոչ լրիվ և հավելուրդային թվով (գերակտուացված) համակարգերով վերականգնողական սարքերի մոդելավորման, կինեմատիկական, օպտիմալ կառավարման և նախագծման նոր մեթոդներ, որոնցով հնարավոր է որոշել կինեմատիկ գոյգերի և ակտուատորների կոշտությունների և դրանց զարգացրած ուժերի օպտիմալ արժեքները հիմնված դիֆերենցիալ խաղերի մաթեմատիկական տեսուկական վրա:

**Աշխատանքի գործնական նշանակությունը:** Առածգական օղակներով և շարժաքերային տարրերով վերականգնողական սարքերի մոդելավորման և հետազոտման մեթոդների կատարելագործումը հիմք է ստեղծում հաջորդ սերնդի սարքերի նախագծման և մշակման համար, որոնք կապահովեն լավարկված

տեխնիկական բնութագրեր, պահանջված կլիներ վերականգնողական տեխնիկայի ինչպես կլիներական, այնպես էլ արտադրական, ռազմական և կենցաղային կիրառություններում:

Ստացվել են վերականգնողական սարքերի և դրանց տարրերի տեխնիկական լուծումներ, որոնք հնարավորություն կտան էականորեն բարելավել վերականգնողական բուժման պրոցեսը՝ համատեղել վերականգնողական բուժումը մարդու առօրյա կենսագործունեության հետ և/կամ բարելավել նյարդամկանային հիվանդություններով տառապող կամ հետվիրահատական շրջանում գտնվող հիվանդների կյանքի որակը: Առաջարկված սարքերի տեխնիկական նորությունը հաստատված է երեք ՀՀ գյուղի արտոնագրերով:

Առաջարկված առածգական օղակներով և շարժաբերային տարրերով վերականգնողական սարքերի (այդ թվում էլ եկտրաստիվ պլիմերմետաղական ակտուատորներով) դինամիկական մոդելների, օպտիմալ նախագծման և կառավարման ալգորիթմների ներդրումը նոր վերականգնողական տեխնիկայի նախագծման պրակտիկայում թույլ կտա ապահովել դրանց հարմարավետությունը, դյուրակրությունը և էներգախնայողությունը:

Ատենախոսության արդյունքները կարող են կիրառվել նաև ուսումնական նպատակներով՝ վերականգնողական տեխնիկայի մշակողների մասնագիտական պատրաստման շրջանակներում:

Ատենախոսությունը կատարվել է ՀԱՊՀ-ի «Մեքենագիտություն» ամբիոնի և «Ռեբոտանտեխնիկա» գիտահետազոտական լաբորատորիայի 2013-2016 թթ. պլանային հետազոտական աշխատանքերին համապատասխան:

***Ատենախոսական պաշտպանության են ներկայացվում հետևյալ հիմնական դրույթները.***

***1. Առածգական օղակներով և շարժաբերային տարրերով վերականգնողական սարքերի նոր տեխնիկական լուծումները:***

**2. Առածգական օղակներով, էլեկտրամեխանիկական և էլեկտրաակտիվ արլիմերմետաղական շարժաբերային տարրերով վերականգնողական սարքերի դինամիկական մոդելավորման մեթոդները և դրանց թվային իրականացման պ գործիքները:**

**3. Ակտուատորների ոչ լրիվ և հավելուրդային թվով համակարգերով ու կառավարվող կոշտությամբ ու ններով վերականգնողական սարքերի կինեմատիկական և դինամիկական վերլուծություն, օպտիմալ կառավարման և նախագծման մեթոդաբանությամբ և պ գործիքները:**

**4. Ակտուատորների հավելուրդային թվով համակարգերով վերականգնողական սարքերի օպտիմալ կառավարման մեթոդը հիմնված դիֆերենցիալ խաղերի մաթեմատիկական տեսությամբ վրա:**

**Առե նախասական աշխատանքի փորձարկումը:** Աշխատանքի հիմնական դրույթները և արդյունքները գեկուցվել և քննարկվել են «21-րդ դարի տեխնոսֆերա և մեքենաշինություն» միջազգային գիտատեխնիկական 23-րդ համաժողովում (ք. Սևաստոպոլ, 2016 թ.), ՀԱՊՀ-ի տարեկան գիտաժողովներում (2013-2016թթ.), Մեխանիկամեքենագիտական ֆակուլտետի գիտակրթական սեմինարներում (2013-2016թթ.):

**Աշխատանքի կառուցվածքը և ծավալը:** Առե նախասությունը կազմված է ներածությունից, չորս գլխից, հիմնական եզրակացություններից, 125 անուն գրականության ցանկից: Առե նախասության ընդհանուր ծավալը կազմում է 125 էջ, ներառում է 84 նկար, 2 աղյուսակ: Առե նախասությունը գրված է հայերեն լեզվով:

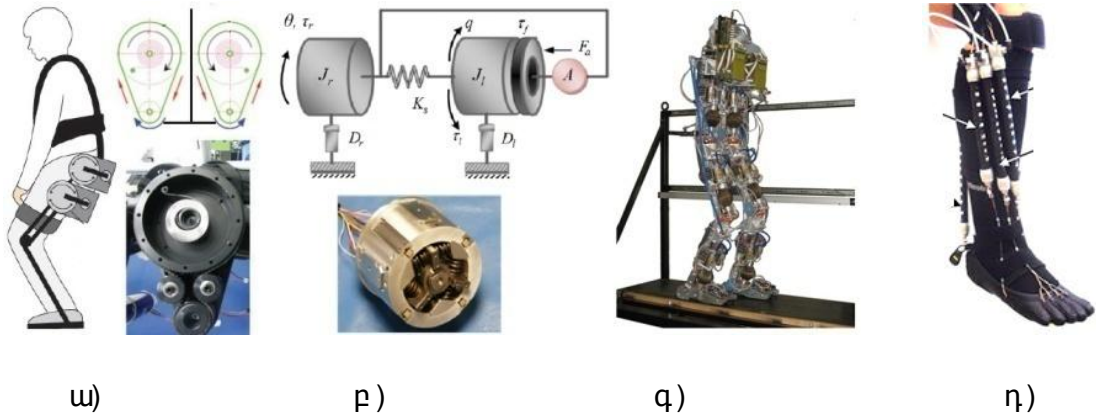
# **ԳԼՈՒԽ 1. ԳԻՏԱՏԵԽՆԻԿԱԿԱՆ ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅՈՒՆ**

## **1.1. Վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների տեխնիկական լուծումներ և դրանց առած գական տարրեր**

Այս բնագավառում հայտնի են բազմաթիվ աշխատանքներ. Նախագծվել և ստեղծվել են տարատեսակ վերականգնողական սարքեր, որոնցում կարևոր նշանակություն ունեն առած գական տարրերը՝ հիմնականում զսպանակների տեսքով: Այժմ կատարվում են աշխատանքներ, որտեղ դիտարկվում են առած գական օղակներով և կինեմատիկ զույգերով, ինչպես նաև առած գական ակտուատորներով (SEA) և փոխանցիչ մեխանիզմներով վերականգնողական սարքեր: Դա պայմանավորված է առաջին հերթին նոր նյութերի (պլիմերներ, կարբոն և այլն) ստացման տեխնոլոգիաների զարգացումով և վերականգնողական սարքերին ներկայացվող պահանջներով՝ փոքր զանգված, ճկունություն, բազմաֆունկցիոնալություն, դյուրակրություն, էներգախնայողություն, հարմարավետություն:

Կիրառվող զսպանակների ընտրության հետ կապված ուշագրավ աշխատանք են կատարել Յ.Կիմը և Չ.Սոնգը [1]: Նախագծվել է ժապավենային պարուրած և զսպանակներով էկզոսկելետոն (RoboWear) և ցույց տրվել, որ չնայած գլանական զսպանակների լայն կիրառությանը ռոբոտատեխնիկայում, պարուրած և զսպանակներն ավելի նախընտրելի են վերականգնողական սարքերում կիրառության համար: Դրանք մեծացնում են հողերի ընկրկելիությունը և սարքն առավել հարմարավետ դարձնում հիվանդի համար (նկ. 1.1.ա):



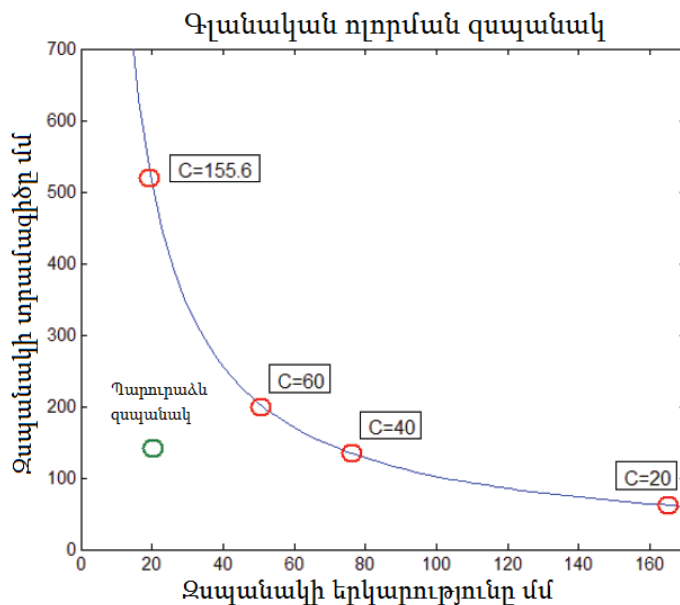


Նկ. 1.1. ա) Robowear, բ) ճկուղև և շարժաբերային համակարգ, գ) ռոբոտ Lucy, դ) ոտնաթաթի էկզոսկելետոս

Համեմատելով համար դիտարկում ենք միևնույն կոշտությամբ (0.1172 Նմ/ռադ) և միևնույն առավելագույն մոմենտով (4 Նմ) գլանական և պարուրածն զսպանակներ: Դրանց կոշտությունները որոշվում են հետևյալ բանաձևերով [1].

$$K_{\varphi} = \frac{\tau}{\Delta\theta} = \frac{Ed^4}{64Dn}, \quad K_{\psi} = \frac{\tau}{\Delta\theta} = \frac{Ebh^3}{12l}, \quad (1.1)$$

որտեղ  $\tau$ -ն ոլորող մոմենտն է,  $\Delta\theta$ -ն՝ անկյունային տեղափոխությունը,  $E$ -ն՝ Յունգի մոդուլը,  $d$ -ն՝ լարի տրամագիծը,  $D$ -ն՝ զսպանակի ներքին տրամագիծը,  $n$ -ը՝ գալարների թիվը,  $b$ -ն՝ ժապավենի լայնությունը,  $h$ -ը՝ հաստությունը,  $l$ -ը՝ երկարությունը:



Նկ. 1.2. Գլ անական զսպանակի չափերը

Նկ. 1.2-ում պատկերված են գլ անական զսպանակի չափերը ներքին և գալարի տրամագծերի հարաբերության տարբեր արժեքների դեպքում ( $C = D/d$ ): Ներքևի ձախ մասում (կանաչ գույնով) ցույց են տված պարունակ և զսպանակի չափերը:

Պարունակ և զսպանակի կոշտությունը ( $K_{պ} = 0.1172 \text{ Նմ/ռադ}$ ) կարող է որոշվել զսպանակի հետևյալ երկրաչափական և մեխանիկական բնութագրերով.  $b = 20 \text{ մմ}$ ,  $h = 1 \text{ մմ}$ ,  $l = 3 \text{ ս}$ ,  $E = 2.11 \cdot 10^{11} \text{ Ն/մ}^2$ , առավելագույն լարումը՝  $1.2 \cdot 10^9 \text{ Ն/մ}^2$ :

Չսպանակների առավելագույն ոլորման մոմենտները կորոշվեն դրանց ամրության պայմաններից [1].

$$[\sigma]_g \geq \frac{32K_i M}{\pi d^3}, [\sigma]_{պ} \geq \frac{6M}{bh^2} \quad (1.2)$$

որտեղ  $K_i = \frac{4C^2 - C - 1}{4C(C-1)}$ ,  $C = \frac{D}{d}$ : (1.3)

Օգտագործելով (1.1)-(1.3) բանաձևերը՝ կարելի է նախագծել գլ անական զսպանակ, որն ունի միևնույն կոշտությունն ու առավելագույն ոլորման մոմենտը, ինչ որ պարունակ զսպանակը: Գրաֆիկը ցույց է տալիս, թե ինչպես են որոշվում զսպանակի տրամագիծը և գալարների թիվը (n) նախապես ընտրված C-ի դեպքում: Ընտրելով գալարի տրամագիծը  $3.3 \text{ մմ}$ , կորոշվեն զսպանակի մյուս չափերը [1]:

C	d մմ	D մմ	n	Երկարություն մմ
20	3.3	66	49.6	163
40	3.3	132	24.3	79.3
60	3.3	198	16.1	52.4

Ա դյո	155.6	3.2	504.2	6.25	20
----------	-------	-----	-------	------	----

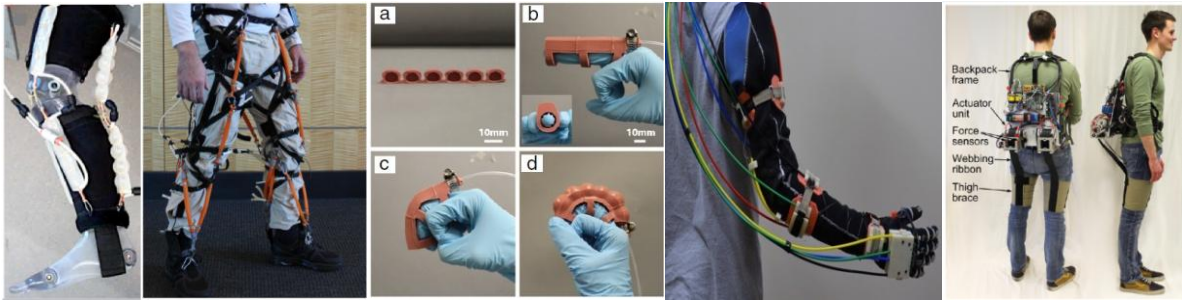
Լ ս ա կ 1.1.

Արդյունքները բերված են աղյուսակ 1.1-ում: Ինչպես երևում է, զսպանակի ստացված երկարությունները չափից դուրս մեծ են էկզոսկելետոններում օգտագործման համար, իսկ երկարությունը փոքրացնելիս, կմեծանա ներքին *D*տրամագիծը: Օրինակ, եթե գլանական և պարուրած և զսպանակների երկարությունների համար ընտրենք միևնույն՝ *149 մմ* արժեքը, ապա գլանական զսպանակի տրամագիծը կլինի՝ *504.7 մմ*, ինչն անընդունելի է:

Ճկուն շարժաբերային համակարգի մոդել են առաջարկել (նկ. 1.1.բ) Մ. Լաֆրանչին, և Լ. Չենը [2]: Ինչպես ցույց են տվել փորձնական և տեսական հետազոտությունները, ընկրկելի շարժաբերային համակարգով (ակտուատորներ, փոխանցիչ մեխանիզմներ) ռոբոտներն ավելի հուսալի են և արդյունավետ: Սակայն ընկրկելիությունն առաջացնում է նաև որոշ թերություններ՝ օրինակ, կարող է փոքրացնել կառավարվող ռոբոտի հզորությունը, բարդացնել կառավարման համակարգը և վիբրացիաների պատճառով փոքրացնել ճշտությունն ու կայունությունը:

Ճկուն ակտուատորների փորձարկման օրինակ է Lucy ռոբոտը (նկ. 1.1.գ) [3], որում դասական էլեկտրաշարժաբերները փոխարինվել են մանրածալ քավոր պնևմատիկ արհեստական մկաններով (PPAM): Դրանց անտագոնիստիկ միացված համակարգի կոշտությունը և զարգացրած ուժերը կառավարելի են: Մարդու շարժման կենսամեխանիկայի հետազոտությունից պարզ է դառնում, որ հոդերի ընկրկելիությունը կարևոր նշանակություն ունի էներգաարդյունավետությամբ և վազք ապահովելու պրոցեսում: Բացի

այդ, PPAM-ները մեծ հզորություն ունեն և կարող են միացվել ուղղակի կերպով՝ առանց ծանր ատամնավոր փոխանցումների: Յ. Պարկը հետագայում ուսումնասիրելով և զարգացնելով այս թեման, առաջարկել է դյուրակիր վերականգնողական սարք՝ ծնկից ներքև շարժողական խնդիրներ ունեցող հիվանդների համար՝ մանկական ուղեղային կաթված, բազմակի սկլերոզներ, կողմնային ամիոտրոֆիկ սկլերոզ և այլն (նկ.1.1.դ): Ըստ Պարկի՝ կոշտ էկզոսկելետոնների կիրառումը նման հիվանդությունների դեպքում նախընտրելի չէ, քանի որ դրանք ապահովում են հոդերի պտտման միայն մեկ կետորոն, սակայն սրունքաթաթային հոդը շատ ավելի շարժունակ է: Կոշտ սարքերը սահմանափակում են մարմնի բնական ազատության աստիճանները: Սրունքաթաթային հոդի շարժումը կառավարվում է չորս մկանով, որոնցից երեքը գտնվում են ոտքի առջևային մասում, իսկ չորրորդը՝ հետին: Դրան համապատասխան՝ առաջարկվող սարքն ունի չորս արհեստական մկան՝ միացված բնական մկանների նմանությամբ, որոնք թույլ են տալիս <sup>270</sup>-ով պտույտ կատարել սազիտալ հարթությունում, ինչը համարվում է բավարար նորմալ քայլքի դեպքում [4]: Ծնկային հոդի շարժումների օժանդակման համար Յ. Պարկը և ուրիշներն առաջարկել են վերականգնողական սարքի մեկ այլ օրինակ՝ կազմված էլ աստոմերային արհեստական մկաններից և փափուկ, սինթետիկ հյուսվածքներից: Ներկայացվել են այդ ակտուատորների ստացման եղանակները, աշխատանքի սկզբունքը և փորձարկման արդյունքները (նկ. 1.3.ա) [5]: Ի տարբերություն սովորական պլաստիկ արհեստական մկանների (նկ.1.3.բ)՝ Մակքիբեն [6], ռետինե ուղիղ թելքավոր, մանրածալքավոր, որոնցում չնայած դրանց պասիվ վիճակին պահպանվում է օդի որոշակի քանակություն, այս նոր կառուցվածքն աշխատանքի ընթացքում լիովին հեռացնում է ազատ օդի անօգտակար ծավալը և դրանով սարքը դարձնում ավելի կոմպակտ: Մեծ ուժերի անհրաժեշտության դեպքում էլ աստոմերային ակտուատորների պատրաստման և կիրառման մեթոդ են առաջարկել Յ.Ցաուն և Յ.Լին [7]: Դրանք կարող են զարգացնել 25 Ն-ից ավելի ուժ, այսինքն՝ 10 անգամ ավելի, քան մինչև այժմ հայտնի նմանատիպ ակտուատորները (նկ. 1.3.գ):



ա) բ) գ) դ) ե)

Նկ. 1.3. ա) Նոր սերնդի PPAM էկզոսկելե տոն, բ) Մակքիբեն տեսակի PPAM էկզոսկելե տոն, գ) մեծ ու ժեր գարգացնող էլ աստամերայ ին ակտուատորներ, դ) Բոուդեն ճոպաններով էկզոսկելե տոն, ե) կոնքազդրային հողի շարժումներն օժանդակող դյուրակիր էկզոսկելե տոն

Հեմիպարեզով տառապող հիվանդների տնային պայմաններում բուժումն իրականացնելու համար նախագծվել է սարք, որտեղ շարժաբերային համակարգը կազմված է հաստատուն հոսանքի էլեկտրաշարժիչներից և անտագոնիստ Բոուդեն ճոպաններից (Նկ.1.3.դ) [8]: Կոնքազդրային հողի շարժումների օժանդակման համար նախագծվել է դյուրակիր էկզոսկելե տոն, որի շարժաբերային համակարգը կազմված է հաստատուն հոսանքի էլեկտրաշարժիչներից և հոլովակների վրա փաթաթվող ճկուն ժապավեններից: Այն ապահովում է 150 Ն ուժ կամ 20,5 Նմ մոմենտ և քայլքի 1,25 մ/վ արագություն (Նկ .1.3.ե) [9]:



ա) բ) գ)

Նկ. 1.4. ա) Ձևի հիշողությամբ ակտուատորով էկզոսկելե տոն, բ) կոնքազդրային հողին օժանդակող ճկուն ակտուատորներով դյուրակիր էկզոսկելե տոն, գ) ծնկային հողին օժանդակող ճկուն ակտուատորներով դյուրակիր էկզոսկելե տոն

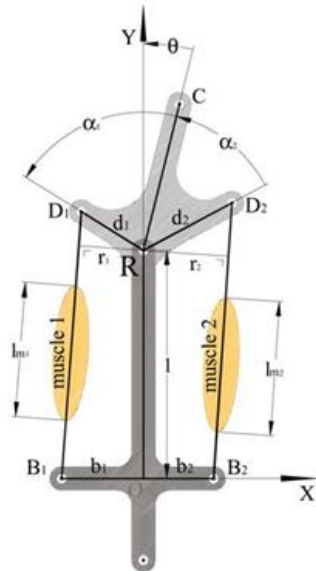
Ազատության ունեների մեծ աստիճան ապահովելու համար կարող են օգտագործվել ձևի հիշողությամբ ակտուատորները, որոնց դեֆորմացման անկյունը մինչև 180<sup>0</sup> է: Շնորհիվ փոքր զանգվածի և կոմպակտության, դրանք կարող են լայնորեն կիրառվել դյուրակիր վերականգնողական սարքերում (նկ. 1.4.ա) [10]: Տարբեր նշանակության ունեների՝ կոնքազդրային (նկ. 1.4.բ) և ծնկային հոդերի (նկ. 1.4.գ) օժանդակման համար ճկուն ակտուատորներով դյուրակիր էկզոսկելետոններ են նախագծել Ֆ. Ջիովաչինին, Ֆ. Վանետտին, Ն. Կարավասը, Ա. Աժուդանին և մյուսները [11, 12]: Սակայն այս ակտուատորներն իրենց ճկունության պատճառով զարգացնում են փոքր ճիգեր:

Վերին վերջույթի վերականգնողական սարքի համար փոփոխական կոշտությամբ ակտուատորի մոդել են առաջարկել Ջ. Բաեն, Ջ. Սոնգը [13]: Այն ունի դիրքի և կոշտության կառավարման մեխանիզմ՝ փոփոխելով լծակի բազուկը, կոշտությունը կարելի է տեսականորեն փոփոխել 0-ից անսահմանություն:

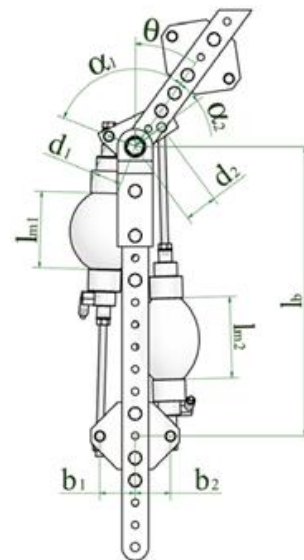
Չսպանակի ընկրկելիությունը թույլ է տալիս հիվանդին խուսափելու սարքի հետ չափից դուրս կոշտ, հաճախ նույնիսկ ցավոտ փոխազդեցության անհարմարություններից և վնասվածքներից բարձր հաճախյին շարժումների և գետնի հետ փոխազդեցության դեպքում: Չսպանակ է օգտագործվել Biorobotics ինստիտուտում մշակված NEUROExos-ի արմուկի էկզոսկելետոնի շարժաբերային միավորը նախագծելու համար, որի դիզայնը և փորձարարական բնութագրերը ներկայացված են [14, 15]-ում:

Պնևմատիկ ճկուն ակտուատորների միացումը և սարքի փոփոխական կոշտության ապահովումը կատարվում է հետևյալ կերպ. նախ ստանում ենք երկկողմանի գործողության կինեմատիկ զույգ, որի համար անհրաժեշտ է մեկ զույգ մկանների անտագոնիստիկ միացում: Իրականում բավական կլիներ նաև մեկ մկանը՝ մեխանիկական զսպանակով հետադարձ մեխանիզմի համադրությամբ, սակայն հոդի կառավարվող ընկրկելիությունն ապահովելու խնդրում դա նպատակահարմար չէ: Երկու մկանների անտագոնիստիկ միացումը կարելի է կատարել ճախարակային, ձգանային և լծակային

մեխանիզմների միջոցով: Ընտրվում է վերջինը, քանի որ լծակի բազուկը կարող է փոփոխվել այնպես, որ պնևմատիկ մկանների ուժեր կարող լինեն ոչ գծային բնութագիրը վեր է ածվում ավելի պարզ՝ մոմենտ-անկյուն կախվածության: Ձգանային և լծակային մեխանիզմի հիմնական կառուցվածքային սխեման պատկերված է նկ. 1.5-ում: Նկ. 1.6-ում պատկերված է այդ սխեմայի կիրառումը [3]:



Նկ. 1.5. Անտադոնիստիկ միացման սխեմա միացված



Նկ. 1.6. Անտադոնիստիկ

### շարժաբերային համակարգ

1 և 2 մկանները միացվում են համակարգի անշարժ հիմքի համապատասխանաբար  $B_1$  և  $B_2$  կետերին: Մկանների մյուս ծայրերը միացվում են համակարգի պտտվող մասի  $D_1$  և  $D_2$  կետերին, որոնց պտտման կենտրոնը  $R$ -ն է: Լծակները համարվում են բացարձակ կոշտ:

Չարվարդի համալսարանում նախագծվել է մատների օժանդակման համար նախատեսված դյուրակիր էլաստոմերային ձեռնոց (նկ. 1.7), որի ակտուատորների շարժումները համապատասխանեցված են առանձին մկանների շարժումներին և ընդունակ են զարգացնել ու մեծ ուժեր ակտիվ վիճակում, իսկ պասիվ վիճակում ցույց են տալիս փոքր դիմադրություն մատների բնական շարժումներին [16]:

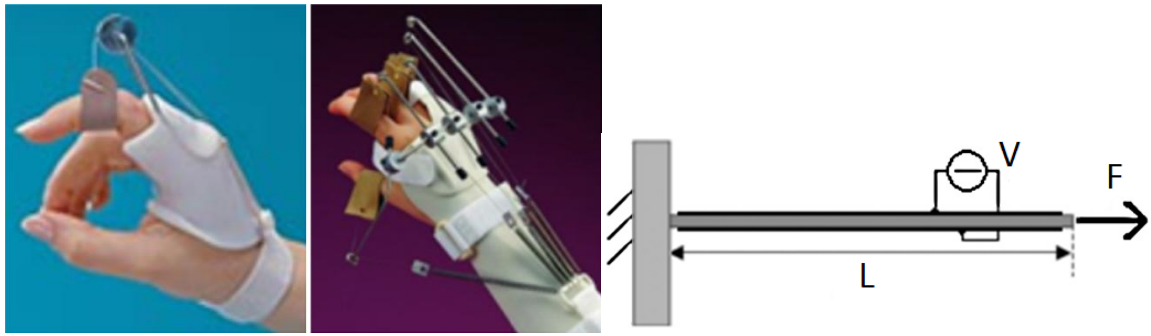


*Նկ.1.7. Դյուրակիր էլ աստմերային ձեռնոց*

Նախագծվել է աշխատանքի ընթացքում կոշտության փոփոխման հնարավորությամբ օրթեզ (նկ. 1.8.ա), որը նախատեսված է հետվնասվածքային, հետվիրահատական կամ հետինսուլտային փուլում ձեռքի շարժողական ֆունկցիաների խանգարումներով հիվանդների ռեաբիլիտացիայի համար: Փոփոխական կոշտությունը թույլ է տալիս վարժությունների անընդհատ կառավարում, ինչը կբարձրացնի ռեաբիլիտացիայի էֆեկտիվությունը: Օրթեզը համալրված է լրացուցիչ սարքերով, որոնք թույլ են տալիս մեխանիկական կոշտության էլեկտրական կառավարում: Այս լուծումը հիմնված է կոմպակտ և թեթև զանգվածով էլեկտրաակտիվ էլաստիկ կերպափոխիչների վրա, որոնք փոխարինում են պասիվ առաձգական տարրերին: Մշակված է դիէլեկտրիկ էլաստոմերից պատրաստված փոփոխական կոշտության կերպափոխիչ (նկ. 1.8.բ) [17]:

1970-ական թվականներին Honda ընկերությունը սկսեց երկոտանի մոբոտների լայն հետազոտություններ, որոնց հաջորդեցին ճապոնական ընկերությունների և համալսարանների կողմից իրականացված բազմաթիվ գիտահետազոտական աշխատանքներ [18]: Չնայած, որ հետազոտության արարկան այնքան էլ նոր չէ, երկոտանի քայլքի մոբոտները բարելավման կարիք ունեն և շատ խնդիրներ դեռևս լուծված չեն, որոնք արաջին հերթին կապված են դրա օղակների և հողերի առաձգական հատկությունների հետ: Դաևս մեկ անգամ ցույց է տալիս, որ դրանց ընդհանուր նախագծումը շատ դժվար խնդիր է:





ա)

բ)

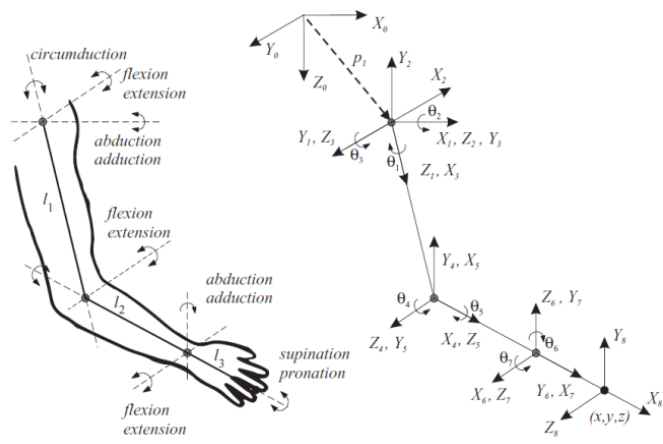
Նկ. 1.8. ա) Փոփոխական կոշտությամբ օրթեզ, բ) դիէլեկտրիկ էլ աստամերայ ին կերպափոփոխ :

## **1.2. Վերականգնողական սարքերի մոդելավորման և նախագծման ժամանակակից մեթոդներ տարրերի առանձնականության հաշվառմամբ**

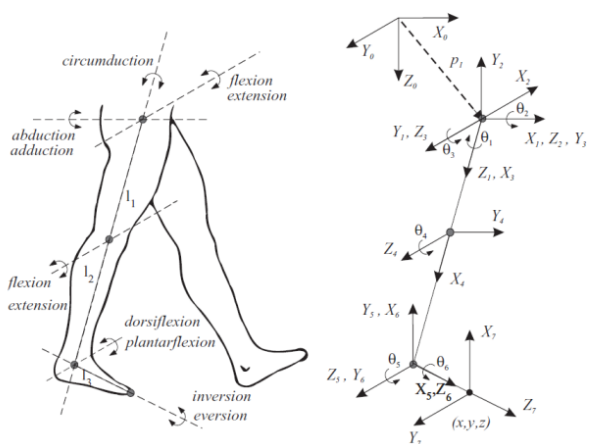
Մինչ անդրադառնալ ը տարրերի առանձնականության հաշվառմամբ վերականգնողական սարքերի մոդելավորման և նախագծման ժամանակակից մեթոդներին, դիտարկենք դրանց, այսպես կոչված, կոշտ մոդելները: Հայտնի են բազմաթիվ աշխատանքներ, որտեղ վերականգնողական սարքերի նախագծման հիմքում ընկած են մարդու վերջույթների մոդելները, որոնց կինեմատիկայի հետազոտությունն իրականացվում է մանիպուլյատորների կինեմատիկական մոդելավորման ընդհանուր մեթոդներով [19-21]:

*Մարդու վերջույթների կինեմատիկական մոդելները:* Մարդու մարմինը կարող է մոդելավորվել կոշտ սեգմենտներից կազմված շղթայի տեսքով, որտեղ սեգմենտները կամ օղակները համապատասխանում են մարմնի սեգմենտներին, իսկ այդ օղակները միացման տեղերը կամ կինեմատիկ գոյգերը՝ մարմնի հոդերին [21]: Մարդու վերջույթի ելքի օղակի՝ դաստակի կամ ոտնաթաթի կառավարման համար անհրաժեշտ է որոշել հոդերի և ելքի օղակի դիրքերի միջև կապը: Կան կինեմատիկայի երկու խնդիրներ, որ պետք է դիտարկել: Առաջինը՝ կինեմատիկայի ուղիղ խնդիրն է, որը կայանում է հետևյալում. օղակների ընդհանրացված կոորդինատների՝ պտտման անկյունների և տեղափոխությունների հայտնի արժեքների դեպքում որոշել ելքի օղակի դիրքը:

Երկրորդը՝ կինեմատիկայի հակադարձ խնդիրն է. ելքի օղակի դիրքը հայտնի լինելու դեպքում որոշել օղակների պտտման անկյունները և տեղափոխության անկյունները: Մարդու մարմնի կինեմատիկայի նկարագրման համար հաճախ անհրաժեշտ են լինում որոշ պարզեցումներ, օրինակ՝ հոդերի որոշ ազատության աստիճանների՝ սեգմենտների միմյանց նկատմամբ համընթաց շարժումների անտեսումը, ընդունելով որ ոսկրերը բացարձակ կոշտ են, չնայած, որ դրանք ունեն որոշ առաձգականություն: Մարդու մարմնի կինեմատիկայի նկարագրման ռացիոնալ մեթոդներից մեկը կոչվում է Դենավիտ-Յարտենսբերգի մեթոդ (նկ. 1.9, 1.10): Վերականգնողական սարքի ցանկացած Էրգոնոմիկական նախագծում պետք է համապատասխանի մարդու բնական կինեմատիկային: Վերոնշյալ նկատառումներով վերին վերջույթը հաճախ մոդելավորվում է 7 ազատության աստիճանով (ուսահոդ՝ 3, արմուկնկ՝ 2, դաստակ՝ 2), իսկ ստորին վերջույթը՝ 6 (կոնքադրային հոդ՝ 3, ծունկ՝ 1, սրունքաթաթային հոդ՝ 2) [21-22]:



Նկ.1.9. Ձեռքի Դ-Յ նշանակումներ նշանակումներ



Նկ.1.10. Ոտքի Դ-Յ նշանակումներ

Դ-Յ պարամետրերը որոշելուց հետո երկու հաշվարկման համակարգերի ձևափոխության մատրիցը կարող է որոշվել հետևյալ կերպ [23].

$$A_{i-1}^i = R_Z(\theta_i)D_Z(d_i)D_X(a_i)R_X(\alpha_i),$$

որտեղ  $D_Z(d_i)$  և  $D_X(a_i)$  -ն  $Z_i$  և  $X_i$  առանցքների նկատմամբ շառավիղ վեկտորներն են,  $d_i$ -ն և  $a_i$ -ն մարմնի սեգմենտների

երկարություններն են,  $R_Z(\theta_i)$ -ն և  $R_X(\alpha_i)$ -պտույտներն են  $Z_i$  և  $X_i$  առանցքների շուրջը:

Այժմ արդեն էկզոսկելետոնների նախագծերում առաջարկվում են մարդու ձեռքի 9 ազատության աստիճանով մոդել, հաշվի առնելով նաև թիակի շարժումները: Մոդելի կինեմատիկական շղթայում ընդգրկված է կրծքասրակային հոդը [24]:

Ընդհանուր առաձգական մոդելի դեպքում պետք է հաշվի առնել նաև հոդերի ընկրկելիությունը, սեգմենտների ուղորման, ծռման, որոշ դեպքերում նաև սեղմման/ձգման դեֆորմացիաները:

*Մարդու վերջույթների դինամիկական մոդել ավորում:* Կենդանի օրգանիզմների ոտքերի օգնությամբ շարժումները, հատկապես երկոտանիների շարժումը միշտ դժվարին խնդիր է եղել տարբեր մասնագիտության գիտնականների համար՝ կենսաբաններ, ֆիզիոլոգներ, բժիշկներ, մաթեմատիկոսներ, ինժեներներ: Չնայած ներդրված բոլոր ջանքերին, այս խնդիրը դեռևս բավարար չափով չի լուծվել: Մարդու մարմնի դինամիկական մոդել ավորման ժամանակ օգտագործվող մեթոդները և ստացված արդյունքները կիրառվում են նաև ռոբոտատեխնիկայում:

Կան դինամիկական մոդել ավորման տարբեր մակարդակներ և դրանցից յուրաքանչյուրը անալիզի ընթացքում տալիս է տարբեր արդյունքներ [25]: Առաջին մակարդակը՝ հոդերում ուժերի և մոմենտների որոշումն է: Այն կարող է կատարվել, ընդունելով, որ մարդու մարմինն իրենից ներկայացնում է միմյանց միացված իդեալական կինեմատիկ գույգերով, կոշտ օղակներից կամ սեգմենտներից կազմված մեխանիկական համակարգ: Այս մոդելով հնարավոր է դառնում տարբերել հոդերում մոմենտների արժեքների վրա ունեցած ազդեցությունները, օրինակ՝ հարևան սեգմենտների արագացումները [26]: Մոդել ավորման երկրորդ մակարդակը ներառում է հոդի աշխատանքի ֆունկցիոնալ մոդելը, որով հնարավոր է, օրինակ՝ որոշել հոդի կոշտությունը և մածուցիկությունը [27]: Երրորդ մակարդակը ներառում է հոդը շարժման մեջ դնող մկանները: Այն պահանջում է իրականացնել յուրաքանչյուր մկանի երկրաչափության, միացման կետերի դիրքերի որոշումը և մկանի դինամիկական մոդելի մշակումը:

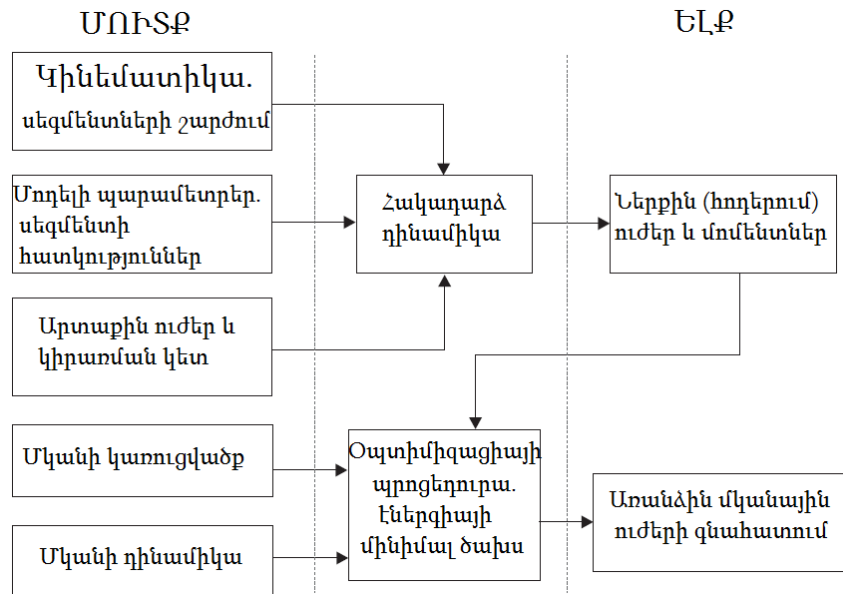
Խնդիրը բարդանում է շնորհիվ մկանների տեղաբաշխման մեծ խտություն՝ հոդի շուրջը կանավելի շատ մկաններ, քան անհրաժեշտ է տվյալ շարժման իրականացման համար և հնարավոր են մկանային ուժերի բազմաթիվ կոմբինացիաներ, որ կարող են առաջացնել միևնույն շարժումը [28]: Օգտագործելով օպտիմալացման չափանիշները՝ էներգաձախտերի արդյունավետությունը, մկանային առավելագույն մոմենտները, հնարավոր է յուրաքանչյուր մկանում ուժերի որոշման ժամանակ հասնել ճշմարտանման լուծումների: Մոդելավորման հետագա աստիճանը կարող է ներառել նյարդամկանային կառավարման խնդիրը, որի լուծումը դեռևս գտնվում է հետազոտությունների փուլում [21]: Տարբեր մեթոդներ են օգտագործվել որոշելու համար մարդու մարմնի դինամիկան: Կիրառվում են դինամիկայի ուղիղ, հակադարձ և խառը խնդիրները, օպտիմալացման և նյարդամկանային մեթոդները [25-28]: Յուրաքանչյուր մեթոդ ունի իր առավելություններն ու թերությունները՝ կախած կիրառությունից: Դինամիկայի հակադարձ խնդրում (նկ.1.11) որոշվում են յուրաքանչյուր հոդում առաջացող մոմենտների և ուժերի արժեքները, օգտագործելով շարժման տվյալները և փակ շղթայի դեպքում արտաքին կոնտակտային ուժերը: Ավելին, հնարավոր է մկանային ակտիվության հետևանքով հոդերում առաջացած մոմենտները տարբերել ծանրության ուժերի կամ հարևան սեգմենտների առաջացրած մոմենտներից: Ընդհանուր դեպքում այս մեթոդի կիրառման համար անհրաժեշտ է օգտվել ինֆորմացիայի հետևյալ երեք աղբյուրներից.

- Մոդելի պարամետրերի արժեքներ, այսինքն՝ սեգմենտների երկրաչափական բնութագրերը, իներցիոն հատկությունները, հոդերի սահմանափակումները և շարժման դիսպազոնը,

- Կինեմատիկական տվյալներ. պահանջվում է ունենալ սեգմենտների շարժման նկարագրություն,

- Դինամիկական տվյալներ. պահանջվում է ունենալ արտաքին ուժերի նկարագրություն: Պետք է հաշվի առնել, որ այս ինֆորմացիան անհրաժեշտ է բաց կինեմատիկական շղթայով խնդրի դեպքում՝ երբ գոյություն ունի շղթայի վրա արտաքին ուժերի

կիրառման միայն մեկ կետ: Փակ կինեմատիկական շղթայով խնդիր է առաջանում մարդու քայլքի կրկնակի փուլի ընթացքում: Երբ երկու ոտնաթաթերն էլ հաված են գետնին, հնարավոր չէ լուծել դինամիկայի հակադարձ խնդիրը, առանց իմանալ ու յուրաքանչյուր ոտնաթաթի վրա ազդող արտաքին ուժերը [29]:



Նկ. 1.11. Դինամիկայի հակադարձ խնդրի լուծման դիագրամ

Մաթեմատիկորեն, մարմնի շարժումը կարող է արտահայտվել հետևյալ բանաձևով [30].

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + K(q) = \tau,$$

որտեղ  $q$ -ն ընդհանրացված կոորդինատն է,  $q = [x, y, z]^T$ ,  $M(q)$ -ն իներցիայի մոմենտն է,  $C(q, \dot{q})$  և  $K(q)$ -ն իրենցից ներկայացնում են Կորիոլիսի, կենտրոնախույս և ծանրության ուժերից արագացումները,  $\tau$ -ն յուրաքանչյուր սեգմենտի վրա կիրառված ընդհանրացված մոմենտն է: Այս հավասարումը հիմնված է Լագրանժ-Էյլերի բանաձևերի վրա: Նյութուն-Էյլերի հավասարումները ( $F = ma, M = I\alpha$ ) նույնպես կարող են օգտագործվել որոշելու համար ուժերն ու մոմենտները: Իներցիայի մոմենտները որոշելու համար սովորաբար օգտագործվում են անտրոպոմետրական պարամետրերի ստանդարտադյուսակները: Այդ պարամետրերը կախված են սեգմենտի ձևից, զանգվածի տեղաբաշխումից և պտտման առանցքի դիրքից [21]:

Մանիպուլյատորների դինամիկական մոդելավորում: Կոշտ դինամիկական մոդելի ստացման համար կան մի շարք մեթոդներ [31]: Երկու ամենաշատ օգտագործվողներն են՝ Լագրանժի և Նյուտոն-Էյլերի մեթոդները: Երրորդը՝ Քեյլի մեթոդն է: Բոլոր մեթոդներն էլ հիմնված են դասական մեխանիկայի սկզբունքների վրա և տալիս են միևնույն արդյունքը, չնայած որ հավասարումները կարող են տարբեր լինել կառուցվածքով և հաշվարկների արդյունավետությամբ:

Լագրանժի մեթոդը հիմնված է համակարգի կինետիկ և պոտենցիալ էներգիաների  $(K(q, \dot{q}), V(q))$  սկալյար ֆունկցիաների ստացման վրա: Այս էներգիաները ներկայացվում են որպես ֆունկցիաներ  $q$  ընդհանրացված կոորդինատներից [31]:

$$q = [q_1, q_2, \dots, q_N]^T:$$

Վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների համար որպես ընդհանրացված կոորդինատներ կարող են ընտրվել հոդերում պտտման անկյունները: Կինետիկ էներգիան արտահայտվում է հետևյալ բանաձևով [22]՝

$$K(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q},$$

որտեղ  $M(q)$ -ն իներցիայի մատրիցն է:

Հաջորդ քայլը Լագրանժի ֆունկցիայի որոշումն է՝  $L = K - V$ : Այնուհետև կարելի է ստանալ դինամիկական մոդելը [22].

