ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
«АЛМАТЫ ЭНЕРГЕТИКА ЖӘНЕ БАЙЛАНЫС УНИВЕРСИТЕТІ»
коммерциялық емес акционерлік қоғамы
_____ кафедрасы

«ҚОРҒАУҒА ЖІБЕРІЛДІ»

Кафедра меңгерушісі _____
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «____» _____201___ж.
(қолы)

ДИПЛОМДЫҚ ЖОБА

Тақырыбы: Мүмкіндігі шектеулі ауамуарын арналған төменгі деңе бөлігінің экзоскелетін жасау.

Мамандығы Аспап жасау

Орындаған Мұхтар Алтынбек жанатұлы Тобы Псн-15-1
(Т.А.Ж.)

Ғылыми жетекшісі PhD, доцент Балбаев Г.Н.
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

Кеңесшілер:

экономикалық бөлім бойынша:

аға оқытушы Гуляева С.К
(ғылыми дәрежесі,атағы, Т.А.Ж.)

_____ «5» 06 2019 ж.
(қолы)

өміртіршілігі қауіпсіздігі бойынша:

аға оқытушы Байзакова С.М
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «5» 06 2019 ж.
(қолы)

есептеу техникасын қолдану бойынша:

PhD, доцент Балбаев Г.Н
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «11» 06 2019 ж.
(қолы)

_____
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «____» _____201___ж.
(қолы)

Нормобақылаушы: Кенжебаев Г.О.
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «10» 06 2019 ж.
(қолы)

Пікір беруші: _____
(ғылыми дәрежесі, атағы, Т.А.Ж.)

_____ «____» _____201___ж.
(қолы)

Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
«АЛМАТЫ ЭНЕРГЕТИКА ЖӘНЕ БАЙЛАНЫС УНИВЕРСИТЕТІ»
коммерциялық емес акционерлік қоғамы

Қарқынды техника және технологиялар институты институты

Электроника және робототехника кафедрасы кафедрасы

Мамандығы 5В07 1600 Аспап жасау

Дипломдық жобаны орындауға берілген
ТАПСЫРМА

Студент Мұхтар Алтынбек Жанатұлы
(Т.А.Ж.)

Жобаның тақырыбы Мүмкіндігі шектеулі адамдарға арналған төменгі дене бөлігінің экзоскелетін жасау

201___ ж. «__» _____ №_____ университет бұйрығымен бекітілді.

Аяқталған жобаны тапсыру мерзімі «_____»_____201___ж.

Жобаға алғашқы деректер (талап етілетін зерттеу (жоба) нәтижелерінің параметрлері және зерттеу нысанының алғашқы деректері):

1) Роботтар мен экзоскелеттерді шолу
2) Екі жақты экзоскелеттің қозғалысын бес дәрежесімен модельдеу

Диплом жобасындағы әзірленуі тиіс мәселелер тізімі немесе диплом жобасының қысқаша мазмұны:

1) Экзоскелеттердің даму тарихы
2) Биомеханиканың негізгі ережелері
3) Бес еркінді экзоскелеттің қозғалысын кинематикалық модельдеу

Графикалық материалдардың (міндетті түрде дайындалатын сызбаларды көрсету) тізімі:

1) Титулдық бет
2) Өзектілік пен мақсат
3) Роботтармен мен жұмыстануы шолу
4) Белгісіз жүйенің математикалық моделін
5) Жаңа модельдеу
6) Экономикалық бөлім
7) Өлшемділік қауіпсіздігі

Негізгі ұсынылатын әдебиеттер:

Авдешков ГЕ, Жилакин СИ Робототехнические системы управления, Институт проблем упр-я им ВА Трапезникова
Безмен СГ, Ермина ОС. Робототехнический комплекс HAL // Сборник научных трудов SWORLD "2004
Борисов ГК Косяк АВ Математическое моделирование

Жоба бойынша жобаның бөлімдеріне қатысты белгіленген кеңесшілер

Бөлімдері	Кеңесшілері	Мерзімі	Қолы
Экономика	Тлеуленова СК	5.06.19	
Өлшемділік қауіпсіздігі	Байзанова С.М	5.06.19	

Диплом жобасы дайындау
КЕСТЕСІ

Бөлімдердің атауы, әзірленетін мәселелердің тізімі	Ғылыми жетекшіге ұсыну мерзімдері	Ескерту
Теоретикалық бөлім	09.03.19	
Техникалық бөлім	6.04.19	
Конструкторлық бөлім	20.04.19	
Экономикалық бөлім	5.06.19	
Өндірістік қауіпсіздік бөлім	5.06.19	

Тапсырманың берілген уақыты «___» _____ 201___ж.

Кафедра меңгерушісі _____ (Ситалиев І.О.)
(қолы) (Т.А.Ж.)

Жобаның
ғылыми жетекшісі _____ (Ділбаев Г.И.)
(қолы) (Т.А.Ж.)

Орындалатын тапсырманы
қабылдаған студент _____ (Мұхтар Ақтоғай жанұзақ)
(қолы) (Т.А.Ж.)

АҢДАТПА

Жұмыста экзоскелеттерді құрудың қазіргі тәсілдеріне талдау жүргізілді, соның негізінде экзоскелеттің қозғалыс динамикасының ерекшеліктері анықталады.

Бұл жұмыста пациенттің белсенді күйі, тізе және лейкопогальщиктермен басқарылатын қозғалуын бақылауға ерекше назар аударылып, пациенттің отыратын орыннан ұстануға көшуіне мүмкіндік беретін құрылғы зерттелді. Зерттеудің мақсаты адамның функционалдығы шектеулі адамдар үшін қолданылатын экзоскелетиктерді жобалаудың теориялық негіздері мен құралдарын әзірлеу болып табылады.