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} - \frac{\partial L}{\partial q_j} = \tau_j,$$

որտեղ  $\tau_j$  - ն ընդհանրացված ուժն է, այս դեպքում՝ մոմենտը:

Առանձնական մանիպուլյատորների հետազոտման ժամանակ կազմվում է պարզագույն մոդելը, հաշվի առնելով մեխանիզմի մեկ օղակի առանձնական ությունը, որը ներկայացվում է գծային զսպանակի տեսքով: Մի քանի օղակների առանձնական ության հաշվառման դեպքում մեխանիզմի շարժման հավասարումների կազմումը և լուծումը զգալի չափով բարդանում է, քանի որ յուրաքանչյուր առանձնական օղակ ստեղծում է լրացուցիչ ազատության աստիճաններ: Այդ պատճառով առանձնական օղակներով

մեխանիզմների դիսամիկայի կիրառական խնդիրների լուծման ժամանակ հաճախ օգտվում են օղակների կոշտությունների բերման մեթոդից, որի միջոցով կինեմատիկական շղթաների և օղակների առանձին մասերը փոխարինվում են համարժեք շղթաներով և օղակներով, որոնք ունեն միևնույն կոշտությունը: Կինեմատիկական շղթայի կոշտության բերված գործակիցն այն անկշիռ զսպանակի կոշտության գործակիցն է, որն ունի նույն պոտենցիալ էներգիան, ինչ որ փոխարինվող կինեմատիկական շղթան: Կոշտության բերված գործակիցը անվանում են նաև ընդհանրացված կամ քվադրատաձևական: Բերված զանգվածի կամ բերված իներցիայի մոմենտի նման, կոշտության բերված գործակիցը կարող է լինել հաստատուն կամ փոփոխական՝ կախված մեխանիզմի ընդհանրացված կոորդինատներից: Երբեմն կոշտության գործակցի փոխարեն օգտագործում են դրա հակադարձ մեծությունը՝ ընկրկելիության գործակիցը [32]:

Կումարը և այլոք [33] հետազոտել են միկրովիրաբուժական վիրահատություններում կիրառվող առանձգական մանիպուլյատորները, Ռիվիերը և այլոք [34] նկարագրում են միկրովիրաբուժությունում ճշտության մեծացման համար կիրառվող ռոբոտների մասին հետազոտություն: Մեգիոլարոն և այլոք [35] հետազոտել են քաղցկեղով տառապող հիվանդի բուժման համար դիրքավորման համակարգ, Գրաբերը և Շիհլենը [36], Շիհլենը [37, 38] ուսումնասիրել են երկոտանի քայլքի մեխանիզմները օգտագործելով բազմամարմին դիսամիկայի մեթոդը: Առանձգական մանիպուլյատորների կիրառման հետ կապված որոշ այլ հարցեր առաջանում են հղկող, նկարող, գրող ռոբոտների կառավարման խնդիրներում [39, 40]: Ինչպես արդեն նշվել էր, առանձգական մանիպուլյատորները կարող են գտնել շատ կիրառություններ, բայց քանի որ հիմնական խնդիրը դրանց վիբրացիաների կառավարումն է, շատ հետազոտողներ փորձել են լուծել այս խնդիրը, լավացնելով դիսամիկական մոդելները և միավորելով տարբեր կառավարման ստրատեգիաներ: Երբ առանձգականության ազդեցությունը հաշվի չի առնվում մաթեմատիկական մոդելում, առաջանում են երկու տեսակի սխալներ: Առաջինը կապված է

շարժիչների պահանջվող ուժորոշ մոմենտի ճշգրիտ որոշման հետ, երկրորդը՝ մանիպուլյատորի ծայրոցի դիրքի սխալ անքն է: Ճշգրիտ գործողության ունենելու համար ծայրոցը պետք է ունենա վիբրացիաների շատ փոքր ամպլիտուդներ: Յետևաբար շարժումների մեծ ճշտության ուն ապահովելու համար պետք է սկսել համակարգի համար ավելի ճշգրիտ մաթեմատիկական մոդելներից: Մանիպուլյատորների մաթեմատիկական մոդելները հիմնականում ստացվում են էներգիայի հավասարումներից: Կոշտ մատիպուլյատորները կուտակում են կինետիկ էներգիա իրենց շարժման շնորհիվ և պոտենցիալ էներգիա՝ գրավիտացիոն դաշտում իրենց դիրքի շնորհիվ: Առաձգական մանիպուլյատորները կուտակում են պոտենցիալ էներգիա իրենց օղակների, հողերի և շարժաբերների առաձգական դեֆորմացիաների շնորհիվ: Հողերի ընկրկելիությանը կարելի է մոդելավորել պարզ գույանակի միջոցով, որը կուտակում է միայն պոտենցիալ էներգիա: Ծարժաբերային տարրերը՝ լիսեռները և ճկուն օղակները կուտակում են փոքր կինետիկ էներգիա իրենց փոքր իներցիայի շնորհիվ և բազմաշարժուն գույանակային մոդելը մեծ չափով համապատասխանում է նրանց: Օղակները ենթարկվում են սեղմման, ուժորման և ծռման: Օղակի ուժորումը կուտակում է պոտենցիալ էներգիա, բայց կանա փոքր կինետիկ էներգիա երկայնական առանցքի նկատմամբ փոքր իներցիայի մոմենտի պատճառով, և այն կարող է ներկայացվել անկշիռ գույանակի միջոցով: Սեղմումը կուտակում է փոքր պոտենցիալ էներգիա մեծ սեղմման կոշտության շնորհիվ: Ծռման ենթարկվող օղակները կուտակում են պոտենցիալ էներգիա այնպես, ինչպես կինետիկ էներգիա դեֆորմացիայի արագության շնորհիվ և լավ մոդելը պետք է հաշվի առնի այս երևույթը: Ծռումը հաշվի առնելու համար հաճախ օգտագործվում է Էյլեր-Բեռնուլիի հավասարումը [35], որն անտեսում է սահքի և իներցիայի պտտական էֆեկտները: Այս երկու էֆեկտները կարող են ներառվել օգտագործելով Տիմոշենկոյի հեծանը՝ երբ հեծանի երկարությանը ավելի կարճ է, քան նրա տրամագիծը [36]: Ծառառաձգական մանիպուլյատորների մոդելներում օգտագործվում է Էյլեր-Բեռնուլիի մեթոդը: Առաձգական օղակներով ռոբոտները



անընդհատ դինամիկական մոդելներ են, որոնք բնութագրվում են անվերջ թվով ազատության ունեցող աստիճաններով և որոշվում են ոչ գծային, սովորական և մասնակի դիֆերենցիալ հավասարումներով [37-40]: Այս համակարգերի ճշգրիտլուծումը գործնականում անհնար է և անվերջ չափանի մոդելը ստեղծում է լուրջ սահմանափակումներ կոնտրոլերների նախագծման համար: Հետևաբար դրանք որոշակիացվում են օգտագործելով ենթադրյալ ռեժիմների, վերջավոր տարրերի կամ կենտրոնացված պարամետրերի մեթոդը: Առաջին երկուսն օգտագործում են կամ Լագրանժի կամ Նյուտոն-Էյլերի ռեկուրսիվ բանաձևերը: Ենթադրյալ ռեժիմների մեթոդի հիմնական թերությունը ոչ կանոնավոր հատույթով օղակների և բազմաթիվ օղակներով մանիպուլյատորների խնդիրներում ռեժիմների ընտրությանն է [41]: Ծառի եղիսակներ օգտագործել են վերջավոր տարրերի մեթոդը, որտեղ առաձգական դեֆորմացիաները վերլուծվում են դիտարկելով հայտնի կոշտ մարմնի շարժումը, այնուհետև համատեղելով առաձգական դեֆորմացիան: Վերջավոր տարրերի մեթոդով ստացված մեծ թվով դիֆերենցիալ հավասարումների լուծման համար պետք է դիտարկվեն բազմաթիվ սահմանային պայմաններ, որոնք շատ իրավիճակներում անորոշ են առաձգական մանիպուլյատորների համար (Հաստիսգս և Բուք [42]): Ենթադրյալ ռեժիմների մեթոդում միայն առաջին մի քանի ռեժիմներն են պահվում, իսկ ավելի բարձր ռեժիմներն անտեսվում են: Կենտրոնացված պարամետրերի մեթոդի դեպքում, որն ամենապարզն է, մանիպուլյատորը մոդելավորվում է զանգվածազսպանակային համակարգով, որը հաճախ չի բերում ճշգրիտ լուծումների: Բուքը 1974 թվականին սկսել է հետազոտությունն առաձգական մանիպուլյատորների դինամիկական մոդելավորման և կառավարման բնագավառում: Մոդելավորել է կամայական թվով օղակներով և հողերով առաձգական շղթա [43]: Նրա մոդելը սահմանափակված է այն ենթադրությունով, որ մանիպուլյատորի զանգվածը չնչին է ի համեմատ բեռի զանգվածի և իր վերլուծությանն ենթարկում օգտագործել է ենթադրյալ ռեժիմների մեթոդը: Առաձգական մանիպուլյատորների շարժման դինամիկայի հավասարումները ստանալու համար կարող են օգտագործվել

դասական վերլուծական մեթոդները, սակայն հավասարումների բարդության շնորհիվ սովորաբար կազմվում է վերջավոր թվով սովորական դիֆերենցիալ հավասարումների համակարգ: Այս համատեքստում դիտարկվում են բնական ռեժիմների երկու ընտանիք՝ վիբրացիաների անսահման և սահմանափակ ռեժիմներ [44, 45]: Բոլոր [46] ներկայացրել է առաձգական մանիպուլյատորների ուսումնական ձեռնարկ, որտեղ նա ուսումնասիրել է առաձգական օղակների և հողերի մոդելավորման ժամանակ սովորաբար օգտագործվող մաթեմատիկական արտահայտությունները և քննարկել առաձգական բնույթի հետկապված նախագծման պայմանները:

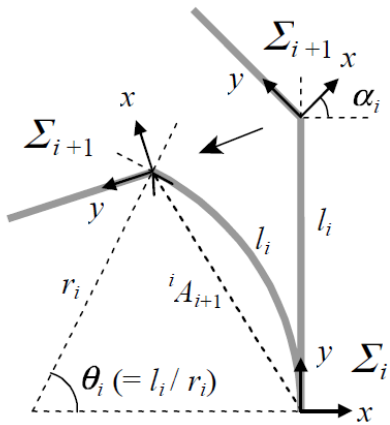
Նախ դիտարկենք մեկ ազատության աստիճանով և առաձգական օղակով մանիպուլյատորի հարթ մոդելը (նկ. 1.12) [47]: Ենթադրվում է, որ յուրաքանչյուր օղակ ճկվում է փոքր, հաստատուն անկյուններով և մյուսներից անկախ: Ըստ այս մոդելի յուրաքանչյուր օղակ ստեղծում է միայն մեկ ազատության աստիճան: Միացնելով մի քանի նմանատիպ օղակներ կարելի է մեծացնել ազատության աստիճանների թիվը (նկ. 1.13):

Համասեռ ձևափոխության մատրիցն ունի հետևյալ տեսքը [47].

$$A_{i+1} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_i + \alpha_i) & -\sin(\theta_i + \alpha_i) & -\frac{l_i}{\theta_i}(1 - \cos \theta_i) \\ \sin(\theta_i + \alpha_i) & \cos(\theta_i + \alpha_i) & \frac{l_i}{\theta_i} \sin \theta_i \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix},$$

որտեղ  $l_i$ -ն օղակի երկարությունն է,  $\theta_i = r_i/l_i$ -ն՝ ճկման անկյունը,  $\alpha_i$ -ն օղակի որոշակի ճկման անկյունն է հողի մոտ: Հիմքից մինչև վերջին օղակի ծայրակետի ձևափոխության մատրիցը կորոշենք՝ բազմապատկելով բոլոր օղակների մատրիցները.

$$T_3^0 = A_1^0 \cdot A_2^1 \cdot A_3^2 :$$



Նկ. 1.12. Մեկ օղակով ճկու և մանիպուլյատորի ճկու և

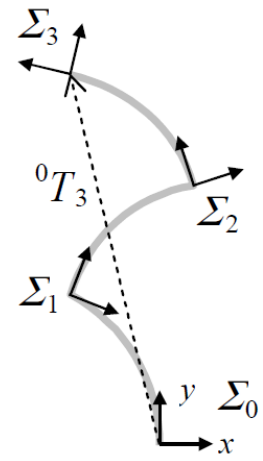
կինեմատիկ մոդելը  
 կինեմատիկ մոդելը

Վերջին օղակի ծայրակետի շառավիղ վեկտորի արոյեկցիաները կորոշվեն հետևյալ բանաձևերով [47].

$$r_{sx} = \frac{l_2}{\theta_2} \cos(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2 + \alpha_0 + \alpha_1) - \frac{l_2}{\theta_2} \cos(\theta_0 + \theta_1 + \alpha_0 + \alpha_1) + \frac{l_1}{\theta_1} \cos(\theta_0 + \theta_1 + \alpha_0) - \frac{l_1}{\theta_1} \cos(\theta_0 + \alpha_0) + \frac{l_0}{\theta_0} (\cos \theta_0 - 1),$$

$$r_{sy} = \frac{l_2}{\theta_2} \sin(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2 + \alpha_0 + \alpha_1) - \frac{l_2}{\theta_2} \sin(\theta_0 + \theta_1 + \alpha_0 + \alpha_1) + \frac{l_1}{\theta_1} \sin(\theta_0 + \theta_1 + \alpha_0) - \frac{l_1}{\theta_1} \sin(\theta_0 + \alpha_0) + \frac{l_0}{\theta_0} \sin \theta_0:$$

*Դինամիկական մոդել ավորման Գիրս-Ապելի մեթոդը:* Ոչ հոլոնոմային կապերով մեխանիզմի համար շարժման հավասարումների կազմման ժամանակ անորոշ գործակիցներով Լագրանժի հավասարումների կազմումը (որոնց թիվը գերազանցում է ազատության աստիճանների թիվը) բերում է հավասարումների համակարգի համատեղ լուծման անհրաժեշտության: Այդ պատճառով ոչ հոլոնոմային կապերով մեխանիկական համակարգերի դինամիկայի ուսումնասիրության համար առաջարկվում են դիֆերենցիալ հավասարումներ, որոնց կիրառումը թույլ է տալիս



Նկ. 1.13. Բազմօղակ

մանիպուլյատորի

փոքրացնել համատեղ լուծվող հավասարումների թիվը: Դրանցից են Ապելի հավասարումները:

Ապելի հավասարումների կազմման ժամանակ ոչ հոլոնոմային կապերի հավասարումները գրվում են այնպես, որ  $q_\alpha$  ընդհանրացված կոորդինատների ածանցյալները դրվում են հավասարումների ձևի կողմում [32].

$$\dot{q}_\alpha = \sum_{i=1}^{s-m} b_{\alpha i} \dot{q}_i + b_\alpha \quad (\alpha = s-m+1, \dots, s):$$

Ապելի հավասարումները կազմվում են միայն անկախ ընդհանրացված կոորդինատների համար, որոնց թիվը հավասար է ազատության աստիճանների թվին՝  $W = s - m$  [32].

$$\frac{\partial S}{\partial \dot{q}_i} = Q_i + \sum_{\alpha=s-m+1}^s Q_\alpha b_{\alpha i} \quad (i = 1, \dots, s-m),$$

որտեղ  $S$ -ը, այսպես կոչված, «արագացումների էներգիան» է,  $Q_\alpha$ ,  $Q_i$ -ն ընդհանրացված ուժերն են, բերված համապատասխանաբար  $q_\alpha$  և  $q_i$  կոորդինատներին:

Համատեղ լուծվող Ապելի հավասարումների և կապերի հավասարումների թիվը հավասար է՝  $s - m + m = s$ , այսինքն հավասար է ընդհանրացված կոորդինատների թվին:

«Արագացումների էներգիան» կամ այլ կերպ կոչվող Գիբսի ֆունկցիան, ով կիրառեց վերը բերված հավասարումները հոլոնոմ համակարգերի համար,  $m_v$  զանգվածով,  $x_v$  կոորդինատներով և  $N$  թվով մասնիկներից կազմված համակարգի համար ընդհանուր դեպքում արտահայտվում է հետևյալ բանաձևով [32].

$$S = \frac{1}{2} \sum_{v=1}^{3N} m_v \dot{x}_v^2:$$

Օղակի պտտական շարժման դեպքում «արագացումների էներգիան» ունի հետևյալ տեսքը [32]՝

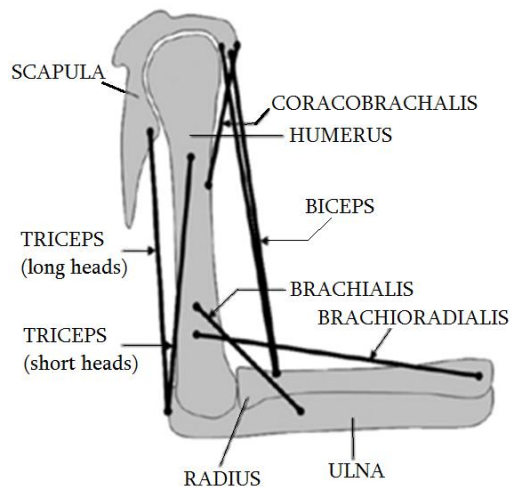
$$S = \frac{J\ddot{\varphi}^2}{2} + \frac{J\dot{\varphi}^2}{2}:$$

Պինդ մարմնի շարժման ընդհանուր դեպքի համար «արագացումների էներգիաների» անալիտիկ արտահայտությունը ներկայացվում է բավականին բարդ տեսքով, որով էլ

պայ մանավորված է Ապելի հավասարումների հիմնական թերությունը:

### 1.3. Ոչ լրիվ և գերակտուացված մեխանիկական և կենսաբանական համակարգերի վերլուծություն

Չսպանակի հատկությունների տեսանկյունից մարդու մարմնի հենաշարժողական ապարատի կառուցվածքը համարվում է հրաշալի մոդել, որն ունի հնարավորություն արդյունավետ կառավարելու իր կոշտությունը [48]: Նկար 1.14-ը ներկայացնում է մարդու վերին վերջույթի մոդելը և որոշ մկաններ: Մարդու ձեռքի մկանները կարող են տարբերակվել՝ մոնոարտիկուլյար և բիարտիկուլյար մկանների: Առաջին խումբն ընդգրկում է brachioradialis, brachialis, triceps (shorthead), coracobrachialis և deltoid մկանները, իսկ երկրորդ խումբը՝ triceps (longhead) և biceps մկանները:



Նկ. 1.14. Մարդու վերին վերջույթի մկանները

Նկար 1.14-ում պատկերված մարդու վերին վերջույթի մոդելը հավելումը դային ակտուացված համակարգ է, որն ունի 2 ազատության աստիճան, սակայն ակտուացված է 6 մկաններով: Ավելցուկային մկանների առկայությունը կարող է բացատրվել շարժունակությամբ: Համակարգի շարժունակությունն (H) իրենից ներկայացնում է անկախ փոփոխականների քանակ և որոշվում է հետևյալ բանաձևով [48].

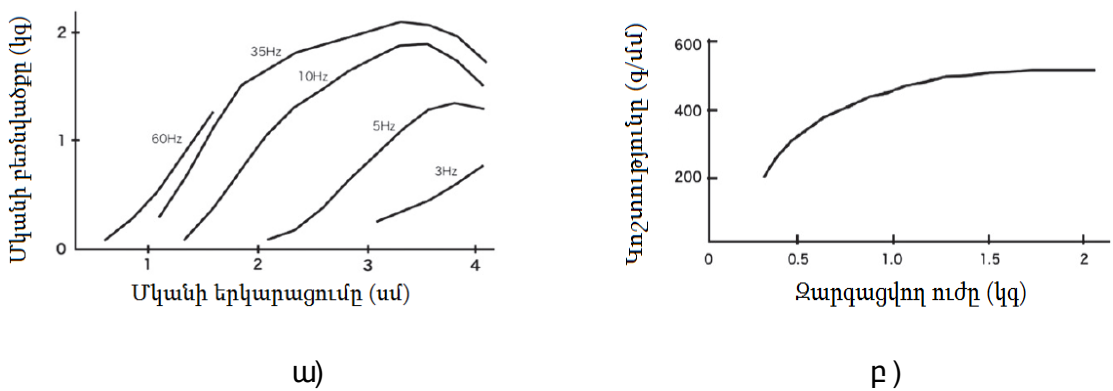
$$H = D(L - 1) - \sum_{i=1}^j (D - F_i),$$

որտեղ  $D$ ,  $L$ ,  $j$  և  $F_i$ -ով նշանակված են համապատասխանաբար կոշտ մարմնի ազատության աստիճանները, օղակների թիվը, հոդերի թիվը և  $j$ -րդ օղակի շարժման ազատության աստիճանների թիվը: Այլ բառերով ասած շարժունակությունը դա նվազագույն թվով տվյալներն են, որոնք անհրաժեշտ են համակարգի կառավարման համար: Երբ շարժունակությունը  $D$ -ից մեծ է, ապա համակարգը կոչվում է կինեմատիկորեն հավելուրդային: Այն հանդիսանում է կենսաբանական համակարգերի հատկանշական բնութագիր: Օրինակ՝ մարդու վերին վերջույթի շարժունակությունը 7 է, որից 6-ը ազատության աստիճանների թիվն է, 1-ը՝ կինեմատիկական հավելուրդայնությունը: Այս հատկությամբ է բացատրվում մարդու ողնաշարի զարմանալիորեն մեծ ճկունությունը: Ի տարբերություն ստանդարտ շարժիչներով և օղակներով սովորական ռոբոտների, կենսաբանական համակարգն ունի յուրահատուկ կառուցվածքով փակ շղթաներ, որոնք ակտուացված են հավելուրդային մկաններով: Օրինակ՝ չնայած որ մարդու վերին վերջույթի շարժունությունը 7 է, այն ակտուացված է 29 մկաններով: Որպես կենսաբանական համակարգերի մեկ այլ բնութագիր պետք է նշել, որ բոլոր ակտուատորները միակողմանի գործողության են՝ միայն ձգում են [49]: Այդ պատճառով երկկողմանի շարժման կառավարման համար անհրաժեշտ է երկու ակտուատորների անտագոնիստիկ միացում, որով կենսահամակարգը նմանվում է իր ստատիկ հավասարակշռության դիրքի շուրջը տատանվող զսպանակային ճոճանակի: Վերջապես կենսահամակարգում հոդերը փոխկապակցված են [50]: Յուրաքանչյուր հոդի շուրջը կան բազմաթիվ մկաններ ու դրանցից որոշները բիարտիկուլյար են (երկհոդանի) և միացնում են երկու հարևան հոդերը: Արդյունքում մկանները մեծացնում են հոդերի միջև փոխկապակցվածությունը: Եվ այսպես պետք է նշել, որ կենսահամակարգը հոդերի բարձր կարգի փոխկապակցվածությամբ համակարգ է, որով այն տարբերվում է ռոբոտներից, որոնց նախագծման ժամանակ ձգտում են նվազագույնի

հասցնել հոդերի միջև դինամիկական և կինեմատիկական կապը՝ կառավարման պարզեցման նպատակով:

Մարդու ձեռքի կոշտությունը մեծանում է, երբ կրճատվում են հավելուրդային մկանները: Այս երևույթը արդյունք է մկանների անտագոնիստիկ աշխատանքի: Հոգանը բացատրել է հավելուրդային մկանների օգտագործումը հետևյալ կերպ. մարդու մարմնի նյարդային հետադարձ համակարգի ռեակցիան չի կարող կառավարել արագ շարժումները, որոնք պահանջում են ավելի քան 10 Հց հաճախություն՝ դանդաղ հետադարձ կապի պատճառով [51]: Մեխանիկական դիմադրության (օր.՝ կոշտության) մոդուլյացիան հնարավոր է հոդի երկու մկանների ակտիվացման միջոցով: Այդ պատճառով նա ենթադրեց, որ հավելուրդային ակտուացիան կոմպենսացնող ապարատ է շարժման բարձր հաճախությունները կարգավորելու համար: Որպես հավելում նրա բացատրությանը կարելի է ասել, որ մեխանիկական նախազման տեսանկյունից մարդու կառուցվածքը կարելի է դիտարկել որպես մեծ թվով ազատության աստիճաններով, կարգավորվող կոշտությամբ գուպանակային համակարգ:

Փորձնական ճանապարհով [48] որոշվել են մկանային ուժի կախումը դեֆորմացիայից և կոշտությունից (նկ. 1.15):



Նկ. 1.15. Մկանի բնութագրերը. ա) բեռնվածք-երկարացում, բ) կոշտություն-ուժ

Ինչպես երևում է նկարից, մկանային ուժի, կոշտության, երկարացման միջև ստացված կապն իզոմետրիկ վիճակում ունի ոչ գծային բնույթ: Նկ. 1.15ա)-ում պատկերված է առանձնացված soleus

մկանի լարվածության և երկարացման միջև կապը ակտիվացման տարբեր մակարդակներում: Նկ. 1.15բ)-ում պատկերված է մկանի կոշտության և ուժի միջև կապը կատվի soleus-ի համար: Ինչպես արդեն ասվել էր, մկանի կոշտությունը ուժից սրընթաց աճող \$ ունկցիա է ուժի ցածր դիապազոնում, բայց մնում է գրեթե հաստատուն միջին և մեծ ուժերի դեպքում: Օգտագործելով այս տվյալները, ներառյալ մկանների ուժ-լարվածություն և հատկությունները, շատ հետազոտողներ մոդելավորել են մկանը որպես փոփոխական կոշտությամբ ոչ գծային զսպանակ [52]:

Այս բոլորը ցույց է տալիս, որ մարդու հենաշարժողական ապարատը լավ ադապտացված, հավելյալ ուրդային մկանների միջոցով իր կոշտությունը ավտոմատ կարգավորող զսպանակային մեխանիզմ է:

*Ոչ լրիվ ակտուացումով մեխանիկական համակարգեր:*  
Վերականգնողական սարքերի ոչ լրիվ ակտուացման կոնցեպցիան [53] ենթադրում է, որ նախագծվող մեխանիկական համակարգն ունի ավելի քիչ թվով կառավարող սարքեր, քան ազատության ներքին աստիճաններ: Այդ համակարգը կարող է ունենալ և պարզեցված կառավարում և ապահովել մանիպուլյացիայի բավարար ճկունություն:

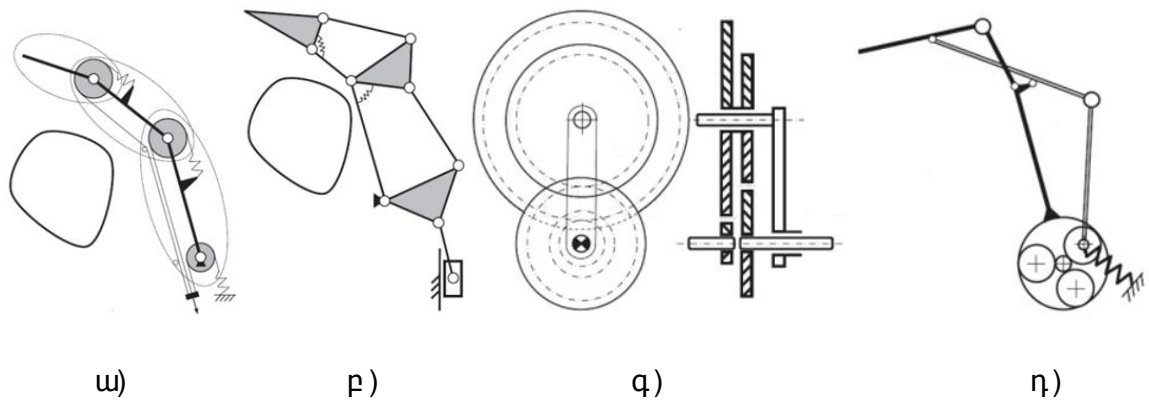
Ոչ լրիվ ակտուացման առավելություններն ավելին են, քան պարզապես մեխանիկական կառուցվածքի պարզեցումը: Օրինակ՝ ավտոմեքենայի դիֆերենցիալը, որտեղ ոչ լրիվ ակտուացված մեխանիզմն օգտագործվում է շարժիչի հզորությունը բաշխելու երկու անիվներին: Դիֆերենցիալն ունի նաև լրացուցիչ ազատության աստիճան՝ անիվներին փոխանցվող ոլորող մոմենտները հավասարակշռելու համար: Ռոբոտատեխնիկայում, մասնավորապես երկոտանի, ստորջրյա և թռչող ռոբոտներում, մանիպուլյատորներում կարելի է գտնել ոչ լրիվ ակտուացված համակարգերի կիրառություններ [54]: Օրինակ՝ ոչ լրիվ ակտուացված ձեռքը միջանկյալ տեղ է զբաղեցնում ռոբոտ-մանիպուլյատորի և ռոբոտ-բռնիչների միջև: Առաջինների առավելություններն են ունիվերսալությունը, կայուն կառուցումը, բայց դրանք թանկ են, ունեն շատ ակտուատորներ, բարդ կառավարման



համակարգ: Երկրորդի առավել ություններն են պարզ կառավարումը, ակտուալությունների փոքր թիվը, բայց դրանք նախատեսված են որևէ կոնկրետ գործողության կատարման համար և ունեն անկայուն կառչում: Ոչ լրիվ ակտուացված մեխանիզմներում ակտուալությունը փոխարինվում են էլաստիկ տարրերով (օր.՝ գսպանակներով) կամ սահմանափակիչներով: Այդ տարրերը փոքր են, թեթև և թույլ են տալիս էականորեն նվազեցնել ակտուալությունների թիվը: Դրանք կարող են դիտարկվել որպես պասիվ տարրեր, որոնք մեծացնում են մեխանիզմի հարմարվողականությունը օբյեկտի կառչման պրոցեսում, բայց չեն կարող և չպետք է ենթարկվեն կառավարման համակարգին [55]: Էլաստիկ տարրերի կամ մեխանիկական սահմանափակիչների \$ ունկցիոնալ բնութագրերի և տեղաբաշխման ճիշտ ընտրությունը ապահովում է կառչման հաջորդականության պատշաճ կատարումը: Ոչ լրիվ ակտուացված ձեռքի մեխանիզմը թույլ է տալիս օբյեկտի կառչում, որը շատ ավելի նման է մարդու բնական ձեռքի կառչմանը:

Գրականության մեջ հայտնի են որոշ ոչ լրիվ ակտուացված մեխանիզմներ: Դրանց մի մասը լծակավոր են, մյուսներն աշխատում են ճոպաններով [56-58]:

Նկ. 1.16ա)-ում պատկերված է ճոպաններով ոչ լրիվ ակտուացված համակարգի օրինակ, որի ճոպանները նախապես ձգված են այնպես, որ փակվեն մատները և բռնեն օբյեկտը: Լծակներով ոչ լրիվ ակտուացված համակարգ է պատկերված Նկ. 1.16բ)-ում: Այն ունի մեծ թվով ազատության աստիճաններ և պասիվ հոդերի նպատակային օգտագործմամբ կարելի է ապահովել օբյեկտի կայուն կառչում: Նկ. 1.16գ)-ում պատկերված է դիֆերենցիալ ոչ լրիվ ակտուացված մեխանիզմ, որն ունի ունիկալ հնարավորություններ, այդ թվում՝ մեկ ակտուալություն և մեխանիկական սահմանափակիչներով կամ էլաստիկ տարրերով մի քանի ազատության աստիճանների կառավարումը: Մշակվել են նաև հիբրիդ լուծումներ՝ մոլորակային ատամնանիվների և լծակների օգտագործում մեխանիկական սահմանափակիչների կամ էլաստիկ տարրերի հետ համատեղ (Նկ. 1.16դ):



Նկ. 1.16. Ոչ լրիվ ակտուացված մեխանիզմների օրինակներ, ա) ճոպաններով, բ) լծակներով, գ) դիֆերենցիալ, դ) հիբրիդ:

Ոչ լրիվ ակտուացման մաթեմատիկական ձևակերպումը: Ըստ Նյուտոնի, մեխանիկական համակարգերի դինամիկան նկարագրվում է երկրորդ կարգի դիֆերենցիալ հավասարումով: Այն ֆունկցիա է կախված դիրքից ( $q$ ), արագությունների վեկտորից ( $\dot{q}$ ) և ժամանակից ( $t$ ) [57, 58].

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}, u, t),$$

որտեղ  $u$ -ն կառավարման վեկտորն է:

Գրենք այս բանաձևը այլ տեսքով [58].

$$\ddot{q} = f_1(q, \dot{q}, t) + f_2(q, \dot{q}, t)u: \quad (1.4)$$

(1.4) բանաձևով նկարագրվող կառավարման համակարգը լրիվ ակտուացված է, եթե այն ընդունակ է կառավարելու ակնթարթային արագացումը կամայական ուղղությամբ.

$$\text{rank}[f_2(q, \dot{q}, t)] = \dim[q]:$$

(1.4) բանաձևով նկարագրվող կառավարման համակարգը ոչ լրիվ ակտուացված է, եթե այն ընդունակ չէ կառավարելու ակնթարթային արագացումը կամայական ուղղությամբ [58].

$$\text{rank}[f_2(q, \dot{q}, t)] < \dim[q]:$$

Դիտարկենք 3 ազատության աստիճանով ձեռքի ռոբոտ-մանիպուլյատոր (նկ. 1.17): Այս համակարգի շարժման հավասարումը կունենահետևյալ տեսքը [58].

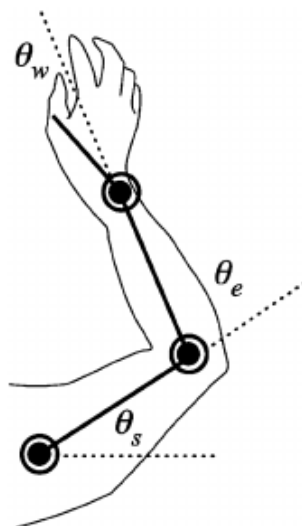
$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = B(q)u:$$

Հայտնի է, որ իներցիայի մատրիցը՝  $H(q)$ -ն միշտ դրական է, համասեռ, սիմետրիկ, որոշված և հետևաբար՝ հակադարձելի: Շարժման հավասարումը գրենք հետևյալ տեսքով [58].

$$\ddot{q} = H^{-1}(q)[C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q)] + H^{-1}(q)B(q)u:$$

Քանի որ  $H^{-1}(q)$ -ի բոլոր տողերը կամ սյուները միշտ գծորեն անկախ են (ռանգը լրիվ է), ապա մանիպուլյատորների շարժման հավասարումով բնութագրվող այս համակարգը լրիվ ակտուացված է, եթե  $B(q)$ -ի սյուների ռանգը լրիվ է:

Մեր օրինակում՝  $q = [\theta_s, \theta_e, \theta_w]^T$ ,  $u = [\tau_s, \tau_e, \tau_w]^T$  և  $B(q) = I_{3 \times 3}$ , հետևաբար համակարգը լրիվ ակտուացված է: Այժմ ենթադրենք, որ ունենք ոլորող մոմենտապահովող շարժիչ ուսահողում, իսկ արմուկում և դաստակում՝ ոչ: Այս դեպքում մենք կունենանք  $u = \tau_s$  և  $B(q) = [1, 0, 0]^T$  և համակարգը կկոչվի ոչ լրիվ ակտուացված:



Նկ. 1.17. Երեք ազատության աստիճանով մանիպուլյատոր:

**1.4. Վերականգնողական սարքերում կիրառվող  
Էլեկտրամեխանիկական և պլիմերմետաղական  
շարժաբերային տարրերի համեմատական  
վերլուծություն:**

Վերականգնողական սարքերում ակտուատորների միացումների տարբեր եղանակներ են կիրառվում: Ինչպես հին այնպես էլ նոր սերնդի վերականգնողական սարքերում լայն կիրառություն ունեն էլեկտրամեխանիկական շարժաբերները, որոնց հիմնական տարրերն են հաստատուն հոսանքի էլեկտրաշարժիչը և շարժման կերպափոխման համակարգը [1, 2, 6]: Բնական մկանների նման այս դեպքում նույնպես հոդերի երկկողմանի շարժումներն ապահովելու համար անհրաժեշտ է ճոպանների ագոնիստ-անտագոնիստ միացման համակարգ: Էլեկտրաակտիվ պլիմերմետաղական ակտուատորներով արդիական շարժաբերային համակարգի կառուցվածքը շատ ավելի պարզ է, կազմված է ավելի փոքր թվով տարրերից և ի տարբերություն ճոպանների, պլիմերմետաղական ակտուատորները իրենց բնույթով երկկողմանի գործողության են [47]: Բացի այդ դրանք կարելի է միացնել բնական մկանների նմանությամբ և ապահովել հոդերի ավելի մեծ ազատության աստիճաններ, ինչը թույլ կտա ապահովել վերջույթների բոլոր հնարավոր բնական շարժումները՝ օրինակ քայլքը: Սակայն գրականության վերլուծությունը ցույց է տալիս, որ դեռևս չլուծված խնդիրներ կան կապված պլիմերմետաղների հոսանք-դեֆորմացիա արձագանքման ժամանակամիջոցի, դրանց օպտիմալ միացման, կոշտության և կրողունակության հաշվարկների և այլնի հետ:

Վերականգնողական սարքերի նախագծման կարևոր խնդիրներից է համապատասխան ակտուատորի և փոխանցման համակարգի ընտրությունը: Այս ասպեկտը շատ կարևոր է, քանի որ անտրոպոմորֆ սարքերում կան տարածության և չափերի խիստ սահմանափակումներ: Ակտուացման համար կիրառվում է երկու մեթոդ [59]. 1. Ուղիղ ակտուացում՝ շարժիչների տեղադրում որքան հնարավոր է մոտ հոդերին, երբեմն նաև ինտեգրում հոդերի հետ (տեղադրում հոդում),

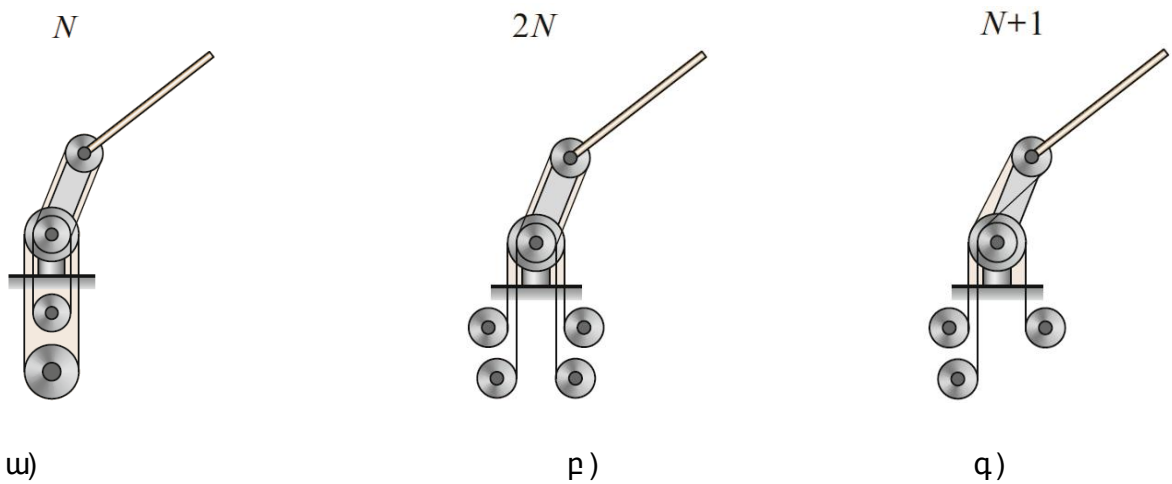
2. Ներքին ակտուացում՝ շարժիչների տեղադրում որևէ հողը կազմող երկու օղակներից մեկում: Այս դեպքում շարժումը փոխանցվում է մյուս հողերին կինեմատիկական շղթաների միջոցով: Ուղիղ ակտուացումը պարզեցնում է հողի կառուցվածքը և փոքրացնում փոխանցիչ շղթայի բարդությունը, մասնավորապես այն ունի մեծ առավելություն, քանի որ այդ դեպքում հողի շարժումը կինեմատիկորեն անկախ է մյուս հողերից: Սակայն որոշ դեպքերում օրինակ՝ մասների ակտուացման ժամանակ, շարժիչները մեծ տեղ են գրավում, ինչը դժվարացնում է այլ նյութերի և սարքերի տեղադրումը, օրինակ՝ տվիչների կամ արհեստական մաշկի շերտերի: Մյուս բացասական ասպեկտն այն է, որ տեղադրված ակտուատորների զանգվածի պատճառով փոխվում են համակարգի դինամիկական բնութագրերը: Սակայն ակտուատորների պատրաստման ժամանակակից տեխնոլոգիաները թույլ են տալիս տեղադրել հարմար չափերով հզոր ակտուատորներ յուրաքանչյուր հողում (DLR, ETL, Karlsruhe և այլն) [60, 61]: Քանի որ այս ակտուացումը չի պարունակում միջանկյալ ճկուն տարրեր, ապա ստացվում է կոշտ փոխանցիչ համակարգ, ինչը ստեղծում է կայուն կառավարման համակարգի հնարավորություն, նույնիսկ մեծ ուժերի դեպքում:

Յեռահար ակտուացումը ներքին ակտուացման այլընտրանքային տարբերակ է: Յեռահար ակտուացման դեպքում հողը շարժման մեջ է դրվում օղակներից դուրս տեղադրված ակտուատորներով (նկ. 1.18): Այս ակտուացումը պահանջում է շարժման փոխանցիչ համակարգ, որը պետք է անցնի շարժիչի և ակտուացվող հողի միջև գտնվող միջանկյալ հողերով: Ինչոր կերպ յեռահար ակտուացումը պետք է հաշվի առնի ակտուացվող հողի և միջանկյալ հողերի կինեմատիկական միացման խնդիրը: Յեռահար ակտուացումը լայն տարածված է ռոբոտատեխնիկական և կենսաբանական կառուցվածքներում: Այն կիրառվել է ռոբոտների պատրաստման համար Բոլոնիայի համալսարանում, NASA-ում և այլն: Յեռահար ակտուացումը կարող է դասակարգվել ըստ փոխանցիչ տարրերի տեսակի՝ առձգական և կոշտ: Առձգական փոխանցումը իրականացվում է դեֆորմացվող կապերով (փոկեր, ժապավեններ): Կոշտ փոխանցումը՝ լծակներով, ատամնանիվներով և այլն:

Ակտուացման և փոխանցումների տարբեր կոնցեպտների համաձայն գոյություն ունեն ակտուացման սխեմաների 3 հիմնական տեսակներ [59].

- Որոշ հոդեր պասիվ են կամ ոչ ակտուացված՝  $Z < N$ ,
- Յուրաքանչյուր հոդ ունի իր սեփական ակտուատորը և գոյություն ունի նաև պասիվ հոդեր՝  $Z = N$ ,
- Մեկ հոդի ակտուացմանը մասնակցում են մեկից ավելի ակտուատորներ՝  $Z > N$ :

Այստեղ  $Z$ -ը ակտուատորների թիվն է,  $N$ -ը՝ հոդերի:



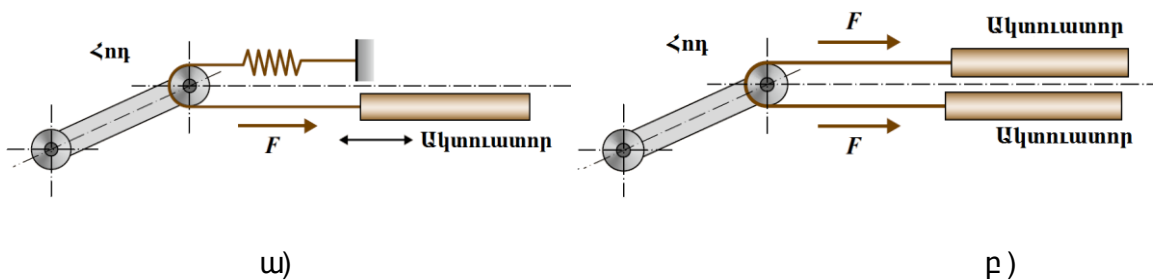
Նկ. 1.18. Հենահար ակտուացում. ա)  $N$  տեսակի, բ)  $2N$  տեսակի, գ)  $N+1$  տեսակի

Սխեմայի ընտրությունը մեծ չափով կախված է շարժիչների տեսակից: Մասնավորապես տարբերում են ակտուացման երկու հիմնական եղանակներ.

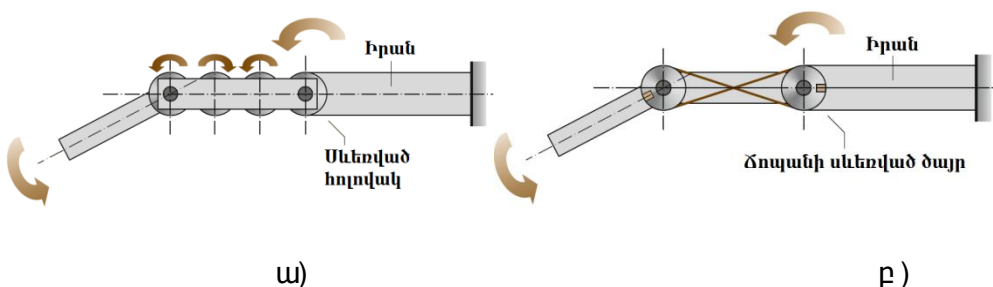
- մեկ գործողության ակտուատորներ՝ յուրաքանչյուր շարժիչ կարող է գեներացնել և կառավարել շարժումը միայն մեկ ուղղությամբ: Հակառակ ուղղությամբ շարժումը կարելի է ապահովել այլ միջոցներով՝ պասիվ (գսպանակով) (նկ. 1.19ա)) և ակտիվ (անտագոնիստմիացված ակտուատորով) (նկ. 1.19բ)):
- երկու գործողության ակտուատորներ՝ յուրաքանչյուր շարժիչ կարող է գեներացնել և կառավարել երկու ուղղությամբ շարժում:

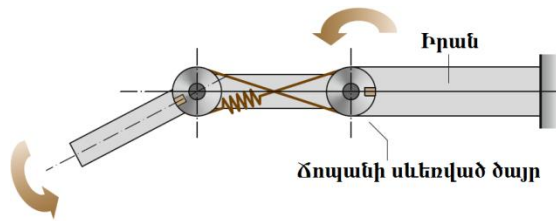
Պասիվ տարրերը՝ զսպանակները, կարող են կուտակել էներգիա ակտուացման փուլի ընթացքում: Այս եղանակը պարզեցնում է ակտուացման սխեման:

Երկու ակտուատորների ագոնիստ-անտագոնիստ միացումը համակարգը բարդացնում է, քանի որ մեծանում է ակտուատորների թիվը՝  $N$  հոդ- $2N$  ակտուատոր: Մյուս կողմից այն կարող է թույլ տալ կառավարման բարդ մեթոդներ, քանի որ երկու ակտուատորներն էլ կարող են ձգել միևնույն ժամանակ՝ տարբեր ինտեսիվություններով: Առավել ություններն են՝ հոդի կոշտության փոփոխման հնարավորությունը, արագ շարժումների դեպքում շփման ուժերի ազդեցության սահմանափակումը: Թերություններն են՝ ակտուատորների հետընթաց կառավարման անհրաժեշտությունը, յուրաքանչյուր հոդին երկու ակտուատորների տեղադրման տեխնոլոգիական բարդությունը, մեծ ինքնարժեքը: Նկար 1.19-ում պատկերված են ակտուատորի միացման սխեմաները, նկ. 1.20-ում՝ երկկողմանի գործողության ակտուատորի փոխանցիչ մեխանիզմի տեսակները.



Նկ. 1.19. ա) Պասիվ տարրով միակողմանի ազդեցության ակտուատոր, բ) ակտուատորների ագոնիստ-անտագոնիստ միացում

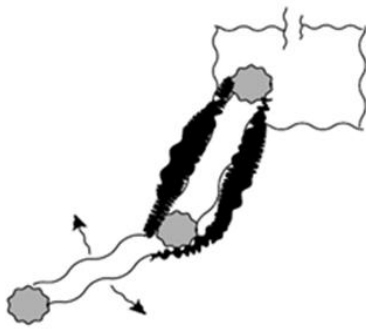




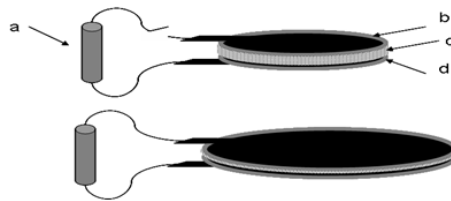
գ)

Նկ. 1.20.  $N = M$  երկկողմանի գործողության ակտուատորի փոխանցիչ մեխանիզմի տեսակները. ա) ատամնանիվներով, բ) ճուպանով, գ) ճուպանով և առանց գական տարրով

Դիտարկենք պոլիմեր մետաղական շարժաբերային տարրերով համակարգեր [62]:



ա)

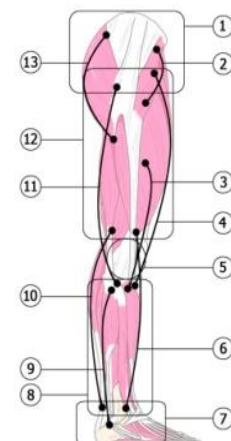


բ)

Նկ.1.21. Էլեկտրասկտիվ C-PAN-N արհեստական մկանսի հնարավոր միացման սխեման (ա) և աշխատանքի սկզբունքը (բ)



մատի համար



ամբողջ ոտքի համար

Նկ. 1.22. Վերականգնողական սարքի մատի համար

Նկ. 1.23. Վերականգնողական սարքի կոնցեպտ



Նկ. 1.21ա)-ում պատկերված է էլեկտրասկտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորով վերականգնողական սարքի սխեման, բ)-ում ցույց է տրված ակտուատորի դեֆորմացիան, երբ էլեկտրական շղթան փակվում է: Նկ. 1.22-ում՝ մատի համար այդ ակտուատորով վերականգնողական սարք:

Նկ. 1.23-ում պատկերված է էլեկտրասկտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորների բնական մկանների նմանությամբ միացման կոնցեպտ ամբողջ ոտքի համար [63]: Յուրաքանչյուր ակտուատորը բաղկացած է էլեկտրասկտիվ հաղորդիչ պոլիմերմետաղական կոմպոզիտային թելքերի փնջից, որը գտնվում է էլեկտրոլիտային փակ համակարգում: Շարժաբերային համակարգն իրենից ներկայացնում է կարկասային կառուցվածք՝ բաղկացած կոնքի (1), կոնքադրային (12), սրունքի (8) և թաթի (7) կարկասներից, ծնկահոդի ծխնիից (5), ինչպես նաև արհեստական մկաններից՝ հետոլոքային (gluteus) (13), ստործնկային (hamstrings) (11), եռգլխանի (gastrocnemius) (10), ձկնամկան (soleus) (9), զստագոտկային (iliopsoas) (2), ազդրի ուղիղ (rectus femoris) (4), ազդրի լայն (vasti) (3), ուղոքային առաջային (tibialis anterior) (6): Սարքի կարկասն ունի ածխային կոմպոզիտից պատրաստված պատյանի ձև, որի երկրաչափական պարամետրերը կախված են վերջույթի սեգմենտների ձևից, պատյանի ամրության, կոշտության և կայունության պայմաններից:

Պոլիմերմետաղական ակտուատորը ակտիվացվում է էլեկտրական դաշտի ազդեցությամբ: Էլեկտրոլիտն ապահովում է իոնների տեղաշարժը: Ակտուատորների ակտիվացումը, կառավարումը և հետևաբար էկզոսկելետոնի անհրաժեշտ շարժումների ապահովումը կատարվում է էլեկտրական լարման փոփոխությամբ [62].

$$U_k = \pm \sqrt{\left(\varepsilon_k - \frac{\sigma_k}{E}\right) \cdot \frac{2E}{(1-2\nu)c}}$$

որտեղ  $k = 1, \dots, n$ ,  $n$ -ը էկզոսկելետոնի օղակների և ակտուատորների թիվն է,  $\varepsilon_k$ -ն ակտուատորի երկայնական հարաբերական դեֆորմացիան

Է,  $v$ -ն Պոլասոնի գործակիցը,  $E$ -ն Յոլևգի մոդուլը,  $c$ -ն ունակությունը,  $\sigma_k$ -ն մեխանիկական լարումը:

Ըստ նախագծման արդյունքների պոլիմերմետաղական շարժաբերային համակարգի  $1 \text{ կգ}$  զանգվածի, ակտուատորի  $0,17 \text{ շ}$ ,  $0,1 \text{ շ}$ ,  $0,012 \text{ շ}$  չափերի և  $50 \text{ Վտ}$  հզորության ծախսի դեպքում հնարավոր է զարգացնել  $1000 \text{ Նոժ}$  [64]:

Էլեկտրամեխանիկական և էլեկտրասկտիվ պոլիմերմետաղական շարժաբերային համակարգերի կառուցվածքի, վերականգնողական սարքերում դրանց կիրառման եղանակների և այլ բնութագրերի ուսումնասիրությունները ցույց տվեցին, որ երկրորդն ունի որոշակի առավելություններ՝ փոքր զանգված, փոքր չափեր և էներգածախսեր, կոշտության կառավարման լայն հնարավորություններ և ավելի նախընտրելի են վերականգնողական սարքերին ներկայացվող պահանջների տեսանկյունից:

### **1.5. Եզրակացություններ 1-ին գլխի վերաբերյալ**

1. Գրականության վերլուծությունը ցույց տվեց, որ նոր նյութերի (պոլիմերներ, կարբոն և այլն) ստացման տեխնոլոգիաների զարգացման շնորհիվ ընձեռվել է հնարավորություն նախագծել ու վերականգնողական սարքեր, որոնք էլ ավելի մեծ չափով կհամապատասխանեն վերականգնողական սարքերին ներկայացվող հիմնական պահանջներին՝ փոքր զանգված, ճկունություն, բազմաֆունկցիոնալություն, դյուրակրություն, էներգախնայողություն, հարմարավետություն:

2. Պարզ դարձավ, որ վերականգնողական սարքերում լայնորեն կիրառվող գույանակներից նախընտրելի են ժապավենային պարուրած և գույանակները, որոնք առավել կոմպակտ են, մեծացնում են հողերի ընկրկելիությունը և սարքն առավել հարմարավետ դարձնում հիվանդի համար: Սակայն որոշակի չէր այդ գույանակների վերականգնողական սարքին միացման եղանակը, լուծված չէին հավասարակշռման, գույանակի պարամետրերի լավարկման, դինամիկական մոդելավորման խնդիրները:

3. Առած գականություն հաշվառումը դինամիկական վերլուծության ժամանակ առաջացնում է մեծ բարդություններ՝ ընդհանուր առած գական մոդելի դեպքում պետք է հաշվի առնել նաև հոդերի ընկրկելիությունը, սեզմենտների բոլոր տեսակի դեֆորմացիաները, այսինքն՝ վերականգնողական սարքի ցանկացած երգոնոմիկական նախագծում պետք է համապատասխանի մարդու բնական կինեմատիկային: Խնդիրը զգալի չափով բարդանում է հատկապես երկոտանի մեխանիզմի շարժման հավասարումների կազմման և լուծման ժամանակ՝ դինամիկական վերլուծության համար անհրաժեշտ են նոր մեթոդներ և ալգորիթմներ: Չնայած, որ հետազոտության արկա երկոտանի քայլքի ռոբոտները այնքան էլ նոր չեն, սակայն դրանք բարելավման կարիք ունեն և շատ խնդիրներ դեռևս լուծված չեն. առաջին հերթին կապված օղակների և հոդերի առած գական հատկությունների հետ:

4. Առած գական շարժաբերային համակարգով (ակտուատորներ, փոխանցիչ մեխանիզմներ) վերականգնողական սարքերի ուսումնասիրությունը ցույց տվեց դրանց մեծ նշանակությունը էներգաարդյունավետ քայլք և վազք ապահովելու գործում: Այդ սարքերն ավելի հուսալի են և արդյունավետ, սակայն առած գականությունն առաջացնում է նաև որոշ թերություններ՝ փոքրացնում է կառավարվող ռոբոտի հզորությունը, բարդացնում կառավարման համակարգը և վիբրացիաների պատճառով փոքրացնում ճշտությունն ու կայունությունը: Յետևաբար, այս դեպքում նույնպես, դինամիկական մոդելավորման նոր ալգորիթմների մշակումը և շարժաբերների էականորեն տարբերվող էլեկտրական լարումների, հոսանքների և հզորությունների ճշգրիտ որոշումը վերականգնողական տեխնիկայի արդի խնդիրներից է:

5. Մարդու հենաշարժողական ապարատի կենսամեխանիկայի վերլուծությունը ցույց տվեց, որ բնական մկանների հավելուրդայնությունը բարդացնում է կառավարումը և հոդում միևնույն շարժումն իրականացնելու համար հնարավոր են մկանային ուժերի բազմաթիվ կոմբինացիաներ: Սակայն սա հանդիսանում է հիասալի մեխանիզմ կառավարվող կոշտության ապահովման համար և անհրաժեշտություն կա բնական մկանների

նմանությամբ նոր պրիմերային ակտուատորներով վերականգնողական սարքերի նախագծման:

6. Ներկայումս շարունակվում են էլեկտրամեխանիկական ակտուատորներով վերականգնողական սարքերի մոդելավորումը և նախագծումը: Առանձնակի հետաքրքրություն ներկայացնող էլեկտրամեխանիկական ակտուատորների ոչ լրիվ թվով մեխանիզմների ուսումնասիրությունը ցույց տվեց, որ դրանք ունեն բազմաթիվ առավելություններ՝ պարզ կառավարման համակարգ, փոքր զանգված, էներգաարդյունավետություն և որ նման մեխանիզմների օգտագործումը, եղածների կատարելագործումը և նոր լուծումների առաջարկումն անհրաժեշտ է վերականգնողական տեխնիկայում:

7. Դեռևս չլուծված են մնում հատկապես քայլքի դեպքում (ինչպես հայտնի է մեծ էներգածախսերով) էներգախնայողության, համապիտանելիության և դյուրակիրության հետ կապված խնդիրները և անհրաժեշտ են սկզբունքորեն նոր տեսակի վերականգնողական սարքերի տեխնիկական լուծումներ:

## **ԳԼՈՒԽ 2. ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ՄՈՂԵԼԱՎՈՐՈՒՄ ՕՂԱԿՆԵՐԻ ԱՌԱՋԳԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՀԱՇՎԱՌՄԱԲ**

### **2.1. Պարունակ և առանձնակալի հավասարակշռող և շարժաբերող տարրերով էկզոսկելետոնի նախագծում և դինամիկական մոդելավորում**

Այս ենթաբաժնի նպատակն է հետազոտել մարդու վերջույթներով և լծակային վերականգնողական սարքերով կազմված

կենսամեխանիկական համակարգերը, դրանց հավասարակշռման հնարավորությունները և կատարելագործման ուղիները: Յետագոտության արդյունքները նախատեսված են օգտագործելու վերականգնողական տեխնիկայի բնագավառում: Այն կիրառվում է մարդու վերջույթների կամ դրանց գործառույթների վերականգնման նպատակով:

Խնդրի դրվածքը՝ կատարել մարդու վերջույթի և ազատության երկու աստիճան ունեցող ու արքիմեդյան գալարագծով պարուրած և զսպանակով էկզոսկելետոնի կենսամեխանիկական համակարգի ստատիկական հավասարակշռում, դինամիկական մոդելավորում և որոշել շարժաբեռների նոմինալ հզորությունների արժեքները: Կատարել զսպանակի պարամետրերի լավարկում օգտագործելով ատամնանվա-բռու նցքային մեխանիզմ:

Պարուրած և զսպանակի ընտրության հիմնական նպատակը էկզոսկելետոնի հոդերի ընկրկելիության մեծացումն է, ինչն ունի մեծ նշանակություն, քանի որ ուղղակիորեն կապված է հիվանդի հարմարավետության հետ: Բացի այդ, ավելի հեշտ կլինի գնահատել կամ կանխատեսել հիվանդի շարժումները, ունենալով մեծ պասիվ ընկրկելիություն: Այս աշխատանքում առաջարկված է պարուրած և զսպանակով հոդի մեխանիզմը: Յամեմատելով գլանական և պարուրած և զսպանակները հեշտ է ցույց տալ, որ վերջինս ավելի նախընտրելի է դյուրակիր ռոբոտների համար [65]:

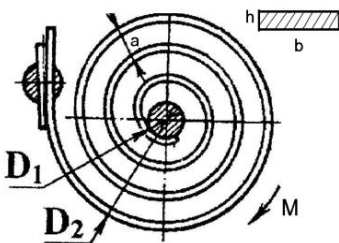
*Ազատության երկու աստիճանով համակարգի ստատիկ հավասարակշռում արքիմեդյան պարուրած և զսպանակներով:* Պարուրած և զսպանակը արքիմեդյան պարուրագծով կորացված պողպատյա ժապավեն է, որի գալարները աշխատանքի ընթացքում միմյանց չեն հպվում (նկ. 2.1): Ժապավենի մի ծայրը կոշտամրացված է սարքի իրանին, մյուսը՝ պտտվող լիսեռին:  $\varphi$  անկյան տակ ու որոված զսպանակի առածգական մոմենտն է՝  $M_b = EI\varphi/L$ , որտեղ  $L$ -ը զսպանակի երկարությունն է,  $E$ -ն՝ նյութի առածգականության մոդուլը,  $I$ -ն՝ իներցիայի մոմենտը,  $EI$ -ն՝ կոշտությունը: Ամրության պայմանից առածգական մոմենտը որոշվում է հետևյալ բանաձևով [65].

$$M_b \leq \frac{bh^2}{6} [\sigma] :$$

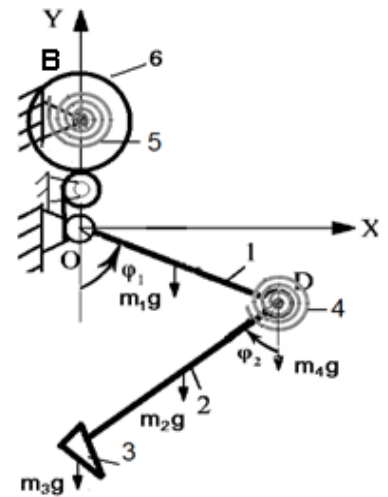
Վերը բերված արտահայտություններին, հաշվի առնելով նաև, որ  $I = \frac{bh^3}{12}$ , ունենք [65]

$$[\sigma] = \frac{Eh}{2L} \varphi :$$

Նկ. 2.2-ում պատկերված է մարդու ոտքի և ազատության երկու աստիճանով վերականգնողական սարքի միացումից ստացված կենսամեխանիկական համակարգը, որը ծանրության ուժերից ստատիկորեն հավասարակշռվում է 4 և 5 արքիմեդյան գալարագծով պարունակ և զսպանակների միջոցով: Այստեղ 4 զսպանակը տեղադրված է  $D$  կիսեմատիկ գույգում, իսկ 5-ն ամրացված է 6 ատամնանվին:



Նկ. 2.1. Արքիմեդյան պարունակ և զսպանակ սարքի սխեմա



Նկ. 2.2. Վերականգնողական սարքի սխեմա

Հավասարակշռության հավասարումներն ունեն հետևյալ տեսքը.

$$m_1 g \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1 + m_4 g l_1 \sin \varphi_1 + (m_3 + m_2) g l_1 \sin \varphi_1 = M_{b_1},$$

$$m_3 g l_2 \sin \varphi_2 + m_2 g \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2 = M_{b_2},$$

որտեղ  $M_{b_1}$ -ը և  $M_{b_2}$ -ը համապատասխանաբար 5 և 4 զսպանակների առաձգական մոմենտներն են,  $m_4$ -ը՝ 4 զսպանակի զանգվածը,  $m_1$ -ը՝ 1-իև օղակի զանգվածը,  $m_2$ -ը՝ 2-րդ օղակի զանգվածը,  $m_3$ -ը՝ ոտնաթափի

զանգվածը,  $l_1$ -ը՝ 1-ին օղակի երկարությունը,  $l_2$ -ը՝ 2-րդ օղակի երկարությունը:

**Ստատիկ հավասարակշռման արդյունքները:** Չսպանակի պարամետրերի ընդունված արժեքները և հաշվարկային արդյունքները ներկայացված են աղյուսակ 2.2-ում:

Աղյուսակ 2.1

$K\text{Ն/մ}$	$b$ մ	$h$ մ	$L$ մ	$D_2$ մ	$D_1$ մ	$m$ կգ	$a$ մ	$i$
42,4	0,1	0,001	0,43	0,08	0,045	0,34	0,008	3
33,92	0,1	0,001	0,54	0,08	0,03	0,42	0,008	4
29,68	0,1	0,001	0,62	0,08	0,01	0,5	0,008	5

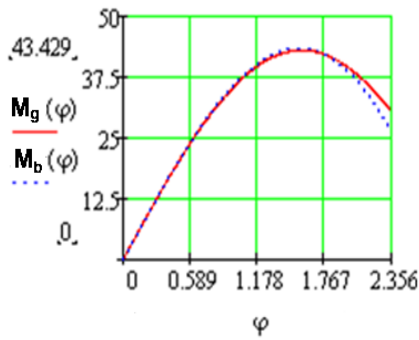
Քանի որ  $M_g$ -ի և  $M_b$ -ի փոփոխման օրենքները տարբեր են, ապա չի իրականացվում ճշգրիտ ստատիկ հավասարակշռում: Դա ապահովելու համար հոլովակի պրոֆիլը նախագծում ենք այնպես, որ տեղի ունենա հետևյալ պայմանը.

$$r_2' = r_2 / \cos(\varphi/2):$$

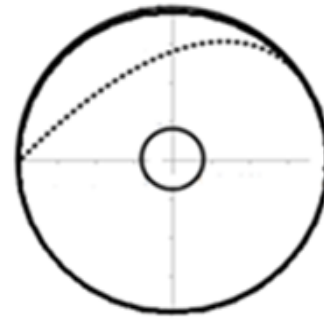
Այսինքն՝ Օ կինեմատիկական գույգում տեղադրված հոլովակը պատրաստվում է բռունցքի տեսքով (նկ. 2.4): Հավասարակշռության հավասարումը կունենա հետևյալ տեսքը [66].

$$M_g = M_b \Leftrightarrow (0.5m_1 + m_2)l_1g \sin \varphi = C \frac{EI\varphi}{L} \cos \varphi/2,$$

որտեղ՝  $C$ -ն փոխանցման հարաբերությունն է,  $M_g$ -ն՝ գրավիտացիոն ուժերի մոմենտը (նկ. 2.3):



Նկ. 2.3. Մոմենտների գրաֆիկը ճշգրիտ պրոֆիլը



Նկ. 2.4. Բռու և ցքի

հավասարակշռման դեպքում

Ազատության երկու աստիճանով կենսամեխանիկական համակարգի դինամիկ հավասարակշռում շարժաբերներով:  $B$  կինեմատիկ գույգում միացված է  $m_5$  զանգվածով շարժաբեր, իսկ  $D$  -ում՝  $m_4$  զանգվածով շարժաբեր: Օգտվելով Լագրանժի երկրորդ սերի հավասարումից ստացվում են համակարգի  $T_i$  ընդհանրացված մոմենտները [67].

$$T_i = d(\partial L / \partial \dot{\varphi}_i) / dt - \partial L / \partial \varphi_i,$$

որտեղ  $L$ -ը Լագրանժի ֆունկցիան է՝ արտահայտված կենսամեխանիկական համակարգի կինետիկ և պոտենցիալ էներգիաների տարբերությամբ [67].

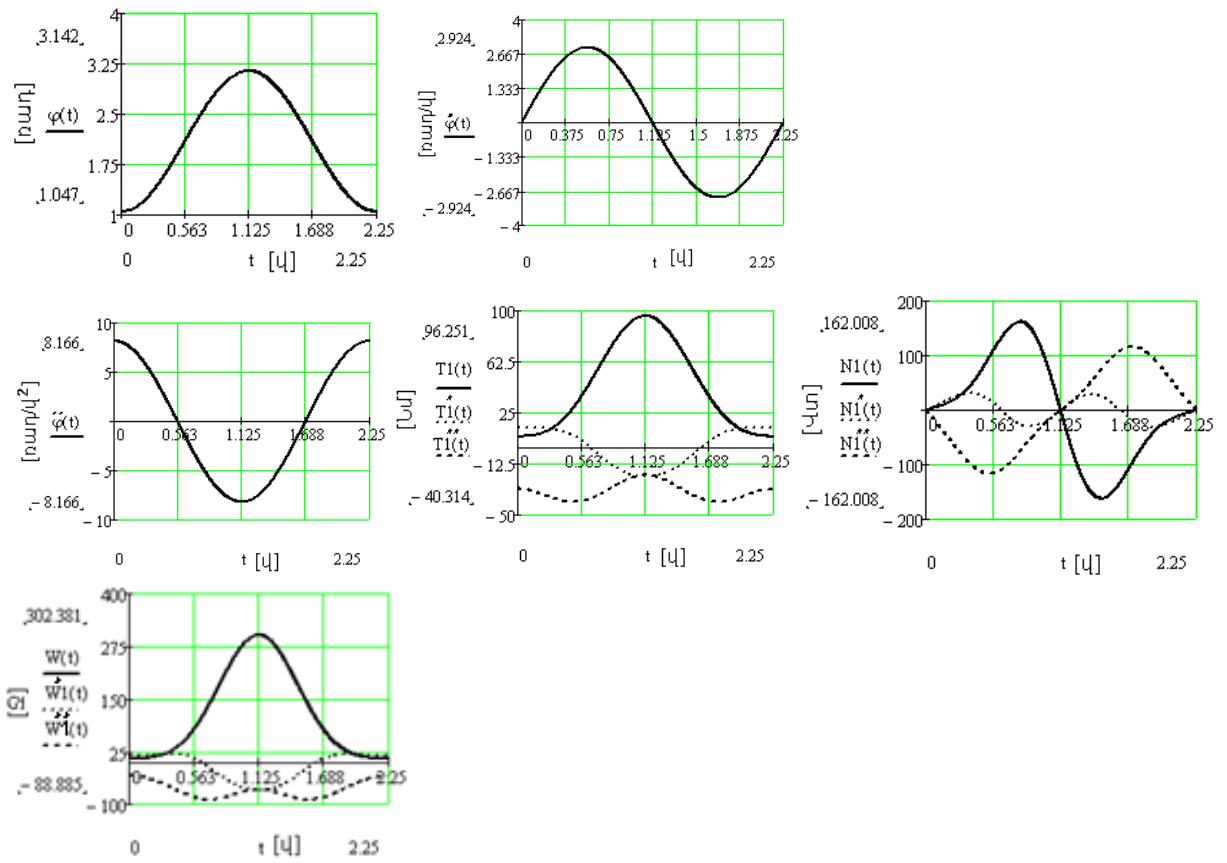
$$K = \sum_{i=1}^{n+1} K_i, \quad P = \sum_{i=1}^n P_i:$$

Տրված  $\varphi_i(t)$  ֆունկցիայի դեպքում ստացվել է  $T_i$ -ի կախումը ժամանակից: Հոդորությունների նոմինալ արժեքները ստացվել են հետևյալ արտադրյալներից՝  $N_i(t) = T_i(t)\dot{\varphi}_i(t), N_i^*(t) = T_i^*(t)\dot{\varphi}_i(t), N_i^{**}(t) = T_i^{**}(t)\dot{\varphi}_i(t), i = 1, 2:$

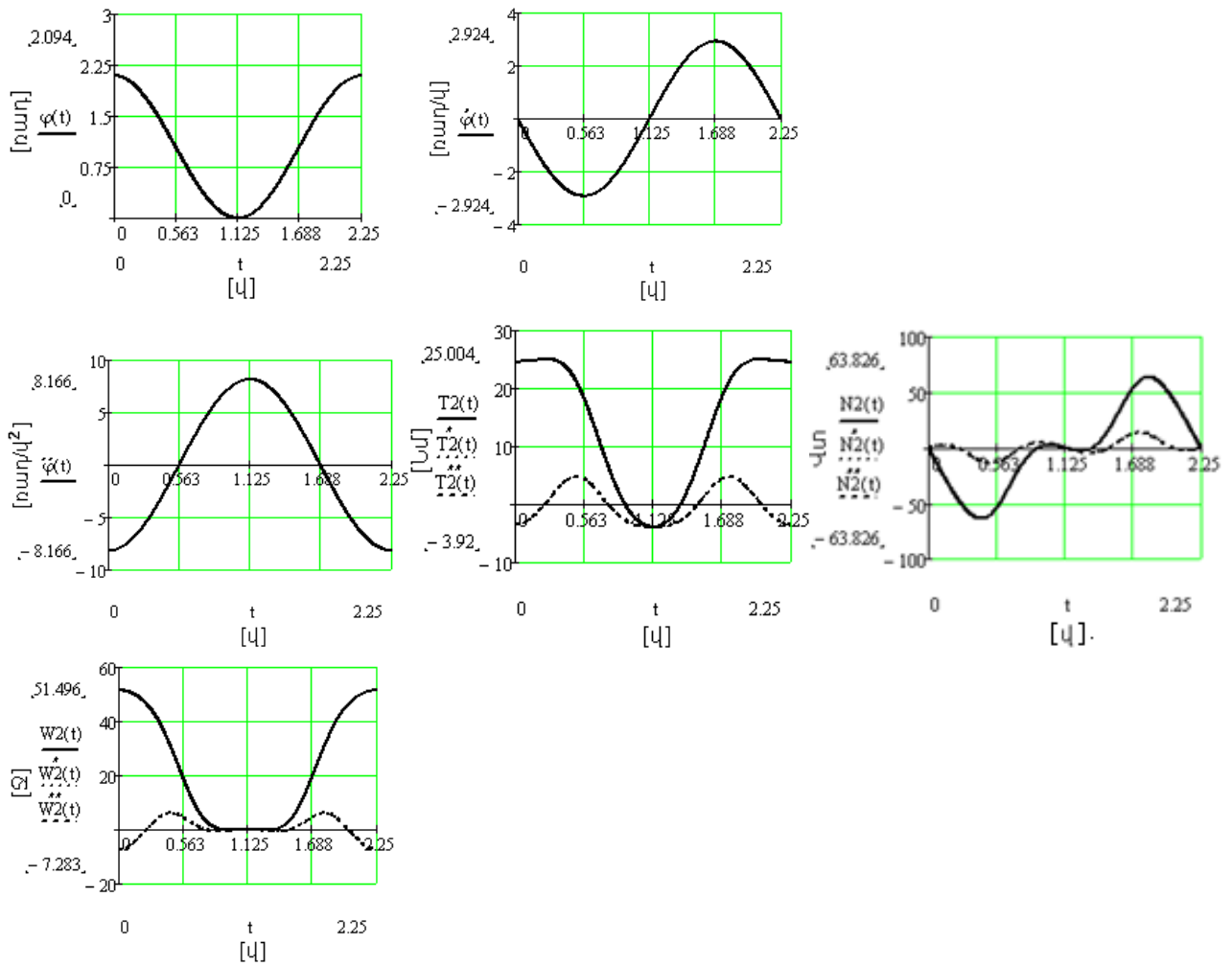
Կատարված աշխատանքները որոշվել են հետևյալ արտադրյալներով.

$$W_i(t) = T_i(t)\Delta\varphi_i(t), W_i^*(t) = T_i^*(t)\Delta\varphi_i(t), W_i^{**}(t) = T_i^{**}(t)\Delta\varphi_i(t), i = 1, 2:$$





Նկ.2.5. Դինամիկ մոդելի ավորման հաշվարկային արդյունքները 1-ին օղակի համար



Նկ.2.6. Դինամիկ մոդել ավորման հաշվարկային արդյունքները 2-րդ օղակի համար

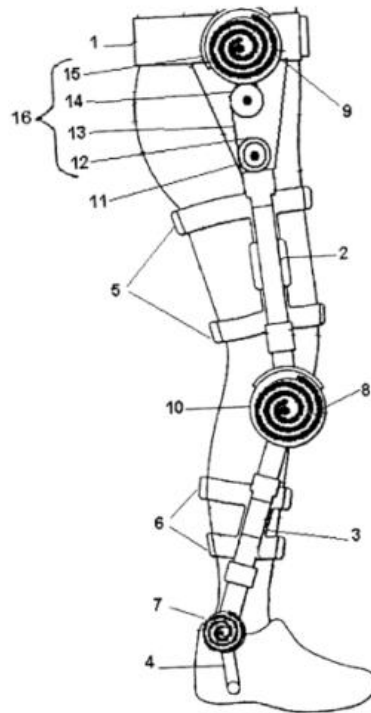
Հետազոտությունները ցույց տվեցին, որ երկու ազատության աստիճանով կենսամեխանիկական համակարգի արթիմեդյան պարունակը և զսպանակներով ստատիկ հավասարակշռման դեպքում, փոխանցիչ մեխանիզմի օգտագործման շնորհիվ, զսպանակի լայնությունը կարելի է փոքրացնել 4, հաստությունը՝ 2, երկարությունը՝ 3, իսկ զանգվածը 25 անգամ և համապատասխանեցնել նրա չափերը վերականգնողական սարքերին ներկայացվող պահանջներին: Համակարգի դինամիկ հավասարակշռման արդյունքները հավաստում են, որ ազդրային օղակի համար շարժիչային մոմենտի արժեքը ստատիկորեն հավասարակշռված լինելու դեպքում նվազել է 4,8 անգամ, նոմինալ հզորությունը՝ 5,25 անգամ, էներգիայի ծախսերը՝ 4,4 անգամ (նկ. 2.5): Սրունքային օղակի համար ստատիկորեն հավասարակշռված լինելու դեպքում

պահանջվող հզորությունը նվազեցվել է 4,6 անգամ, ընդհանրացված մոմենտի արժեքը՝ 5,2 անգամ, էներգածախսը՝ 7 անգամ (նկ. 2.6):

Հետազոտության արդյունքում մշակված վերականգնողական սարքը գյուղտի արտոնագրի է արժանացել և կարող է կիրառվել հենաշարժողական ապարատի վնասվածքների հետևանքով մարդու վերջույթների գործառույթների ժամանակավոր կամ մշտական կորստի դեպքում և տարեց մարդկանց օժանդակման համար: Որպես նախատիպ վերցվել է Ջ. Պետրովսկու և ուրիշ.-ի նախագծած վերականգնողական սարքը [68]: Որը սակայն լիարժեք չի նպաստում ազդրի և սրունքի շարժումներին: Հայտնի է նաև մեկ այլ նմանատիպ սարք՝ Ք. Շիմադա և ուրիշ. [69], որը նպաստում է իրանի շարժումներին, սակայն չի ապահովում ազդրի և սրունքի շարժումների ժամանակ առածգական դեֆորմացիայի կուտակման շնորհիվ դրանց հետադարձ շարժումը և ոտքի առանձին սեգմենտների շարժումները:

Գյուղտի էությունը պարզաբանվում է գծագրով, որտեղ պատկերված է քայլքին օժանդակող սարքի պրոֆիլը վերջույթի հետ միասին (նկ. 2.7): Սարքն ունի մարդու գոտկատեղին ամրացված իրան (1), ազդրային (2), սրունքային (3) և ոտնաթաթային (4) սևեռածողեր, որոնք ամրացված են միմյանց և իրանին (1) հողակապերի միջոցով՝ համապատասխան հողերի հատվածում, իսկ ոտքերի հետ ամրացված են ամրակիչ գոտիների (5), (6) միջոցով: Պարուրած և զսպանակներն (7), (8), (9), ապահովում են կենսամեխանիկական համակարգի՝ ոտքի և սարքի ստատիկ հավասարակշռումը ծանրության ուժերից, իսկ շարժաբերները (10), (11) պտտում են համապատասխան հողերը դրանց անատոմիական շարժունության սահմաններում: Փոխանցիչ մեխանիզմի (16) միջոցով կոնքազդրային հողի պտտական շարժումը մուտքի օղակի (12), ճկուն օղակի (13) և միջանկյալ օղակի (14) միջոցով փոխանցվում է ելքի օղակին (15)՝ մեծացնելով փոխանցման հարաբերությունը: Քայլքին օժանդակող սարքն աշխատում է հետևյալ կերպ. նախ աջ ոտքի (կամ ձախ) շարժաբերների առաջացրած պտտող մոմենտների շնորհիվ պարուրած և զսպանակները ոլորվում են՝ կուտակելով պոտենցիալ էներգիա և համապատասխանաբար աջ կամ

ձախ ուտքը բարձրանում է, այնուհետև զսպանակները բացվում են, ուտքը հավում է գետնին և մարմնին առաջ է հրում, ապա նույն պրոցեսը կրկնվում է երկրորդ ոտքի համար:



Նկ. 2.7. Պարուրած և զսպանակներով էկզոսկելետոն

Պարուրած և զսպանակներն ապահովում են կենսամեխանիկական համակարգի՝ ոտքի և սարքի ստատիկ հավասարակշռումը ծանրության ուժերից, իսկ շարժաբեռները պտտում են համապատասխան հոդերը դրանց անատոմիական շարժունության սահմաններում: Փոխանցիչ մեխանիզմի միջոցով կոնքազդրային հոդի պտտական շարժումը մուտքի օղակի, ճկուն օղակի և միջանկյալ օղակի միջոցով փոխանցվում է ելքի օղակին՝ մեծացնելով փոխանցման հարաբերությունը: Պարուրած և զսպանակների կիրառման շնորհիվ հնարավոր է դառնում մարդու քայլքի ընթացքում օժանդակել ոտքի առանձին սեգմենտների՝ ազդրի, սրունքի և ոտնաթաթի շարժումներին, ինչպես շարժաբեռների էներգածախսը և բացի այդ վերցնել ավելի փոքր հզորությամբ շարժաբեռներ, քանի որ հաշվարկները ցույց են տալիս, որ ստատիկ ռեժիմում պարուրած և զսպանակներով ստատիկ հավասարակշռված լինելու դեպքում

դիւնամիկ ռեժիմում պահանջվում են ավելի փոքր հզորութայամբ շարժաբերներ:

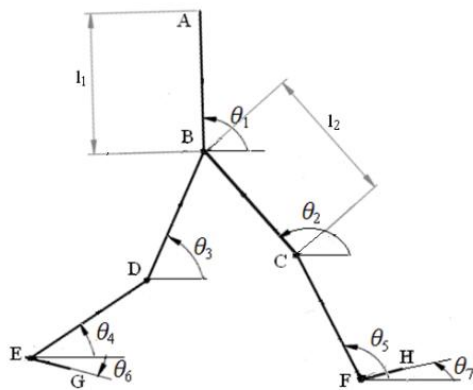
**2.2. Երկոտանի քայլքի կրկնօրինակման  
վերականգնողական սարքի դիւնամիկական մոդել ավորում  
կիւնեմատիկական զույգերի և օղակների  
առածգականութայան հաշվառմամբ**

Մարդու երկոտանի քայլքը կրկնօրինակող վերականգնողական սարքի դիւնամիկական վերլուծութայան նպատակով դիտարկված է հարթ յոթօղակ մեխանիզմ: Քայլքի սահունութայունը և արագութայունների փոփոխութայունը նվազագույն էներգածախսերով ապահովելու համար հաշվի է առնված օղակների և հոդերի առածգականութայունը [70-74]: Առաջարկվել է դիւնամիկական վերլուծութայան երկու եղանակ՝ Լագրանժի և Գիբս-Ապելի: Ի հայտ են եկել առածգականութայան հաշվառմամբ և առանց հաշվառման դիւնամիկական վերլուծութայունների արդյունքների զգալի շեղումներ, և ի տարբերութայուն Լագրանժի մեթոդի՝ Գիբս-Ապելի մեթոդը կիրառելիս նկատվել է հաշվարկների զգալի պարզութայուն: Վերջնական նպատակն է՝ երկոտանի քայլքին նպաստող սարքի նախագծման սկզբունքների մշակումը և մարդու բնական քայլքի կրկնօրինակումը:

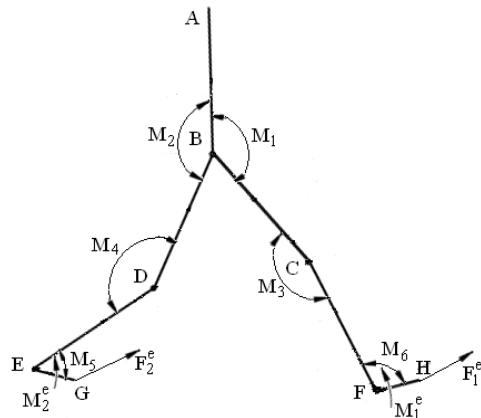
Մեխանիկայի տեսանկյունից երկոտանի շարժումը կարող է նկարագրվել որպես դրա վրա ազդող ուժային համակարգում հավասարակշռութայան պայմանների պարբերական փոփոխութայուն [75, 76]: Մկանային խմբերում լարվածութայան վերաբաշխման պատճառով առաջացած ինքնաբուխ շարժումը փոփոխում է ուժերի հարաբերութայունները, բերելով դրանք հավասարակշռութայան կամ ընդհակառակը՝ հանում այդ վիճակից: Այդ համակարգերի և դրանց շարժման հետազոտումը պահանջում է որոշ պարզեցումներ, քանի որ անտրոպոմորֆ մեխանիզմները չափազանց բարդ դիւնամիկական համակարգեր են՝ մեխանիկական կառուցվածքային և կառավարման տեսանկյունից: Եթե նույնիսկ այդ համակարգը ներկայացնենք

կոշտ օղակների և յուրաքանչյուր հոդում պարզ շարժաբեղերի տեսքով, միևնույն է այն կշարունակի մնալ բարդ դինամիկական համակարգ, իսկ համակարգի տարրերի առաձգական հատկությունների պատճառով կունենանք ելքի օղակի իրական հետագծերի զգալի շեղումներ նախատեսվածից և համակարգի ստատիկական ու դինամիկական պարամետրերի փոփոխություններ:

Երկոտանի մոդելը պատկերված է նկ. 2.8-ում, որտեղ ցույց է տված Լագրանժի կոորդինատների որոշումը: Այդ կոորդինատները մեխանիզմի յուրաքանչյուր օղակի բացարձակ անկյուններն են և չափվում են ըստ հորիզոնական առանցքի: 1-ին օղակը իրանն է, 2-և ու 3-ը՝ ազդերը, 4-և ու 5-ը՝ սրունքները, 6-և ու 7-ը ոտնաթաթերը: Մեխանիզմի վրա ազդող ուժերը պատկերված են նկ. 2.9-ում: Ներքին ուժային գործոններն են կոնքազդրային հոդերի  $M_1$  և  $M_2$  մոմենտները, ծնկային հոդերում  $M_3$  և  $M_4$  մոմենտները, սրունքաթաթային հոդերում  $M_5$  և  $M_6$  մոմենտները, արտաքինը՝  $M_G$ ,  $M_H$  մոմենտները և  $F_G, F_H$  ուժերը, որոնք ազդում են  $G$  և  $H$  կետերում: Ազատության աստիճանների թիվը որոշվում է հարթ մեխանիզմների հայտնի բանաձևով [65]՝  $W = 3n - 2p_5$ :



Նկ. 2.8. Երկոտանի մոդելի մոմենտներ



Նկ. 2.9. Արտաքին և ներքին ուժեր և մոմենտներ

Մեխանիզմն ունի 9 ազատության աստիճան, եթե հաշվի ենք առնում նաև սրունքաթաթային հոդի շարժումները և այն, որ շարժումը տեղի է ունենում միայն սազիտալ հարթությունում: Այդ ազատության աստիճանները ներկայացվում են 9 չափանի վեկտորի միջոցով.

$$q = (\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4 \quad \theta_5 \quad \theta_6 \quad \theta_7 \quad x \quad y)^T:$$

Համակարգի դինամիկան ներկայացվում է Լագրանժի 2-րդ սերի 2 արժման հավասարումների միջոցով [75].

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial P}{\partial q_i} = Q_i, \quad (i = 1, 2 \dots 9),$$

որտեղ  $T$ -ն և  $P$ -ն մեխանիզմի համապատասխանաբար կինետիկ և պոտենցիալ էներգիաներն են,  $Q_i$ -ն  $q_i$  ընդհանրացված կոորդինատներին բերված ընդհանրացված ուժերն են: Մեխանիզմի կինետիկ էներգիան կարող է որոշվել բոլոր օղակների կինետիկ էներգիաների գումարով [75, 76].

$$T = \sum_{i=1}^7 T_i,$$

կամ

$$T = T_{AB} + T_{BC} + T_{BD} + T_{DE} + T_{CF} + T_{EG} + T_{FH}:$$

Երբ մեխանիզմի օղակները համարվում են բացարձակ կոշտ, կինետիկ էներգիան կորոշվի հետևյալ բանաձևով [76].

$$T_{r_i} = \frac{1}{2} \int_0^{l_i} \rho(y_i) A(y_i) (\bar{V}_{G_i}^0 \cdot \bar{V}_{G_i}^0) dy_i + \frac{1}{2} I_i \omega_i^2,$$

որտեղ

$$\bar{V}_{G_i}^0 = \sum_{i=1}^7 (\dot{R}_{i-1}^0 \bar{r}_{i-1}) + \dot{R}_i^0 \bar{r}_{G_i},$$

$$R_i^0 = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_i & -\sin \theta_i \\ 0 & \sin \theta_i & \cos \theta_i \end{vmatrix},$$

հակառակ դեպքում [77]`

$$T_{s_i} = \frac{1}{2} \int_0^{l_i} \rho(y_i) A(y_i) (\bar{V}_i^0 \cdot \bar{V}_i^0) dy_i + \frac{1}{2} \int_0^{l_i} I_i \left( \dot{\vartheta}_i^0(y_i, t) \cdot \dot{\vartheta}_i^0(y_i, t) \right) dy_i + \frac{1}{2} I_i \omega_i^2,$$

$$\bar{r}_{G_i}^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ y_i \\ \varphi_i(y_i, t) \end{pmatrix},$$

$\rho(y_i)$ -ը  $i$ -րդ օղակի նյութի խտությունն է,  $A$ -ն լայնական հատույթի մակերեսն է,  $I_i$ -ն օղակի իներցիայի մոմենտն է,  $\theta_i(y_i, t)$ -ն ուղորման դեֆորմացիան է,  $\varphi_i(y_i, t)$ -ը ծռման դեֆորմացիան է,  $R_i^0$ -ն կոորդինատական ձևափոխության մատրիցն է,  $\bar{r}_{Gi}$ -ն ծանրության կենտրոնի շառավիղ-վեկտորն է,  $\bar{V}_{Gi}^0$ -ն՝ արագությունը:

Պոտենցիալ էներգիան որոշվում է օղակների ծանրության ուժերի և առաձգականության հաշվառմամբ [77].

$$P_{gi} = \int g \bar{r}_i^0 dm_i,$$

$$P_{sli} = \frac{1}{2} \int_0^{l_i} GI(y_i) (\partial \theta_i(y_i, t) / \partial y_i)^2 dy + \frac{1}{2} \int_0^{l_i} EI(y_i) (\partial^2 \varphi_i(y_i, t) / \partial y_i^2)^2 + \frac{1}{2} c_i q_i^2,$$

$$P_i = P_{gi} + P_{sli},$$

որտեղ  $GI$ -ն ուղորման կոշտությունն է,  $EI$ -ն՝ ծռման կոշտությունը,  $c_i$ -ն՝ ձգման:

Վերջապես, կարող ենք որոշել բոլոր օղակների կինետիկ և պոտենցիալ էներգիաների արտահայտությունները և տեղադրել  $L$  ագրանժի շարժման հավասարումների մեջ:

Կատարում ենք առաձգական երկոտանի մեխանիզմի դինամիկական վերլուծություն, օգտագործելով Գիբս-Ապելի ռեկուրսիվ բանաձևերը: Այս մեթոդի դեպքում մաթեմատիկական բոլոր արտահայտություններում մասնակցում են  $3 \times 3$  կամ  $3 \times 1$  չափայնության մատրիցներ: Ինչպես ցույց է տրվում, հաշվարկների տեսանկյունից այս մեթոդն ավելի պարզ է և ավելի արդյունավետ, քան դասական ռեկուրսիվ  $L$  ագրանժի մեթոդը:

Այս մեթոդի դեպքում առաձգական մեխանիզմի շարժման հավասարումները գրվում են հետևյալ տեսքով [77-79].

$$I(\theta) \ddot{\theta} = \bar{F},$$

որտեղ  $I(\theta)$ -ն համակարգի իներցիայի մատրիցն է,  $\bar{F}$ -ն ընդհանրացված կոորդինատների վեկտորն է,  $\bar{F}$ -ը դեֆորմացիայի ու գրավիտացիոն ուժերի, Կորիոլիսի, կենտրոնախույս ուժերի կամ մոմենտների, հոդերի և օղակների վրա ազդող արտաքին ուժերի և մոմենտների գլխավոր վեկտորն է:



Հավասարումներում ընդհանրացված ուժը դա պտտող մոմենտն է, որն ազդում է հողերում: Այն կլինի զրո, եթե համապատասխան շեղումները և պտույտները տեղի չունեն այն մասերում, որտեղ կիրառված են արտաքին ուժերը: Այս ընդունելություններից հետո Գիբս-Ապելի մեթոդով շարժման հավասարումները կգրվեն հետևյալ տեսքով [32].

$$\frac{\partial S}{\partial \ddot{q}_j} = \tau_j, \quad \frac{\partial S}{\partial \ddot{\delta}_j} + \frac{\partial P_e}{\partial \delta_j} = 0,$$

որտեղ  $S$ -ը բոլոր օղակների արագացումների էներգիաների գումարն է,  $\ddot{q}_j$ -ն և  $\ddot{\delta}_j$ -ն ընդհանրացված արագացումներն են:

Գիբսի ֆունկցիայի մասնակի ածանցյալներն ըստ  $\ddot{q}_j$ -ի և  $\ddot{\delta}_j$ -ի կունենան հետևյալ տեսքը [77].