АННОТАЦИЯ

В работе проведен анализ существующих способов построения экзоскелетов, на основе которого выявляются особенности динамики движения экзоскелета.

В работе показана потенциальная эффективность адаптивного управления для снижения этих пульсаций при движении экзоскелета, имитирующем ходьбу человека.

Целью выпускной квалификационной работы является создание модели высокой детализации активных экзоскелетов, оснащенных высокомоментными электроприводами.

Annotation

The paper analyzes the existing methods of constructing exoskeletons, on the basis of which the features of the dynamics of the exoskeleton movement are revealed.

The paper shows the potential effectiveness of adaptive control to reduce these fluctuations in the movement of the exoskeleton, simulating human walking.

The aim of the final qualifying work is to create a model of high detail active exoskeletons equipped with high-torque electric drives.

Мазмұны

Кіріспе 8
1 РОБОТТАР МЕН ЭКЗЕСКЕЛЕТТЕРДІ ШОЛУ. БАСҚАРУ МӘСЕЛЕЛЕРІ.....10
1.1Экзоскелеттерді даму тарихы.....10
1.2 Қазіргі ресейлік экзоскелеттер.....17
1.3 Биомеханиканың негізгі ережелері.....19
1.4 Экзоскелеттерді басқару құрылымы 21
2 БЕЛСЕНДІ ЭКЗОСКЕЛЕТТІҢ МАТЕМАТИКАЛЫҚ МОДЕЛІН ҚҰРУ 24
Бес төзімді экзоскелеттің механикалық құрылымы.....25
2.1.1 Зерттеу пәні мен әдістері.....25
2.1.2 Көп дәрежелі экзоскелет динамикасын зерттеу және қозғалысты модельдеу әдістері.....26
2.1.3 Бес жүйелі экзоскелеттің қозғалыс теңдеуі және динамикалық сипаттамалары 27
2.2.1 Экзоскелет электржетегінің математикалық моделі.....31
2.2.2 Экзоскелеттің жалпы моделін қалыптастыру.....31
2.2.3 Робот-экзоскелеттің механикасы мен электр жетегінің ерекшеліктері.....33
2.2.4 Жалпы модельді құру.....35
3 ЕКІ ЖАҚТЫ ЭКЗОСКЕЛЕТТІҢ ҚОЗҒАЛЫСЫН БЕС ДӘРЕЖЕСІМЕН МОДЕЛЬДЕУ.....37
3.1.1 Тұрақты магниттері бар жоғары моментті қозғалтқыш негізінде құрылған экзоскелеттің электр жетегін басқару.....37
3.1.2 Бес кезеңді экзоскелеттің қозғалысын компьютерлік моделдеу.....51
4 ҚАУІПСІЗДІКТІ ҚАМТАМАСЫЗ ЕТУДІҢ АРНАЙЫ МӘСЕЛЕЛЕРІ.....52
4.1 Халықаралық ISO 13482:2014 стандарты.....53
4.2 Экзоскелет операторы үшін қауіптілік факторлары.....54
5.Экономикалық бөлім.....56
6.Өміртіршілік қауіпсіздігі.....61
Қорытынды 73
Пайдаланылған әдебиеттер тізімі.....77

Кіріспе

Қазіргі уақытта әртүрлі құрылғылар кеңінен қолданылады: Олар екі негізгі элементтен тұрады: адам және машина. Бұл элементтердің өзара әрекеттестігі тұтастай алғанда жүйенің жұмыс істеу сапасын анықтайды. Мұндай құрылғыларға экзоскелетон (экзоскелетон) деп аталатын және адамның функционалдығын кеңейту үшін қолданылатын заттар жатады. Механотерапевтикалық құрылғылардың көмегімен жүргізілген өлшеулерді жүзеге асыруға негізделген физиотерапия әдістеріне негізделген тірек-қимыл аппаратының қалпына келтіруі үшін экзоскелеттерді бөлу. Қозғалысты жеңілдету, ауыр салмақты және әртүрлі қызмет түрлерін айтарлықтай күш салуды талап ететін адам мүмкіндіктерін айтарлықтай арттыратын құрылғылар ерекше қызығушылық тудырады.

Сыртқы экзоскелета принципіне негізделген көптеген оңалту жүйелері бар, бұл сіз төменгі және жоғарғы аяқ-қолдардың жеке буындарының функцияларын қалпына келтіруге мүмкіндік береді, алайда мұндай құрылғылардың басқарылуы құрылғының пациенттің қолдарымен өзара әрекеттесуін ескерместен бағдарламалық жасақтамада жүзеге асырылады.

Салыстырмалы түрде жақында, экзоскелетонның дамуы, төменгі және жоғарғы аяқтың екі жағынан да күрделі қозғалыстарға жол береді. Мұндай құрылғылар адамның төменгі қолдары зақымдалған болса да ғарышта қозғалуға мүмкіндік береді. Бұдан басқа, ол адамның қалыпты жағдайында жұмыс істей алмайтын қашықтықты көтеріп, орындалатын тапсырмаларды орындауға байланысты жүктемелерді көтеру мүмкіндігін айтарлықтай кеңейту мүмкіндігін ашады.

Осындай құрылғыларды құру, егер мұндай жүйелерді әзірлеген теория қалыптасқан болса, адам мен машинаның өзара әрекеттесуін ескере отырып, басқару мәселелеріне ерекше назар аудару керек.