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial \ddot{q}_j} = & \sum_i^n \frac{\partial \dot{\vec{r}}_{O_i}^T}{\partial \ddot{q}_j} (M_i \ddot{\vec{r}}_{O_i} + I_{1i} - 2I_{2i} \bar{\omega}_i - I_{3i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{3i} \bar{\omega}_i) + \\ & + \frac{\partial \dot{\bar{\omega}}_i^T}{\partial \ddot{q}_j} (I_{3i} \ddot{\vec{r}}_{O_i} + I_{6i} + 2I_{8i} \bar{\omega}_i + I_{9i} \dot{\bar{\omega}}_i + \bar{\omega}_i I_{9i} \bar{\omega}_i), \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial \ddot{\delta}_j} = & \sum_i^n \frac{\partial \dot{\vec{r}}_{O_i}^T}{\partial \ddot{\delta}_j} (M_i \ddot{\vec{r}}_{O_i} + I_{1i} - 2I_{2i} \bar{\omega}_i - I_{3i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{3i} \bar{\omega}_i) + \\ & + \frac{\partial \dot{\bar{\omega}}_i^T}{\partial \ddot{\delta}_j} (I_{3i} \ddot{\vec{r}}_{O_i} + I_{6i} + 2I_{8i} \bar{\omega}_i + I_{9i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{9i} \bar{\omega}_i) + \sum_{k=1}^m \ddot{\delta}_{jk} c_{jk} - 2\omega_j^T \sum_{k=1}^m \dot{\delta}_{jk} c_{jk} - \bar{\omega}_j^T \beta_j \bar{\omega}_j + \\ & + \dot{\vec{r}}_{O_i}^T \bar{\varepsilon}_j + \dot{\bar{\omega}}_j^T \bar{\alpha}_j, \end{aligned}$$

Պոտենցիալ էներգիան որոշվում է ծանրության ուժերով և առաձգական դեֆորմացիաներով և կարտահայտվի շեղումներով ու պտույտներով [78].

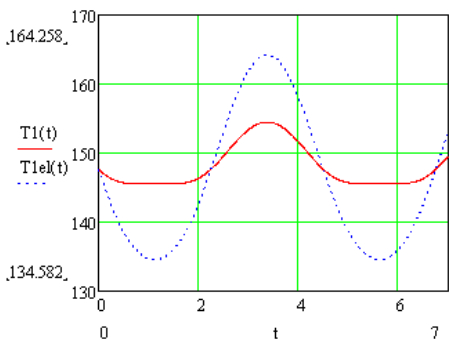
$$P_e = \frac{1}{2} \int_0^{l_i} \left( EA \left( \frac{\partial u_i}{\partial \eta} \right)^2 + EI_y \left( \frac{\partial^2 \omega_i}{\partial \eta^2} \right)^2 + GI_x \left( \frac{\partial \theta_{xi}}{\partial \eta} \right)^2 \right) d\eta,$$

$$\bar{\alpha}_j = \bar{c}_j + \sum_{k=1}^m \delta_{ik} \bar{c}_{ikj}, \quad \beta_{ij} = c_j + \sum_{k=1}^m \delta_{ik} c_{ikj}, \quad \bar{\varepsilon}_{ij} = \int_0^{l_i} \mu \bar{r}_{ij} d\eta,$$

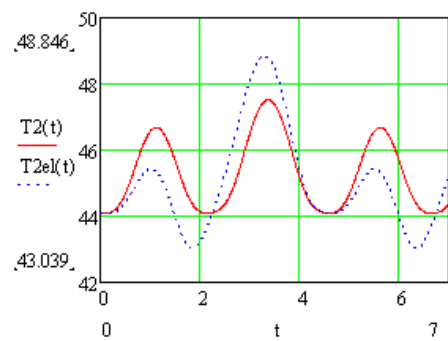
որտեղ  $EI_y$ -ը ծռման կոշտությունն է  $OY$  ուղղությամբ,  $EA$ -ն ձգման կոշտությունն է,  $GI_x$ -ը ոլորման կոշտությունն է,  $u_i$ ,  $\omega_i$ -ն

շեղումներն են  $OX$  և  $OY$  ուղղություններով,  $\theta_{xi}$ -ն  $OX$  ուղղությամբ պտույտն է,  $\eta$ -ն  $O_i$  կենտրոնի և օղակի վրա ցանկացած կետի միջև չդեֆորմացված հեռավորությունն է,  $M_i$ -ն՝  $i$ -րդ օղակի զանգվածն է,  $c_{jk}$ -ն արտահայտում է կոշտ մարմնի իներցիոն բնութագրերը,  $\mu$ -ն՝ օղակի միավոր երկարության զանգվածն է:

*Մաթեմատիկական մոդելավորում:* Դինամիկայի ուղիղ խնդրի լուծման համար համարվում են հայտնի  $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_7$  անկյունները,  $x, y$  կոորդինատները, օղակների շարժման օրենքները, օղակների զանգվածները ( $m_1, m_2, \dots, m_7$ ) և երկարությունները ( $l_1, l_2, \dots, l_7$ ): Որոշում ենք կոնքազդրային և ծնկային հոդերում մոմենտները կոշտ ( $T_1, T_2$ ) և առաձգական օղակներով ( $T_{1el}, T_{2el}$ ) մեխանիզմների համար օգտագործելով Լագրանժի մեթոդը (սկ. 2.10, 2.11):



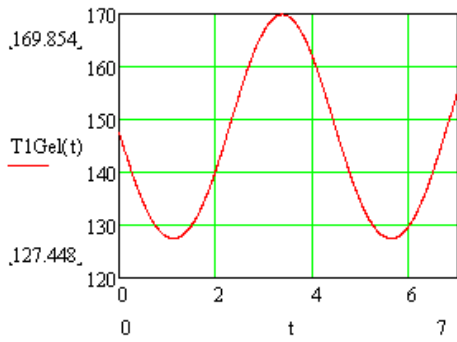
Սկ. 2.10. Կոնքազդրային հոդի մոմենտային մոմենտները



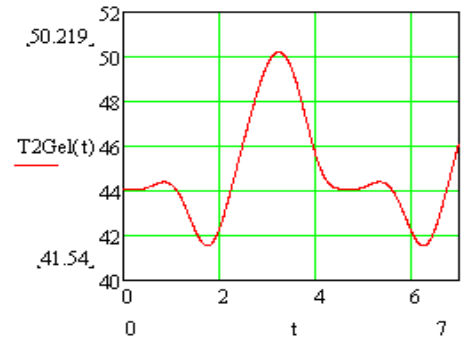
Սկ. 2.11. Ծնկային հոդի մոմենտները

Ինչպես երևում է ստացված գրաֆիկներից առաձգական օղակներով մեխանիզմի համար մոմենտների արժեքները 5%-ով ավելի մեծ են:

Նույն խնդիրը առաձգական օղակներով մեխանիզմի համար լուծվել է Գիբս-Ապելի մեթոդով, որն իր պարզության շնորհիվ թույլ է տալիս խուսափել որոշ հաշվողական դժվարություններից և ստանալ մոմենտների ավելի ճշգրիտ արժեքներ:



Նկ. 2.12. Կոնքազդրայ ին հողի մոմենտը մոմենտը



Նկ. 2.13. Ծնկայ ին հողի

Ինչպես երևում է 2.12 և 2.13 գրաֆիկներից, Գիբս-Ապելի մեթոդով դինամիկական վերլուծության արդյունքում ստացված մոմենտների արժեքները 3,5%-ով ավելի մեծ են, քան Լագրանժի մեթոդով ստացվածները:

Կատարվել է կոշտ և առաձգական օղակներով մեխանիզմների դինամիկական վերլուծության արդյունքների համեմատություն: Երկոտանի քայլքի մեխանիզմի դինամիկական մոդելավորման ժամանակ առաձգական հատկությունների հաշվառման շնորհիվ արտացոլվում է բնականոն քայլքի սահունությունը և արագության փոփոխությունների վրա կատարվում են մինիմալ էներգաձախույթներ:

### 2.3. Վերականգնողական սարքերի նախագծումը շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ:

Վերականգնողական սարքերի օղակների շարժման օրենքները կարող են էականորեն տարբերվել նախապես տրված շարժման օրենքներից օղակների և շարժաբերային տարրերի առաձգական դեֆորմացիաների պատճառով: Այդ տարբերությունների գնահատման համար անհրաժեշտ է դրանց դինամիկական մոդելավորման ժամանակ հաշվի առնել առաձգական դեֆորմացիաները:

Ստորև իրականացված է կենսամեխանիկական համակարգի դինամիկական հետազոտությունը շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ, որոշվել են շարժաբերների էլեկտրական լարումները, հոսանքները և հզորությունները,

որոնք անհրաժեշտ են նպատակաւ ղղված գործողութիւնները կատարելու համար:

**Վերականգնողական սարքերի դինամիկան շարժաբերների առաձգականութիւնը հաշվառմամբ:** Այս հետազոտութեան նպատակն է եղել համակարգի անհրաժեշտ շարժումներն ապահովող շարժաբերների էլեկտրական լարումների, հոսանքների և հզորութիւնների որոշումը: Այդ տվյալներով կարելի է ընտրել վերականգնողական համակարգի համար անհրաժեշտ շարժաբերներ: Ենթադրվում է, որ շարժման կառավարումը կատարվում է հաստատուն հոսանքի շարժաբերներով: Համակարգի վարքը բնութագրվում է Լագրանժ-Մաքսվելի հայտնի հավասարումներով [80].

$$\sum_{j=1}^{2n} a_{ij} \ddot{q}_j + \sum_{j=1}^{2n} \sum_{k=j}^{2n} a_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k - U_i \frac{dM_i}{dq_i} I_{qi} I_{ri} + c_i q_i = Q_i, i = 1, 2, \dots, 2n, \quad (2.1)$$

$$L_{ri} \dot{I}_{ri} + U_i \frac{dM_i}{dq_i} I_{qi} \dot{q}_i = U_{ri} - I_{ri} R_{ri}, i = 2l - 1; l = 1, 2, \dots, n, \quad (2.2)$$

որտեղ՝

$$Q_i = U_{ri} - I_{ri} R_{ri}, \quad (2.3)$$

$$a_{ij} = \sum_{l=\max(i,j)}^{2n} \text{tr}(B_l^j H B_l^{it}), \quad a_{ijk} = \sigma_{jk} \sum_{l=\max(i,j,k)}^{2n} \text{tr}(B_l^{jk} H_l B_l^{it}),$$

$$\sigma_{ji} = \begin{cases} 1, & \text{եթե } j = k \\ 2, & \text{եթե } j \neq k \end{cases} \quad \frac{dM_i}{dq_i} = 0, \text{ եթե } i = 2l, l = 1, 2, \dots, n,$$

$$c_i = 0, \text{ եթե } i = 2l - 1; l = 1, 2, \dots, n,$$

$c_i$ -ն շարժաբերային տարրերի առաձգականութեան գործակիցն է,  $A_i$ -ն դիրքի մատրիցները,  $B_i$ -ն դիրքի մատրիցների արտադրյալն է,  $H_i$ -ն՝ իներցիայի թենզորը, որոնք կարելի է որոշել հետևյալ արտահայտութիւններով [21].

$$B_m = A_1 A_2 A_3 \dots A_m, \quad B_m^i = A_1 A_2 \dots \theta A_i \cdot A_{i+1} \dots A_m, \quad B_m^{jk} = A_1 A_2 \dots \theta A_k \dots A_m,$$

$$H_m = \begin{pmatrix} I_{xx}^m & I_{xy}^m & I_{xz}^m & S_x^m \\ I_{yx}^m & I_{yy}^m & I_{yz}^m & S_y^m \\ I_{zx}^m & I_{zy}^m & I_{zz}^m & S_z^m \\ S_x^m & S_y^m & S_z^m & m^m \end{pmatrix}, \theta = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix},$$

$$A_i = \begin{pmatrix} \cos q_i & -\sin q_i \cos \alpha_i & \sin q_i \sin \alpha_i & a_i \cos q_i \\ \sin q_i & \cos q_i \cos \alpha_i & -\sin q_i \sin \alpha_i & a_i \sin q_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & S_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix};$$

Դիսամիկայի հակադարձ խնդիրը: Վերականգնողական գործընթացներում կարևորություն ունի դիսամիկայի հակադարձ խնդրի լուծումը: Ենթադրվում է, որ տրված են էլեկտրամեխանիկական համակարգի բոլոր հաստատուն պարամետրերը, մեխանիկական մասի ընդհանրացված կոորդինատներին բերված ուժերը՝  $Q_i (i = 1, 2, \dots, 2n)$ , էլեկտրական շղթաներում լարումների փոփոխությունները՝  $U_{ri}(t) (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$ , ինչպես նաև մեխանիկական և էլեկտրական մասերի ընդհանրացված կոորդինատների և արագությունների սկզբնական արժեքները՝  $q_j^0, \dot{q}_j^0 (j = 1, 2, \dots, 2n), I_{ri}^0 (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  ժամանակի  $t = 0$  պահին:

Պահանջվում է որոշել  $q_j = q_j(t), \dot{q}_j = \dot{q}_j(t) (j = 1, 2, \dots, 2n), I_{ri} = I_{ri}(t) (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  մեխանիկական և էլեկտրական մասերի ընդհանրացված կոորդինատների և արագությունների փոփոխություններն ըստ ժամանակի:

Ձևակերպված խնդիրը լուծվում է թվային մեթոդով: Դրա համար ներմուծում ենք  $0, t_1, t_2, \dots, t_N = \tau, t_r = r\Delta t; \Delta t = \tau/N, (r = 0, 1, 2, \dots, N)$  հավասարաչափ բաշխված ցանց համակարգի շարժման  $[0, \tau]$  ժամանակամիջոցի համար: Այնուհետև ենթադրում ենք, որ ժամանակի  $t = t_{r+1}$  պահի համար պարամետրերի արժեքներն արդեն հայտնի են:

1. ժամանակի  $t = t_r$  պահի համար որոշում ենք ընդհանրացված  $Q_i^r (i = 1, 2, \dots, 2n)$  ուժերի և  $U_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  լարումների արժեքները, որոնք տեղադրելով կոորդինատների և

արագությանը  $q_j^r, \dot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n), I_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  որոշված արժեքների հետ միասին (2.2) արտահայտության մեջ, որոշում ենք (2.3) և (2.1) արտահայտության անհայտ մեծությունները: Արդյունքում կստանանք էլեկտրական և մեխանիկական մասերի ընդհանրացված արագացումների գծային հավասարումների համակարգ:

2. Լուծելով (2.3) և (2.1) հավասարումների համակարգն ըստ  $\ddot{q}_j (j = 1, 2, \dots, 2n)$  և  $\dot{I}_{ri} (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  ընդհանրացված արագացումների, ստանում ենք դրանց արժեքները ժամանակի  $t = t_r$  պահի համար:

3. Ենթադրելով, որ  $[t_r, t_{r+1}]$  ժամանակամիջոցում  $\ddot{q}_j(t) (j = 1, 2, \dots, 2n)$  և  $\dot{I}_{ri}(t) (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  ընդհանրացված արագացումները հաստատուն մեծություններ են և հավասար են ստացված  $\ddot{q}_j^r$  և  $\dot{I}_{ri}^r$  մեծություններին, կստանանք՝

$$\frac{d^2 q}{dt^2} = \ddot{q}_j^r; \quad \frac{d I_{ri}}{dt} = \dot{I}_{ri}^r : \quad (2.4)$$

(2.4) հավասարումների հաջորդական ինտեգրումով կստանանք.

$$\begin{aligned} \dot{q}_j^{r+1} &= \ddot{q}_j^r \Delta t + \dot{q}_j^r, \quad (j = 1, 2, \dots, 2n), \\ q_j^{r+1} &= 0.5 \ddot{q}_j^r \Delta t^2 + \dot{q}_j^r \Delta t + q_j^r, \quad (j = 1, 2, \dots, 2n), \\ I_{ri}^{r+1} &= \dot{I}_{ri}^r \Delta t + I_{ri}^r, \quad (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n), \end{aligned}$$

որոնք որոշում են մեխանիկական և էլեկտրական մասերի ընդհանրացված կոորդինատների և արագությանը արժեքները ժամանակի  $t = t_{r+1}$  պահին:

Կիրառելով այս ալգորիթմը  $r = 0, 1, 2, \dots, N - 1$  դեպքերի համար, կստանանք որոնվող պարամետրերի մոտավոր արժեքները կառուցված ցանցի հանգուցային կետերում և հետևաբար դինամիկայի հակադարձ խնդրի լուծումը:

**Դինամիկայի խառը խնդիր:** Բժշկական ռոբոտների օպտիմալ նախագծման և կառավարման բնագավառում էլեկտրամեխանիկական համակարգերի դինամիկայի խառը խնդիրն ունի ավելի մեծ կիրառական նշանակություն: Այն ձևակերպվում է հետևյալ կերպ: Ենթադրում ենք, որ տրված են բոլոր հաստատուն պարամետրերը՝

ընդհանրացված կոորդինատներին բերված  $Q_i(t) (i = 1, 2, \dots, n)$  ու ժերը, ընդհանրացված կոորդինատները, արագությունները և արագացումները, որոնք բավարարում են հետևյալ արտահայտություններին.

$$q_j(t) + q_{j+1}(t) = f_j(t), \quad (2.5)$$

$$\dot{q}_j(t) + \dot{q}_{j+1}(t) = \dot{f}_j(t), \quad (2.6)$$

$$\ddot{q}_j(t) + \ddot{q}_{j+1}(t) = \ddot{f}_j(t), \quad (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n), \quad (2.7)$$

որտեղ  $f_i(t)$ ,  $\dot{f}_i(t)$  և  $\ddot{f}_i(t)$  հայտնի ֆունկցիաներ են: Ենթադրում ենք նաև, որ  $t = 0$  պահին տրված են ընդհանրացված կոորդինատների և արագությունների սկզբնական արժեքները՝  $q_{j+1}^0, \dot{q}_{j+1}^0$ :

Պահանջվում է որոշել  $U_{ri}(t) (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  արումների փոփոխման օրենքներն այնպես, որ նրանք ապահովեն մեխանիկական մասի ընդհանրացված կոորդինատների, արագությունների և արագացումների նախապես տրված (2.5)-(2.7) օրենքները: Վերը ձևակերպված խնդիրը լուծվում է թվային մեթոդով: Դրա համար համակարգի շարժման  $[0, \tau]$  ժամանակամիջոցում ներմուծենք հավասարաչափ բաշխված ցանց՝  $0, t_1, t_2, \dots, t_N = \tau, t_r = r\Delta t, \Delta t = \tau/N, (r = 0, 1, 2, \dots, N)$ :

Խնդիրը լուծվում է հետևյալ ալգորիթմով.

1. Ժամանակի ցանկացած  $t = t_r (r = 0, 1, 2, \dots, N)$  պահի համար՝

$$q_{j+1}^r = 0.5\ddot{q}_{j+1}^{r-1}\Delta t^2 + \dot{q}_{j+1}^{r-1}\Delta t + q_{j+1}^r,$$

$$\dot{q}_{j+1}^r = \ddot{q}_{j+1}^{r-1}\Delta t + \dot{q}_{j+1}^r,$$

$$q_j^r = f_j(t_r) - q_{j+1}^r,$$

$$\dot{q}_j^r = \dot{f}_j(t_r) - \dot{q}_{j+1}^r$$

$$(i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n):$$

Այս արտահայտություններով որոշում ենք մեխանիկական համակարգի ընդհանրացված  $q_j^r$  կոորդինատների և ընդհանրացված  $\dot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n)$  արագությունների արժեքները ժամանակի  $t = t_r$  պահի համար, որտեղ  $q_{j+1}^{r-1}, \dot{q}_{j+1}^{r-1}$  և  $\ddot{q}_{j+1}^{r-1}$  -ը ալգորիթմի նախորդ փուլում այդ պարամետրերի հայտնի արժեքներն են:

2. Ժամանակի  $t = t_r (r = 0, 1, 2, \dots, N)$  պահի համար որոշված  $Q_i^r (i = 1, 2, \dots, 2n)$  ընդհանրացված ուժերը, և արդեն որոշված  $q_j^r, \dot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n)$  ընդհանրացված կոորդինատների և արագության ուղղությունների հետ միասին տեղադրելով (2.2) արտահայտությունների մեջ, որոշում ենք (2.3) հավասարումների մեծությունների արժեքները: Արդյունքում ստանում ենք  $\ddot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n)$ ,  $I_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  մեխանիկական և էլեկտրական մասերի ընդհանրացված արագությունների և արագացումների գծային հավասարումների համակարգ:

3. Համատեղ լուծելով ստացված հավասարումների (2.3) համակարգը  $\ddot{q}_j + \ddot{q}_{j+1} = \ddot{f}_j(t_r), (j = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$ -ի հետ միասին ստանում ենք փնտրվող անհայտ  $\ddot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n)$ ,  $I_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  պարամետրերի արժեքները ժամանակի  $t = t_r$  պահի համար:

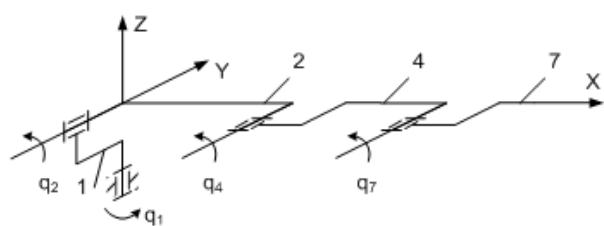
4. Ժամանակի  $0, t_1, t_2, \dots, t_N = \tau$  պահերի համար՝

$$\dot{i}_{ri}^r = \frac{I_{ri}^{r+1} I_{ri}^r}{\Delta t}, i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n, r = 0, 1, 2, \dots, N : \quad (2.8)$$

(2.8) արտահայտությամբ որոշվում են էլեկտրական շղթաներում հոսանքի ուժերի ածանցյալները:

5. Ժամանակի ցանկացած  $t_r (r = 0, 1, 2, \dots, N)$  պահի համար ստացված պարամետրերի արժեքները տեղադրելով (2.1) հավասարումներում և լուծելով դրանք ըստ  $U_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$  արումների, կստանանք  $U_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n, (r = 0, 1, 2, \dots, N))$  արժեքները ժամանակի ընտրված պահերի համար:

Որպես վերականգնողական սարքի մանիպուլյացիոն մեխանիզմ դիտարկվում է 4 ազատության աստիճանով համակարգը (նկ. 2.14): Հաշվի են առնվում նաև վերջույթի բնութագրերը:



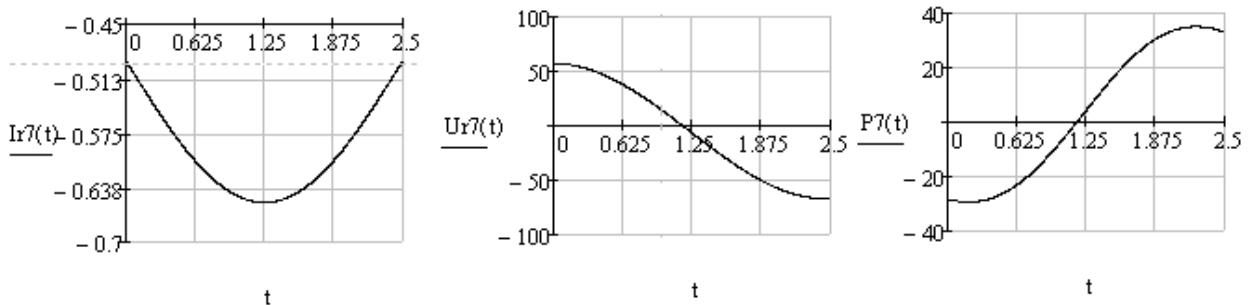
Նկ. 2.14. Վերականգնողական սարքի մանիպուլյատորի սխեման



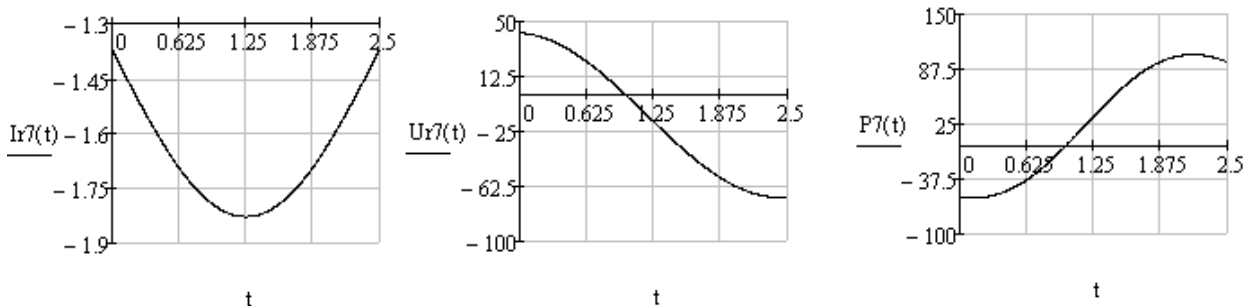
Խնդիրը լուծվում է վերը նկարագրված պարբերական, համակարգի հետևյալ պարամետրերի դեպքում: Օղակների զանգվածները՝  $m_2 = 8$  կգ,  $m_4 = 4$  կգ,  $m_7 = 1$  կգ, երկարություններ՝  $l_2 = 0,4$ մ,  $l_4 = 0,4$ մ,  $l_7 = 0,2$ մ: Յնարավոր շարժումներին համապատասխան ընտրված են ընդհանրացված կոորդինատների հետևյալ ֆունկցիաները.

$$q_1 = \frac{\pi}{9} \sin\left(\frac{t}{\tau}\right), q_2 = \frac{\pi}{2} \sin\left(\frac{t}{\tau}\right) - \frac{\pi}{6}, q_4 = \frac{\pi}{3} \sin\left(\frac{t}{\tau}\right), q_7 = \frac{\pi}{3} \left(1 + \frac{1}{3} \sin\left(\frac{t}{\tau}\right)\right), t \in [0; 2,5]:$$

Արդյունքում ստացված են վերականգնողական սարքի շարժաբերների հոսանքների, լարումների և հզորությունների արժեքները:



Նկ. 2.15. Շարժաբերի հոսանքի ու ժր, լարումը և հզորությունը՝ առանց շարժաբերների առաձգականության հաշվառման



Նկ. 2.16. Շարժաբերի հոսանքի ու ժր, լարումը և հզորությունը՝ շարժաբերների առաձգականության հաշվառմամբ

Դինամիկական հետազոտության արդյունքները (նկ. 2.15, 2.16) ցույց են տալիս, որ վերականգնողական ռոբոտատեխնիկական սարքերի շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառումը էական ազդեցություն ունի շարժաբերների հոսանքի ու ժր, լարման և հզորության հաշվարկային արժեքների վրա և շատ կարևոր է նախազման ժամանակ այդ պարամետրերի ճշգրիտորոշումը:

## **2.4. Համապիտանի վերականգնողական սարքի՝ Էկզոսկելետոն-սայլակի նախագծում**

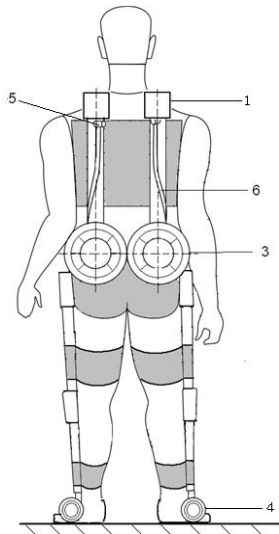
Ներկայացված աշխատանքում մշակված է դյուրակիր Էկզոսկելետոն, որն արժանցել է ՀՀ գյուղատնտեսության և որը, շնորհիվ կառուցվածքին ավելացված վերամբարձ մեխանիզմի և շարժիչ-անիվների, թույլ է տալիս մեծացնել իր ֆունկցիոնալ հնարավորությունները՝ այն օգտագործելու համար նաև որպես հենասայլակ:

Դյուրակիր Էկզոսկելետոնների հայտնի կառուցվածքների վերլուծությունը ցույց է տալիս, որ դրանք, թեև հենաշարժողական համակարգի խնդիրներ ունեցող մարդկանց օգտագործման համար հարմար են աստիճաններ բարձրանալիս ու իջնելիս և ճանապարհի անհարթ տեղամասերում քայլելու համար, սակայն արդյունավետ չեն ճանապարհի հարթ տեղամասերի դեպքում՝ փոքր արագությունների և մեծ էներգաձախերի պատճառով: Հայտնի է մշակված Էկզոսկելետոնի նմանատիպ քայլքին օժանդակող սարք՝ [81], որն ընդունված է որպես ամենամոտ նմանակ: Հայտնի սարքի թերությունն այն է, որ այն նախատեսված է միայն քայլելու համար, չունի մարտկոցների էներգափնայման հնարավորություն և կարող է հոգնեցուցիչ լինել մարդու համար երկար ճանապարհ անցնելիս:

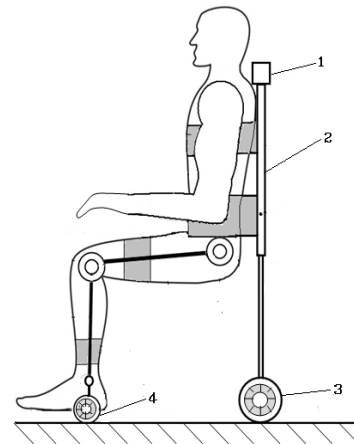
Առաջարկվող սարքի նպատակն է եղել մեծացնել քայլքին օժանդակող համակարգի՝ Էկզոսկելետոնի հնարավորությունները, թույլ տալով այն օգտագործել սայլակի ռեժիմում, որը կխնայի մարտկոցների էներգիան և կապահովի մարդու առավել հարմարավետ, արագ և կայուն փոխադրումը հարթ տարածքներում (նկ. 2.17, 2.18):

Գյուղատնտեսության սարքը լրացուցիչ ունի իրանին ամրակցված երկու վերամբարձ մեխանիզմ, որոնցից յուրաքանչյուրն ունի շարժաբեր, դրանք են միակցված պտուտակ, որը տեղադրված է պարուրած և ակոս ունեցող խողովակի մեջ: Պտուտակի վրա հագցված է տեղաշարժման հնարավորությամբ մատ ունեցող մանեկ, որի մատը տեղադրված է խողովակի ակոսի մեջ և խողովակի ներքին սնամեջ

ձողի միջոցով միակցված է մանեկին, ընդ որում սնամեջ ձողի ստորին ծայրին ամրակցված է լրացուցիչ տանող անիվ:



Նկ. 2.17. Էկզոսկելետոնը մարդու կանգնած վիճակում



Նկ. 2.18. Էկզոսկելետոնը նստած վիճակում

Էկզոսկելետոնն ունի իրան, ազդրային, սրունքային, ոտնաթաթային մոդուլներ, շարժաբեռներ (1), ուսապարկ, որում տեղադրված են մարտկոցները և կառավարման համակարգը, երկու կարգավորման հնարավորությամբ անիվ (4), երկու տանող անիվ (3), երկու վերամբարձ մեխանիզմ (2): Վերամբարձ մեխանիզմը կազմված է շարժաբեռից, պտուտակից, մատով մանեկից (5), պարուրած և ակոսով փոխազուցավոր խողովակից (6): Կարգավորման հնարավորությամբ անիվները միացված են ոտնաթաթային մոդուլներին, պտուտակը վերին ծայրով միացված է շարժաբեռի ռոտորին, մանեկի մատը տեղադրված է խողովակի ակոսի մեջ և խողովակի ներքին սնամեջ ձողի միջոցով միակցված է մանեկին, սնամեջ ձողի ստորին ծայրը՝ տանող անիվին:

Էկզոսկելետոնը քայլքի ռեժիմից անցնում է սայլակի ռեժիմի հետևյալ կերպ. տանող անիվները վերամբարձ մեխանիզմների միջոցով մեջքի ծավված դիրքից իջնում են ստորին աշխատանքային դիրք՝ աստիճանաբար փոխելով իրենց դիրքը ֆրոնտալ հարթությամբ ունից սագիտալ հարթությամբ, որը կատարվում է մանեկներին ամրացված ելուստների՝ մատերի, խողովակի վրա արված

պարուրած և ակոսով շարժման շնորհիվ, իսկ տանող անիվների միմյանց հակառակ ուղղությամբ պտույտն իրականացվում է աջ և ձախ պտուտակների միջոցով: Ուղղորդիչ մատի վերին դիրքից ստորին դիրք տեղափոխության ընթացքում տանող անիվը վերին ծավալած դիրքից տեղափոխվում է ստորին աշխատանքային դիրք: Կոնքազդրային և ծնկային հոդերում տեղադրված շարժաբերների միջոցով մարդը նստում է: Սրունքային և ազդրային մոդուլները ամրակիչ գոտիներով ամրացված են ոտքերին: Վերամբարձ մեխանիզմը ստորին մասում ամրացված է իրանին, իսկ վերին մասում մեջքին ամրացված է ամրակիչ գոտիների միջոցով: Ոտնաթաթերի մոդուլներին միացված անիվները վերին դիրքից իջեցվում են և սևեռվում ստորին աշխատանքային դիրքում, իսկ շարժիչ-անիվները սևեռման կարիք չունեն, քանի որ պտուտակավոր մեխանիզմը ինքնաարգելակվող է: Արդյունքում ստացվում է սայլակ, ինչը թույլ է տալիս էականորեն նվազեցնել մարտկոցների էներգածախսերը և ապահովել մարդու առավել հարմարավետ, արագ և կայուն փոխադրումը հարթ տարածքներում: Սայլակի ռեժիմից քայլքի ռեժիմ անցնելիս նույն պրոցեսը կրկնվում է հակառակ ուղղությամբ:

Յետազոտության նպատակն է եղել ընդլայնել էկզոսկելետոնի հնարավորությունները՝ այն օգտագործելու համար ոչ միայն քայլելու, այլև սայլակի ռեժիմում, ինչը կապահովի մարդու առավել հարմարավետ, արագ և կայուն փոխադրումը հարթ տարածքներում և կիսայի մարտկոցների էներգիան:

Էկզոսկելետոնի ստատիկական հավասարակշռումը ծանրության ուժերից իրականացվում է հայտնի եղանակով [67, 82]: Յաշվի առնելով վերամբարձ մեխանիզմի և շարժիչ-անիվների ծանրության ուժերի մոմենտը՝ կունենանք.

$$k_1 r_0^2 - \rho \pi L_W \sqrt{D^3 n k_1 / 2 G} l_2 g - (0,5(m_1 + m_2) + m_6) l_2 g - m_8 (l_2 + l') g = 0,$$

որտեղ  $m_8$ -ը վերամբարձ մեխանիզմի և շարժիչ անիվների զանգվածն է,  $(l_2 + l')$ -ը՝ դրանց հեռավորությունը պտտման կենտրոնից,  $L_W$ -ն՝ զսպանակի լարի երկարությունը,  $\rho$ -ն՝ նյութի խտությունը,  $D$ -ն՝

զսպանակի գալարների միջին տրամագիծը,  $n$ -ը՝ գալարների քանակը,  $G$ -ն՝ սահքի մոդուլը,  $r_0$ -ն հոլովակի շառավիղը,  $m_6$ -ը՝ զանգվածը,  $m_1$ -ը՝ մարդու իրանի զանգվածը,  $m_2$ -ը՝ ազդրի զանգվածը,  $l_2$ -ը՝ երկարությունը:

Իրականացվել է մարդ-էկզոսկելետոն կենսամեխանիկական համակարգի հավասարակշռումը նրա պարամետրերի հետևյալ արժեքների դեպքում. մարդու զանգվածը՝  $60 \text{ կգ}$ ,  $m_1 = 39 \text{ կգ}$ ,  $l_2 = 0,4 \text{ մ}$ ,  $m_2 = 10 \text{ կգ}$ ,  $m_6 = 0,2 \text{ կգ}$ ,  $G = 81 \cdot 10^9 \text{ Ն/մ}^2$ ,  $\rho = 7800 \text{ կգ/մ}^3$ ,  $D = 0,05 \text{ մ}$ ,  $m_8 = 1,5 \text{ կգ}$ ,  $l' = 0,05 \text{ մ}$ ,  $L_W = 2,96 \text{ մ}$ ,  $n = 18$ ,  $r_0 = 0,08 \text{ մ}$ : Յավասարակշռումն ապահովվում է  $k_1 = 16800 \text{ Ն/մկոշտություն}$  և  $m_7 = 1,1 \text{ կգ}$  զանգվածով զսպանակի միջոցով:

Դիտարկվող էկզոսկելետոնի համար իրականացվել են նախագծային հաշվարկներ. վերամբարձ մեխանիզմի հիմնական տարրերի ուժային, ամրություն և կինեմատիկական բնութագրերի հաշվարկներ: Պտուտակային փոխանցումների հիմնական թերությունը պարուրակների արագ մաշումն է: Այն փոքրացվում է պտուտակի և մանեկի նյութերի համապատասխան ընտրությամբ, տեսակարար ճնշման նվազեցմամբ և յուղմամբ: Ըստ մաշվածքի հաշվարկը պարտադիր է բոլոր պտուտակային փոխանցումների համար: Դրա միջոցով որոշվում են պտուտակի տրամագիծը և մանեկի բարձրությունը: Դակատարվում է պարուրակում միջին տեսակարար ճնշման ստուգմամբ [83]՝  $q_{\text{վրջ}} = \frac{F_w}{\pi d_2 h z} \leq [q]$ , որտեղ  $F_w$ -ն առանցքային ուժն է, որը հավասար է շարժիչ-անվի վրա գրունտի ազդող ուժին,  $q_{\text{վրջ}}$ -ը՝ պտուտակի և մանեկի պարուրակի աշխատանքային մակերևույթների միջև միջին ճնշումը,  $h$ -ը՝ պարուրակի բարձրությունը,  $z$ -ը՝ մանեկի պարուրակի գալարների թիվը: Որոշվում է գալարների թիվը.  $z = \frac{H}{p}$ , որտեղ  $P$ -ն պարուրակի քայլն է,  $H$ -ը՝ մանեկի բարձրությունը: Ստացվում է պտուտակի պարուրակի միջին տրամագիծը՝  $d_2 \geq K_p \sqrt{\frac{F_a}{\gamma[q]}}$ , որտեղ  $K_p$ -ն պարուրակի տեսակից կախված գործակից է,  $\gamma$ -ն մանեկի բարձրության գործակիցն է:

Պտտման ընթացքում պտուտակը ենթարկվում է նաև համառոտ սեղմման և ոլորման, ինչի հետևանքով առաջանում են նորմալ և շոշափող լարումներ: Գրվում է պտուտակի ամրության պայմանը՝  $\sigma_{հաւ} = \sqrt{\sigma_u^2 + 3\tau^2} \leq [\sigma]_p$ , որտեղ  $\sigma_{հաւ}$ -ը համարժեք լարումն է պտուտակի վտանգավոր կետում,  $\sigma_u = \frac{4F_a}{\pi d_s^2}$ -ն՝ սեղմող նորմալ լարումը,  $\tau = \frac{T}{0,2d_s^3}$ -ը՝ շոշափող լարումը: Որոշվում է պտուտակի պտտող մոմենտը՝  $T = F_a \frac{d_2}{2} \operatorname{tg}(\psi + \rho')$ , որտեղ  $\psi = \operatorname{arctg} \frac{PK}{\pi d_2}$ -ը պարուրակի վերելքի անկյունն է,  $\rho' = \operatorname{arctg} \frac{f}{\cos^2 \frac{\alpha}{2}}$ -ը՝ սահքի շփման բերված անկյունը,  $f$ -ը սահքի շփման գործակիցը,  $\alpha$ -ն՝ պարուրակի պրոֆիլի անկյունը,  $P$ -ն՝ պարուրակի քայլը,  $K$ -ն՝ պարուրակի մուտքերի թիվը: Սահքի ստանդարտ պտուտակային փոխանցումներն ինքնաարգելակվող են, քանի որ  $\psi < \rho'$ : Դիտարկվող դեպքում, հենասայլակի անվտանգությունն ապահովելու համար այս պայմանի կատարումը պարտադիր է: Այնուհետև որոշվում են կերպափոխի կինեմատիկական բնութագրերը. պտուտակի պտտման անկյունն արտահայտում ենք մանեկի գծային տեղափոխումը՝  $\varphi = \frac{2\pi \cdot S}{PK}$ , որտեղ  $S$ -ը մանեկի տեղափոխությունն է, պտուտակի անկյուննային արագությունը մանեկի գծային արագությամբ՝  $\omega = \frac{2\pi \cdot 10^3 \cdot V}{PK}$ , որտեղ  $V$ -ն մանեկի գծային արագությունն է, որից հետո որոշում ենք մեխանիզմի փոխանցման հարաբերությունը՝  $u_{\mathcal{M}} = \frac{\omega}{V} = \frac{2\pi \cdot 10^3}{PK}$ : Ունենալով պտուտակի անկյուննային արագությունը և պտտող մոմենտի արժեքը, որոշվում են պահանջվող շարժումն ապահովելու համար շարժաբեռների հզորությունները: Պտուտակային մեխանիզմի հաշվարկը կատարվել է նրա ուժային և կինեմատիկական պարամետրերի հետևյալ արժեքների դեպքում՝  $F_a = 350$  Ն,  $S = 500$  մմ,  $u_{\mathcal{M}} = 2000$ ,  $K_p = 0,8$ ,  $\gamma = 3$ ,  $K = 1$ ,  $f = 0,1$ ,  $\alpha = 30^\circ$ :

Որոշվել են պտուտակի միջին տրամագիծը՝  $d_2 = 9,14$  մմ, մանեկի բարձրությունը՝  $27,4$  մմ, մանեկի պարուրակի գալարների թիվը՝  $z = 9$ , պտուտակի ոլորող մոմենտը՝  $T = 17$  Նմ, մանեկի գծային

արագությունը՝  $V = 8.3 \cdot 10^{-3}$  մ/վ, և շարժաբերի պահանջվող հզորությունը՝  $P = 18,6$  Վտ:

Այսպիսով, մշակված էկզոսկելետոնի համար կատարվել է ստատիկական հավասարակշռումը ծանրության ուժերից, հաշվի առնելով նաև վերամբարձ մեխանիզմի և շարժիչ-անիվների ծանրության ուժերը, իրականացվել են վերամբարձ մեխանիզմի հիմնական տարրերի ամրության, ուժային և կինեմատիկական բնութագրերի հաշվարկներ:

## 2.5. Եզրակացություններ 2-րդ գլխի վերաբերյալ

1. Յետազոտությունները ցույց տվեցին, որ երկու ազատության աստիճանով կենսամեխանիկական համակարգի արքիմեդյան պարունակ և ժապավենային զսպանակների միջոցով ստատիկ հավասարակշռման դեպքում, փոխանցիչ մեխանիզմի օգտագործման շնորհիվ, զսպանակի չափերը դիտարկված դեպքում փոքրանում են՝ լայնությունը՝ 4, հաստությունը՝ 2, երկարությունը՝ 3, իսկ զանգվածը՝ 25 անգամ և դրանք բավարարում են վերականգնողական սարքերին ներկայացվող պահանջներին: Յամակարգի դինամիկ հավասարակշռման արդյունքները հավաստում են, որ ազդրային օղակի համար շարժիչային մոմենտի արժեքը ստատիկորեն հավասարակշռված լինելու դեպքում նվազել է 4,8 անգամ, նոմինալ հզորությունը՝ 5,25 անգամ, էներգիայի ծախսերը՝ 4,4 անգամ: Սրունքային օղակի համար պահանջվող հզորությունը նվազեցվել է 4,6 անգամ, ընդհանրացված մոմենտի արժեքը՝ 5,2 անգամ, էներգաձախը՝ 7 անգամ:

2. Երկու մեթոդով՝ Լագրանժի և Գիբս-Ապելի կատարվել է երկոտանի քայլքի կոշտ և առածգական օղակներով մեխանիզմների դինամիկական վերլուծություն և արդյունքների համեմատություն: Առածգական հատկությունների միջոցով արտացոլվում է բնականոն քայլքի սահունությունը: Արագության փոփոխությունների վրա կատարվում են նվազագույն էներգաձախեր: Մոմենտների արժեքներն առածգական օղակներով մեխանիզմների համար 5%-ով ավելի են: Գիբս-Ապելի մեթոդն իր

պարզության շնորհիվ թույլ է տալիս խուսափել որոշ հաշվողական դժվարություններից և ստանալ մոմենտների ճշգրիտ արժեքներ՝ 3,5%-ով մեծ Լագրանժի մեթոդով ստացվածներից:

3. Դինամիկական հետազոտության արդյունքները ցույց են տալիս, որ վերականգնողական ռեբոտառեխնիկական սարքերի շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառումը էական ազդեցություն ունի շարժաբերների հոսանքի ուժի, լարման և հզորության հաշվարկային արժեքների վրա և, հետևաբար, շատ կարևոր է նախագծման ժամանակ այդ պարամետրերի ճշգրիտ որոշումը:

4. Առաջարկված համապիտանի էկզոսկելետոնի համար կատարվել է ծանրության ուժերից ստատիկական հավասարակշռում, հաշվի առնելով նաև վերամբարձ մեխանիզմի և շարժիչ-անիվների ծանրության ուժերը, իրականացվել են վերամբարձ մեխանիզմի հիմնական տարրերի ամրության, ուժային և կինեմատիկական բնութագրերի հաշվարկներ:



**ԳԼՈՒԽ 3. ԷԼԵԿՏՐԱՄԵԽԱՆԻԿԱԿԱՆ ԵՎ  
ՊՈԼԻՄԵՐՄԵՏԱՂԱԿԱՆ ԱԿՏՈՒԱՏՈՐՆԵՐՈՎ  
ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼ ՅԱՑԻՈՆ  
ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ՄՇԱԿՈՒՄ ԵՎ ՄՈԴԵԼԱՎՈՐՈՒՄ**

**3.1. Առած գալան տարրերով վերականգնողական սարքի  
այլ ընտրանքային կառուցվածքային սխեմաների  
ձևավորումը ստանդարտիզացիոնալ նշանակության**

Վերականգնողական սարքերի նախագծումը շատ բարդ խնդիր է, որն ընդգրկում է մեխանիկայի, ակտուացման և կառավարման տարբերասպեկտրներ [84, 85]: Հիմնականում առաջնորդվում են կենսաբանական համակարգերի, մասնավորապես՝ բնական վերջույթների կառուցվածքով, որոնք որպես մանիպուլյացիոն մեխանիզմներ, բարդ են, բազմաֆունկցիոնալ և շատ դժվար է դրանք կրկնօրինակել [86]: Մարդու բնական վերջույթների ամրությունը և ճկունությունը պայմանավորված է նաև հոդերի, կապանների և մկանաջլային հյուսվածքների բարդ երկրաչափությամբ և մկանային հավելյալ ուժայնությունով [87]: Այդ պատճառով հնարավոր է միանշանակ որոշել յուրաքանչյուր մկանում առաջացած ուժերը: Մկանային հավելյալ ուժայնությունը հոդերում և հյուսվածքներում ստեղծում է լրացուցիչ ուժեր, որոնք բարդացնում են դինամիկական և ֆունկցիոնալ վերլուծությունը: Ռոբոտառեխնիկայի տեսանկյունից կենսաբանական շարժիչ համակարգն ունի չափից դուրս շատ ազատության աստիճաններ, տվիչներ և ակտուատորներ, որը դարձնում է համակարգի կառավարումը շատ բարդ խնդիր [88, 89]: Օրինակ վերին վերջույթն ունի շատ բարդ կառուցվածք, սակայն որոշ պարզեցումներով ազատությունների աստիճանը ընդունվում է 7՝ 3 ուսահոդում, 2-

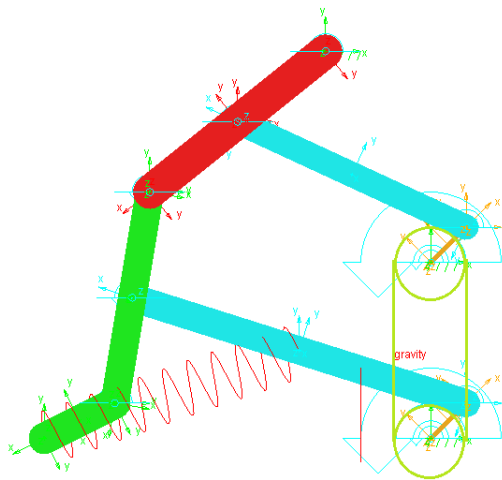
արմուկնուկում և 2-ը դաստակում: Մկանների թիվը՝ 33: Վերականգնողական բժշկությունում հիմնականում անհրաժեշտ են սարքեր, որոնք կօժանդակեն հիվանդին կատարելու ամենամանրագույն գործողություններ, դրանք ամենևին կարիք չունեն ասպիտակելու օրինակ, վերին վերջույթի բուրբոնոթագատության աստիճանները: Մյուս կողմից այդ սարքերին ներկայացվում են փոքր զանգվածի, դյուրակիրության, փոքր էներգաձախերի և ցածր ինքնարժեքի պահանջներ, որոնց կարող են բավարարել միայն ոչ լրիվ ակտուացված սարքերը [90]:

Պետք է նշել, որ համակարգը հանդիսանում է ոչ լրիվ ակտուացված թե ոչ, կարող է կախված լինել տվյալ պահին համակարգի վիճակից, բայց շատ համակարգերի համար ոչ լրիվ ակտուացումը համակարգի ընդհանուր բնութագրերից մեկն է: Այն կարելի է սահմանել հետևյալ կերպ. ոչ լրիվ ակտուացված են այն համակարգերը, որոնցում կառավարման համակարգը չի կարող փոփոխել արագացումը կամայական ուղղություններով: Յետևաբար՝ ի տարբերություն լրիվ ակտուացված համակարգերի, ոչ լրիվ ակտուացված համակարգերը չեն կարող ունենալ կառավարվող կամայական շարժման հետագիծ:

*Կառուցվածքային սխեմաների ձևավորումը ստանկոնցիոնալ նշանակություն:* Օգտվելով վերը նկարագրված տեսական վերլուծությունից՝ կարելի է առաջարկել վերականգնողական սարքերի մի քանի ոչ լրիվ ակտուացմամբ լծակային մեխանիզմներ վերին և ստորին վերջույթների ու ձեռքի մատների համար:

Գրականության վերլուծությունում դիտարկված ստորին վերջույթների դյուրակիր վերականգնողական սարքերը սովորաբար ունեն բարձր ինքնարժեք և ոչ բուրբոն են հասանելի, բացի այդ դրա կարիքն ունեցող հիվանդների վերականգնողական բուժումը սովորաբար ընթանում է ստացիոնար պայմաններում՝ բժիշկների հսկողության տակ և ստացիոնար վերականգնողական սարքերի կատարելագործումը շարունակում է մնալ վերականգնողական տեխնիկայի արդի խնդիրների շարքում:

Դիտարկենք ստորին վերջույթի ստացիոնար վերականգնողական սարքի հարթ սխեմա (Նկ. 3.1): Այն կազմված է միմյանցից որոշ հեռավորության վրա գտնվող երկու առաձգական շուռտվիկից և դրանց միացված երկու առաձգական շարժաթևից, որոնք ամրացվում են ազդրին ու սրունքին և մեկ շարժիչից, որն ամրացված է շուռտվիկներից մեկին, իսկ մյուսին շարժումը փոխանցվում է փոկով: Ոտնաթաթը զսպանակով ամրացված է սրունքի շարժաթևին: Սարքի նպատակն է ստորին վերջույթի խանգարված գործառույթների վերականգնումը ստացիոնար պայմաններում: Նախագծման խնդիրն է սարքի չափերի, զսպանակի կոշտության փոխանցման հարաբերության որոշումն այնպես, որ վերջույթի սեգմենտների սափտալ հարթությունում շարժումներն ընկած լինեն դրանց անատոմիական դիապազոններում, մասնավորապես կոնքազդրային հողը կարող է պտտվել մինչև  $120^\circ$ , ծնկային հողը՝ մինչև  $120^\circ$ , երբ ազդրը ծալված է,  $140^\circ$ , երբ ազդրը ծալված է, և  $160^\circ$ , ծնկի դանդաղ ծալման դեպքում, սրունքաթաթային հողը՝ մինչև  $20^\circ$ , դեպի վեր ծալման դեպքում և մինչև  $50^\circ$  դեպի ներքև ծալման դեպքում: Ծարժումը հավասարաչափ արագացող է, տևողությունը՝ մոտ 3 պարբերություն:



Նկ. 3.1. Ստորին վերջույթի ստացիոնար վերականգնողական սարք

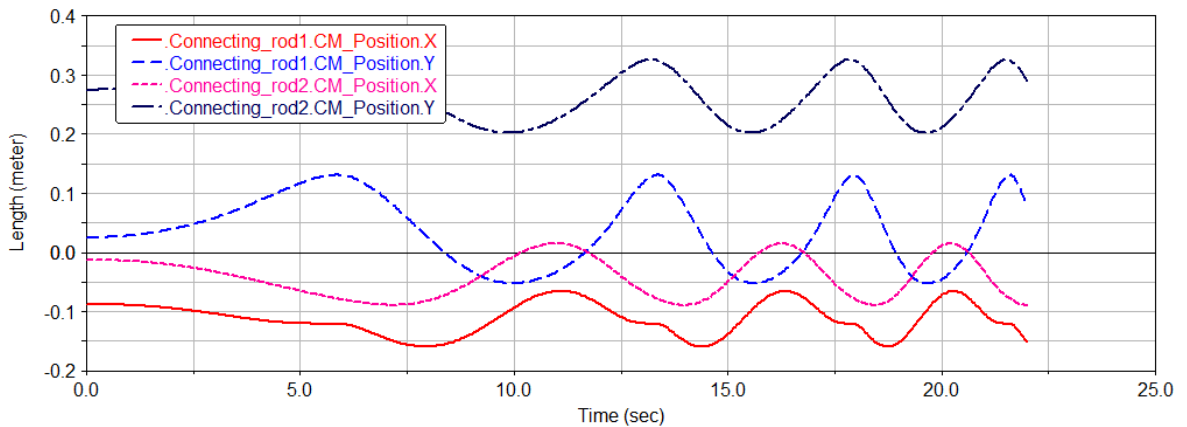
Սարքը նախագծվել է ADAMS ծրագրային միջավայրում, ոտքի սեգմենտների պարամետրերի հետևյալ արժեքների դեպքում.

$$m_{th} = 6 \text{ կգ}, \quad m_{sh} = 3 \text{ կգ}, \quad m_f = 1 \text{ կգ}, \quad l_{th} = 0,44 \text{ մ}, \quad l_{sh} = 0,42 \text{ մ}, \quad l_f = 0,18 \text{ մ},$$

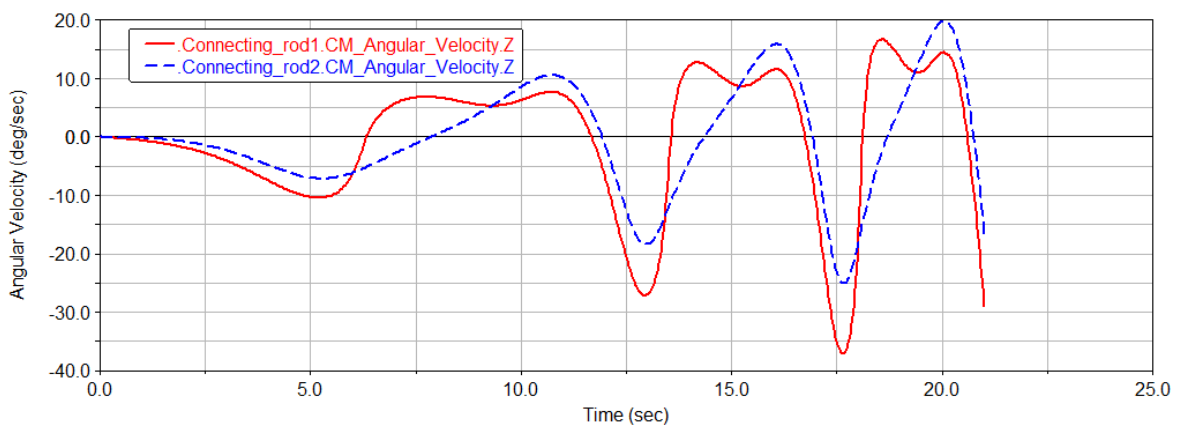
$$I_{xx}^{th} = 6.1 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2, \quad I_{yy}^{th} = 6.07 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2, \quad I_{zz}^{th} = 1.8 \cdot 10^{-3} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2,$$

$I_{xx}^{sh} = 2.5 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^{sh} = 2.5 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^{sh} = 4.9 \cdot 10^{-4} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  
 $I_{xx}^f = 1.8 \cdot 10^{-3} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^f = 1.7 \cdot 10^{-3} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^f = 1.7 \cdot 10^{-4} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ : Չսպանակի  
 կոշտությունը 77 Ն/ս: Փոխանցման հարաբերությունը՝ 1:

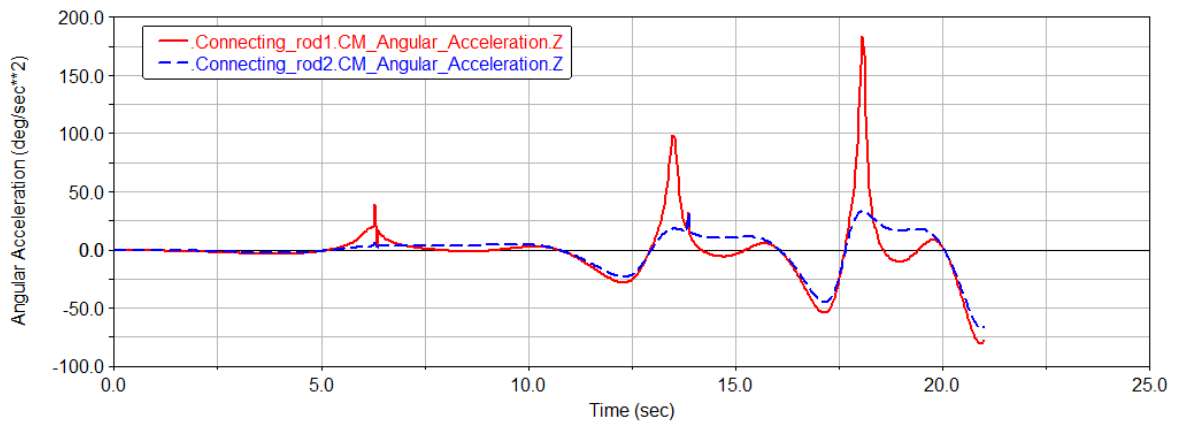
Ստացվել են վերականգնողական սարքի շարժաթևերի պարամետրերի արժեքները, շարժման օրենքները (սկ. 3.2-3.4), զսպանակի ուժը (սկ. 3.5), դեֆորմացիան (սկ. 3.6) և անհրաժեշտ շարժիչի հզորության ծախսը (սկ. 3.7).  $m_{cr1} = 4.1 \text{ կգ}$ ,  $l_{cr1} = 0.5 \text{ մ}$ ,  
 $I_{xx}^1 = 9.6 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^1 = 9.6 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^1 = 7.5 \cdot 10^{-4} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  
 $m_{cr2} = 1.9 \text{ կգ}$ ,  $l_{cr2} = 0.3 \text{ մ}$ ,  $I_{xx}^2 = 2.4 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  
 $I_{yy}^2 = 2.4 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^2 = 2.5 \cdot 10^{-4} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ :



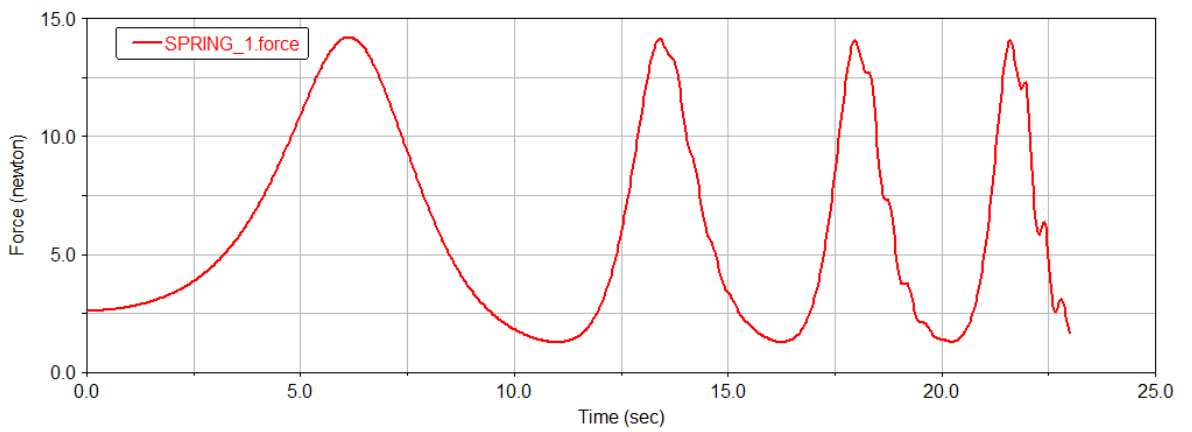
Սկ. 3.2. 1-ին և 2-րդ շարժաթևերի դիրքերի փոփոխությունները X և Y առանցքների նկատմամբ



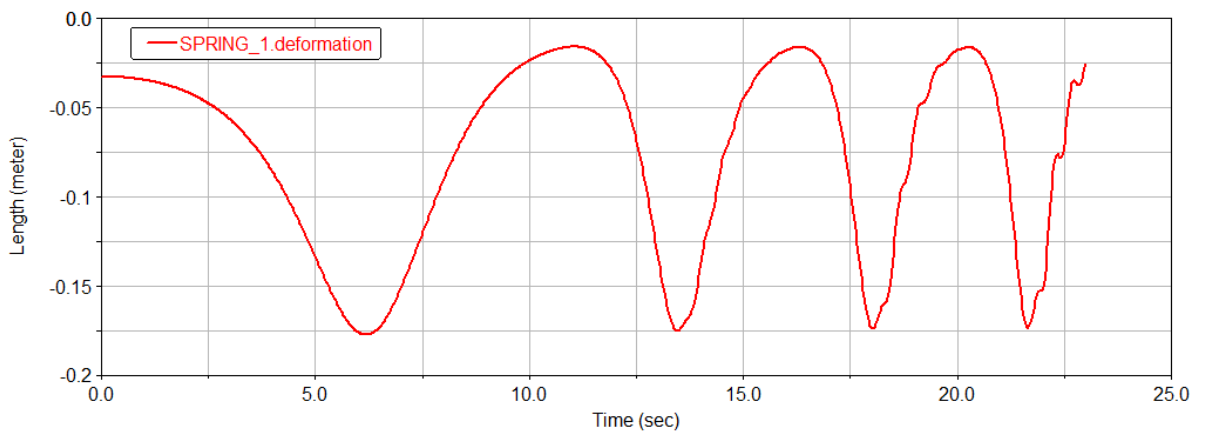
Սկ. 3.3. 1-ին և 2-րդ շարժաթևերի անկյունային արագությունները



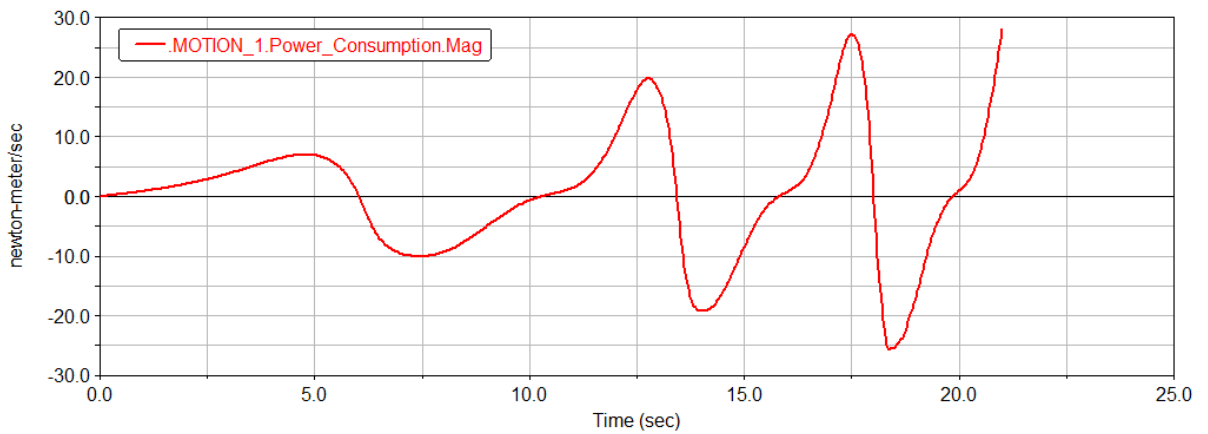
Նկ. 3.4. 1-ին և 2-րդ շարժաթևերի անկյ ու նայ ին արագացումները



Նկ. 3.5. Չսպանակի առած զական ու թյ ան ու ժը



Նկ. 3.6. Չսպանակի դեֆորմացիան



*Նկ. 3.7. Անհրաժեշտ շարժիչի հզորության ծախսը*

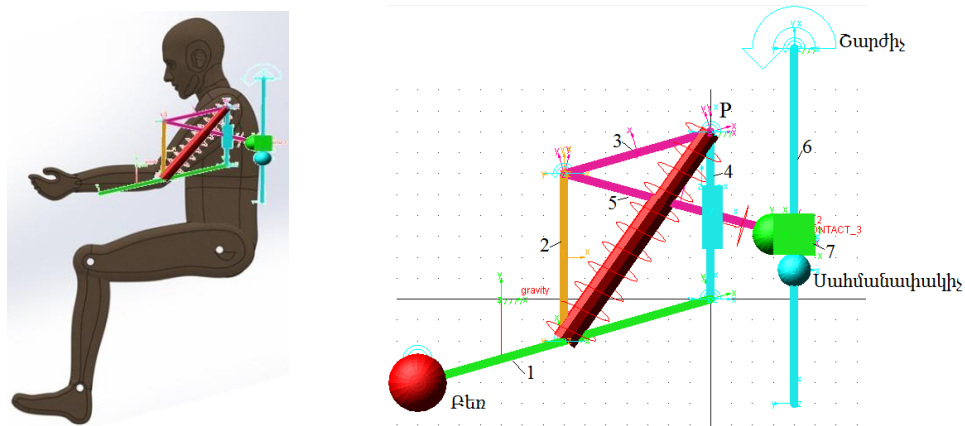
Ուտքի սեգմենտների շարժման օրենքները կարելի է փոփոխել, փոփոխելով շարժաթևերի երկարությունները, իսկ ոտնաթաթը սրունքի շարժաթևին կապող զսպանակի միջոցով որոշվում են ոտնաթաթի անհրաժեշտ շարժումները: Մոտ 30 վտ հզորությամբ էլեկտրամեխանիկական շարժաթևի արագացող շարժում ապահովող աշխատանքը համապատասխանում է վերականգնողական տեխնիկայի պահանջներին: Ինչպես երևում է գրաֆիկներից, մեխանիզմի աշխատանքում կան ոչ ցանկալի տատանումներ կամ վիբրացիաներ, որոնք կարելի է վերացնել ավելացնելով սարքին դինամիկական թրթռամարիչ, ինչը բնականաբար կմեծացնեի սարքի զանգվածը, սակայն դա չի արվում՝ պայմանավորված տատանումների փոքր ամպլիտուդով և ուտքի ճշգրիտ շարժումների ոչ անհրաժեշտությամբ: Սարքն ի տարբերություն նմանատիպ ստացիոնար վերականգնողական սարքերի [91-93] ավելի պարզ է՝ չեն ծանրաբեռնվում ուտքի սեգմենտները լրացուցիչ սարքերով, արդյունավետ է՝ ապահովում է բոլոր 3 սեգմենտների համատեղ անհրաժեշտ շարժումները, առաձգական օղակների շնորհիվ ավելի անվտանգ է և հարմարավետ:

Դիտարկենք վերին վերջույթի ոչ լրիվ ակտուացմամբ առաձգական օղակներով զուգահեռաձային վերականգնողական սարք (Նկ. 3.8): Այն կարող է օգտագործվել նաև գործարաններում ծանրություններ բարձրացնող մարդկանց օժանդակման համար: Այն թույլ է տալիս սահուն կերպով վերցնել բեռը, բերել հորիզոնական դիրքի, այնուհետև բարձրացնել վերև: ADAMS ծրագրային

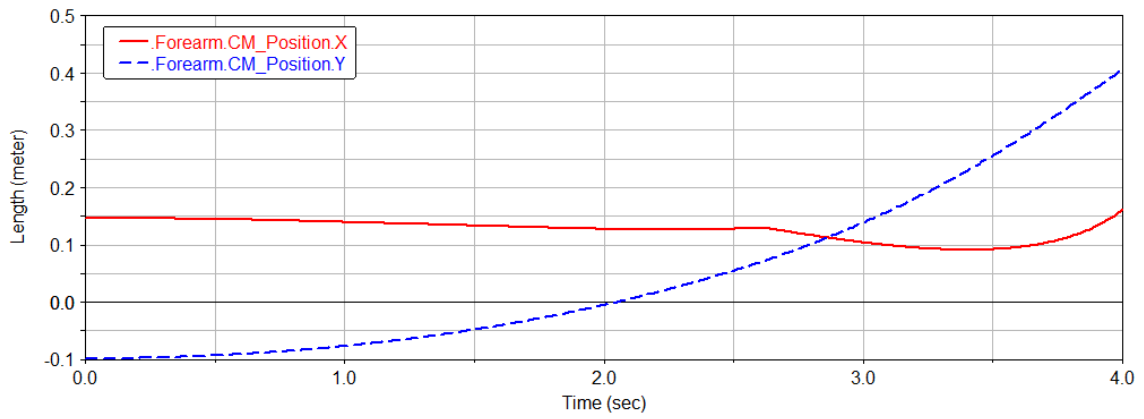
միջավայրում կատարված կինեմատիկական և դինամիկական վերլուծության միջոցով որոշվել է նախաբազկին ամրացվող օղակի դիրքերը (նկ. 3.9), գծային և անկյունային արագություններն ու արագացումները (նկ. 3.10-3.13), գսպանակի դեֆորմացիան և ուժը (նկ. 3.14, 3.15) և շարժիչի պահանջվող հզորությունները բեռով (նկ. 3.16) և առանց բեռի սխեմաների դեպքում (նկ. 3.17):

Նախաբազկին ամրացված բեռը 5-րդ օղակի և գսպանակով 1-2-3-4 գուգահեռագծային մեխանիզմի միջոցով բերվում է հորիզոնական դիրքի: Այդ ընթացքում 6-րդ օղակի նկատմամբ համընթաց շարժման հնարավորությամբ 7-րդ օղակը հասնում է 4-րդին և ամբողջ մեխանիզմը պտտվում է P պտտման կենտրոնի շուրջը՝ բարձրացնելով բեռը: 7-րդ օղակի կոր մակերևույթը ապահովում է շարժման սահունությունը, իսկ դրա դեպի ներքև շարժման սահմանափակումը թույլ է տալիս 5-րդ օղակի համար ստեղծել հենման կետ՝ մեխանիզմը վեր բարձրացնելու համար: Այս սխեմայում, ի տարբերություն նախորդի, օգտագործված է թրթռամարիչ համակարգ՝ ձեռքի համեմատաբար ավելի ճշգրիտ շարժումների անհրաժեշտությամբ պայմանավորված:

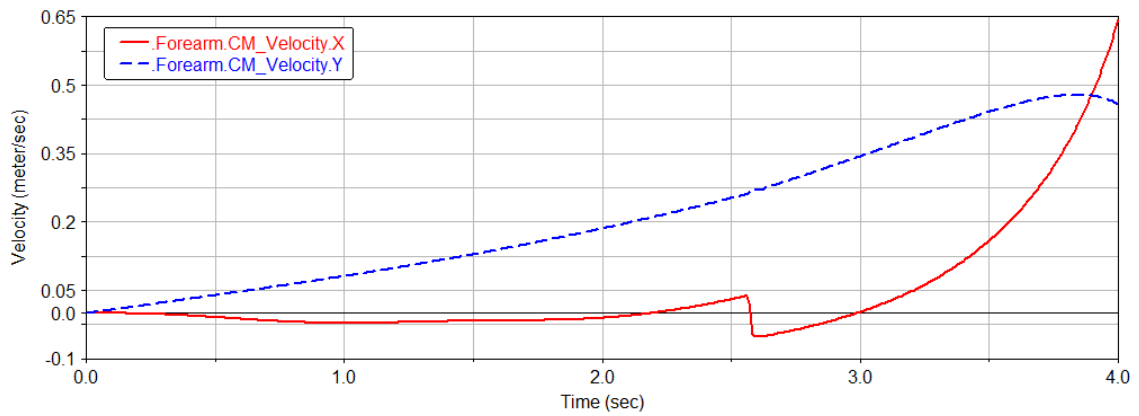
Նախաբազկի օղակի զանգվածախներցիոն բնութագրերն են՝  
 $m_F = 0.3 \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^F = 3.7 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^F = 3.7 \cdot 10^{-2} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^F = 5.4 \cdot 10^{-5} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  
 նյութի տեսակը՝ կարբոնի կոմպոզիտ, բեռի զանգվածը՝ 11 կգ:



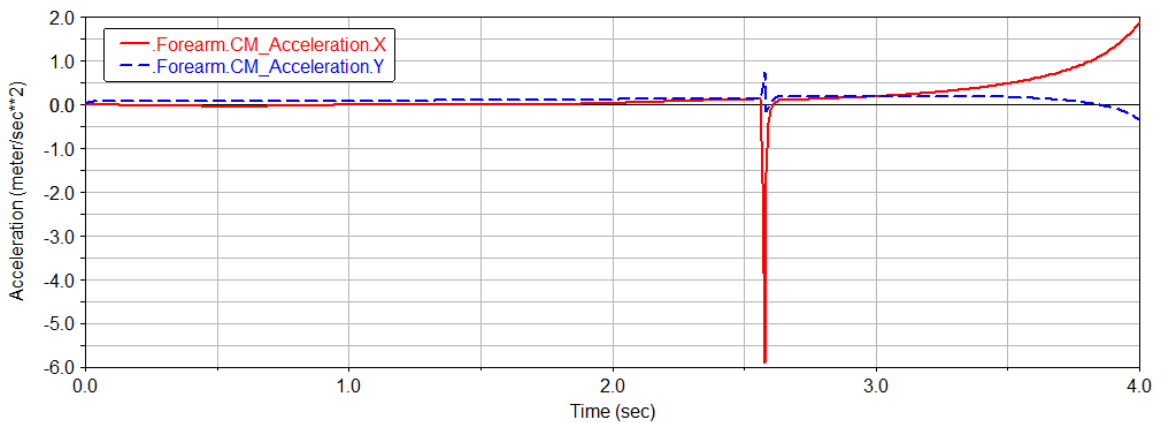
Նկ. 3.8. Վերին վերջույթի գուգահեռագծային վերականգնողական սարք



Նկ. 3.9. Նախաբազկի լ ծակի դիրքերը X և Y առանցքների նկատմամբ

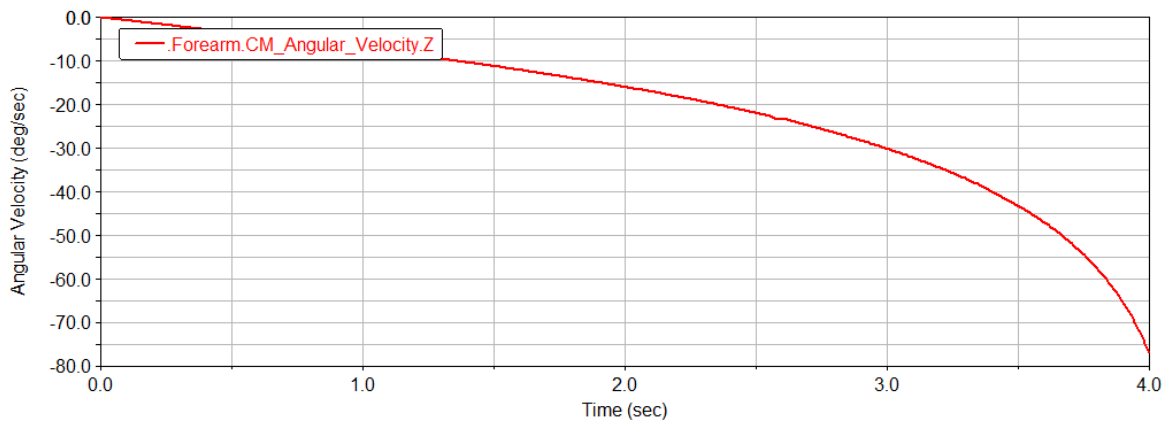


Նկ. 3.10. Նախաբազկի լ ծակի գծային արագությունները X և Y առանցքների նկատմամբ

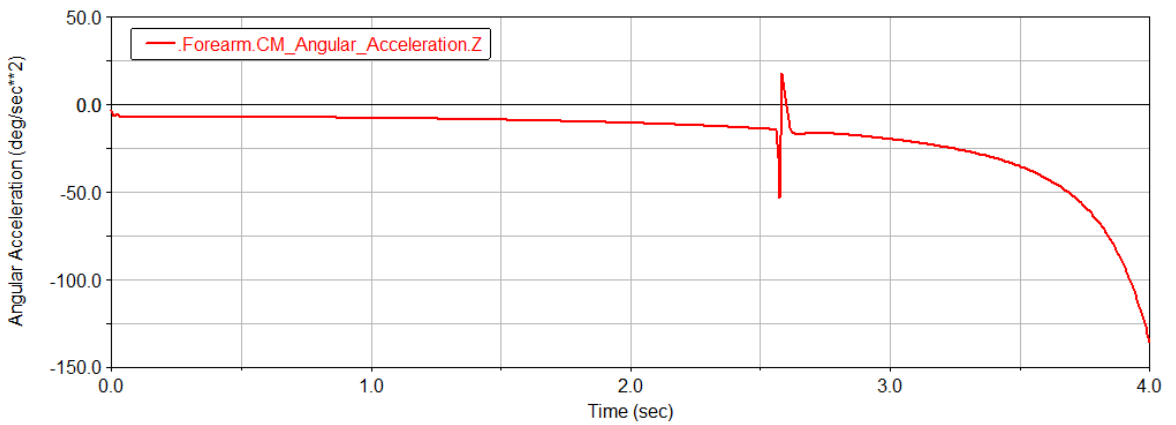


Նկ. 3.11. Նախաբազկի լ ծակի գծային արագացումները X և Y առանցքների նկատմամբ

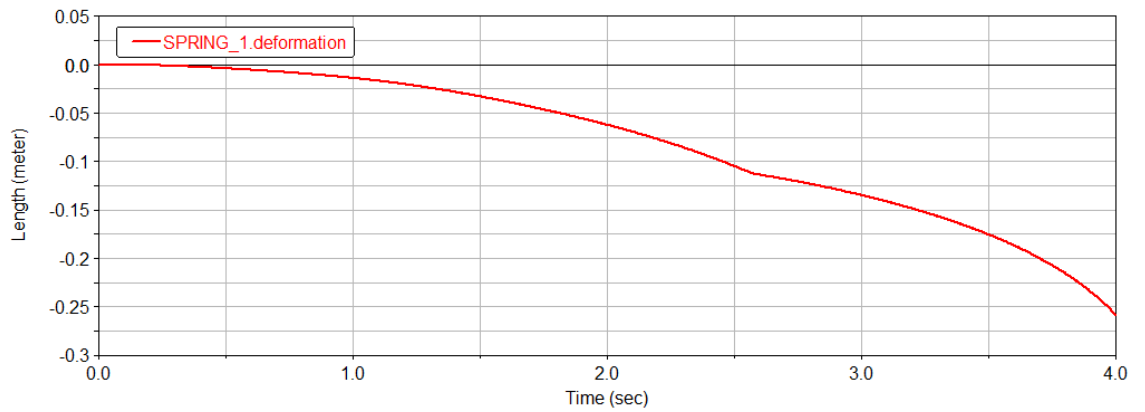




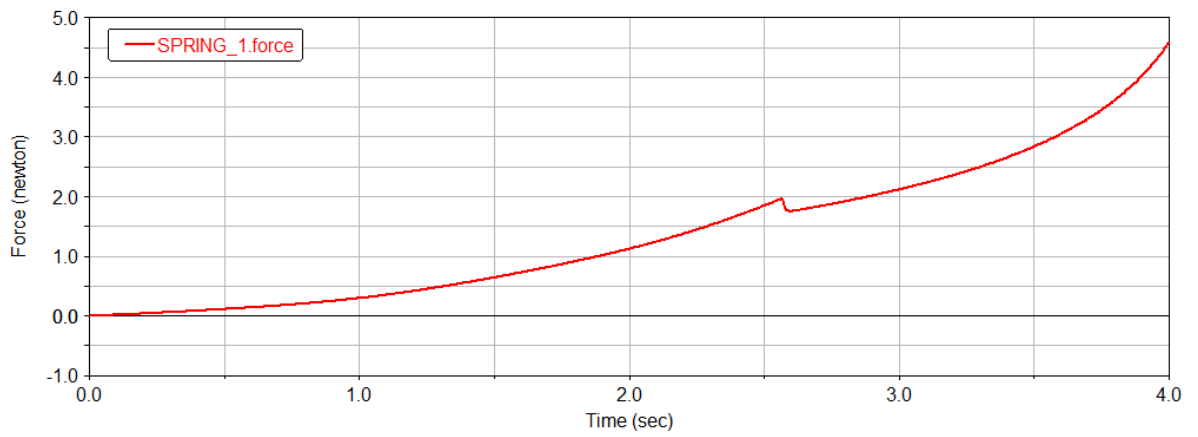
Նկ. 3.12. Նախաբազկի լ ծակի անկյ ու նայ ին արագու թյ ու նները



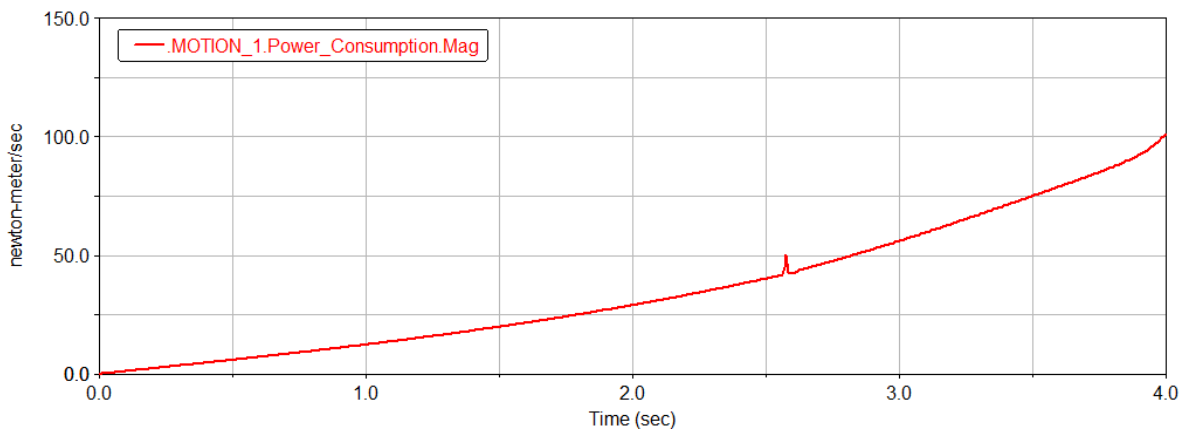
Նկ. 3.13. Նախաբազկի լ ծակի անկյ ու նայ ին արագաց ու մները



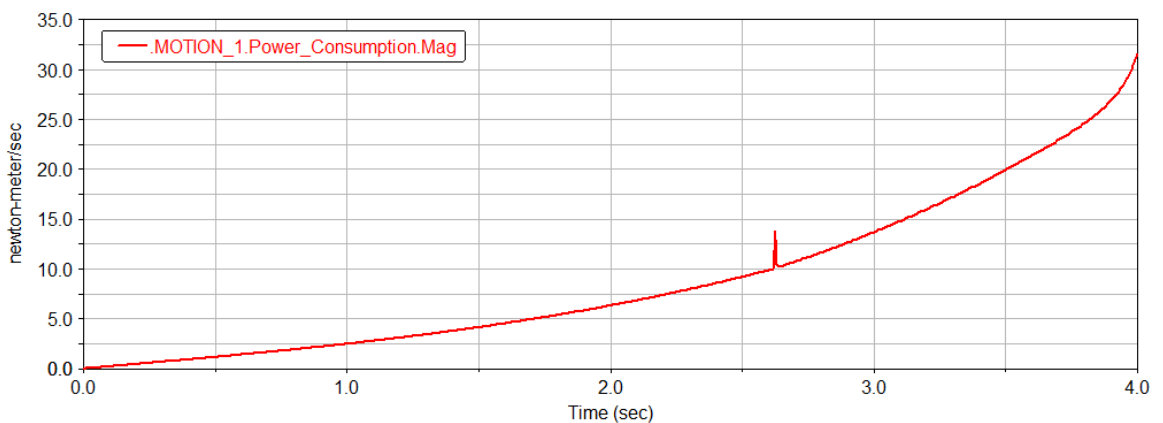
Նկ. 3.14. Չսպանակի դեֆորմացիան



Նկ. 3.15. Չսպանակի առած գականու թյան ու ժը



Նկ. 3.16. Անհրաժեշտ շարժիչի հզորու թյան ծախսը բեռով



Նկ. 3.17. Անհրաժեշտ շարժիչի հզորու թյան ծախսը առանց բեռի

Նախագծված վերականգնողական սարքը նմանատիպ սարքերի նկատմամբ [94, 95] ունի մի շարք առավել ություններ՝ պարզ է, թեթև, չի պահանջում կառավարման բարդ համակարգ, էներգաարդյունավետ

Է, ունի ընդամենը մեկ շարժիչ և որի ընդամենը 100 Վտ հզորությամբ  
դեպքում թույլ է տալիս բարձրացնել մինչև 11 կգ զանգվածով բեռ,  
կարող է կիրառվել նաև գործարաններում աշխատող մարդկանց  
համար ծանրություններ բարձրացնելիս և խուսափել հնարավոր  
վնասվածքներից ու հենաշարժողական ապարատի  
հիվանդություններից:

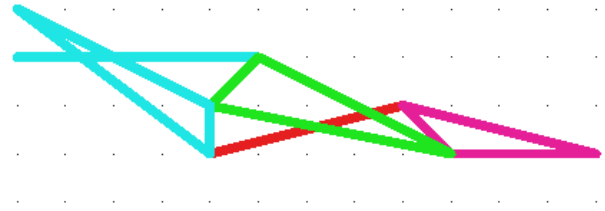
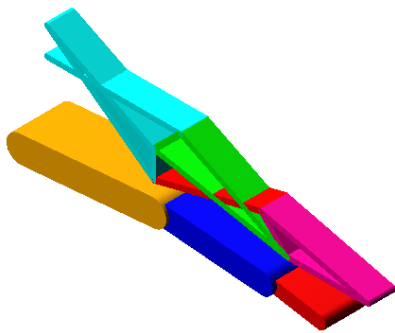
Մի շարք տարբեր հիվանդություններ կարող են պատճառ դառնալ  
դաստակի և մատերի շարժունակության խանգարման: Դրանք են  
զանգվածի մա, զարգացման արատ, հիվանդություններ կապված  
նյարդերի կամ արյունատար անոթների հետ, օստեոարթրիտ,  
վարակներ և այլն:

Գրականության վերլուծությունը ցույց էր տվել, որ  
ռոբոտների մատերի ակտուատորների ոչ լրիվ թվով լծակային  
մեխանիզմներն ունենա առավելություններ: Դրանք ունեն  
ազատությունների մեծ աստիճաններ և պահվ հողերի նպատակային  
օգտագործմամբ կարելի է ապահովել օբյեկտի կայուն կառչում:  
Այս տեսակի լուծումները մշակվել են ինդուստրիալ կամ  
տիեզերական կիրառությունների համար ֆունկցիոնալության  
մեծացման նպատակով, առանց չափից դուրս բարձրացնել ու  
մեխանիզմը և ապահովել ու լավ հարմարվողականություն օբյեկտի  
կառչման պրոցեսում:

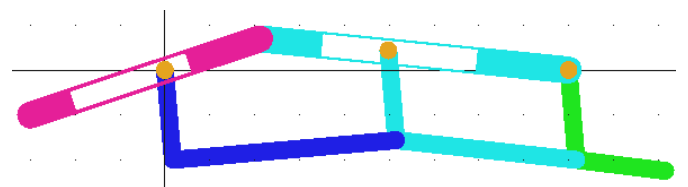
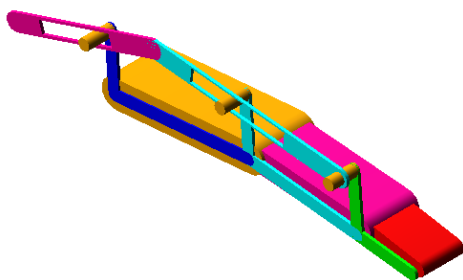
Այս նպատակով նախագծենք մատի օժանդակման համար  
ենանկյունաձև լծակներով (նկ. 3.18ա)) և ակոսավոր լծակներով (նկ.  
3.18բ)) նոր վերականգնողական սարքեր, որոնց խնդիրն է հաշվի  
առնելով մատի սեգմենտների շարժման դիսպազոնները, ապահովել  
որևէ առարկայի կառչումը: Մոդելավորումը կրկին կատարվել է  
ADAMS ծրագրային միջավայրում: Կատարվել է կինեմատիկական և  
դինամիկական վերլուծություն, որոշվել են պրոքսիմալ, միջին և  
դիստալ ենանկյունաձև լծակների կամ սեգմենտների (նկ. 3.19) և  
ակոսավոր լծակների դիրքերը (նկ. 3.23)), գծային և անկյունային  
արագություններն ու արագացումները (նկ. 3.20, 3.21, 3.24-3.27),  
պահանջվող շարժիչների հզորությունները (նկ. 3.22, 3.28):

Առաջին սարքի եռանկյունաձև լծակների զանգվածաիներցիոն բնութագրերն են. դիստալ սեգմենտ՝  $m_D = 4.4 \times 10^{-3} \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^D = 6.3 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^D = 6.2 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^D = 6.3 \cdot 10^{-8} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ , միջին սեգմենտ՝  $m_M = 5.8 \times 10^{-3} \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^M = 1.3 \cdot 10^{-6} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^M = 1.3 \cdot 10^{-6} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^M = 1.2 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ , արոքսիմալ սեգմենտ՝  $m_M = 5.4 \times 10^{-3} \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^P = 1.1 \cdot 10^{-6} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^P = 1.1 \cdot 10^{-6} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^P = 8 \cdot 10^{-8} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ :

Երկրորդ սարքի ակոսավոր լծակների զանգվածաիներցիոն բնութագրերն են. մուտքի ակոսավոր օղակ՝  $m_{L_1} = 6.3 \cdot 10^{-4} \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^{L_1} = 2.5 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^{L_1} = 2.5 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^{L_1} = 2.3 \cdot 10^{-9} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ , ելքի ակոսավոր օղակ՝  $m_{L_2} = 7.4 \cdot 10^{-4} \text{ կգ}$ ,  $I_{xx}^{L_2} = 5 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{yy}^{L_2} = 5 \cdot 10^{-7} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ ,  $I_{zz}^{L_2} = 2.7 \cdot 10^{-9} \text{ կգ} \cdot \text{մ}^2$ :