Бұл жұмыста пациенттің белсенді күйді, тізе және лейкопогальщиктермен басқарылатын қозғалуын бақылауға ерекше назар аударылып, пациенттің отыратын орыннан ұстануға көшуіне мүмкіндік беретін құрылғы зерттеледі. Роботтың электр жетектерін адам ағзасын және артқа көтеру режимдерінде жобалау әдістері мен құралдары әзірленетін болады. Сондай-ақ, адамға көмектесетін және оның функционалдығын кеңейтетін жоғары тиімді жүйелерді құруға мүмкіндік беретін осындай күрделі қозғалыстың үдерістерін басқару әдісі әзірленетін болады. Осындай құрылғыларды пайдалану оңалту шараларының тиімділігін айтарлықтай арттырады.

Зерттеудің мақсаты адамның функционалдығы шектеулі адамдар үшін қолданылатын экзоскелетиктерді жобалаудың теориялық негіздері мен құралдарын әзірлеу болып табылады.

Осы мақсатқа жету үшін бірқатар міндеттерді шешу қажет:

1) Құрылымның фрагменттері адамның жоғарғы бөлігінің құрылымын қайталайды.

2) Дизайн жеңіл және бір мезгілде берік болуы керек.

3) Экзоскелеттің қауіпсіз материалдардан жасалуы керек.

4) Мүгедектер үшін экзоскелеттің дизайнын ауыстыру мүмкіндігі болуы керек.

5) Энергетикалық көздерден тәуелсіз.

6) Төменгі бөліктің экзоскелетінде өмір сүру үшін әдеттегідей қозғалу әрекеттерін орындау үшін ірі буындар үшін белгілі бір қозғалыс ауқымы болуы керек.

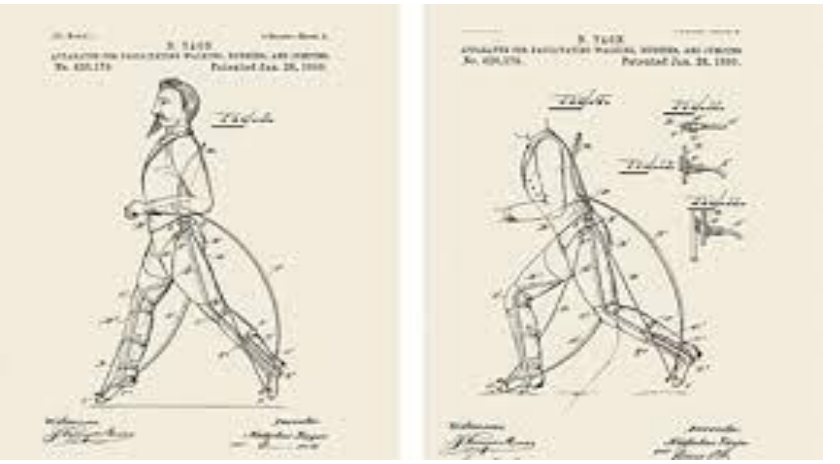
1 РОБОТТАР МЕН ЭКЗОСКЕЛЕТТЕРГЕ ШОЛУ. БАСҚАРУ МӘСЕЛЕЛЕРІ

1.1 Экзоскелеттің даму тарихы.

Белсенді экзоскелеттерді жасау саласындағы зерттеулер 1960 жылдардың соңында, АҚШ-та және бұрынғы Югославияда бірнеше зерттеу топтары арасында параллельді түрде басталды [1]. Экзоскелеттерді қолданыста бірнеше айырмашылықтар болды. Олар: мүмкіндіктері шектеулі адамдар үшін, көбінесе әскери мақсаттар үшін, мүмкіндігі шектеулі адамдарға көмекші технологияларды дамыту ретінде пайдаланылды. Осы айырмашылықтарға қарамастан, дамудың екі бағыты болды. Олар: адамның операторымен өзара әрекеттесуімен және проблемалар мен шектеулер болды.

Экзоскелеттер өнімділікті арттыруда сау адамдарға күрделі тапсырмаларды және басқаша орындауға болмайтын тапсырмаларды неғұрлым оңай орындауға мүмкіндік беру үшін жасалған.

Экзоскелетке ұқсас құрылғыны еске түсіру 1890 жылы Николай Яанг (Николас Янь) берген АҚШ патенттерінің жинағы болып табылады. Бұл өнертабыс жүгіру мен секіру жылдамдығын арттыруға арналған. Дегенмен, бұл құрылғы табысты көрсетілмеген. (Ұсынылған құрылғы 1.1-суретте бейнеленген).



1.1 Сурет - Ягна құрылғысы

1963 жылы АҚШ армиясының баллистикалық лабораториясында Зарудный Владимир Семенович өзінің арнайы экзоскелет жұмысы туралы баяндады. Оның айтуынша ұсынылған экзоскелет жұмысқа қабілетті тасымалдаушының жүк көтеру қабілетін арттыруға арналғанын көрсетеді. Кейіннен Зарудный осындай құрылғыны іске асыруда төмендегі мәселелерді шеше бастады:

- портативті қуат көзін құру;
- адам интерфейсін жеке іске асыру.

Оның ұсынысы қаржылай қамтамасыз етіле алмағанына қарамастан, бұл есеп бірінші рет өнімділікті арттыру экзоскелеттерін құрудағы инженерлік қиындықтарды қарастырады.

1960 жылдардың соңында General Electric Research Cornell University зерттеушілері мен Құрама Штаттардың әскери-теңіз күштері басқармасының қаржылық қолдауымен Hardiman (Human Augmentation Research and Development Investigation) атты толыққанды экзоскелетаның прототипін жасады. Бұл экзоскелеттің орташа салмағы 700 кг дейін көтеруге мүмкіндік берді.Дегенмен, ол 750 кг салмаққа дейін көтерді (1.2 суретте бейнеленген).