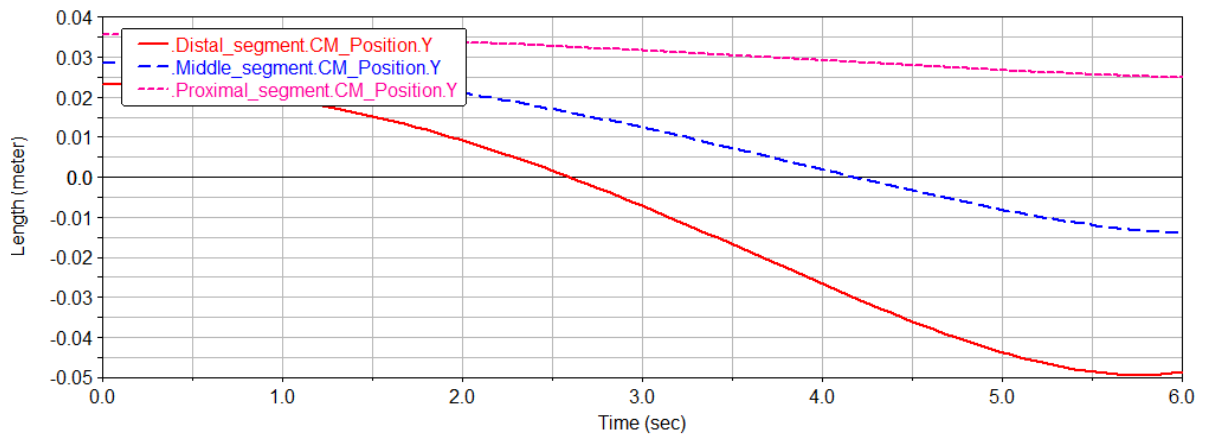
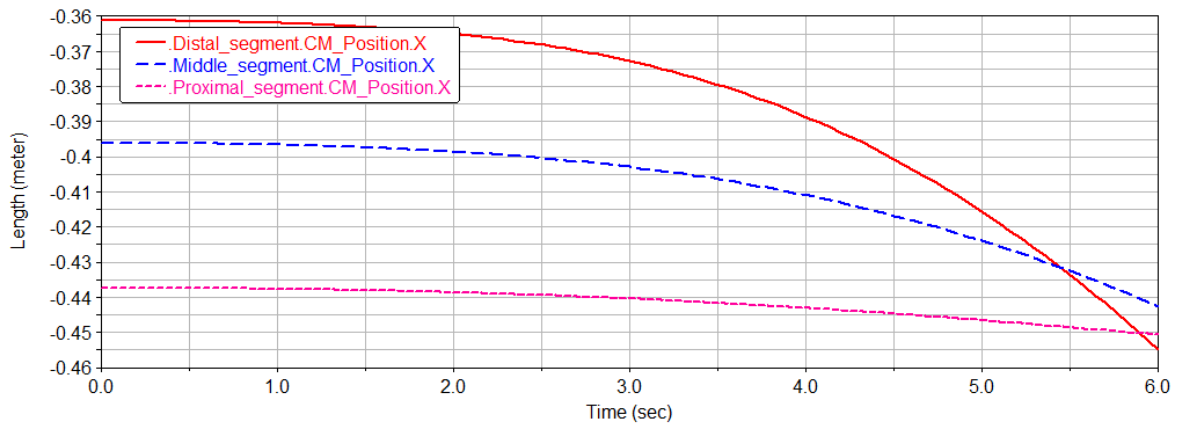


ա)

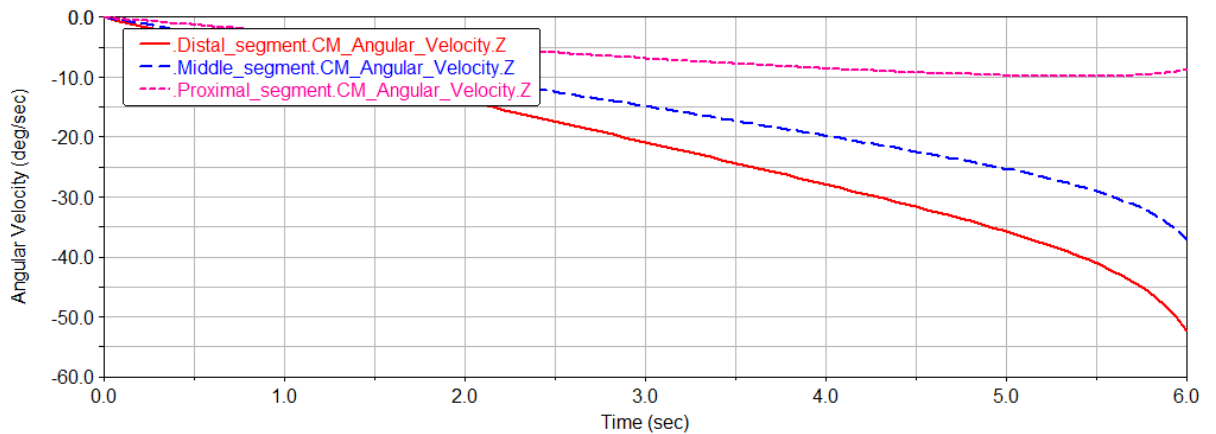


բ)

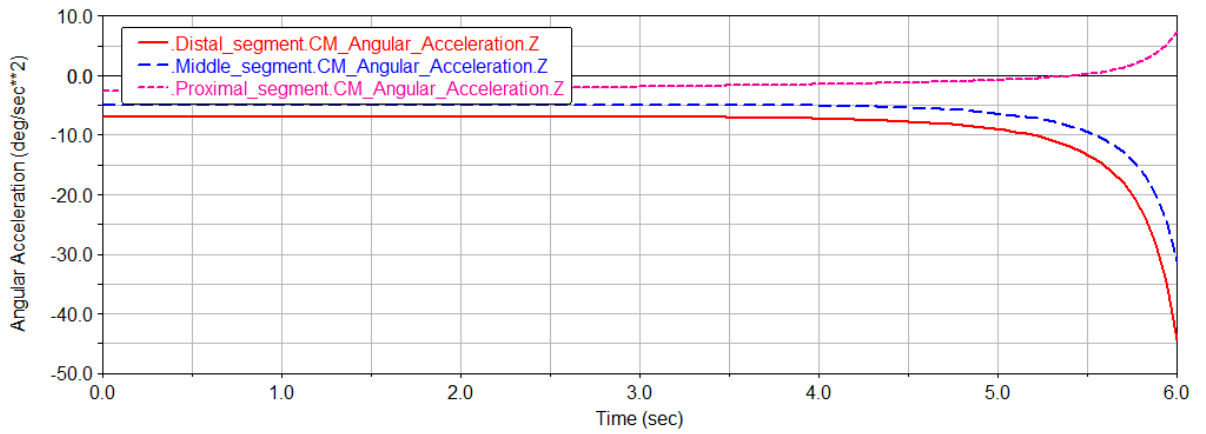
Նկ. 3.18. ա) եռանկյունաձև լծակներով Էկզոսկելետոն, բ) ակոսավոր լծակներով Էկզոսկելետոն



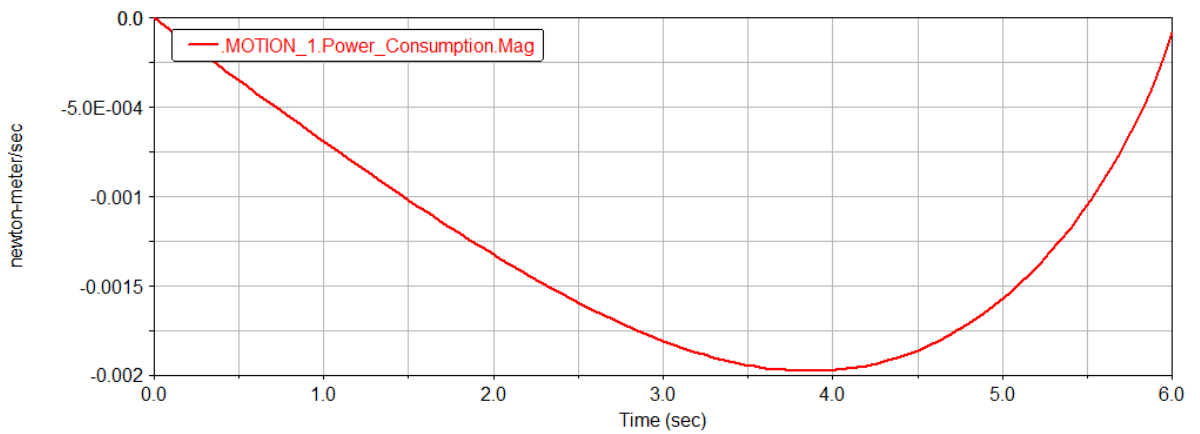
Նկ. 3.19. Դիստալ, մեդիալ և պրոքսիմալ եռանկյ ու նաճակ ծակների դիրքերի փոփոխությունը X և Y առանցքների նկատմամբ



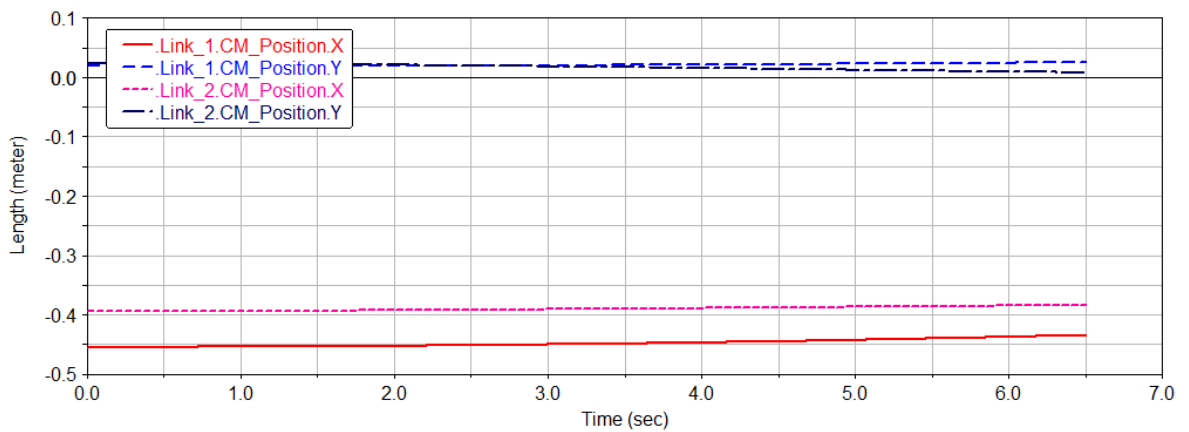
Նկ. 3.20. Դիստալ, մեդիալ և պրոքսիմալ եռանկյ ու նաճակ ծակների անկյ ու նային արագությունները



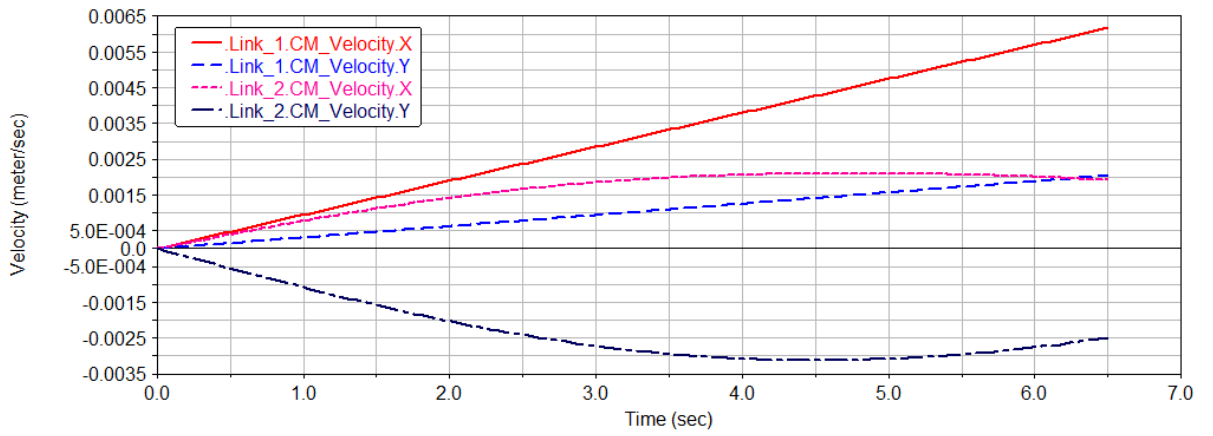
Նկ. 3.21. Դիստալ, մեդիալ և պրոքսիմալ եռանկյունաձև ծակների անկյունային արագացումները



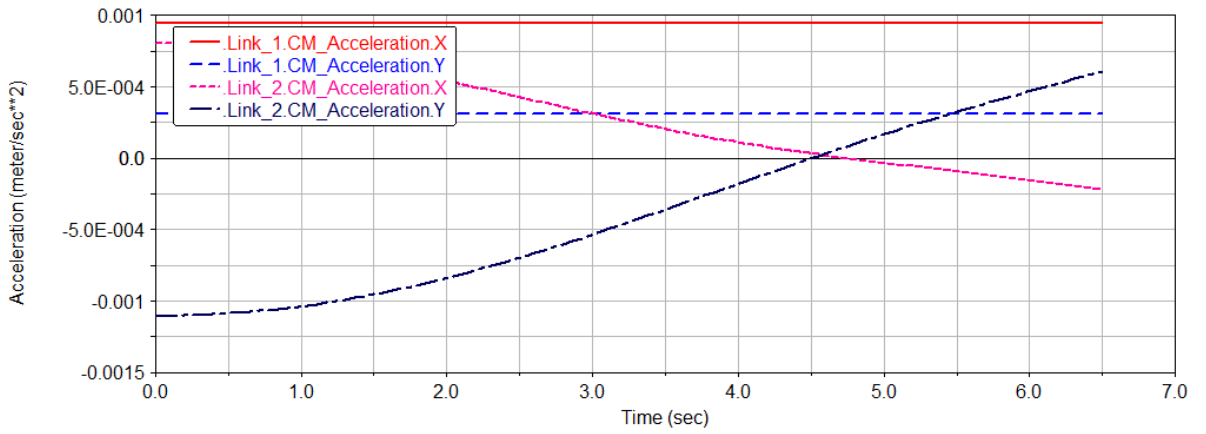
Նկ. 3.22. Անհրաժեշտ շարժիչի հզորության ծախսը



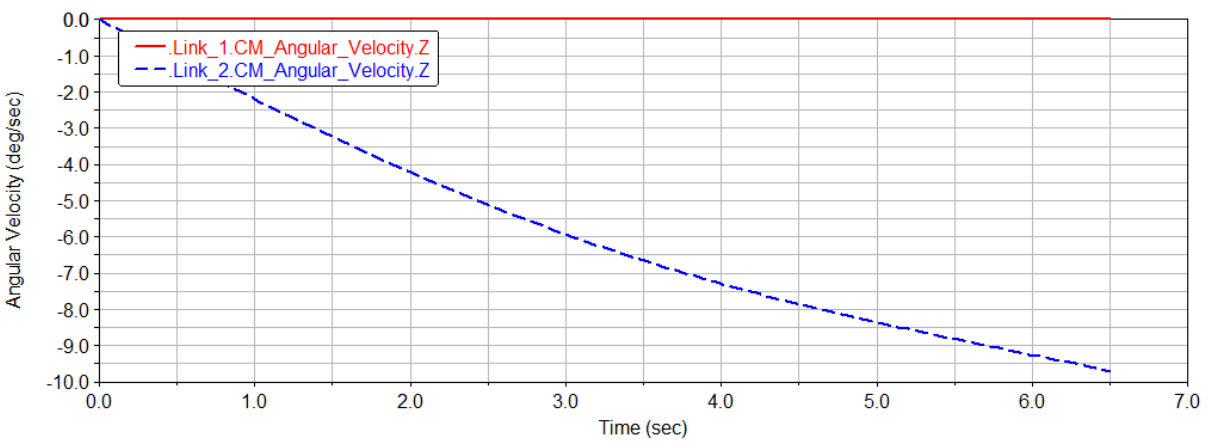
Նկ. 3.23. Մուտքի և ելքի պոստալոր ծակների դիրքերի փոփոխությունը X և Y առանցքների նկատմամբ



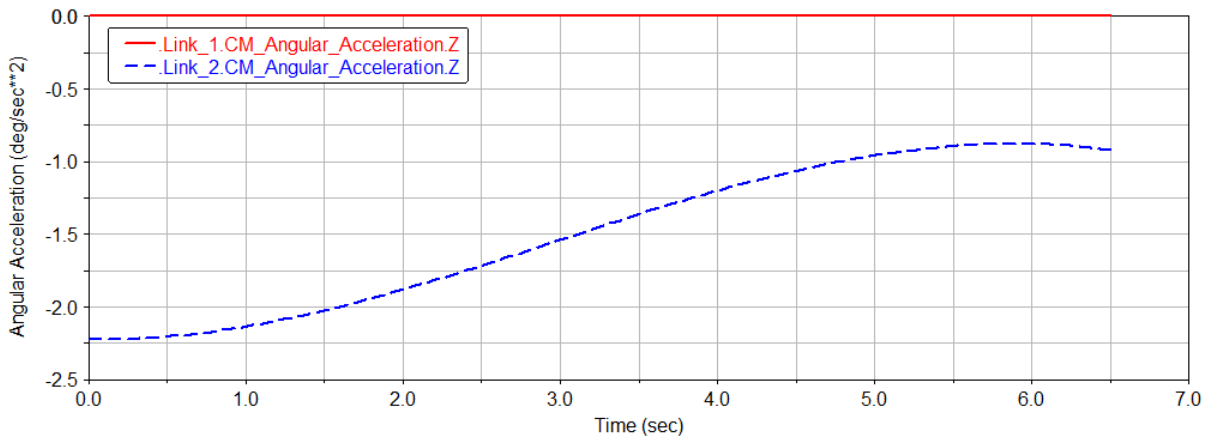
Նկ. 3.24. Մուլ տքի և ել քի ակոսավոր լ ծակների գծայ ին արագու թյ ու նները X և Y առանցքների նկատմամբ



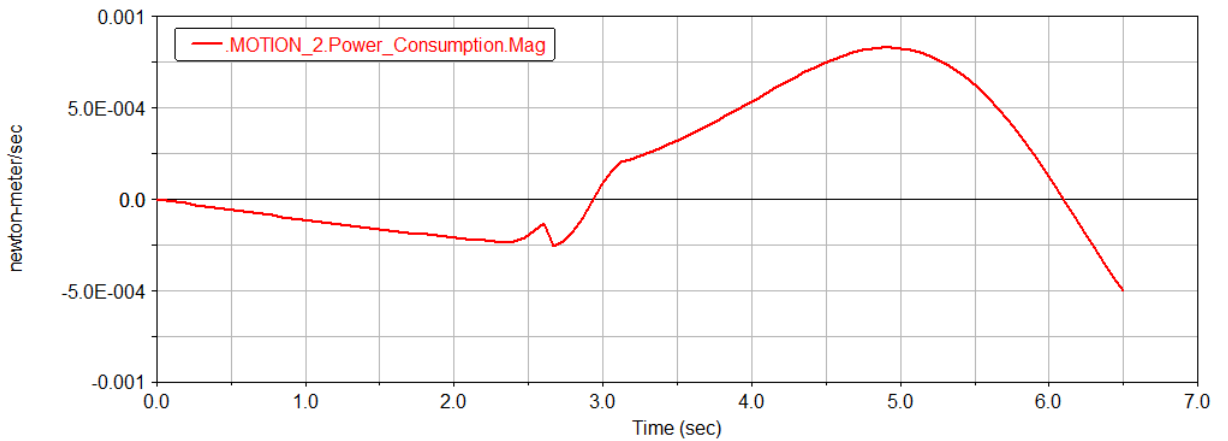
Նկ. 3.25. Մուլ տքի և ել քի ակոսավոր լ ծակների գծայ ին արագացու մները X և Y առանցքների նկատմամբ



Նկ. 3.26. Մուլ տքի և ել քի ակոսավոր լ ծակների անկյ ու նայ ին արագու թյ ու նները



Նկ. 3.27. Մոլ տքի և ել քի ակոսավոր լ ծակների անկյ ու նայ ին արագացու մները



Նկ. 3.28. Անհրաժեշ տգծայ ին շարժիչ ի հզորու թյ ու նը

Ինչ պես և սպասելի էր, եռանկյ ու նաձ և լ ծակներով վերականգնողական սարքի պոտական շարժում ապահովող շարժիչ ի անհրաժեշ տ հզորու թյ ան ծախսը մոտ 2 անգամ ավելի է, քան ակոսավոր լ ծակներով վերականգնողական սարքի համընթաց շարժում ապահովող շարժիչ ինը, ինչ կարելի է բացատրել առաջինի լ ծակների մեծ թվով, հետևաբար և մեծ զանգվածով: Սակայն, ակնհայտորեն առաջինը կարող է ապահովել օբյեկտի կառչման ավելի մեծ կայ ու նու թյ ու ն և շարժումների ճշգրտու թյ ու ն: Երկու սնել կարելի է համարել վերականգնողական սարքերի նոր, այ լ ընտրանքայ ին մոդել ներ:

**3.2. Վերականգնողական սարքի համապիտանի ակտիվ մոդուլ ի նախագծում և մոդել ակորում օղակների,**



## հողակապի և արլ իմերմետաղական ակտուատորների առածգականության հաշվառմամբ

Չնայած, որ զարգացած երկրներում մանկական կաթվածը շատ քիչ է հանդիպում, աշխարհի շատ մասերում մարդիկ դեռևս տառապում են այդ հիվանդությամբ: Կենտրոնական նյարդային համակարգի այլ հիվանդությունները, պերիֆերիկ նյարդերի պաթոլոգիական փոփոխությունները, վնասվածքները, ուռուցքները, նյութափոխանակության համակարգի խանգարման պատճառով առաջացած թունավորումները իրենց հետևից թողնում են մեծ թվով հիվանդներ շարժողական նյարդերի կաթվածի հետևանքներով [96]: Յետևաբար օրթեզների օգտագործումը հանդիսանում է արժեքավոր օգնություն այս հիվանդների բուժման ժամանակ: Նոր նյութերի, մասնավորապես էլեկտրասկտիվ արլ իմերների մշակումը հնարավորություն է տվեց նախագծելու և լիովին նոր վերականգնողական սարքեր [97]: Փոքր զանգվածը, մեծ ճկունությունը, շարժունակությունը, հողերում օղակների պտտման առանցքների համընկնումը վերջույթների հողերին շատ կարևոր է այդ սարքերի համար:

Այս ենթաբաժնի նպատակն է սարքի նախագծումը, որը կունենա վերը նշված բոլոր բնութագրերը:

*Ակտուատորային համակարգի նախագծումը:* Վերականգնողական սարքի նախագծման համար ընտրվել են PPY մետաղական կոմպոզիտային ակտուատորներ [98], որոնց համար հայտնի է, որ **0,25 մս** տրամագծով մի թելքը զարգացնում է մինչև **0,2 Ն** ուժ իսկ **40 մս** տրամագծով, **2500** թելքերից կազմված փունջը զարգացնում է **500 Ն** ուժ: Այս ակտուատորների կառավարումը կարող է կատարվել էլեկտրական լարման փոփոխման միջոցով: Հայտնի են լարում-դեֆորմացիա, լարում-ուժ կախվածության բանաձևերը [99]:

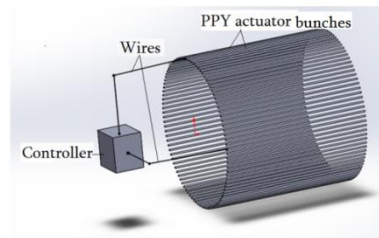
PPY մետաղական կոմպոզիտները կարող են փոխարինել էլեկտրամեխանիկական ակտուատորներին կիրառման բազմաթիվ բնագավառներում, այդ թվում նաև մարդանման ռոբոտներում: Այն ամենախոստումնալից ակտիվ (խելացի) նյութերից մեկն է մշակելու

համար սկզբունքորեն նոր դյուրակիր բիոմիմետիկ ակտուատորներ (նկ. 3.29) և տվիչներ: Առավել ություններն են՝ անհրաժեշտ փոքր լարումը ( $< 5 \text{ Գ}$ ), հարաբերական մեծ դեֆորմացիաները, դյուրակիր և ճկուն կառուցվածքը:

Ակտուատորների փունջը իր բնութագրերով (40 մմ տրամագիծ, 500 Ն ուժ) լիովին համապատասխանում է վերականգնողական սարքերին ներկայացվող պահանջներին: Այնուամենայնիվ շարժողական նեյրոնների հիվանդությունների դեպքում կարող են լինել թուլացած կամ ընդհակառակը՝ գերակտիվացած մկաններ, որոնք մասնակցում են հոդի շարժումներին և որոշ ազդեցություններն ունեն շարժման վրա: Այդ ազդեցությունների հավասարակշռման և հոդի բնական անատոմիական շարժումներն ապահովելու համար ավելի հարմար է ստեղծել մեծ թվով ակտուատորներից բաղկացած համակարգ (նկ. 3.30): Մկանային թելքերի վրակիրառված էլեկտրական լարումը փոփոխելով կարելի է մեծացնել կամ փոքրացնել զարգացվող ուժերը և հետևաբար, կարգավորել բնական մկանների կրճատման ազդեցությունները:



Նկ. 3.29. Ակտուատորի թելքը համակարգ



Նկ. 3.30. Ակտուատորների

Քանի որ ակտուատորներն աշխատում են արտաքին բեռնվածքի ազդեցության տակ, ուստի կարևոր պայման է, որ դրանց զարգացրած ուժերն առավել ագույնը լինեն, խուսափելու համար անցանկալի դեֆորմացիաներից: Առավել ագույն ուժն արտահայտվում է էյլերի կողմից առաջարկված երկրաչափական կայունության պայմանին բավարարող կրիտիկական և էլեկտրական հոսանքի ազդեցությամբ ակտուատորի զարգացրած ուժերի համեմատությամբ.

$$F_k \geq F_{cr}$$

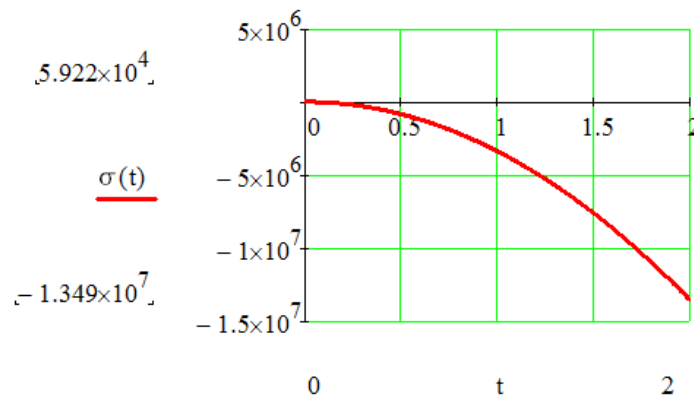
$$\frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \leq \left( \frac{(1-2\nu)q^2}{4cV_k^2} + \sigma_k \right) \cdot S_k$$

$$\sigma_k \geq \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2 S_k} - \frac{(1-2\nu)q^2}{4cV_k^2}$$

Ներմուծելով  $D$  և  $H$  պարամետրերը և ակտուալորների դեֆորմացիայի առավելագույն արագությունը ( $10\%/t$ ), կստանանք.

$$\sigma_k \geq D - H(U \cdot t)^2,$$

որտեղ  $\sigma_k$ -ն մեխանիկական լարումն է,  $U$ -կառավարող էլեկտրական լարումը,  $t$ -ն յուրաքանչյուր ակտուալորի կրճատման ժամանակը ( $2 \psi$ ),  $k = 1, \dots, n$ ,  $n$ -ը վերականգնողական սարքի օղակների և ակտուալորների թիվն է:  $D$  և  $H$  պարամետրերը հաստատուն են տվյալ տեսակի և տվյալ երկրաչափական բնութագրերով ակտուալորի համար: Ինչպես երևում է նկար 3.31-ից,  $\sigma_k$ -ն պետք է  $1.3 \cdot 10^7$  Պա-ից մեծ լինի:



Նկ. 3.31. Ակտուալորի մեխանիկական լարումը (Պա)

**Դինամիկական մոդելավորում:** Ուսումնասիրենք կենսամեխանիկական համակարգի շարժումը: Այն կազմված է հողը կազմող մարդու մարմնի համապատասխան սեգմենտներին ամրացված երկու մասերից, ակտուալորային համակարգից և առաձգական հողից (նկ. 3.32):



Նկ. 3.32. ա) Օրթեզի կիրառությունը. 1) օրթեզ, 2) առաձգական հոդ, 3) ակտուատոր

Էլեկտրաակտիվ ակտուատորները միացվում են բնական մկանների նմանությամբ և ընդունակ են փոխել ու իրենց ձևը և չափերը էլեկտրական հոսանքի ազդեցությամբ: Ակտուատորների դեֆորմացիան նման է բնական մկանների դեֆորմացիային՝ այն տարբերությամբ, որ դրանք կարող են աշխատել ինչպես կրճատման, այնպես էլ երկարացման ռեժիմում: Ակտուատորների ակտիվացումը և կառավարումը կատարվում է էլեկտրական լարման փոփոխությամբ: Կառավարումը կարող է կատարվել նաև ուղեղի ուժեղացված ազդանշաններով: Արհեստական առաձգական հոդը գտնվում է բնական հոդի մասում, ապահովում է կայունություն և շնորհիվ առաձգական դեֆորմացիայի էներգիայի կուտակման նպաստում է համակարգի շարժումներին: Այն թույլ է տալիս նաև հողերում փոքր համընթաց տեղափոխություններ:

Դինամիկական մոդելավորումը կատարվում է Լագրանժի 2-րդ սեռի շարժման հավասարումներով [67].

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial P}{\partial q_i} = Q_i (i = 1):$$

Ինչպես արդեն նշվել էր, շարժիչ նեյրոնների հիվանդությունների դեպքում ոչ բոլոր մկաններն են թուլանում և ունեն որոշակի ազդեցություն կենսամեխանիկական համակարգի շարժման վրա: Օրինակ՝ կարող են որոշ չափով ակտիվ լինել հետևյալ մկանները՝ semimembranosus, rectus femoris, sartorius և այլն: Այդ

Երևույթը կարող է արտահայտվել շարժման հավասարումներում հետևյալ կերպ.

$$I_a(q)\ddot{q} + F_m(\dot{q}) + c(q, \dot{q}) + g(q) = \tau,$$

որտեղ  $I_a(q)$  – իներցիոն պարամետրն է,  $c(q, \dot{q})$  և  $g(q)$  – ն մածուցիկ և առանձգական դիմադրության գործակիցներն են, արտաքին բեռնվածքն է:

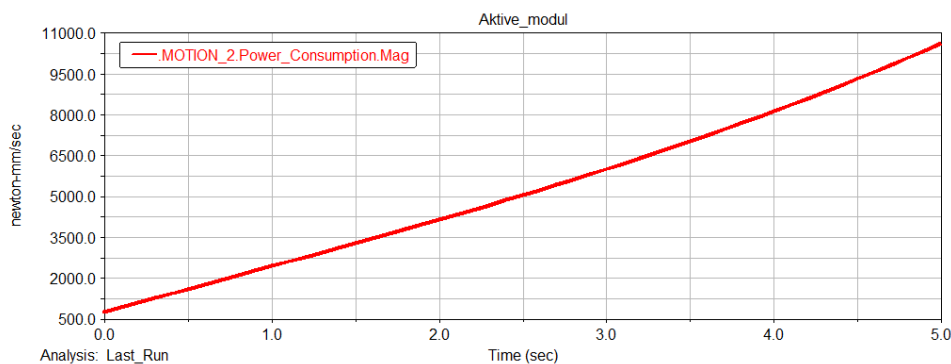
Կմախքի մկանները հիմնականում փետրածն են և դրանց զարգացրած ուժը կորոշվի հետևյալ բանաձևով [21].

$$F_m = \frac{2bl \sin \alpha \cdot F \cos \alpha}{A},$$

որտեղ  $F_m$ -ը մեկ թելի զարգացրած ուժն է,  $b$ -ն հաստությունը,  $l$ -ը երկարությունը,  $\alpha$ -ն փետրածնության անկյունը,  $A$ -ն թելի լայնական հատույթի մակերեսը:

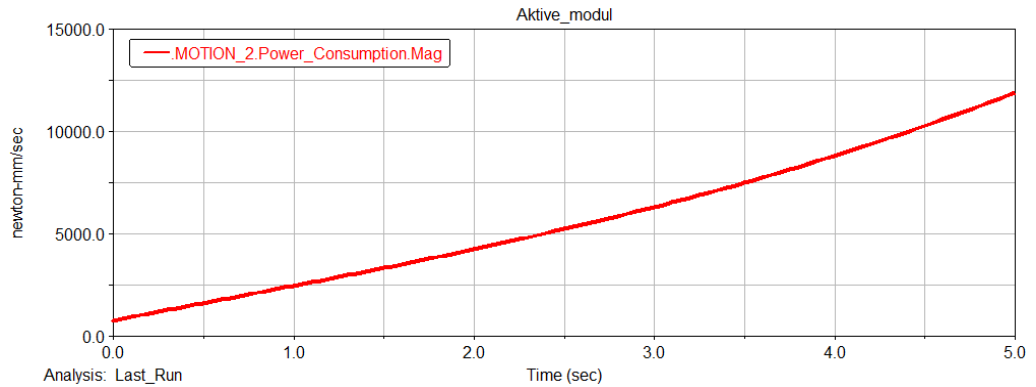
Մոդելավորումը կատարվել է ADAMS ծրագրային միջավայրում: Մոդելը և արդյունքները պատկերված են 3.33-3.35 նկարներում:

Վերականգնողական սարքի համար իրականացված է ակտուատորային համակարգի մոդելավորում և ակտուատորի կրողունակությունը ստուգվել է Էյլերի բանաձևով: Որոշվել է ակտուատորի էլեկտրատեխնիկական պարամետրերի և մեխանիկական լարման միջև կապը: Նախագծված յուրաքանչյուր ակտուատորի մեխանիկական լարումը պետք է մեծ չլինի  $1.3 \cdot 10^7$  Պա-ից:

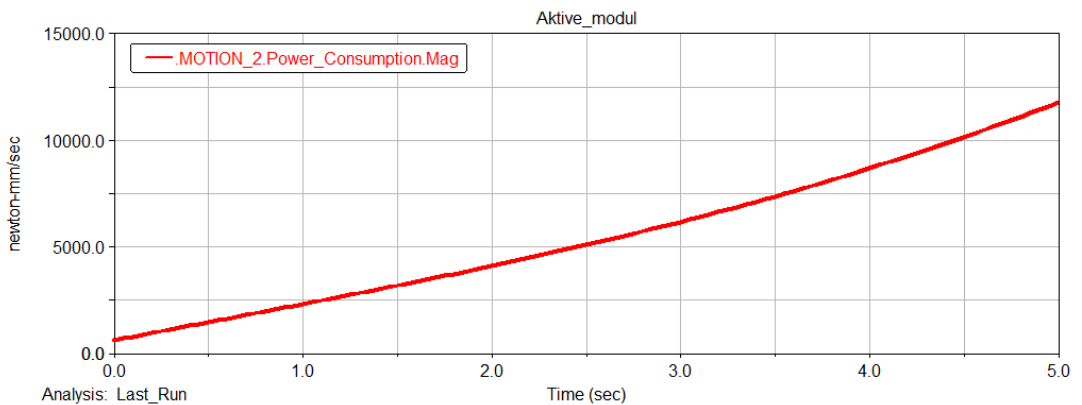


Նկ. 3.33. Ակտուատորների պահանջվող հզորությունը՝

առանց առանձգականության հաշվառման



Նկ. 3.34. Ակտուլ ատորների պահանջվող հզորությունը՝ առանձնապես նույնիսկ հաշվառմամբ



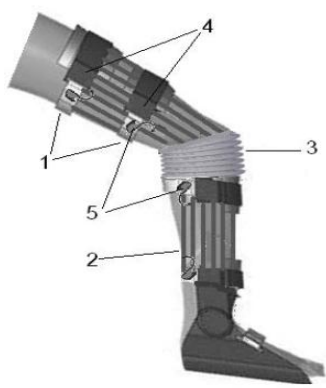
Նկ. 3.35. Ակտուլ ատորների պահանջվող հզորությունը՝ Rectus femoris մկանի ակտիվություն հաշվառմամբ

Նախագծման արդյունքում ձեռք է բերվել 33 գյուտի արտոնագիր, որը վերաբերվում է վերականգնողական տեխնիկային, մասնավորապես՝ մարդու շարժողական գործառույթներին նպաստող և դրանք վերականգնող սարքերին, որ կարող են կիրառվել հենաշարժողական ապարատի վնասվածքների հետևանքով դրանց ֆունկցիաների ժամանակավոր կամ մշտական կորստի դեպքում և տարեց մարդկանց օժանդակման համար:

Հայտնի է նմանատիպ ակտիվ օժանդակ սարք [100]: Այս սարքի թերությունը կայանում է նրանում, որ այն չի ապահովում մարդու հենաշարժողական ապարատի հոդերի հնարավոր բոլոր ազատության աստիճանները և ակտուլ ատորների բավարար կառավարելիությունը, ինչը սահմանափակում է դրակիրառությունը:

Գյուղտի խնդիրն է եղել կոնստրուկցիայի փոփոխման շնորհիվ ապահովել սարքի համապիտանելիությունը. ընդլայնել օգտագործման հնարավորությունը մարմնի հենաչարժողական համակարգի բոլոր հոդերի համար և ապահովել դրանց կառավարվող շարժումները: Գյուղտի տեխնիկական լուծումն այն է, որ սարքն ունի մարդու հենաչարժողական համակարգի հոդակապի երկու փոխկապակցված մասերին ամրացված և միմյանց նկատմամբ հարաբերական շարժման հնարավորությամբ երկու հատվածամասեր, տվիչներ, ակտուատոր, կոնտրոլեր, ընդորոժմ ակտուատորը միացված է հատվածամասերին, կոնտրոլերը միացված է ակտուատորին: Գյուղտի համաձայն այդ հատվածամասերից յուրաքանչյուրը պատրաստված է կարբոնե կմախքից և էլեկտրասկտիվ պոլիմերային ակտուատորներից, հատվածամասերն իրար միակցված են շարժական միացույթան ակտուատորների և առաձգական տարրի միջոցով, իսկ կմախքի վրա տեղակայված են տվիչներ, որոնց գրանցած ազդակները փոխանցվում են կոնտրոլերին: Գյուղտը պարզաբանվում է գծագրով, որտեղ՝ նկ. 3.36-ում պատկերված է շարժմանն օժանդակող սարքի ակտիվ մոդուլի ընդհանուր տեսքը:

Ակտիվ մոդուլը ն ունի երկու հատվածամաս՝ պատրաստված կարբոնե կմախքից (1) և էլեկտրասկտիվ պոլիմերային ակտուատորներից (2), առաձգական տարր (3)՝ միացված ակտուատորներին և տեղակայված հոդի հատվածում, սենսորային տվիչներ (5), որոնք տեղակայված են կմախքի վրա, կոնտրոլեր (4), որը միացված է ակտուատորին:



Նկ. 3.36. Շարժմանն օժանդակող սարքի ակտիվ մոդուլը

Ակտիվ մոդուլն աշխատում է հետևյալ կերպ. էլեկտրասկտիվ պոլիմերային ակտուատորներն (2) ամրացված են բնական մկանների նմանությամբ և ընդունակ են փոփոխել ու իրենց չափերը և ձևը, երբ հաղորդվում է էլեկտրական ազդակ: Ակտուատորների դեֆորմացիան նման է բնական մկանների կծկմանը, այն տարբերությամբ, որ դրանք ընդունակ են աշխատել ու երկու ռեժիմով՝ կծկման և ընդարձակման: Ակտուատորների (արհեստական մկանների) ակտիվացումը և կառավարումը կատարվում է էլեկտրական լարման արժեքների փոփոխման միջոցով: Կառավարման համար կարող են օգտագործվել նաև ուղեղի ուժեղացված ազդակները: Առաձգական տարրը (3) տեղակայված է հոդի հատվածում, ապահովում է մոդուլի աշխատանքի կայունությունը և առաձգական դեֆորմացիայի կոուտակման շնորհիվ օժանդակում է շարժմանը: Առաձգական տարրը թույլ է տալիս նաև հատվածամասերի շարժման ժամանակ առկա որոշակի չափով ընկրկել իոնայությունը: Կմախքի (1) վրա տեղակայված տվիչների (5) գրանցած ազդակները փոխանցվում են կոնտրոլերին (4):

Իրականացված է վերականգնողական սարքի դինամիկական մոդելավորում օղակների և հոդերի առաձգականության հաշվառմամբ, ընդ որում, բնական մկանային ուժերը նույնպես ներառվել են շարժման հավասարումներում շարժիչ նեյրոնների հիվանդությունների պատճառով խախտված հավասարակշռության վերականգնման նպատակով: Մոդելավորումը կատարվել է ADAMS ծրագրային միջավայրում: Անհրաժեշտ հզորությունների արժեքները որոշվել են Յդեպերի համար. կոշտ մոդելի, առաձգական մոդելի, rectus femoris մկանի ակտիվությունը հաշվի առնող մոդելի: Ինչպես երևում է արդյունքներից, առաձգական մոդելի դեպքում անհրաժեշտ հզորությունը աճում է 12%-ով, rectus femoris մկանի ակտիվության հաշվառման դեպքում անհրաժեշտ հզորությունը նվազում է 1.3%-ով:

### **3.3. Եզրակացություններ երրորդ գլխի վերաբերյալ**

1. Ցույց է տրվել վերականգնողական տեխնիկայում ոչ լրիվ ակտուացմամբ մեխանիզմների կիրառման նպատակահարմարությունը:



Նախագծվել են ոչ լրիվ ակտուացմամբ օպտիմալ և դյուրակիր մեխանիզմներ ստորին, վերին վեջույթների և մատների համար:

2. Ստացվել է, որ ոտքի սեգմենտների շարժման օրենքները կարելի է փոփոխել, փոփոխելով շարժաթևերի երկարությունները, իսկ ոտնաթաթը սրունքի շարժաթևին կապող զսպանակի միջոցով որոշվում են ոտնաթաթի անհրաժեշտ շարժումները: Ձեռքի նախագծված վերականգնողական սարքը նմանատիպ սարքերի նկատմամբ ունի մի շարք առավելություններ՝ պարզ է, թեթև, չի պահանջում կառավարման բարդ համակարգ, էներգաարդյունավետ է, ունի ընդամենը մեկ շարժիչ 100 Վտ հզորության, որը թույլ է տալիս բարձրացնել մինչև 11 կգ բեռ:

3. Համապիտանի պոլիմերմետաղական գերակտուացված վերականգնողական սարքի համար իրականացված ակտուատորային համակարգի մոդելավորման և կրողունակության ստուգման արդյունքում որոշվել է ակտուատորի էլեկտրատեխնիկական պարամետրերի և մեխանիկական լարման միջև կապը: Դիտարկված դեպքում տացվել է, որ յուրաքանչյուր ակտուատորի մեխանիկական լարումը չպետք է մեծ լինի  $1.3 \cdot 10^7$  Պա-ից:

**ԳԼՈՒԽ 4. ՊԼԻՄԵՐՄԵՏԱՂԱԿԱՆ ԱԿՏՈՒ ԱՏՈՐՆԵՐՈՎ  
ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՍԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒ ԼՅԱՑԻՈՆ  
ՄԵԽԱՆԻՉՄՆԵՐԻ ԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ՕՊՏԻՄԱԼ ՆԱԽԱԳԾՈՒ Մ  
ԵՎ ԿԱՌԱՎԱՐՈՒ Մ**

**4.1. Կառավարվող կոշտությամբ էլեկտրաակտիվ  
արլիմերմետաղական ակտուատորներով վերականգնողական  
սարքերի դինամիկական մոդելավորում և նախագծում**

Դիտարկվել է կառավարվող կոշտությամբ արլիմերմետաղական ակտուատորներով ակտիվ օրթեզ ապահովելու համար վերին վերջույթի դանդաղ (առանց դրեյֆի) և ճշգրիտ շարժումները: Այն կարող է օգտակար լինել նյարդամկանային հիվանդություներով (Պարկինսոնի հիվանդություն, կաթված և այլն [101]) տառապող մարդկանց համար: Որոշվել են ակտուատորների, հոդերի և ծայրոցի օպտիմալ կոշտություների արժեքները: Ակտուատորի ակտիվացման դինամիկայից բացահայտվել են ակտուատորների ակտիվացիայի, կոշտության և կառավարող լարման միջև փոխկապակցվածությունը: Առաջարկվել է գերակտուացված համակարգի օպտիմալացման մեթոդ և որոշվել են ակտուատորների զարգացրած ուժերը: Իրականացվել է դինամիկական մոդելավորում ADAMS ծրագրային միջավայրում և ներկայացվել են թվային արդյունքներ:

Օբյեկտների ճշգրիտ մանիպուլյացիան այնպիսի գործողություններում ինչպիսին է գրելը, պահանջում է մատների և ամբողջ ձեռքի դանդաղ և ճշգրիտ շարժումներ [102]: Անճշտությունների առաջացման պատճառ կարող են դառնալ միջարք նյարդամկանային հիվանդություներ: Վերականգնողական նպատակներով անհրաժեշտություն կամշակելու սկզբունքորեն նոր տիպի օրթեզ, որը կապահովի հոդերի կառավարելի կոշտություն՝ ակտուատորների կառավարվող կոշտության միջոցով, այնպես, որ մարդու նյարդամկանային համակարգի նմանությամբ այն կունենա միևնույն էներգածախս: Վերջույթի հավասարակշռային դիրքերի ապահովման համար ակտուատորների

կոշտության ներքին կառավարման պրոցեսում չենք կարող ստանալ միանշանակ լուծում օրթեզի ակտուացման համակարգի հավելումը այնուհետև պատճառով [103]: Միևնույն դիրքը կարելի է ստանալ կոշտության արժեքների բազմաթիվ կոմբինացիաների միջոցով: Յետևաբար ակտուատորների կոշտության ներքին կառավարման խնդիրը ձևակերպենք որպես օպտիմալացման խնդիր, որը նվազագույնի է հասցնում վերջույթի դեֆորմացման էներգիան: Ընդունենք, որ յուրաքանչյուր ակտուատոր իրենից ներկայացնում է իդեալական զսպանակ, որի կոշտությանը կարգավորվում է էլեկտրական ազդանշանով: Այնուհետև համակարգի լրիվ դեֆորմացիայի էներգիան ( $E$ ), որը հաշվի է առնում նաև ակտուատորների ( $\Delta s$ ) շեղումները, կորոշվի հետևյալ բանաձևով [104].

$$E = \frac{1}{2} (\Delta s + \Delta l_0)^T K (\Delta s + \Delta l_0),$$

որտեղ  $\Delta l_0$ -ն սկզնական երկարության փոփոխությունն է, կոշտության  $K$  մատրիցը  $m \times m$  չափի անկյունագծով մատրից է՝ կազմված  $k_i$  ( $i = 1, 2, \dots, m$ ) մեծություններից.

$$K = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_m \end{pmatrix};$$

Չավելումը այնուհետև մեզ ստիպում է փնտրել կոշտության  $K_{opt}$  օպտիմալ արժեքներ, որոնք կմիևնույնացնեն դեֆորմացիայի էներգիայի ֆունկցիան [104].

$$\min_K \left[ E = \frac{1}{2} (-R^T \Delta \theta + \Delta l_0)^T K (-R^T \Delta \theta + \Delta l_0) \right],$$

$$-RK(-R^T \Delta \theta + \Delta l_0) = 0, k_{min} \leq k_1 \leq k_{max},$$

որտեղ  $R$ -ը ուժերի բազուկների մատրիցն է,  $\Delta \theta$ -ն անկյունային տեղափոխությունը:

Չաջորդիվ կարելի է որոշել հոդերի և ծայրոցի կոշտությունը: Այն մեխանիկական դիմադրության ցուցանիշ է: Դիտարկենք վերին

վերջույթի մոդելը, ընդունելով գծային կախվածությունն մեկ ակտուատորի ակտիվացման և կոշտության միջև: Յուրաքանչյուր  $K_i(s)$  կոշտությանը ստատիկ պայմաններում կարող է արտահայտվել կառավարող ակտուատորների ազդեցություններով հետևյալ կերպ.

$$K_i(c) = k_i \begin{pmatrix} c_s + c_{se} & c_e & c_w + c_{ew} \\ c_e & c_e + c_{se} & c_w \\ & & c_w \end{pmatrix},$$

որտեղ  $k_i (N \cdot \frac{m}{rad})$ -ով հոդի կառավարման մատրիցը կերպափոխվում է հոդերի կոշտությանների մատրիցի,  $c_s$ ,  $c_e$  և  $c_w$ -ն կառավարող ակտուատորների ազդեցության գործակիցներն են համապատասխանաբար ուսահոդում, արմունկում և դաստակում,  $c_{se}$  և  $c_{ew}$ -ն ակտուատորների համատեղ ազդեցության գործակիցներն են:

Ընդունելով, որ մեր դեպքում ձեռքի ուժը միևնույն է, ծայրոցի  $K_{end}(c, \theta)$  կոշտությանը կորոշվի հետևյալ կերպ [105].

$$K_{end}(c, \theta) = \left( J_{xy}^T(\theta) \right)^{-1} \cdot K_i(c) \cdot J_{xy}^{-1}(\theta),$$

որտեղ  $J_{xy}^T(\theta) = \frac{\partial(x,y,z)^T}{\partial(\theta_1, \theta_2, \theta_3)}$  - Յակոբյանն է, որն արտահայտվում է հոդի դիրքը որոշող դեկարտյան կոորդինատներով:

Ծայրոցի կոշտությանը կարող է արտահայտվել նաև կիրառված ուղորդ մոմենտի ( $T(t)$ ) և անկյունային արագության ( $\omega_3$ ) հարաբերությամբ [103].

$$K_{end}(c, \theta) = \frac{T(t)}{\omega_3};$$

Ակտուատորի գսպանակաման հատկությունները կարող են մոտարկվել կոշտության ( $k_i$ ) և զարգացրած մոմենտի ( $\tau_i$ ) միջև գծային կախվածությամբ [105]:

$$\tau_i = \rho_i k_i + b_i,$$

$\rho_i$ -ն հաստատուն է, որը որոշում է մոմենտ-անկյան կորի ձևը,  $b_i$ -ն պասիվ մոմենտն է:  $T(t)$ -ն կարող է արտահայտվել հետևյալ կերպ.

$$T(t) = \begin{pmatrix} T_1(t) \\ T_2(t) \\ T_3(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tau_{1a}(t) \\ \tau_{2a}(t) \\ \tau_{3a}(t) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \tau_{1v}(t) \\ \tau_{2v}(t) \\ \tau_{3v}(t) \end{pmatrix};$$

Մոդելը հաշվի է առնում ակտուատորի մածուցիկ հատկությունները ընդհանուր մածուցիկության մոմենտով, որը համեմատական է հոդի կոշտությանը [106].

$$\begin{pmatrix} \tau_{1v}(t) \\ \tau_{2v}(t) \\ \tau_{3v}(t) \end{pmatrix} = -\delta K(t) \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1(t) \\ \dot{\theta}_2(t) \\ \dot{\theta}_3(t) \end{pmatrix},$$

որտեղ  $\delta$ -ն մարման գործակիցն է,  $\tau_{1v}(t)$ ,  $\tau_{2v}(t)$  և  $\tau_{3v}(t)$ -ն մածուցիկության մոմենտներն են համապատասխանաբար ուսահոդում, արմունկում և դաստակում,  $\dot{\theta}_1(t)$ ,  $\dot{\theta}_2(t)$ ,  $\dot{\theta}_3(t)$ -ն ուսահոդի, արմունկի և դաստակի անկյունային արագություններն են,  $\tau_{1a}(t)$ ,  $\tau_{2a}(t)$ ,  $\tau_{3a}(t)$ -ն ակտուատորների զարգացրած մոմենտներն են ուսահոդում, արմունկում և դաստակում:

Ակտուատորի կոշտությունը համեմատական է դրա ակտիվացմանը [107].

$$K_i(t) = k_i a_i(t) 0 \leq a_i \leq 1, \quad (4.1)$$

որտեղ  $a_i$ -ն ակտուատորի ակտիվացման մեծությունն է,  $k_i$ -ն ակտուատորի առավելագույն կոշտությունն է  $a_i = 1$  դեպքում:

Պոլիմերմետաղական կոմպոզիտային ակտուատորի պարամետրերը տեղադրելով (4.1) հավասարման մեջ կստանանք.

$$K_i(t) = \frac{\left( (1-2\nu)q_i^2 + 4cV_i^2\sigma_i \right) 2S_i E}{(1-2\nu)c u_i^2 + \sigma_i} a_i(t):$$

Այս արտահայտությունից կարող ենք որոշել էլեկտրական լարման արժեքները յուրաքանչյուր ակտուատորի համար.

$$u_i = \sqrt{\left( \frac{K_i(t)}{a_i(t) \cdot \left( (1-2\nu)q_i^2 + 4cV_i^2\sigma_i \right) 2S_i E} - \sigma_i \right) / (1-2\nu)c},$$

որտեղ  $q$ -ն էլեկտրական լիցքն է,  $V_i$ -ն՝ ակտուալատորի ծավալը,  $S_i$ -ն՝ ակտուալատորի լայնական հատույթի մակերեսը,  $v$ -ն՝ Պուլսանի գործակիցը,  $E$ -ն՝ Յուլսգի մոդուլը,  $c$ -ն՝ էլեկտրական ունակույթությունը,  $\sigma_i$ -ն՝ մեխանիկական լարումը և  $u_i$ -ն՝ էլեկտրական լարումը:

Ակտուալատորի դինամիկան կարող է նկարագրվել առաջին կարգի դիֆերենցիալ հավասարումով [107].

$$t_{const} da_i(t) = -a_i(t)dt + u_i(t)dt,$$

որտեղ  $u_i(t)$ -ն ակտուալատորների կառավարող էլեկտրական լարումն է,  $t_{const}$ -ը ակտուալատորի ակտիվացման հաստատուն ժամանակն է:

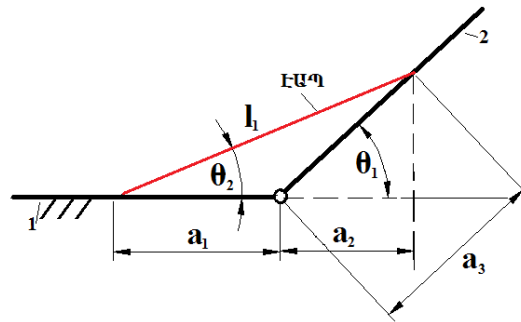
*Գերակտուալացված կառավարման համակարգի օպտիմալացումը և ակտուալատորների զարգացրած ուժերի որոշումը:* Տարբեր օպտիմալացման մեթոդներ են առաջարկվել գերակտուալացված համակարգերի օպտիմիզացիան մոդելավորելու և լուծելու այդ խնդիրը միևնույնիսկ աղյուսակով ծախսի ֆունկցիան [108]: Այդ մեթոդների հիմնական տարբերությունը ծախսի ֆունկցիայի կառուցվածքն է, որն իրենից ներկայացնում է արդյունավետության չափանիշ, ըստ որի կառավարման համակարգն օպտիմալացնում է ակտուալատորների զարգացրած ուժերը: Ամենապարզ և ճշգրիտ մեթոդը՝ ակտուալատորների զարգացրած ընթացիկ ուժերի ( $F_{m,i}(t)$ ) հարաբերությունը առավելագույն ուժերին ( $F_{max,i}$ ), որպես ծախսի ֆունկցիա ընդունելն է.

$$\min_K \left[ \sum_{i=1}^n \left[ \frac{F_{m,i}(t)}{F_{max,i}} - A_c \right]^2 \right], F_{max,i} \geq F_{m,i} \geq 0,$$

որտեղ  $A_c$ -ն ակտուալատորների համատեղ դեֆորմացիաների թիվն է, որը դանդաղ և ճշգրիտ շարժումների դեպքում կարող է ընտրվել 0,04-ից 0,2 [108]:

*Վերին վերջույթի գերակտուալացված համակարգի օպտիմալ սխեմայի ձևավորումը և դրա կինեմատիկական ու դինամիկական հետազոտությունը:* Պարզության համար նախ դիտարկենք մեկ

ազատության աստիճանով և մեկ էԱՊ-ով համակարգի կինեմատիկան: Այստեղ ներկայացված է էԱՊ-ի գծային կրճատումը-երկարացումը (նկ. 4.1):



Նկ. 4.1. Մեկ ազատության աստիճանով և մեկ էԱՊ-ով համակարգ

Մեկ ազատության աստիճանով կառուցվածքը կազմված է մկանից և պտտական հոդից: 1-ին օղակի և ակտուատորի միջև անկյունը  $\theta_2$  է: Չարմարության համար կինեմատիկ վերլուծությունն կատարենք օգտագործելով  $\theta_1$ -ը՝ օղակներով կազմված անկյունը: Ակտուատորի ( $l_i$ ) երկարությունն սահմանվում է որպես ակտուատորի միացման երկու կետերի միջև հեռավորությունը: Այն կարող է արտահայտվել հետևյալ կերպ [109].

$$l_1 = \sqrt{a_1^2 + 2a_1a_3 \cos \theta_1 + a_3^2}:$$

Այնուհետև  $l_1$ -ի հետագա ածանցումներով ըստ հոդի պտտման անկյան, կորոշվեն ակտուատորի և 2-րդ օղակի պտտման արագություններն և արագացումները:

Բաց շղթայով մեխանիզմի շարժման հավասարումները ընդհանուր դեպքում կարող են գրվել հետևյալ տեսքով [110].

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta),$$

որտեղ  $\tau$ -ն ընդհանրացված ուժերի/մոմենտների վեկտորն է,  $M$ -ը զանգվածների/իներցիայի մոմենտների մատրիցն է,  $C$ -ն կենտրոնախույս/Կորիոլիսի մատրիցն է,  $G$ -ն ծանրության ուժերի մատրիցն է: Սակայն այստեղ դիտարկված մեխանիզմը բաց է, հետևաբար գրենք փակ շղթայի դինամիկայի հավասարումները [107].

$$\tau + J_c^T \lambda = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta), \quad (4.2)$$

$$J_c \ddot{\theta} + j_c \dot{\theta}, \quad (4.3)$$

որտեղ  $J_c$ -ն Յակոբյանն է,  $\lambda$ -ն Լագրանժի բազմապատկիչն է,  $J_c^T \lambda$ -ն ներկայացնում է փակ կոնտուրի ներքին ուժերը:

Օգտվելով մեխանիզմի (տես նկ. 4.1) երկրաչափությունից, կարող ենք գրել.

$$a_1 + a_3 \cos \theta_1 - l_1 \cos \theta_2 = \phi_1 = 0,$$

$$a_3 \sin \theta_1 - l_1 \sin \theta_2 = \phi_2 = 0:$$

Դիֆերենցելով այս հավասարումներն ըստ փոփոխական  $(\theta_1, \theta_2, l_1)$  պարամետրերի, կստանանք ( $J_c$ ) Յակոբյանը [110].

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial \phi_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial \phi_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial \phi_1}{\partial l_1} \\ \frac{\partial \phi_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial \phi_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial \phi_2}{\partial l_1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a_3 \sin \theta_1 & l_1 \sin \theta_2 & -\cos \theta_2 \\ a_3 \cos \theta_1 & -l_1 \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 \end{bmatrix}:$$

4.2 և 4.3 հավասարումները կարելի է ներկայացնել հետևյալ մատրիցային տեսքով [110].

$$\begin{bmatrix} M & -J_c^T \\ -J_c & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau - C\dot{\theta} \\ j_c \dot{\theta} \end{bmatrix}:$$

Պետք է նշել, որ Լագրանժի բազմապատկիչը նույնպես փոփոխվում է ըստ ժամանակի՝ ընդհանրացված արագացումների զուգընթաց:

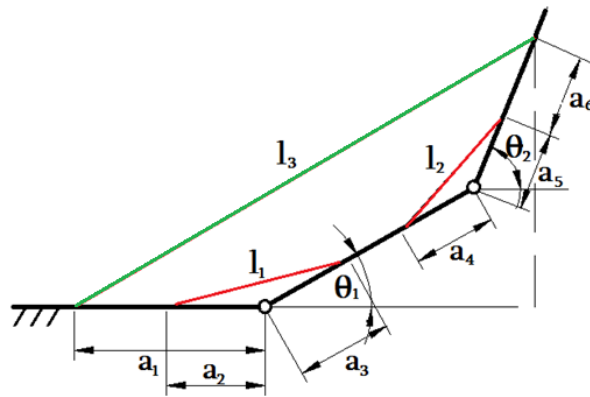
Փակ կինեմատիկ կառուցվածքով մեխանիզմի մոդելավորման ժամանակ պետք է հաշվի առնել նաև միջավայրի (օրինակ, հատակի) ազդեցությունը [105-110]: Այս դեպքում 4.1-ում պետք է ավելացվի  $J^T \cdot F$  բաղադրիչը, որը հաշվի է առնում հատակի հետփոխազդեցության ուժերը:

Այժմ դիտարկենք (նկ. 4.2) երկու հոդերով և երեք ակտուատորներով վերին վերջույթի մեխանիզմի սխեմա: Երկհոդային ակտուատորի  $l_3$  երկարությունը կորոշվի՝



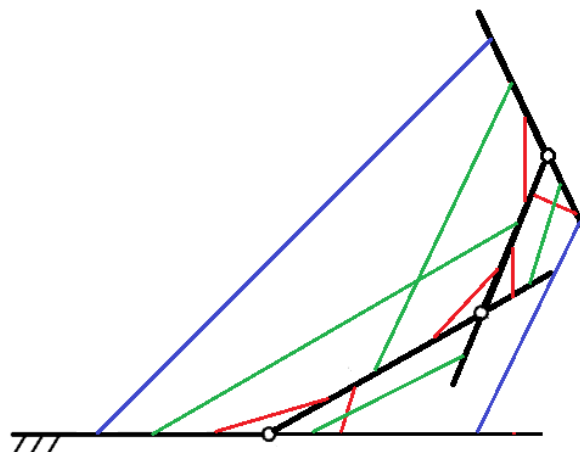
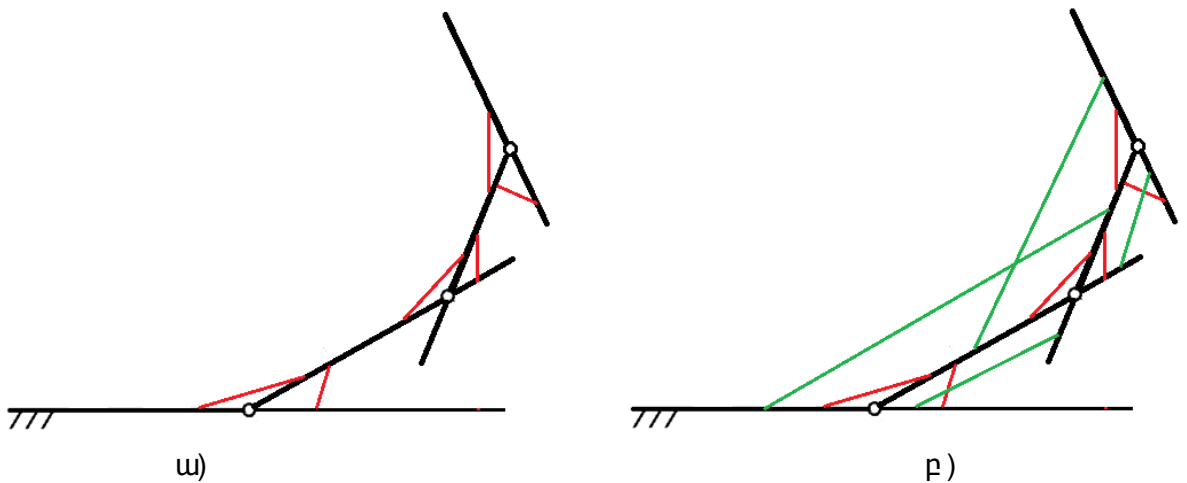
$$l_3 = \sqrt{(a_1 + a_3 \cos \theta_1 + l_{link_1} \cos \theta_1 + a_6 \cos \theta_2)^2 + (l_{link_1} \sin \theta_1 + a_6 \sin \theta_2)^2},$$

որտեղ  $\theta_1$ -ը և  $\theta_2$ -ը ու սահողի և արմուկի պտտման անկյուններն են:



Նկ. 4.2. Երկու ազատության աստիճանով և երեք ԷԱՊ-ով համակարգ

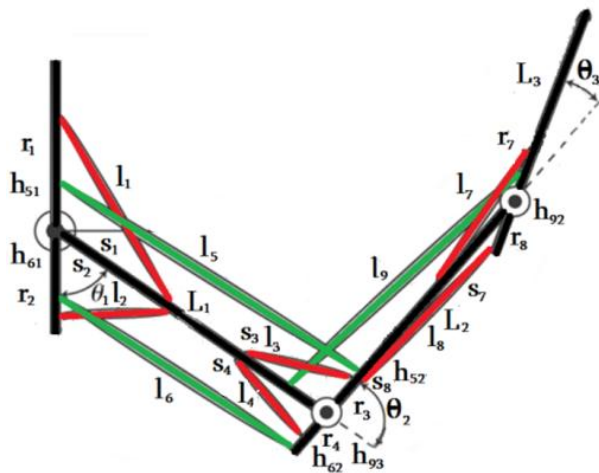
Այժմ ձևավորենք երեք ազատության աստիճանով վերին վերջույթի գերակտուացված համակարգի հետևյալ հիմնական տարբերակները (նկ. 4.3).



գ)

Նկ. 4.3. Երեք ազատության աստիճանով գերակտուացված սխեմաների տարբերակներ. (ա) միահողային ակտուատորներով, (բ) միահողային և երկհողային ակտուատորներով, (գ) միահողային, երկհողային և եռհողային ակտուատորներով:

Ելնելով վերականգնողական սարքերին ներկայացվող կոմպակտության, հարմարավետության և դյուրակիրության հիմնական պահանջներից, օպտիմալ սխեմայի ձևավորման համար պետք է նվազեցնել ակտուատորների թիվը, միևնույն ժամանակ թողնելով բավարար թվով տարբեր (միահողային, երկհողային և այլն) ակտուատորներ հողերի փոփոխական կոշտության համար, հետևաբար դիտարկենք Նկ. 4.3-ում պատկերված սխեման: Ակնհայտորեն դուրս են մնում մեծ չափերով եռհողային ակտուատորները և երկհողային ակտուատորներից մեկը՝ պայմանավորված դաստակի փոքր չափերով և զանգվածով, հետևաբար և մեծ թվով ակտուատորների միացման անհարմարությամբ: Արդյունքում կստանանք, 6 միահողային և 3 երկհողային ակտուատորներից կազմված վերին վերջույթի օպտիմալ գերակտուացված մոդելը, կրկնօրինակելու համար մարդու վերին վերջույթի մկանային կառուցվածքը: Այս մոդելը պատկերված է Նկ. 4.4-ում:



Նկ. 4.4. Վերին վերջույթի օպտիմալ գերակտուացում

Ընդունվում է, որ բոլոր ակտուատորները կարող են դեֆորմացվել միայն գծայնորեն՝ առանց ճկվելու: Նկ. 4.4-ում

ցույց են տված երկրաչափական պարամետրերը և փոփոխականները: Որոշ ենք ակտուալ տրոսների  $l_i (i = 1, 2, \dots, 9)$  երկարությունները [111]:

$$l_1 = (r_1^2 + s_1^2 + 2r_1s_1 \cos \theta_1)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_2 = (r_2^2 + s_2^2 - 2r_2s_2 \cos \theta_1)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_3 = (r_3^2 + s_3^2 + 2r_3s_3 \cos \theta_2)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_4 = (r_4^2 + s_4^2 - 2r_4s_4 \cos \theta_2)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_5 = (h_{51}^2 + h_{52}^2 + L_1^2 + 2h_{51}L_1 \cos \theta_1 + 2h_{52}L_1 \cos \theta_2 + 2h_{51}h_{52} \cos(\theta_1 + \theta_2))^{\frac{1}{2}},$$

$$l_6 = (h_{61}^2 + h_{62}^2 + L_1^2 - 2h_{61}L_1 \cos \theta_1 - 2h_{62}L_1 \cos \theta_2 + 2h_{61}h_{62} \cos(\theta_1 + \theta_2))^{\frac{1}{2}},$$

$$l_7 = (r_7^2 + s_7^2 + 2r_7s_7 \cos \theta_3)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_8 = (r_8^2 + s_8^2 - 2r_8s_8 \cos \theta_3)^{\frac{1}{2}},$$

$$l_9 = (h_{91}^2 + h_{92}^2 + L_2^2 + 2h_{91}L_2 \cos \theta_2 + 2h_{92}L_2 \cos \theta_3 + 2h_{91}h_{92} \cos(\theta_2 + \theta_3))^{\frac{1}{2}},$$

որտեղ  $\theta_i (i = 1, 2, 3)$  հոդերի պտտման անկյուններն են,  $r_i (i = 1, \dots, 4, 7, \dots, 8)$  և  $s_i (i = 1, \dots, 4, 7, \dots, 8)$  յուրաքանչյուր միահոդային ակտուալ տրոսի միացման կետի և հոդի կենտրոնի միջև հեռավորություններն են, և  $h_i (i = 51, 52, 61, 62, 91, 92)$  երկհոդային ակտուալ տրոսների միացման կետերի և հոդի կենտրոնի միջև հեռավորություններն են:

**Մոդել ավորման պրոյեկցիաներ.** Հոդերի պտտման թույլատրելի անկյուններն ընկած են  $\theta_1 \in [0^\circ, 90^\circ]$ ,  $\theta_2 \in [-60^\circ, 0^\circ]$ ,  $\theta_3 \in [-30^\circ, 0^\circ]$  միջակայքերում. Յուրաքանչյուր  $\theta_0$  անկյան համար մենք հետազոտում ենք օպտիմալ անցումներ հավասարակշռության դիրքերին փոքր՝  $0 - 10^\circ$  անկյունային քայլերով: Հաշվենք օպտիմալ կոշտությունների արժեքները կապված հոդերի պտտման անկյունների փոփոխման հետ սկզբնական դիրքից մյուս դիրքերին անցման պրոցեսում: Կոշտության  $K_{\sigma pt}$  օպտիմալ արժեքները նաև

կախված են  $R$ -ից, հետևաբար մենք կու նենանք օպտիմալ կոշտության արժեքների 9 խումբ, արմուկների համար՝ 6 խումբ, դաստակի համար՝ 3 խումբ, համապատասխանաբար: Ամեն մի խմբի համար ակտուալ տրոնների կոշտությունների արժեքները մեծ չեն և կառավարման ավգորիթների պարզության համար մենք կօգտագործենք դրանց միջին արժեքները.

$$K_{opt1} = 124 \text{ Ն/մ}, K_{opt2} = 118 \text{ Ն/մ}, K_{opt3} = 113 \text{ Ն/մ}, K_{opt4} = 100 \text{ Ն/մ}, K_{opt5} = 600 \text{ Ն/մ}, K_{opt6} = 544 \text{ Ն/մ}, K_{opt7} = 100 \text{ Ն/մ}, K_{opt8} = 120 \text{ Ն/մ}, K_{opt9} = 550 \text{ Ն/մ}$$

:

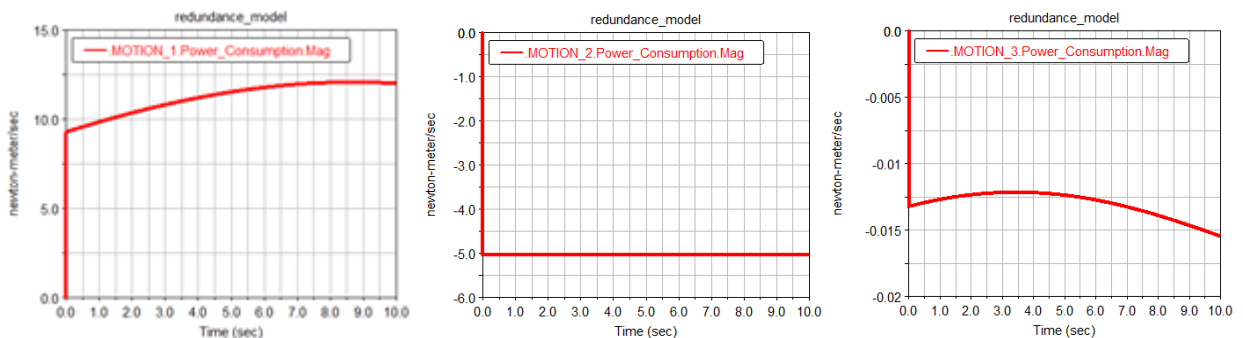
Յոդերի կոշտությունների արժեքները նույնպես փոփոխական են ակտուալ տրոնի կառավարման փոփոխականներից, հետևաբար մենք կօգտագործենք նույնպես դրանց միջին արժեքները.

$$K_s = 60 \text{ Ն/մ}, K_g = 30 \text{ Ն/մ}, K_w = 20 \text{ Ն/մ}, K_{end} = 1.3 \cdot 10^{-5} \text{ Նմ} \cdot \text{վ}:$$

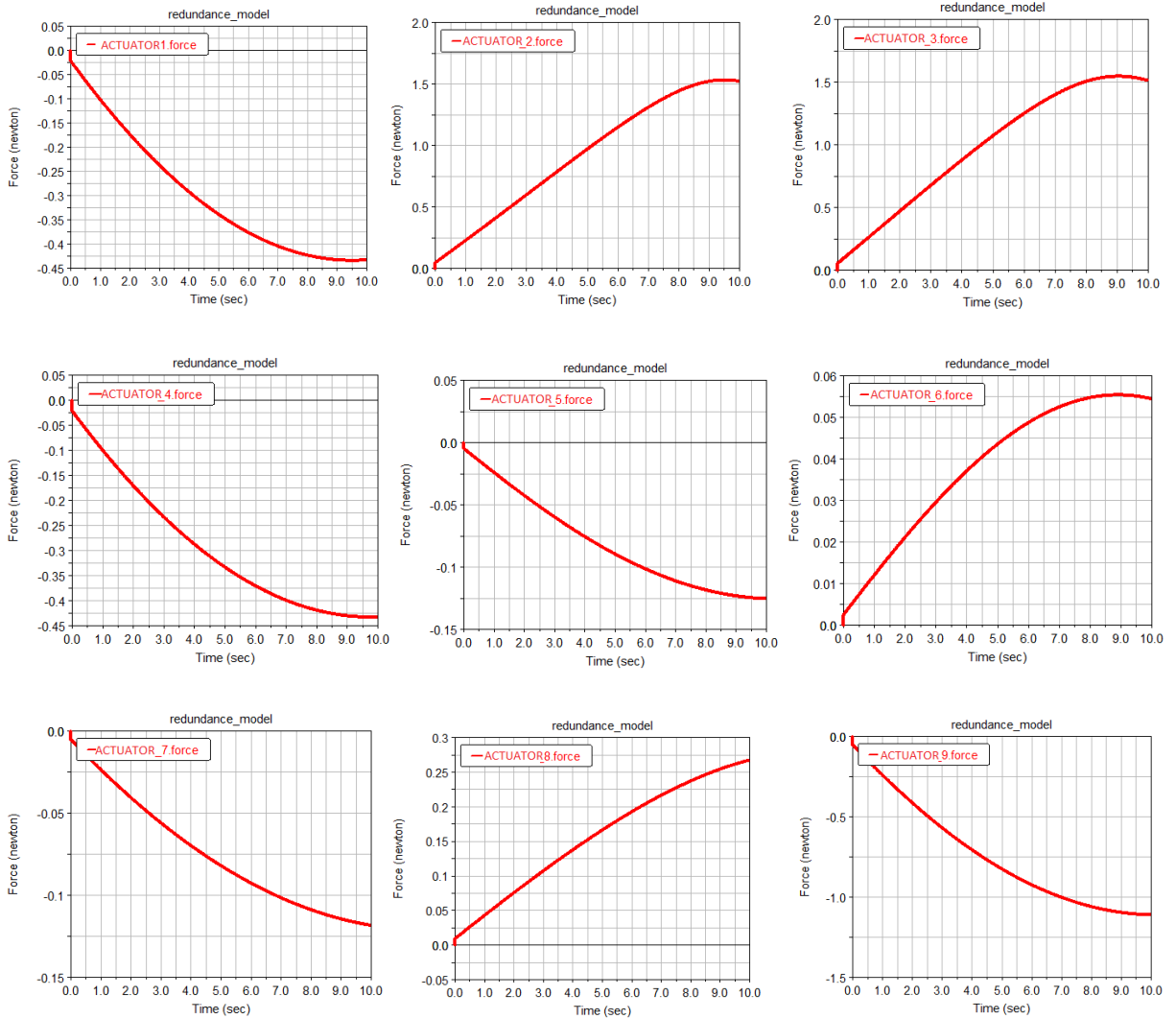
### Դինամիկական մոդել ակորում ADAMS ծրագրային միջավայրում.

Դինամիկական մոդել ակորում իրականացվում է կենսամեխանիկական համակարգի հետևյալ պարամետրերի դեպքում  $m_{arm} = 2.6 \text{ կգ}, I_{XX}^a = 4.2 \times 10^{-2} \text{ կգ մ}^2,$   $I_{YY}^a = 4.1 \times 10^{-2} \text{ կգ մ}^2,$   
 $I_{ZZ}^a = 4.4 \times 10^{-4} \text{ կգ մ}^2,$   $m_{f.arm} = 1.3 \text{ կգ},$   $I_{XX}^f = 5.1 \times 10^{-2} \text{ կգ մ}^2,$   
 $I_{YY}^f = 5.1 \times 10^{-2} \text{ կգ մ}^2, I_{ZZ}^f = 8.2 \times 10^{-2} \text{ կգ մ}^2,$   $m_{hand} = 0.3 \text{ կգ},$   $I_{XX}^h = 8 \times 10^{-4} \text{ կգ մ}^2,$   
 $I_{YY}^h = 7.9 \times 10^{-4} \text{ կգ մ}^2, I_{ZZ}^h = 1.9 \times 10^{-5} \text{ կգ մ}^2$  և  $I_{XY} = 0, I_{ZX} = 0, I_{YZ} = 0$  բոլոր սեգմենտների համար.

Ընդունում ենք, որ շարժումը հավասարաչափ է և սիմուլյացիան սկսվում է հավասարակշռության դիրքից:



Նկ. 4.5. Հզորող թյուղները ու սահողում, արմու նկում և դաստակում



Նկ. 4.6. Ակտուատորների զարգացրած ու ժերի օպտիմալ արժեքները

Օրթեզի ակտուատացման համակարգի առաջարկված կոնցեպցիան ապահովում է վերին վերջույթի դանդաղ և ճշգրիտ շարժումներ և մեծ արտեղցիալ ունի ապագա կլինիկական կիրառող թյուղների համար: Փոփոխելով ակտուատորների չափերը և հզորող թյուղները, օրթեզը կարելի է կիրառել նաև մատների և ստորին վերջույթների համար: Թվային արդյունքները ցույց են տալիս առաջարկված գերակտուատացված համակարգի արդյունավետությունը և կառավարվող կոշտությունը ակտուատորների առավել ություղները, որոնք կարող են հիմք հանդիսանալ հաջորդ սերնդի օրթեզների նախագծման համար:

## **4.2. Պոլիմերմետաղական ակտուատորներով մանիպուլյացիոն մեխանիզմների օպտիմալ նախագծում և կառավարում դիֆերենցիալ խաղերի տեսության կիրառմամբ**

Նախորդ 4.1 ենթաբաժնում դիտարկված գերակտուացված համակարգի մոդելավորումն իրականացնենք նոր հնարավորություններ ընձեռող դիֆերենցիալ խաղերի տեսության կիրառմամբ [112]: Այստեղ որպես խաղացողներ-2 ահառուներ ընդունենք պոլիմերմետաղական ակտուատորները, որոնց մեխանիկական կոշտությունների օպտիմալ կառավարումից է կախված մանիպուլյացիոն մեխանիզմի օղակների անհրաժեշտ շարժումների ապահովումը՝ օրինակ, համակարգի մինիմալ էներգածախսերի ապահովմամբ:

Խաղերի տեսության մեթոդները կարևոր դեր ունեն մի շարք բնագավառների զարգացման գործում, ինչպիսիք են սոցիալական գիտությունները, տնտեսագիտությունը, կենսաբանությունը, ճարտարագիտությունը: Մենք դրանք կիրառենք վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների նախագծման և կառավարման խնդիրներում: Այստեղ քննարկվում են հետևյալ հարցերը [113].

1. Ինչպես կարող է նկարագրվել համակարգը, երբ դրավրա ազդեցությունը պայմանավորված է մեկից ավելի գործոններով,
2. Ինչպես են ազդում այդ գործոնները համակարգի կամ միմյանց վրա,
3. Համակարգի վարքը նկարագրող  $n^{\circ}$  չափանիշներն են ընդունելի,
4. Հաշվի առնելով օպտիմալության սահմանափակումները՝ ինչպե՞ս կարող են ընտրվել կոնտրոլերները,
5. Ինչպե՞ս կարելի է որոշել օպտիմալությանն ապահովող չափանիշները:

խաղերի տեսութայնը կառավարման խնդիրների լուծման մեթոդներից մեկն է: Այստեղ գործ ունենք ակտուատորների էլեկտրական լարումներով կառավարման ստրատեգիաների փոխազդեցությունների հետ: Յուրաքանչյուր ակտուատոր ունի իր նպատակային ֆունկցիան՝ էներգաձախառ, որը կարելի է մինիմալացնել կամ մաքսիմալացնել: Այդ ֆունկցիայի արժեքը կախված է նվազագույն չափով մեկ այլ ակտուատորի ֆունկցիայից և առավելագույնը՝ բոլոր ակտուատորների ֆունկցիաներից, հետևաբար ակտուատորները չեն կարող ուղղակի կերպով օպտիմալացնել իրենց ֆունկցիան մյուսներից անկախ: Առաջին հերթին անհրաժեշտ է ընտրել մեր համակարգին համապատասխանող խաղի տեսակը: Ակտուատորների համարժեքության պայմանից միանգամից բացառվում է Ստակելբերգի հիերարխիկ մոդելը [114], կոնֆլիկտային իրավիճակների հնարավորությունից բացառվում է համագործակցային խաղը [115, 116], սակայն այնպես չէ, որ ակտուատորների գործողությունները տրամագծորեն հակառակ են միմյանց, հետևաբար մեր խաղն ունի ոչ գրոյական արդյունք [117]: Այս և բազմաթիվ այլ տեսությունների ուսումնասիրությունից պարզ է դառնում, որ մեր դիտարկած համակարգը համապատասխանում է N խաղացողներով և ոչ գրոյական արդյունքով Նեշի դիֆերենցիալ խաղին [118, 119], որի համաձայն ակտուատորները պարտավոր են հետևել նախապես հաստատված ստրատեգիային (Նեշի հավասարակշռություն)՝ հիմնված սկզբնական վիճակի, համակարգի մոդելի և ծախսի ֆունկցիայի վրա, որը և պետք է մինիմալացվի: Գոյություն ունեն ևս այլ հավասարակշռություններ՝ Պարետո, Բայեսյան, Ստակելբերգ [119]: Օպտիմալ կառավարման լուծման մեթոդները մեծ մասամբ հիմնված են երկու տարբեր ֆունկցիաների տեսությունների վրա՝ Բելմանի օպտիմալության սկզբունքը և Պոնտրյագինի մաքսիմումի սկզբունքը [120]: Որոշ պայմանների դեպքում մաքսիմումի և Բելմանի սկզբունքները կարող են բերվել Յամիլտոն-Յակոբի-Բելմանի հավասարման (HJB): Ոչ գծային համակարգերի համար HJB հավասարումը հաճախ կարող է լինել շատ բարդ կամ լուծում չունենալ, և շատ թվային ու անալիտիկ

մեթոդներ են մշակվել մոտարկելու լուծումը կամ հակադարձ մեթոդների կիրառմամբ անուղղակի կերպով գտնել լուծում [121]:

Դիտարկենք 9 ակտուատորներով վերականգնողական սարք (նկ. 4.4), որի խնդիրն է վերջույթի կառավարվող ճշգրիտ շարժումների ապահովումը: Ըստ դիֆերենցիալ խաղի սահմանման, կառավարվող համակարգը ենթարկվում է բազմաթիվ տարբեր ազդեցությունների, որոնք կախված են տարբեր ակտուատորներից, որոնք իրենց հերթին առանձին-առանձին փորձում են օպտիմալ ացնել իրենց ազդեցության ֆունկցիան [122]: Կառավարման նպատակն է ընդունելի ստրատեգիաների որոշումը, որոնք կերաշխավորեն դինամիկական համակարգի կայունությունը և կմինիմալ ացնեն ակտուատորների առանձին ֆունկցիաները հավասարակշռության հասնելու համար:

Յուրաքանչյուր ակտուատորի գործողությունները նկարագրող կամ ծախսի ֆունկցիան՝  $E_i(k(t), u_1, u_2, \dots, u_9)$  կարելի է որոշել հետևյալ բանաձևով [123].

$$E_i = \int_t^{\infty} r_i(k(t), u_1, u_2, \dots, u_9) dt \quad i \in N,$$

որտեղ  $t$ -ն սկզբնական ժամանակն է,  $k$ -ն կոշտությունը,  $u_1, u_2, \dots, u_9$ -ը ակտուատորները կառավարող լարումները կամ ստրատեգիաները,  $r_i(k, u_1, u_2, \dots, u_N) \in R$ -ը լուրջ կառավարումն է, որն ունի հետևյալ տեսքը.

$$r_i = P_i(k) + \sum_{j=1}^9 u_j^T R_{ij} u_j \quad i = 1 \dots N, \quad (4.4)$$

որտեղ  $P_i(k) \in R$  ակտուատորների հզորություններն են՝ կախված կոշտություններից,  $R_{ij} = R_{ij}^T \in R^{m_j \times m_j}$  անընդհատ դիֆերենցելի և դրական որոշյալ է,  $R_{ii} \in R^{m_i \times m_i}$  դրական որոշյալ սիմետրիկ մատրից է:

Ծախսի ֆունկցիան ունի երկու բաղադրիչ՝ կոոպերատիվ ընդհանուր թիմային ծախս ( $\bar{E}$ ) և ակտուատորի կոնֆլիկտային ծախս ( $\check{E}_i$ ).

$$E_i \equiv \bar{E} + \check{E}_i:$$



Դրանք կարելի է հաշվել հետևյալ բանաձևերով [123].

$$\bar{E} = \frac{1}{9} \sum_{j=1}^9 E_j, \tilde{E}_i = \frac{1}{9} \sum_{j=1}^9 (E_i - E_j):$$

Դիտարկվող համակարգի օպտիմալ կառավարման խնդիրն է գտնել ընդունելի հետադարձ կապով ( $u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*$ ) ստրատեգիաներ, այնպիսիք, որ (4.4) հավասարումով տրված  $\Phi$ -ը նկատմամբ համարվի ազդի.

$$V_i = \min_{u_i} \int_t^{\infty} \left( P_i(k) + \sum_{j=1}^9 u_j^T R_{ij} u_{ij} \right) dt \quad i = 1 \dots 9: \quad (4.5)$$

Ըստ բազմաթիվ խաղացողներով խաղի համար Նեշի հավասարակշռության, տեղի ունեն հետևյալ անհավասարությունները [124].

$$V_1^* \triangleq V_1(k(t), u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*) \leq V_1(k(t), u_1, u_2^*, \dots, u_9^*),$$

$$V_2^* \triangleq V_2(k(t), u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*) \leq V_2(k(t), u_1^*, u_2, \dots, u_9^*),$$

.....

$$V_9^* \triangleq V_9(k(t), u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*) \leq V_9(k(t), u_1^*, u_2^* \dots, u_9):$$

9 ակտուառորներով համակարգի համար Նեշի հավասարակշռության արդյունքը ներկայացվում է  $\{V_1^*, V_2^*, \dots, V_9^*\}$  մեծություններով (արժեքի  $\Phi$ -ը նկատմամբ): Դրանք կարող են ալտերնատիվ կերպով ներկայացվել դիֆերենցիալ էկվիվալենտով (համարժեքով), որը որոշվում է Լյապունովի հետևյալ ոչ գծային հավասարումով.

$$0 = r(k, u_1, \dots, u_9) + \nabla V_i^* \left( f(k) + \sum_{j=1}^N g_j(k) u_j \right), V_i^*(0) = 0, i = 1, 2, \dots, 9, \quad (4.6)$$

որտեղ  $\nabla V_i^* \triangleq \frac{\partial V_i^*(k)}{\partial k} \in RV_i^*$  արժեքի  $\Phi$ -ը նկատմամբ Յակոբյանն է:

Ընդունելով, որ արժեքի ֆունկցիան անընդհատ դիֆերենցելի է, կարելի է օգտագործել Բելմանի օպտիմալության սկզբունքը [125] և ստանալ օպտիմալության հետևյալ պայմանը.

$$0 = \min_{k_i} \left[ \nabla V_i^* \left( f(k) + \sum_{j=1}^N g_j(k) u_j \right) + r(k, u_1, \dots, u_9) \right], V_i^*(0) = 0, i = 1, 2, \dots, 9: \quad (4.7)$$

Որը ոչ գծային մասնակի դիֆերենցիալ հավասարումների համակարգ է, որն անվանվում է նաև HJB հավասարում: Դիտարկվող դինամիկական համակարգը նկարագրող հավասարման  $H_i(k, \nabla V_{xi}, u_1, \dots, u_9)$  Յամիլտոնյանը որոշվում է հետևյալ կերպ [125].

$$H_i = r_{u_i} + \nabla V_i F_u, i = 1, 2, \dots, 9,$$

որտեղ  $F_u(k, u_1, \dots, u_9) \triangleq f(k) + \sum_{j=1}^9 g_j(k) u_j \in R^n$  ցույց է տալիս համակարգի դինամիկան և  $r_{u_i}(k, u_1, \dots, u_9) \triangleq P_i(t) + \sum_{j=1}^9 u_j^T R_{ij} u_j$  ցույց է տալիս լուկալ ծախսը: (4.7) հավասարման օպտիմալ ստրատեգիաները և համապատասխան  $V_i^*(k)$  արժեքի ֆունկցիաները բավարարում են HJB հավասարմանը.

$$H_i(k, \nabla V_i^*, u_1^*, \dots, u_9^*) = r_{u_i} + \nabla V_i^* F_u = 0 \quad i = 1, 2, \dots, 9:$$

(4.6) հավասարման ոչ բացասական լուծումները կարող են օգտագործվել (4.5) անվերջ ինտեգրալի գնահատման համար: Օպտիմալ հետադարձ կապով կառավարման ստրատեգիաները արտահայտվում են հետևյալ կերպ [125].

$$\frac{\partial H_i}{\partial u_i} = 0 \Rightarrow u_i^*(k) = -\frac{1}{2} R_{ii}^{-1} g_i^T(k) \nabla V_i^*, \quad i = 1, 2, \dots, 9: \quad (4.8)$$

(4.8)-ը ազատում է հետադարձ կապով ստրատեգիաների որոնումից, որոնք մինիմալացնում են արժեքի ֆունկցիան, սակայն պահանջվում են HJB հավասարումների  $V_i^*(k)$  լուծումները: (4.7)-ի HJB հավասարումները կարող են գրվել տեղադրելով (4.4)-ի լուկալ ծախսը և (4.8)-ի օպտիմալ կառավարման ստրատեգիան.

$$0 = P_i(k) + \nabla V_i^* f(k) - \frac{1}{2} \nabla V_i^* \sum_{j=1}^9 g_j(k) R_{jj}^{-1} g_j^T(k) \nabla V_i^* + \frac{1}{4} \sum_{j=1}^9 \nabla V_i^* g_j(k) R_{jj}^{-T} R_{ij} R_{jj}^{-1} g_j^T(k) \nabla V_j^*,$$

$$V_i^*(0) = 0 : \tag{4.9}$$

Չնայած, որ ոչ գրոյական արդյունքով խաղերը պարունակում են ոչ կոոպերատիվ բաղադրիչներ, պահանջվում է բոլոր մնացած ակտուալորների ստրատեգիաների իմացություն: Ռացիոնալ հակառակորդների հիմնական ենթադրությունը բնութագրական է դիֆերենցիալ խաղերի տեսության խնդիրներին և այն նշանակում է, որ խաղացողները փոխանակվում են ինֆորմացիայով, բայց նրանք համաձայնում են ենթարկվել հավասարակշռության քաղաքականությանը, որը որոշվում է Նեշի խաղից:

*Օպտիմալ կառավարման խնդրի լուծման*  
*ալգորիթմը:* (4.9) հավասարումները հաճախ շատ դժվար է կամ նույնիսկ անհնար է լուծելը: Դրանք կարելի է լուծել թվային մեթոդներով: Մասնավորապես շատ հարմար է պատահական ընտրությունների Մոնտե-Կառլոյի մեթոդը.