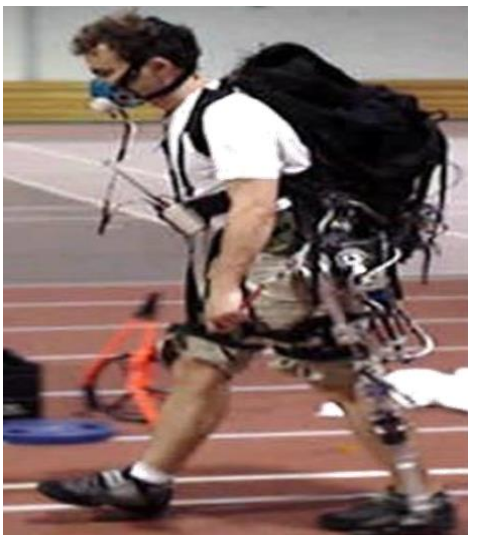
1.2 Сурет - Hardiman экзоскелетінің жалпы көрінісі

Экзоскелетті күшейту жұмысында жұмыс жасауға негізгі ынталандыру EHPA (адамның өнімділігін арттыру үшін экзоскелеттер) деп аталатын DARPA (Defense Advanced Research Project Agency) демеушілік бағдарламасынан келді. Бағдарламаның мақсаты жердегі жауынгерлердің қарапайым адамнан басқа мүмкіндіктерін арттыру болып табылады.

EHPA бағдарламасы кезінде үш институт жұмыс экзоскелеттерін көрсетті.Сондай-ақ басқа да көптеген институттар портативті қуат көздері сияқты технологияларға қатысқан.DARPA бағдарламасынан ең көрнекті экзоскелет BLEEX (Berkeley төменгі экстремалды экзоскелеттер) болды (1.3 суретте бейнеленген). Бұл жобаның айрықша ерекшеліктерінің бірі - энергетикалық дербестігі немесе өзінің қуат көзі болуы мүмкін. Әзірлеушілер бұл бірінші зарядтаушы және қуатты автономды экзоскелета деп мәлімдеді.

1.3 Сурет - ЭКСкелетон BLEEX

BLEEX жамбаста үш дәрежелі еркіндік:біреуі тізе және үшеуі бөкселерде бар. Экзоскелет қосылу бұрышы өзгеріп отырады да тиімді сәтте қолын әкеледі.Бұрылыс буын бар үшбұрышты конфигурация орнатылған екі бағытты сызықтық гидравликалық цилиндр арқылы келтіріледі. BLEEX орта есеппен 1143 жұмсайды Электр энергиясын және басқару үшін 200 Вт электр қуатын, сондай-ақ жүру кезінде энергия жұмсайды.



1.4 Сурет - Метаболикалық тест кезіндегі mit экзоскелеті

DARPA EHPA бағдарламасы бойынша Sarcos Research корпорациясы толыққанды экзоскелет бағытында жұмыс істеді. Ол WEAR деп аталды.(Энергетикалық автономды робот). Атауынан көрініп тұрғандай,

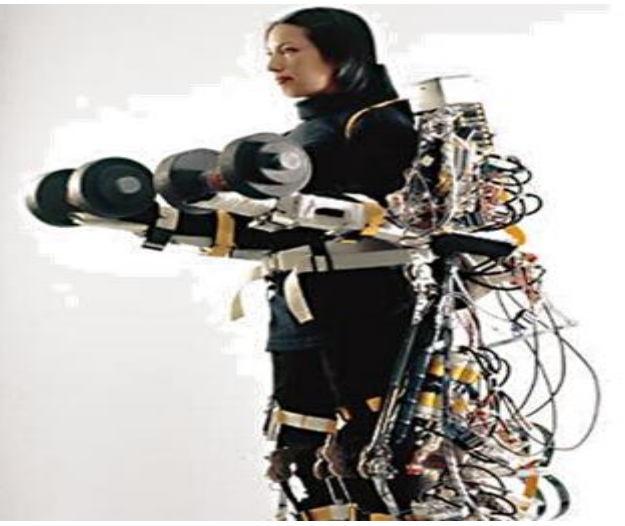
Саркос экзоскелеті энергетикалық тұрғыдан автономды, өзінің қуат көзіне ие. Берклидің экзоскелетіне ұқсайтын Саркос экзоскелеттің гидравликалық қозғалысының тұжырымдамасын ұсынды. Алайда, экзоскелетте күшейтілген буындарды құрылғысында тікелей лақтыруға, айналмалы гидравликалық жетектерді пайдаланады. Квазимемлекеттік пассивті экзоскелете тұжырымдамасы бағдарламасының DARPA EHPA екінші фазасында MIT (MIT экзоскелет) кезінде ықпал етті. Бұл тұжырымдама адамдардың жүруінің пассивті динамикасын қолдануды және жеңіл,тиімді экзоскелеттерді жасауды көздейді. MIT экзоскелетінде буындарға қуат қосу үшін ешқандай жетекті қолдануға болмайды. Оның орнына, даму сатылардың теріс фазалары кезінде толығымен бақыланатын босату энергиясына сүйенеді. Квазимемлекеттік пассивті экзоскелет элементтері адам жүрістерінің кинематика және кинетика талдау негізінде таңдап алынды (1.4-суретте көрсетілген).

Жапониядан келген Цукуба университетінде (Tsukuba University) профессор Йошики Санкаи (Yoshikuyi Sankai) және оның командасы экзоскелеттің тұжырымдамасын әзірледі, Бұл құрылғы өнімділікті арттыруға және оны оңалту мақсаттары үшін пайдаланылды. Айта кету керек, BLEEX, Sarcos және mit экзоскелеттердің салмақ түсетін жүктемеден айырмашылығы, HAL жүйесінде (Hybrid Assistive Leg) ол жер бетіне жүктемені көтермейді, тек айналмалы сәттерді күшейтеді (жамбас,тізе, тобық) (мысалы 1.5 суретте көрсетілген).

1.5 Сурет - Экзоскелет HAL

Kanagawa технологиялық институтының зерттеушілері он жылдан астам Жапонияда пациенттерді медбикелерге беру кезінде көмек көрсету мақсатында экзоскелет әзірленді. Экзоскелеттің механикалық

конструкциясының қызықты аспектілерінің бірі алдыңғы жағында механикалық компоненттердің жоқтығы. Бұл медбике мен пациенттің тікелей байланыста болуына мүмкіндік береді. Ол пациенттің жайлылығы мен қауіпсіздігін қамтамасыз ету үшін аса маңызды. Nurse-Assisting Exoskeleton 1.6 суретте бейнеленген.

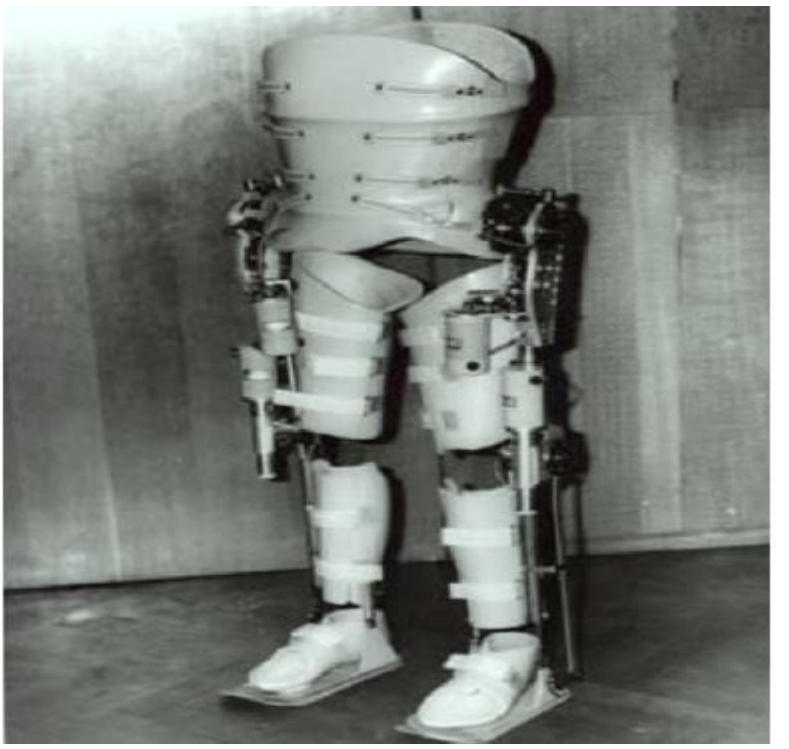


1.6 Сурет - Nurse-Assisting Exoskeleton

Robotics, Inc. Бұл экзоскелет тізеге қуат қосу үшін жасалған.Бұл өз кезегінде жартасқа өрмелеуге көмектеседі. RoboKnee басқару тірек реакциясының Күшін (тік бағытта) және алға және артқа бағыттарында пайдаланылады.

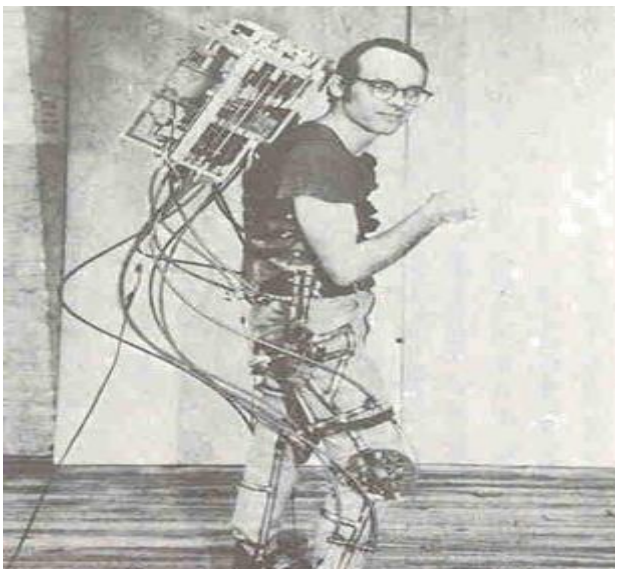
1.7 Сурет – Экзоскелет RoboKne

Миомир Вукобратовичтің (Miomir Vukobratovic) экзоскелет бойынша жаңашыл жұмысы.Белградтағы Mihailo Pupin Institute оның көмекшілері 1960-1970 жылдардың соңында осы саладағы ең ірі жұмыстардың бірі болды. Бұл экзоскелет медициналық мақсаттарға арналған және тірек-қимыл аппараты бұзылған адамдарды оңалтуға арналған. 1972 - 1974 жылдары Белградта жасалған экзоскелет Ресей ғалымдарына ММУ механика ҒЗИ-нан зерттеуге және одан әрі пысықтауға берілді.Сонымен қатар орталық мемлекеттік ортопедия және травматология институтында клиникалық сынақтардан өтті (экзоскелет 1.8 суретте көрсетілген).