1. Ընդունենք, որ դիտարկվող վերականգնողական սարքի գերակտուալացված դինամիկական համակարգը նկարագրվում է հետևյալ հավասարումով.

$$\dot{k} = f(k) + g_1(k)u_1(k) + \dots + g_9(k)u_9(k),$$

2. Ընտրենք  $f(k)$ ,  $g_i(k)$ ,  $r_i$ ,  $V_i^*$ ,  $u_i^*$ ,  $i = 1, 2, \dots, 9$  ֆունկցիաների տեսքերը,
3. Պատահական կերպով ընտրենք սկզբնական  $u_1^0(k), \dots, u_9^0(k)$  ստրատեգիաները, որոշենք  $V_i^0$  ֆունկցիաների արժեքները, ստուգենք ըստ սահմանափակումների և Նեշի հավասարակշռության,
4. Ընտրենք ստրատեգիաների մեկ այլ կոմբինացիա՝  $u_1^n(k), \dots, u_9^n(k)$ , որոշենք  $V_i^n$  ֆունկցիաների մինիմալ արժեքները, ստուգենք ըստ սահմանափակումների և Նեշի հավասարակշռության,

5. Ալ գործիքմի 3 և 4 կետերը կրկնենք այ նքան ժամանակ, մինչև որ  $V_i^n$  ֆունկցիաները կընդունեն թույլ ատրելի որևէ արժեքներ և գործնականում կդադարեն փոքրանալ :

Չնայած պարզությանը, թվային մեթոդները բավականին աշխատատար են և ամենակարևորը թույլ չեն տալիս տեսնել առանձին ստրատեգիաների որակական ազդեցությունը արդյունքի վրա, այլ կերպ ասած չի կատարվում սպասվող լուծումների որակական վերլուծություն: Այդպիսի վերլուծություն թույլ է տալիս ֆունկցիաների մոտարկման եղանակը, որը կատարենք հետևյալ ալ գործիքմով.

1. Փոխարինելով  $\nabla V_i^*$  օպտիմալ Յակոբյանը և օպտիմալ կառավարման  $u_i^*$  ստրատեգիաները մոտարկվող  $\nabla \hat{V}_i$  և  $\hat{u}_i$ -ով կստանանք մոտարկված HJB հավասարումը.

$$H_i(k, \hat{k}, \nabla \hat{V}_i, \hat{u}_1, \dots, \hat{u}_9) = r_{\hat{u}_i} + \nabla \hat{V}_i \hat{F}_{\hat{u}_i}, i \in N,$$

որտեղ  $\hat{F}_{\hat{k}}$ -ն համակարգի  $F_k$  դինամիկայի մոտարկումն է:

2. Մոտարկված և օպտիմալ HJB հավասարումների տարբերությամբ կորոշվեն բելմանի  $\delta_{n,j,i}(k, \hat{k}, \hat{u}_i, \nabla \hat{V}_i)$  մնացորդային սխալները.

$$\delta_{n,j,i} \triangleq H_i(k, \hat{k}, \nabla \hat{V}_i, \hat{u}_1, \dots, \hat{u}_9) - H_i(k, \nabla V_i^*, u_1^*, \dots, u_9^*), i = 1, 2, \dots, 9,$$

3. Որոշվում են ելքի պարամետրերը  $\delta_{n,j,i}$  շեղման առավելագույն արժեքների միևնույնի պայմանից:

*Դիֆերենցիալ խաղի տեսության կիրառման արդյունքները գրաֆիկների տեսքով:* Դիտարկենք 9 ակտուատորներով վերին վերջույթի վերականգնողական սարք (նկ. 4.4), որը նախատեսված է նյարդամկանային հիվանդություններով (Պարկինսոնի հիվանդություն, կաթված և այլն) տառապող մարդկանց օժանդակման համար:

Եվ ինչ պես ընդունվել էր, ակտուալորի ակտիվացման դինամիկան նկարագրվում է հետևյալ առաջին կարգի դիֆերենցիալ հավասարումով.

$$\frac{da_i(t)}{dt} = -\frac{a_i(t)}{t_{const}} + \frac{u_i(t)}{t_{const}} dt,$$

որտեղ  $a_i$ -ն ակտուալորի ակտիվությունն է և ուղիղ համեմատական է կոշտությանը.

$$k_{ij}(t) = n_{ij} a_{ij}(t):$$

Ակտուալորի  $P_i$  հզորությունը կարելի է որոշել  $Fx/t$  բանաձևով, և արտահայտել կոշտությամբ.

$$P_i = \left( \frac{(1-2\nu)q^2}{4cV^2} + \sigma \right) Sx = \frac{(1-2\nu)cu_i^2 + \sigma_i}{2Ea_i}:$$

Իսկ լարումը կոշտությամբ արտահայտվել էր նախորդ կետում:

$f(k)$ ,  $g_i(k)$ -ը ներկայացնենք հետևյալ տեսքերով.

$$f(k) = -\frac{1}{2}k_i - k_j + \frac{1}{4}k_j(A_i\sqrt{k_i} + C_i)^2 - \frac{1}{4}k_j(A_i\sqrt{k_i} + C_i)^2,$$

$$g_i(k) = [0 \quad A_i\sqrt{k_i} + C_i]^T, j = i + 1,$$

$$R_{ii} = R_{jj} = 1, R_{ij} = R_{ji} = 2:$$

Օպտիմալ արժեքի ֆունկցիաները և օպտիմալ կառավարման լարումները ընդունենք հետևյալ տեսքերով.

$$V_i^*(k) = B_i k_i^2 + D_i k_j^2,$$

$$u_i^* = L_i(\cos k_i + M_i)k_j,$$

որտեղ  $A_i, B_i, C_i, D_i, L_i, M_i$  հաստատուն գործակիցներ են:

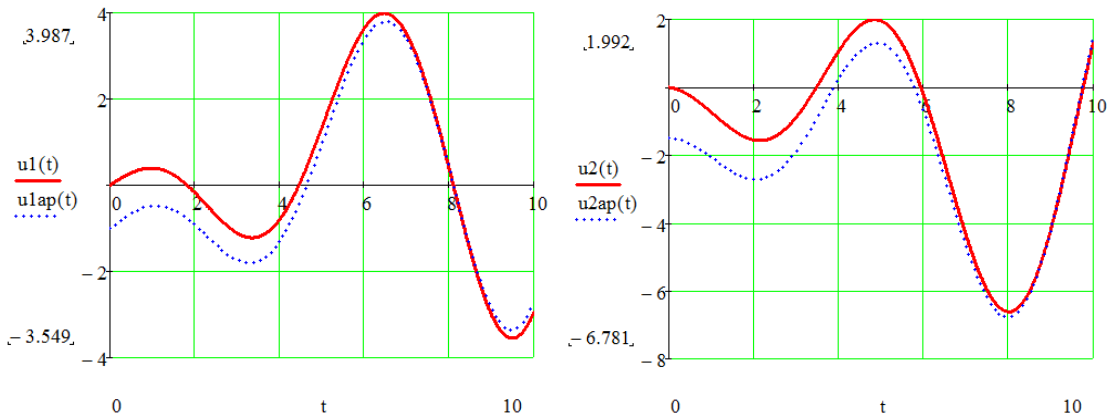
Լոկալ ծախսի ֆունկցիան որոշենք հետևյալ բանաձևով.

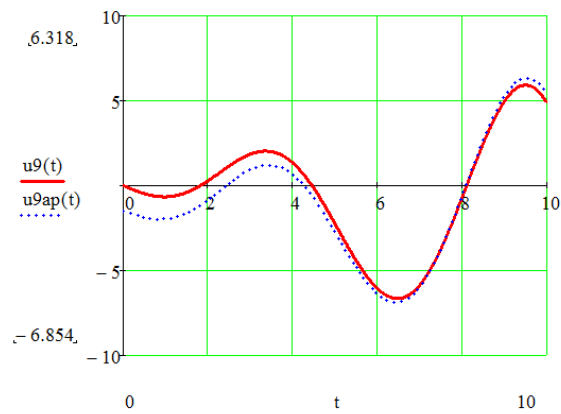
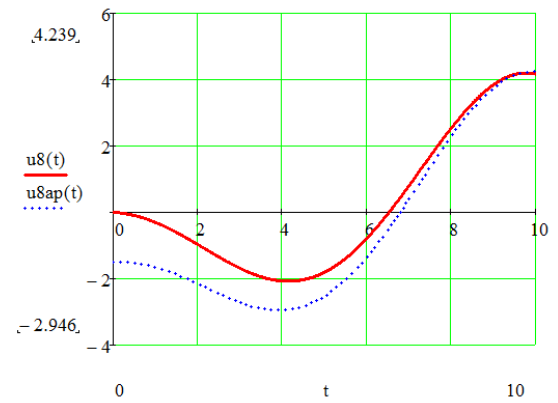
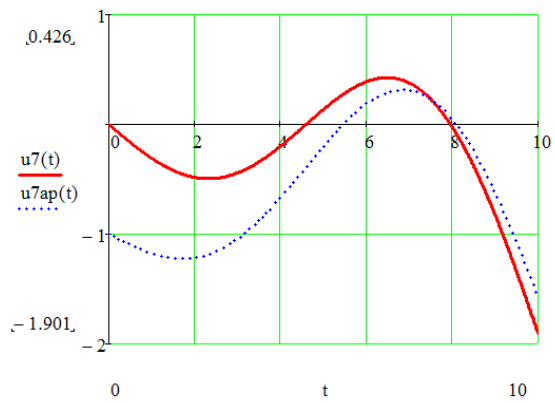
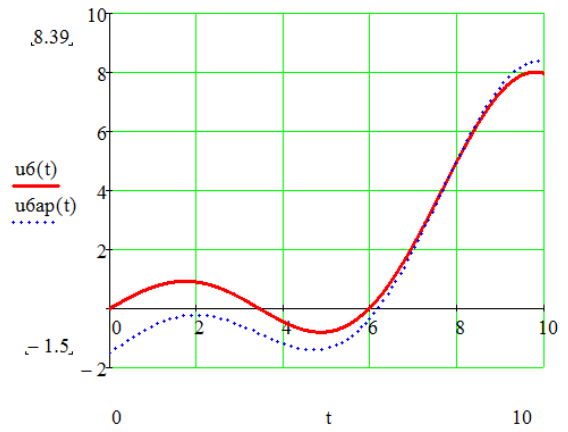
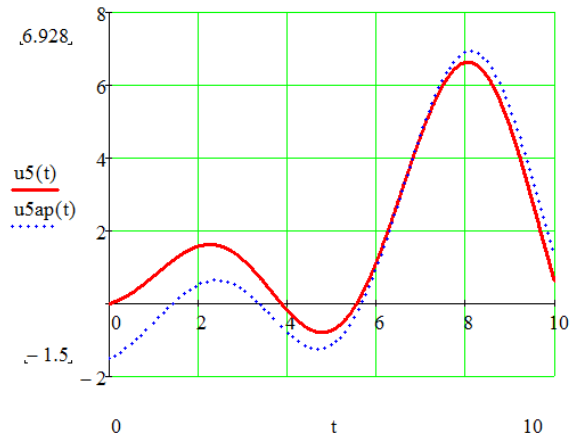
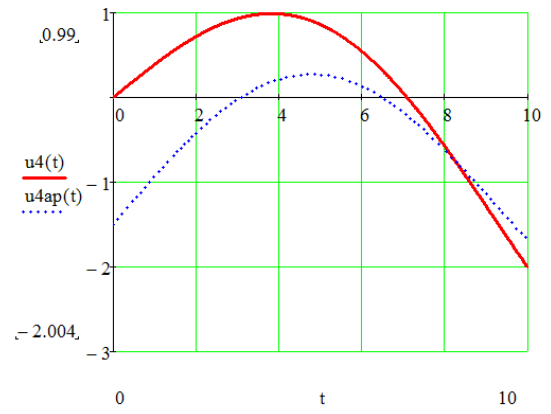
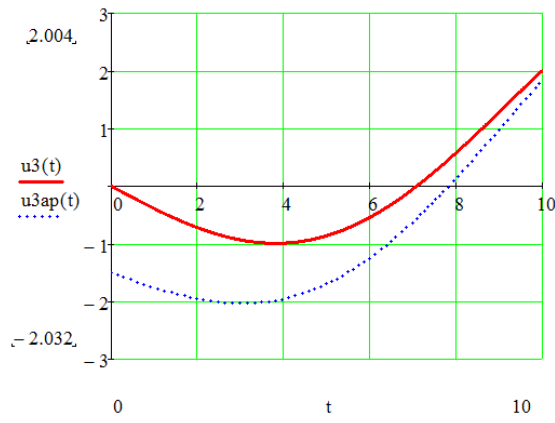
$$r_i = k^T Q_i k + u_i^T R_{ii} u_i + u_i^T R_{ji} u_i:$$

Ըստ առաջին ալգորիթմի ընտրենք  $u_1^0(k), \dots, u_9^0(k)$  ստրատեգիաներ, յուրաքանչյուրի համար հաշվենք ծախսի ֆունկցիան, այնուհետև արժեքի ֆունկցիան: Ընդունելով գործողության ժամանակը 10 վ և այն բաժանելով 10 հավասար մասերի, կստանանք ժամանակի յուրաքանչյուր պահին  $V_i^*$  արժեքները և դրանք մոտարկելով սահուն կորերով կստանանք օպտիմալ արժեքի ֆունկցիաները:

$V_i^*$  օպտիմալ արժեքների որոշման մյուս մեթոդը մոտարկումն է. ընտրված օպտիմալ և մոտարկված Յամիլտոնյանների տարբերությամբ որոշվում է  $\delta_{h_j, b_i}$  շեղման չափը, որի միևնույն կիսնելու պայմանից որոշվում են մնացած օպտիմալ ստրատեգիաները և  $V_i^*$  արժեքները և դրանք մոտարկելով սահուն կորերով կստանանք օպտիմալ արժեքի և կառավարող լարումների (ստրատեգիաների) ֆունկցիաները:

Դիտարկված դիֆերենցիալ խաղի ընդհանուր լուծումը ստացվում է HJB-ի մոտարկման միջոցով: Ստորև բերված են օպտիմալ կառավարման լարումները կամ ստրատեգիաները և դրանց մոտարկումները գրաֆիկների տեսքով (նկ. 4.7):





*Նկ. 4.7. Օպտիմալ կառավարման մոտարկումը:*

Ակտուալ տրոսերի կառավարման ստրատեգիաները կախված են վերջույթի կոնկրետ գործողություններից, որոնք կարող են ծրագրավորվել նախապես կամ լրացուցիչ տվիչային համակարգի օգնությամբ որոշվել ավտոմատ կերպով (ադապտիվ կառավարում):

**4.3. Եզրակացություններ չորրորդ գլխի վերաբերյալ**

1. Օրթեգիակտուացման համակարգի կոնցեպցիան թույլ է տալիս ապահովել վերին վերջույթի դանդաղ և ճշգրիտ շարժումները և մեծ պոտենցիալ ունի հետագա կլինիկական կիրառությունների համար: Փոփոխելով օրթեգի չափերը և ակտուալ տրոսերի հզորությունները, այն կարող է կիրառվել նաև մատների և ստորին վերջույթների վերականգնողական սարքերում: Մոդելավորման արդյունքները ցույց են տալիս առաջարկված գերակտուացված համակարգի արդյունավետությունը և կառավարվող կոշտությամբ ակտուալ տրոսերի առավելությունները, ինչը կարող է հիմք լինել հաջորդ սերնդի ակտիվ օրթեգների նախագծման համար:

2. Ցույց է տրվել գերակտուացված պլիմեր մետաղական ակտուալ տրոսերով վերականգնողական սարքերի օպտիմալ կառավարման խնդրի լուծման համար դիֆերենցիալ խաղերի տեսության, մասնավորապես բազմաթիվ խաղացողներով, Նեշի ոչ գրոյական արդյունքով խաղի կիրառելիությունը: Կազմվել է խնդրի լուծման պոտենցիալ և որոշվել են օպտիմալ կառավարման ստրատեգիաները (լարումները) վերին վերջույթի որևէ ընտրված շարժման դեպքում:

**ԸՆԴՀԱՆՈՒՐ ԵԶՐԱԿԱՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐ**

1. Գրականության վերլուծությունը ցույց տվեց օղակների և շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ վերականգնողական սարքերի դինամիկական մոդելավորման նոր մեթոդների և պոտենցիալների մշակման և զարգացման անհրաժեշտությունը: Ձևակերպված են էլեկտրամեխանիկական



ակտուաւատորներին ոչ լրիվ և հավելուողային թվով պոլիմերմետաղական համակարգերով վերականգնողական սարքերի նախագծման խնդիրները և ատենախոսական աշխատանքների խնդիրներին լուծման արդյունքում ցույց են տված վերականգնողական սարքերի սկզբունքորեն նոր տեխնիկական լուծումների ստացման հնարավորությունները:

2. Ժապավենային պարուրած և զսպանակների կիրառման միջոցով ստատիկական հավասարակշռումը և դինամիկական մոդելավորումը հնարավոր են դարձրել մարդու քայլքի ընթացքում օժանդակել ոտքի առանձին սեգմենտների՝ ազդրի, սրունքի և ոտնաթաթի շարժումների արդյունավետ իրականացմանը, սարքը դարձնել առավել կոմպակտ, հարմարավետ և էներգախնայող:

3. Էլեկտրամեխանիկական ակտուաւատորներով և առածգական օղակներով երկոտանի վերականգնողական սարքի առաջարկված դինամիկական մոդելավորման նոր մեթոդը զգալի պարզեցնում է հաշվողական պրոցեսը և թույլ է տալիս կատարել կոշտ և առածգական օղակներով սարքերի համար ստացված արդյունքների համեմատական վերլուծություն:

4. Առածգական ակտուատորային համակարգերով վերականգնողական սարքերի առաջարկված ալգորիթմներով դինամիկական հետազոտության արդյունքները ցույց են տալիս, որ դրա հիմնական պարամետրերը՝ հոսանքի ուժը, լարումը և հզորությունը էականորեն տարբերվում են (ավելի մեծ են) համանման կոշտ ակտուատորով սարքերի պարամետրերից, ինչը կարևոր է դրանց ընտրության գործում:

5. Ընդլայնված \$n\$ կցիոնալ հնարավորություններով Էկզոսկելետն-սայլակի առաջարկված տեխնիկական լուծման հետազոտությունը ցույց տվեց դրա առավելությունները՝ հարմարավետությունը և էներգախնայողությունը:

6. Առաջարկված և փորձարկված Էլեկտրամեխանիկական ակտուաւատորներին ոչ լրիվ թվով համակարգերով նոր վերականգնողական սարքերը դյուրակիր են և ունեն կառավարման պարզ համակարգ:

7. Էլեկտրաակտիվ պոլիմերմետաղական ակտուատորներով վերականգնողական սարքի օպտիմալ նախագծման և կառավարման խնդիրների լուծումը հնարավորություն է տալիս ստեղծել կառավարվող կոշտություններով համապիտանի գերակտուացված համակարգեր, որոնք բնական մկանների նմանությամբ ապահովում են վերջույթի բոլոր հնարավոր ազատության աստիճանները և այդ կերպմեծացնում սարքի արդյունավետությունը:

8. Դիֆերենցիալ խաղերի մաթեմատիկական տեսության կիրառման միջոցով առաջին անգամ լուծվել է փոխազդող ակտուատորների հավելումը այն թվով համակարգերով վերականգնողական սարքերի օպտիմալ կառավարման խնդիրը ըստ նվազագույն էներգաձախի չափանիշի:

## ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ

1. **Kim Y., Song C., Park J.** Development of Actuation System for Wearable Robots using Spiral Spring: 2012 12th international Conference on Control, Automation and Systems, IEEE, Oct. 17-21, 2012 in ICC, Jeju Island, Korea, Page(s): 1863 – 1868.
2. **Laffranchi M., Chen L., Kashiri N., Lee J., Tsagarakis N, Caldwell D.** Development and control of a series elastic actuator equipped with a semi active friction damper for human friendly robots: Robotics and Autonomous Systems, Vol. 62, Issue 12, December 2014, Pages 1827–1836.
3. **Vanderborght B.** Dynamic Stabilisation of the Biped Lucy Powered by Actuators with Controllable Stiffness: Springer Tracts in Advanced Robotics ISSN 1610-7438, 2010, Vol. 63, number of pages XVI, 284.
4. <http://interestingengineering.com/soft-exoskeleton-to-support-walking-of-disabled-people/#sthash.majc6TSB.dpuf>
5. **Park Y., Santos J., Galloway K., Goldfield E., Wood R.** A Soft Wearable Robotic Device for Active Knee Motions using Flat Pneumatic Artificial Muscles: 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA) Hong Kong Convention and Exhibition Center May 31 - June 7, 2014. Hong Kong, China, Page(s): 4805 – 4810.
6. **Wehner M., Quinlivan B., Aubin P., Martinez-Villalpando E., Baumann M., Stirling L., Holt K, Wood R., Walsh C.** A Lightweight Soft Exosuit for Gait Assistance: 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) Karlsruhe, Germany, May 6-10, 2013, Page(s): 3362 – 3369.
7. **Zhao H., Li Y., Elsamadisi A., Shepherd R.** Scalable Manufacturing of High Force Wearable Soft Actuators: Extreme Mechanics Letters 3 (2015) 89–104 NY 14853, USA 2015, Volume 3, June 2015, Pages 89–104
8. [http://aimlab.wpi.edu/research/projects/Wearable\\_Exomusculature\\_Soft\\_Robots](http://aimlab.wpi.edu/research/projects/Wearable_Exomusculature_Soft_Robots).
9. **Asbeck T., Schmidt K., Walsh C.** Soft Exosuit for Hip Assistance: Robotics and Autonomous Systems, Elsevier, Volume 73, November 2015, Pages 102–110.
10. **Villoslada A., Flores A., Copaci D., Blanco D, Moreno L.** High-displacement flexible Shape Memory Alloy actuator for soft wearable robots, ScienceDirect, Robotics and Autonomous Systems, Vol. 73, November 2015, Pages 91–101.

11. **Giovacchini F., Vannetti F., Fantozzi M., Cempinia M., Cortese M., Parri A., Yana T., Lefeber D., Vitiello N.** A light-weight active orthosis for hip movement assistance: The BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, viale Rinaldo Piaggio 34, 56025, Pontedera (PI), Italy, Volume 73, November 2015, Pages 123–134.
12. **Karavas N., Ajoudani A., Tsagarakis N., Bicchi A., Saglia J., Caldwell D.** “Tele-Impedance based Stiffness and Motion Augmentation for a Knee Exoskeleton Device” in International Conference of Robotics and Automation - ICRA 2012, IEEE, Saint Paul, MN, USA, May 14 - 18 2012, Page(s): 2194 – 2200.
13. **Bae G., Song J., Kim B.** Imitation of Human Motion Based on Variable Stiffness Actuator and Muscle Stiffness Sensor: 2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) Wollongong, Australia, July 9-12, 2013, Page(s): 1016 – 1020.
14. **Kornbluh D., Kernbaum A.** Exosuit System: World Intellectual Property Organization, 24 September 2014, WO2014151065A2.
15. **Cempini M., Giovacchini F., Vitiello N., Cortese M., Moisé M., Posteraro F., Carrozza M.** NEUROExos: a powered elbow orthosis for post-stroke early neurorehabilitation, in: Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., vol. 2013, Jan. 2013, pp. 342–345.
16. **Polygerinos P., Wang Z., Galloway K., Wood R., Walsh C.** Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation, ScienceDirect, Robotics and Autonomous Systems, Vol. 73, November 2015, Pages 135–143.
17. **Carpia F., Frediania G., Gerbonib C., Gemignanib J., Rossib D.** Enabling variable-stiffness hand rehabilitation orthoses with dielectric elastomer transducers, ScienceDirect, Medical Engineering & Physics, Volume 36, Issue 2, February 2014, Pages 205–211.
18. **Lima I., Kwonb O., Park J.** Gait optimization of biped robots based on human motion analysis, Robotics and Autonomous Systems, Elsevier, Volume 62, Issue 2, February 2014, Pages 229–240.
19. **Kreutz-Delgado K., Long M., Seraji H., 1992,** ‘Kinematic analysis of 7 dof manipulators’, International Journal of Robotics Research 11(5): 469–481.
20. **Maurel W., 1998,** ‘3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues’, PhD Thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Switzerland, pages 1-150.

21. **Pons J.**, Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons, CSIC, Madrid, Spain 2009, British Library Book, Pages 47-87.
22. **Denavit J., Hartenberg R. (1955)**. "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices". Trans ASME J. Appl. Mech. 23: pages 215–221.
23. **Denavit J., Hartenberg R. (1965)**. Kinematic synthesis of linkages. McGraw-Hill series in mechanical engineering. New York: McGraw-Hill. pages.1- 435.
24. **Yang J., Abdel-Malek K, Nebel K.** Reach envelope of a 9-degree-of-freedom model of the upper extremity, International Journal of Robotics and Automation, Vol. 20, No. 4, 2005.
25. **Hatze H.**, 2002, 'The fundamental problem of musculoskeletal inverse dynamics and its implications', Journal of Biomechanics 35(1): 109–115.
26. **Erdemir A., McLean S., Herzog W., Van den Bogert A.** 2007, 'Model-based estimation of muscle forces exerted during movements', Clinical Biomechanics 22(2): 131–154.
27. **Li G., Pierce J., Herndon J.** 2006, 'A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system', Journal of Biomechanics 39(3): 522–529.
28. **Seth A., Pandy M.** 2007, 'A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement', Journal of Biomechanics 40(2): 356–366.
29. **Forner-Cordero A., Koopman H., Van der Helm M. F.C.T.**, 2006, 'Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction forces information from pressure insoles', Gait and Posture 23 (2): 189–199.
30. **Koopman B., Grootenboer H., De Jongh H.** 1995, 'An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking', Journal of Biomechanics 28(11): 1369–1376.
31. **Li C.** An efficient method for linearization of dynamic models of robot manipulators, IEEE Transactions on Robotics and Automation (Volume:5 , Issue: 4 ), Page(s): 397 – 408.
32. **Левитский Н.** Теория механизмов и машин. – М.: Наука, 1979.- 574 с.
33. **Kumar R., Berkelman P., Gupta P., Barnes A., Jensen P., Whitcomb L., Taylor R.**, Preliminary experiments in cooperative human/robot force control for robot assisted microsurgical manipulation, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (2000), pages 26-40.

34. **Riviere C., Ang W., Khosla P.** Towards active tremor canceling in handheld microsurgical instruments, *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 19 (5) (2003) 793–800.
35. **Meggiolaro M., Dubowsky S., Mavroidis C.** Error identification and compensation in large manipulators with application in cancer proton therapy, *Revista Controle & Automacao* 15 (1) (2004) 71–77.
36. **Gruber S., Schiehlen W.** Biped walking machines: a challenge to dynamics and mechatronics, in: Mang, H.A., Rammerstorfer, F.G., Eberhardsteiner, J. (Eds.), *Fifth World Congress on Computational Mechanics*, July 7–12, 2002, Vienna, Austria, pages 10–27.
37. **Schiehlen W.** Recent developments in multibody dynamics, *Journal of Mechanical Science and Technology* 19 (1) (2005) 227–236.
38. **Schiehlen W.** Energy-optimal design of walking machines, *Multibody System Dynamics* 13 (2005) 129–141.
39. **Fukuda T., Kuribayashi Y.** Flexibility control of elastic robot arms and its application to contouring control, *IEEE Paper no CH2008-1/84*, 1984, pp. 540–545.
40. **Fukuda T.** Flexibility control of elastic robot arms, *Journal of Robotic Systems* 2 (1) (1985) 73–88.
41. **Theodore R., Ghosal A.** Comparison of the assumed modes and finite element models for flexible multi-link manipulators, *The International Journal of Robotics Research* 14 (2) (1995) 91–111.
42. **Hastings G., Book W.** Verification of a linear dynamic model for flexible robotic manipulators, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation* (1986) 1024–1029.
43. **Book W.** Analysis of massless elastic chains with servo controlled joints, *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 101 (1979) 187–192.
44. **Barbieri E., Ozguner U.** Unconstrained mode expansion for a flexible slewing link, *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 110 (1988) 416–421.
45. **Choi B., Krishnamurthy K.** Unconstrained and constrained motion control of a planar two-link structurally-flexible robotic manipulator, *Journal of Robotic Systems* 11 (1994) 557–571.

46. **Book W.** Modeling, design, and control of flexible manipulator arms: a tutorial review, Proceedings of the IEEE Conference on Decision and Control (1990) 500–506.
47. **Kwang J., Satoshi T.** Electroactive Polymers for Robotic Applications 2007, Book, Pages 178-180.
48. **Leea J, Yib B., Leec J.** Adjustable spring mechanisms inspired by human musculoskeletal structure, Elsevier, Mechanism and Machine Theory, Volume 54, August 2012, Pages 76–98.
49. **Margareta N., Victor F.** Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, 3rd edition : Lippincott Williams & Wilkins, 2001, p. 437 – 457.
50. **Freivalds A.** Biomechanics of the upper limbs, Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, ISBN 0-7484-0926-2, 2004, pages 1-7.
51. **Hogan N.** Mechanical Impedance Control in Assistive Devices and Manipulators, Robot Motion: Planning and Control, MIT Press, 1982, pp. 361–371.
52. **Bobet J., Stein R., Oguztoreli M.** Mechanisms relating force and high-frequency stiffness in skeletal muscle, Journal of Biomechanics 23 (1) (1990) 13–21.
53. **Rossi C., Savino S.** An Underactuated Multi-finger Grasping Device, International Journal of Advanced Robotic Systems, ISSN 1729-8806, Published: February 17, 2014 under CC BY 3.0 license, pages 10-16.
54. **Tedrake R.** Fully Actuated vs. Underactuated Systems, MIT OpenCourseWare, 6.832 Underactuated Robotics, Spring 2009 pp 1-8.
55. **Rea P.** (2011), On the Design of Underactuated Finger Mechanisms for Robotic Hands, Advances in Mechatronics, Prof. Horacio Martinez-Alfaro (Ed.), ISBN: 978-953-307-373-6, InTech, Availablefrom: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-mechatronics/on-the-design-of-underactuated-fingermechanisms-for-robotic-hands>.
56. **Liarokapis M., Zisimatos A., Bousiou M., Kyriakopoulos K.** Open-Source, Low-Cost, Compliant, Modular, Underactuated Fingers: Towards Affordable Prostheses for Partial Hand Amputations, 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Page(s): 2541 – 2544.
57. **Kamada S., Obinata G., Stefanov D.** A Study of the Underactuated Mechanisms with Compliance, Advances in Robotics & Automation-Open Access, doi:10.4172/2168-9695.1000102, 2014, pages 16-26.

58. **Hernandez N., Sarakoglou I., Tsagarakis N., Caldwell D.** Under-actuated Hand Exoskeleton with Novel Kinematics for Potential Use in Rehabilitation, Advanced Robotics Italian Institute of Technology, Genoa, Italy, 2014, pages 1-2.
59. **Siciliano B., Khatib O. (Eds.).** Handbook of robotics, Library of Congress Control Number: 2007942155, ISBN: 978-3-540-23957-4, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008, Pages 345-358.
60. **Butterfass J., Hirzinger G., Knoch S., Liu H.** DLR's multisensory articulated hand. Part I: Hard- and software architecture, Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom. ICRA99 (1999), 14-25.
61. **Butterfass J., Grebenstein M., Liu H., Hirzinger G.** DLR-hand ii: next generation of a dextrous robot hand, Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom. ICRA01 (Seoul 2001), pages 1-7.
62. **Shahinpoor M., Kim K., Mojarrad M.** Artificial muscles: applications of advanced polymeric nanocomposites, International Standard Book Number-10: 1-58488-713-3, 2007 by Taylor & Francis Group, LLC, Pages 158-170.
63. **Sargsyan S.** Dynamic analysis of wearable robots with contractile polymer gel actuators : SEUA, Bulletin Collection of Scientific Papers, Part 1, Yerevan 2012, p. 129-134:
64. **Սարգսյան Ս.** Մանիպուլյացիոն մեխանիզմների հենքի վրա մարդու շարժողական գործառույթները վերականգնող մեխատրոնային համակարգերի նախագծումը և հետազոտումը: Ատենախոսական աշխատանք, Երևան, 2013. Էջ. 84-96:
65. **Հարությունյան Ս., Արզումանյան Կ., Քառյան Ա., Հակոբյան Է.** Կիրառական մեխանիկա, էջ. 187-192:
66. **Казарян С., Саргсян С., Арутюнян М., Аракелян В.** Проектирование экзоскелетона-ассистента приседания и вставания человека//Изв. НАН РА И ГИУА. Сер. ТН.-2011. Т.64, №1:
67. **Казарян С., Аракелян В., Арутюнян М.** Динамический анализ статически уравновешенного приводного ортопедического устройства ноги // Вестник Инженерной академии Армении (ВИАА). – 2008. –Т.5, № 3.-С.420-423.:
68. **Petrofsky J., Piotrowsky W., Petrovska J.** Orthosis For Assistance In Walking; US patent: 4,969,452 A61F 5/02.
69. **Shimada K., Hirata T.** Walking Assistance Device Having A Pelvis Support Member That Is Easy To Wear; US patent: 7,278,979, A61F 5/00.



70. **Mahto S.** Shape optimization of revolute-jointed single link flexible manipulator for vibration suppression, Elsevier, Mechanism and Machine Theory 75 (2014) 150–160.
71. **Feliu V., Pereira E., Díaz I.** Passivity-based control of single-link flexible manipulators using a linear strain feedback, Elsevier, Mechanism and Machine Theory 71 (2014) 191–208.
72. **Korayem M., Rahimia H., Nikoobinb A.** Mathematical modeling and trajectory planning of mobile manipulators with flexible links and joints, Applied Mathematical Modelling, Volume 36, Issue 7, July 2012, Pages 3229–3244.
73. **Korayem M., Shafei A., Shafei H.** Dynamic modeling of nonholonomic wheeled mobile manipulators with elastic joints using recursive Gibbs–Appell formulation, Scientia Iranica, Volume 19, Issue 4, August 2012, Pages 1092–1104.
74. **Dwivedy S., Eberhard P.** Dynamic analysis of flexible manipulators, a literature review, Mechanism and Machine Theory, Volume 41, Issue 7, July 2006, Pages 749–777.
75. **Koceska N., Koceski S., Zobel P., Durante F.** Gait Training using Pneumatically Actuated Robot System, ISBN 978-953-307-346-0, Hard cover, Publisher InTech, 15, June, 2011, 238 pages.
76. **Vanderborgh B.** Dynamic stabilisation of the biped Lucy powered by actuators with controllable stiffness // Springer tracts in advanced robotics. -Brussel, Belgium, 2010. -P. 227-232.
77. **Korayem M., Shafei A.** Motion equations proper for forward dynamics of robotic manipulator with flexible links by using recursive Gibbs–Appell formulation // Sharif university of technology, Iran December 2009, -P. 1-17.
78. **Hinds J.** Simulation of a two link robot manipulator with elastic members // University of Pennsylvania, school of engineering and applied science. May 1988. P. 28
79. **Mata V., Provenzano S., Valero F., Cuadrado J.** Serial-robot dynamics algorithms for moderately large numbers of joints, Mechanism and Machine Theory, Volume 37, Issue 8, August 2002, Pages 739–755.
80. **Stepanyan K., Arzumanyan K., Melqonyan S.** Dynamic analysis of electromechanical systems for medical devices, SEUA Bulletin collection of scientific papers, Yerevan 2010, pg. 74-78.
81. **Shimada K., Noda T.** Walking Assistance System; US patent: 7,429,253, 2008, A61F 5/00.

82. Казарян С., Арутюнян М., Аракелян В. Концепция проектирования квазистатически уравновешенных многоцелевых экзоскелетов // Изв. НАН и ГИУА. Сер. ТН. - 2013. -Т. LXIV, № 4.-С. 340-345.
83. Егоров О., Подураев Ю. Конструирование мехатронных модулей, -Москва, -366с. 2005.
84. Fomashi M., Troncossi M., Castelli V. 2011. State-of-the-Art of Hand Exoskeleton Systems, Università di Bologna DIEM, Dipartimento di Ingegneria delle Costruzioni Meccaniche, Nucleari, Aeronautiche e di Metallurgia pages. 1-54.
85. Ragonesi D., Rahman T., Sample W., Agrawal S. Dynamic Simulation and Experimental Validation of an Upper Extremity Powered Orthosis, 2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Montréal, Canada, July 6-9, 2010, pp: 1 – 6.
86. Balasubramaniana S., Heb J. Adaptive control of a wearable exoskeleton for upper-extremity neurorehabilitation, Applied Bionics and Biomechanics 9 (2012) 99–115.
87. Agarwal P., Fox J., Yun Y., O'Malley M. Deshpande A. An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization, The International Journal of Robotics Research 1–26 © The Author(s) 2015.
88. Xu K., Wang Y., Yang Z. Design of a Continuum Wearable Robot for Shoulder Rehabilitation, ICIRA 2014, Part I, LNAI 8917, pp. 364–375, 2014. © Springer International Publishing Switzerland 2014.
89. Fomashi M. Synthesis of hand exoskeletons for the rehabilitation of post-stroke patients, dottorato di ricerca IN Meccanica e Scienze Avanzate dell'Ingegneria, Prog.3 Meccanica Applicata, Ciclo XXV. 2013, pages 142.
90. Barnes O. A wearable underactuated kinesthetic device for inducing arm swing during gait rehabilitation, master Thesis, Department of Mechanical Engineering The University of Utah May 2015, Pages 80.
91. Freivogel S., Mehrholz J., Husak-Sotomayor T., Schmalohr D. “Gait training with the newly developed “LokoHelp”-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study,” Brain Injury, vol. 22, no. 7-8, pp. 625–632, 2008.
92. West G. “Powered gait orthosis and method of utilizing same,” Patent number 6 689 075, 2004.

93. **Banala S., Kim S., Agrawal S., Scholz J.** “Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX),” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 17, no. 1, pp. 2–8, 2009.
94. **Vanderniepen I., Van Ham R., Van Damme M., Versluys R., Lefeber D.** Orthopaedic rehabilitation: A powered elbow orthosis using compliant actuation. In *Proc. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Kyoto, Japan; 2009:172-177.
95. **Pylatiuk C., Kargov A., Gaiser I., Werner T., Schulz S., Bretthauer G.** Design of a flexible fluidic actuation system for a hybrid elbow orthosis. In *Proc. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Kyoto, Japan; 2009:167-171.
96. **Gutta S., Realmuto J., Yim W., Kim K.** Dynamic Model of A Cylindrical Ionic Polymer-metal Composite Actuator, *Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, 2011 8th International Conference on, Page(s): 326 - 330.
97. **Wang X., Oh I., Cheng T.** Mechanical Model and Analysis of Ionic Polymer Metal Composites Biomimetic Actuators, *Intelligent Control and Automation, 2008. WCICA 2008. 7th World Congress on*, Page(s): 4751 - 4756.
98. **Madden J., Schmid B., Botha R., Hechinger M., Lafontaine S., Madden P., Hover F., MacLetchie K., Hunter I.** Application of Polypyrrole Actuators: Feasibility of Variable Camber Foils : *IEEE J. Oceanic Eng.*, 2004, vol. 29, no. 3, p. 738–749.
99. **Mirfakhrai T., Madden J., Baughman R.** Polymer artificial muscles : materialstoday, ISSN: 1369 7021, Elsevier Ltd, April 2007, vol. 10, no. 4, p. 30-38.
100. **Horst, Robert W.** Active muscle assistance device and method; EP 2,455 ,054 A1
101. <http://www.mayoclinic.org/diseasesconditions/parkinsonsdisease/basics/definition/con-20028488>.
102. **HosseiniNia S., Romero F., Vinagre B., Alonso F., Tejado I.** Controller design for a stance-control knee-ankle-foot orthosis based on optimization techniques, *Electrical, Electronic and Automation Engineering*, University of Extremadura, Avda de Elvas S/N, Badajoz, Spain. 7 Jun 2012, pages 7-20.
103. **Babikian S., Francisco J., Kansoc E.,** Slow Limb Movements Require Precise Control of Muscle Stiffness, Preprint submitted to *Journal of Biomechanics*, 5 May 2015, 1-6.

104. **Hirai H., Miyazaki F., Naritomi H, Koba K., Oku T., Uno K., Uemura M., Nishi T., Kageyama M., Krebs HI.** (2015) On the Origin of Muscle Synergies: Invariant Balance in the Co-activation of Agonist and Antagonist Muscle Pairs. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 3:192. doi: 10.3389/fbioe.2015.00192, pages 1-8.
105. **Mirfakhrai T., Madden J. and Baughman R.** Polymer artificial muscles: materialstoday, ISSN: 1369 7021, Elsevier Ltd, April 2007, vol. 10, no. 4, pages. 30-38.
106. **Gaudet G., Raison M., Achiche S., Maso F., Musy G., Begon M.,** Solutions to the Muscle Redundancy Problem: From an Undeterminate to a Deterministic Problem, 6th European Conference on Computational Fluid Dynamics (ECFD VI) July 20 - 25, 2014, Barcelona, Spain.7, pages 1-9.
107. **Tahara K., Arimoto S., Sekimoto M., Luo Z.** On Control of Reaching Movements for Musculo-Skeletal Redundant Arm Model, *Applied Bionics and Biomechanics* Vol. 6, No. 1, March 2009, 57–72.
108. **Shukor A., Ibrahim F., Miskon M., Saat M., Nor M.** Musculoskeletal Robotics Modeling and Simulation, Chapter2, The 8th International Conference on Robotic, Vision, Signal Processing & Power Applications, Volume 291, pp 15-21 Date: 27 February 2014.
109. **Galloway J., Koshland G.** General coordination of shoulder, elbow and wrist dynamics during multijoint arm movements, Springer, *Experimental Brain Research* January 2002, Volume 142, Issue 2, pp 163-180.
110. **Lan N.** Analysis of an optimal control model of multi-joint arm movements, *Biological cybernetics*, Springer, 76, 107-117 (1997).
111. **Gallagher W., Ding M., Ueda J.** Relaxed Individual Control of Skeletal Muscle Forces via Physical Human-robot Interaction, *Multibody System Dynamics* manuscript, 2009. pp. 1-24.
112. **Pierre C.** Introduction to differential games, Book, September 21, 2010, pages 45-80.
113. **Айзекс Р.** Дифференциальные игры. М.: Мир, 1967. 480 с.
114. **He X., Prasad A., Sethi S., Gutierrez G.** A survey of Stackelberg differential game models in supply and marketing channels, *J Syst Sci Syst Eng* (Dec 2007) 16(4): 385-413 ISSN: 1004-3756 (Paper) 1861-9576 (Online) DOI: 10.1007/s11518-007-5058-2.
115. **David W., Yeung K., Petrosyan L.** Cooperative Stochastic Differential Games, Book, Springer Series in Operations Research and Financial Engineering 2006, pages 1-9.

116. **Хабибуллин Р., Коннов И.** Игры с непротивоположными интересами: учеб.пособие / сост. Р.Ф. Хабибуллин – Казань: Казан.гос. ун-т, 2009. – 24 с.
117. **Michalak T., Engwerda J., Plasmans J.** A Numerical Toolbox to Solve N-Player Affine LQ Open-Loop Differential Games, Springer, Computational Economics April 2011, Volume 37, Issue 4, pp 375–410.
118. **Engwerda J.** (2006). Algorithms for Computing Nash Equilibria in Deterministic LQ Games. (CentER Discussion Paper; Vol. 2006-109). Tilburg: Macroeconomics, pages 20-26.
119. **Johnson M.** Differential game-based control methods for uncertain continuous-time nonlinear systems, dissertation, University of Florida 2011, pp. 1-143.
120. **Понтрягин Л.** О линейных дифференциальных играх. 1. ДАН, 1967, т. 174, № 6, с. 1278—1280.
121. **Mylvaganam T.** Approximate feedback solutions for differential games, Thesis, Control and Power Research Group Department of Electrical and Electronic Engineering Imperial College London 2014, pp. 1-199.
122. **Vamvoudakis K.** Online learning algorithms for differential dynamic games and optimal control, dissertation, the University of Texas at Arlington May 2011. 1-218.
123. **Lin W.** Differential games for multi-agent systems under distributed information, Dissertation, Electrical Engineering and Computer Science in the College of Engineering and Computer Science at the University of Central Florida Orlando, Florida 2013 pages 1-60.
124. **Bressan A.** Noncooperative Differential Games. A Tutorial, Dissertation, Department of Mathematics, Penn State University, University Park, Pa. 16802, USA, December 8, 2010, pages 10-80.
125. **Dongbing G.** A Differential Game Approach to Formation Control, IEEE transactions on control systems technology, vol. 16, no. 1, January 2008, pages 20-30.