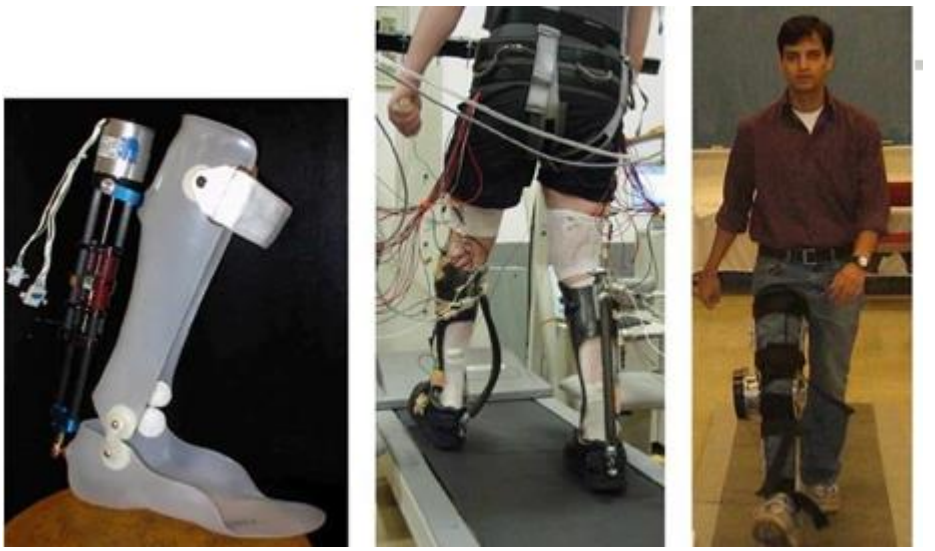
1.8 Сурет - Mihajlo Pupin Institute әзірленген Экзоскелет

1.9 суретте бейнеленген экзоскелет 1968 жылдың басында Висконсин штатының университетінде жасалған және Mihailo Pupin Institute-тен экзоскелеттерге ұқсайды және аяқ-қолдың параличімен адамдардың қозғалуына көмек көрсетуге арналған.



1.9 Сурет - Висконсин университетінде жасалған экзоскелет

Модульдік белсенді буындар туралы алғашқы жарияланған жұмыс Пьер Рабишонның (Pierre Rabischong) басшылығымен Монпелье мен Тулузадан Француз зерттеушілері мен Белград университетімен және Стэнфорд ғылыми-зерттеу институтымен ынтымақтастықта AMOLL (Active Modular Orthosis for lower Limbs) деп аталады. Aerozur француз компаниясы алғаш рет «жұмсақ костюмдер»ретінде пайдаланған тасымалдаушы үшін үрлемелі интерфейс идеясы ұсынылды. Бұл құрылғылардың модульдік сипаты нақты пациенттің қозғалуы үшін қажетті компоненттерді ғана пайдалануға мүмкіндік берді. Белсенді бір құрамды экзоскелеттердің арасында сирақ пен тізе буынының экзоскелеттері бар. Бірінші Белсенді голеностопалық экзоскелет 1981 жылы Титоград қаласының (Подгорица) университетінен Януковичпен (Jaukovic) бұрынғы Югославияда ұсынылды. Құрылғы иесі жіліншігінің алдыңғы бөлігінде орнатылған тұрақты токтың электр қозғалтқышынан тұрады.Бұл жіліншік буын бүгуге және жазуға көмектесті. Массачусетс технологиялық институтының (MIT Ankle-Foot Orthosis) және Мичиган университетінің (University of Michigan Orthoses) әзірлеушілері осы салада үлкен үлес қосқанын атап өтеміз.



1.10 Сурет - Массачусетс технологиялық институтының сол жақ сирақ сүйекті экзоскелеті, Мичиган университетінің ортасында сирақ сүйекті экзоскелеті

Солтүстік-Батыс университетінің Dinos Mavrodi зертханасы белсенді тізе экзоскелетін әзірледі. Бұл құрылғы (1.10 суретті қараңыз) қалпына келтіру мақсатында пайдаланушы үшін резистивті тік сәттерді қамтамасыз етуге арналған.

1.2 Қазіргі ресейлік экзоскелет

Қазіргі уақытта ресейлік ЭкзоАтлет (ағылш. Локомоторлық функциясының бұзылуы бар адамдарды оңалту үшін медициналық экзоскелетті құру бойынша).

Бұл экзоскелеттің әзірлеушілері ММУ механика ҒЗИ базасында жиналған ғалымдар тобы болып табылады. Қазіргі уақытта экзоскелеттің үш нұсқасы бар:

Бастапқыда пассивті экзоскелет ТЖМ қажеттілігі үшін, атап айтқанда, құтқарушылар мен өрт сөндірушілердің жұмысы үшін әзірленген.

1.11 сурет – Экзоскелет ExoAtlet-P

Ерекше конструкцияның арқасында бұл модификация салмақты қосымша қозғалтқыштарды немесе қоректендіру көздерін пайдаланбай, оператор адам 70-100 кг жүкті алып кете алатындай етіп қайта бөлуге мүмкіндік берді. Жетектер мен қоректену көздерінің жоқтығына байланысты, бұл құрылғының жұмыс уақыты тек оператор адамның төзімділігімен шектелді. Экзоскелеттің бұл моделі «Кешенді қауіпсіздік 2013 VI Халықаралық салонында» көрсетілді және «Кешенді қауіпсіздік саласындағы үздік инновациялық шешімдер» номинациясы бойынша Алтын медальмен марапатталды. Бірінші жұмыс істеп тұрған ресейлік экзоскелет РФ Қорғаныс министрлігінің «инновация күнінде» ұсынылды.

Ары қарай жетілдіру кезінде экзоскелеттің белсенді немесе күшті (powered) нұсқасы-ExoAtlet-A әзірленді. Бірақ экзоскелетт ауыр болды, оның салмағы тамақтану көздерін есепке алғанда шамамен 28 кг құрады. Аккумуляторларды ауыстырусыз жұмыс уақыты 2 сағаттан аспады. Бұл нұсқа еш жерде ұсынылған жоқ. Алайда, ол өндірушінің сайтында және әзірлеушілердің өтініштеріне сәйкес мәлімдеген, конструкцияда 6 гидрожетек пайдаланылды: Әр бір бөлікке бір-бірден. Гидрожетектер тізе буындарында орналасқан қысым датчиктерімен іске қосылады.

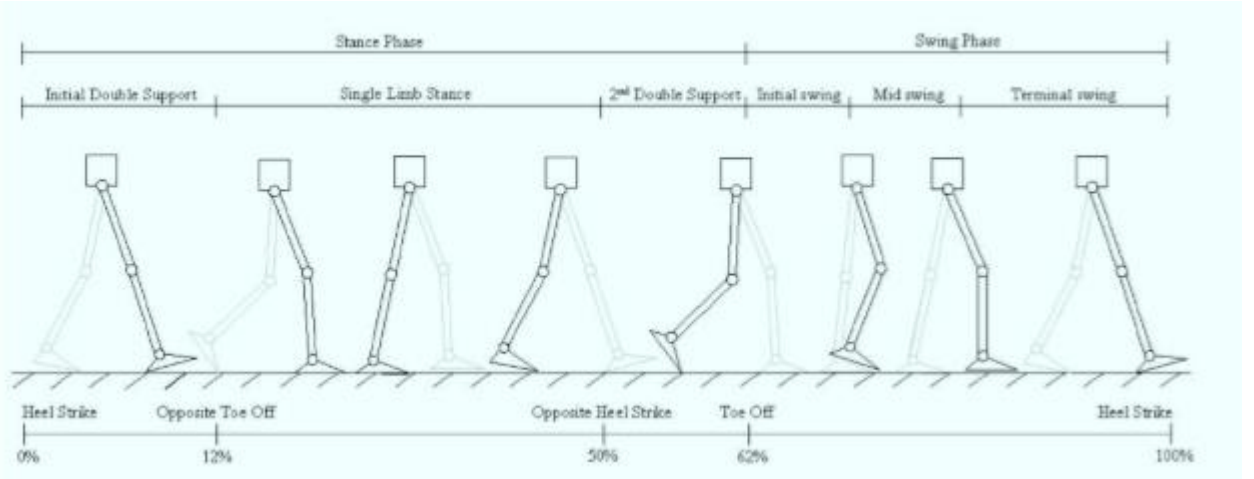
2014 жылдың басында ExoAtlet exoatlet exoatlet Med атауын алған және локомоторлық функциялары мен тірек-қимыл аппараты бұзылған адамдарды оңалтуға арналған экзоскелеттің медициналық нұсқасын әзірлеудің басталғанын жариялады (Exoatlet Med экзоскелеті 1.12-суретте көрсетілген).

1.12 Сурет – Экзоскелет ExoAtlet Med

Алғашқы пилоттық үлгінің шығуы 2014 жылдың мамыр айының соңында қарастырылды.Экзоскелеттің медициналық нұсқасы электр жетектерде жұмыс істейтін болады және өздігінен жүріп-тұру қабілетін жоғалтқан адамдарға қайта жүре бастауға мүмкіндік береді. Мұндай құрылғылар Еуропа, АҚШ, Жапония елдерінде оңалту үшін белсенді қолданылады.

1.3 Биомеханиканың негізгі ережелері

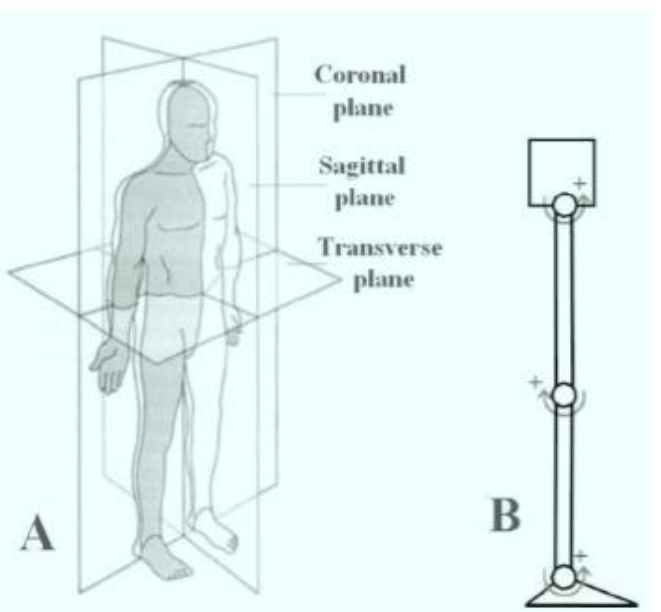
Адам жүрісінің биомеханикасын түсіну экзоскелеттер мен аяқ-қолдар үшін белсенді корсеттер жасау кезінде шешуші мәнге ие. 1.13 суретте адам жүрісінің оңайлатылған схемасы көрсетілген. Бұл циклдің белгіленген уақытша оқиғалары адам мен қоршаған ортаның әр түрлі жағдайларға байланысты өзгеруі мүмкін. 1.13 суретте қарастырылатын Цикл бір аяқтың өкшесімен беттің жанасу сәтінде басталады (0%) және аяқталады (100%). 1.13 суретте көрсетілген: Stance Phase – тірек фазасы, Swing Phase – аяқты тасымалдау фазасы, Initial Double Support – бастапқы екі жақты фаза, Single Limb Stance – бір, қарастырылатын аяққа тірек фазасы, 2nd Double Support – екінші екі жақты фаза, Initial/Mid/Terminal Swing – қарастырылатын аяқты тасымалдаудың бастапқы/орта/қорытынды фазасы, Heel Strike – өкшемен жанасу, Toe Off – бір, қарастырылатын аяққа тірек фазасы, 2nd Double Support-екінші екі жақты фаза, Initial / Mid / Terminal Swing-қарастырылатын аяқты мұрынның бетінен үзілуі.



1.13 Сурет - адамның жүрісінің толық циклі

Жалпы, адам аяғы жеті еркіндік дәрежесі бар құрылым ретінде қарастырылады. Үш айналмалы дәрежелер:жамбас, бір тізе және үш тобықта.

1.14-суретте 25 анатомиялық жазықтықтар бейнеленген адам қозғалысының басты жазықтығы болып табылатын сағитталды (орта) жазықтықтағы адам аяғының кинематикалық моделі. 1.14 суретте көрсетілген: Coronal plane – алдыңғы жазықтығы, Saggital plane – сағитталды жазықтығы, Transverse plane – көлденең жазықтығы.

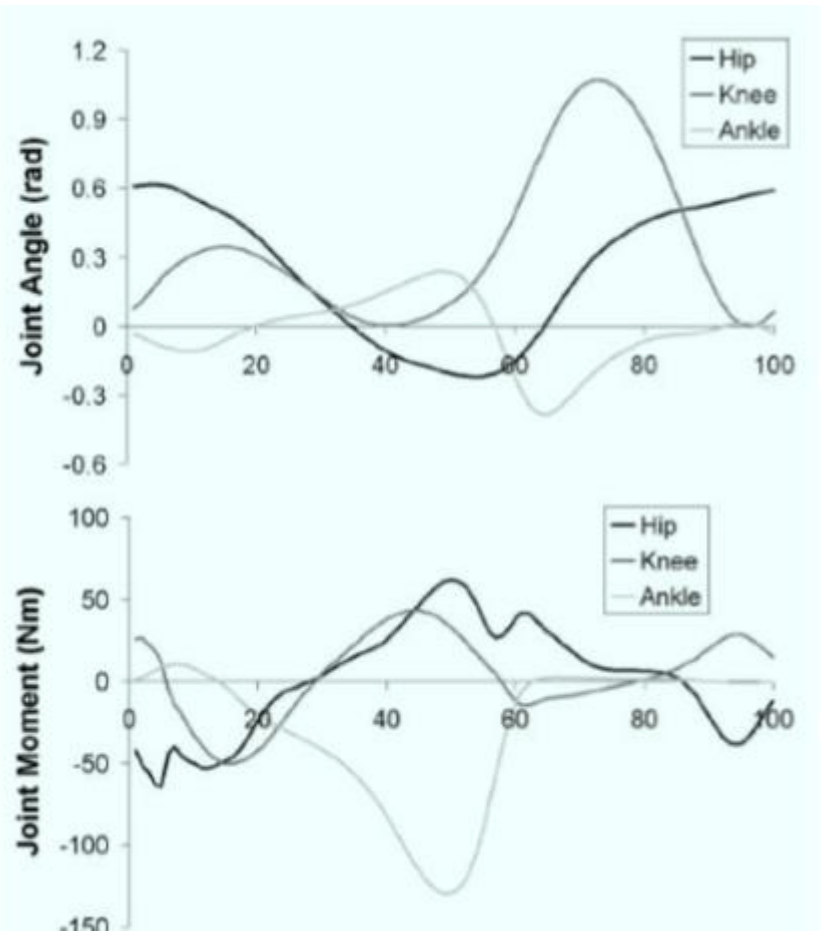


1.14 Сурет – А – адамның анатомиялық жазықтығы; Б-аяқтың орта (сагитталды) жазықтықтағы кинематикалық моделі

Осылайша, оң бағытта осы жазықтықта қозғалыс – бүгу, ал теріс-жазу. Короналды Сан қозғалысы (фронтальды) жазықтықта бөлу (дененің ортасынан) және келтіру деп аталады. Бұдан басқа, сирақ-табан буынының тәжі

жазықтықтағы қозғалысы (дененің ортасынан) және инверсия деп аталады. Сан мен тобық еркіндігінің қалған дәрежесі «айналмалы» деп аталады.

1.15-суретте 1.27 м/с жылдамдықпен жүретін қарапайым, сау адамға (82 кг, 0.99 м – Аяқ ұзындығы, 28 жас, ер адам) биомеханикалық деректер көрсетілген және белгіленген:JointAngle /Moment / Power бұрыштық / сәт / буындардың қуаты (Hip-жамбас, Knee-тізе, Ankle-тобық).



1.15 Сурет - Бүгу/жазу кезінде аяқ буынының бұрыштары, сәттері және күші

Жаяу жүру деректері әртүрлі адамдар үшін біршама өзгеше болуы мүмкін, бірақ деректердің сапалық сипаты бірдей болып қалады.Бұл деректер экзоскелеттердің және белсенді корсеттердің әрбір буынының қуат мөлшерін түсіну үшін пайдалы. Деректерден атап айтқанда, төменгі жылдамдық кезінде жамбас қуаты оң немесе нөлге жақын екенін көруге болады, тізедегі күш көбінесе теріс (қуат таратады), ал тобық күші оң және теріс мәндердің арасында біркелкі бөлінген.

1.4 Экзоскелетті басқару құрылымы

Басқару жүйесінің жалпы архитектурасын қарастырайық. Басқару міндеттерін қамтамасыз ету үшін жүйенің төменгі деңгейдегі үш қосалқы реттеуіші бар:

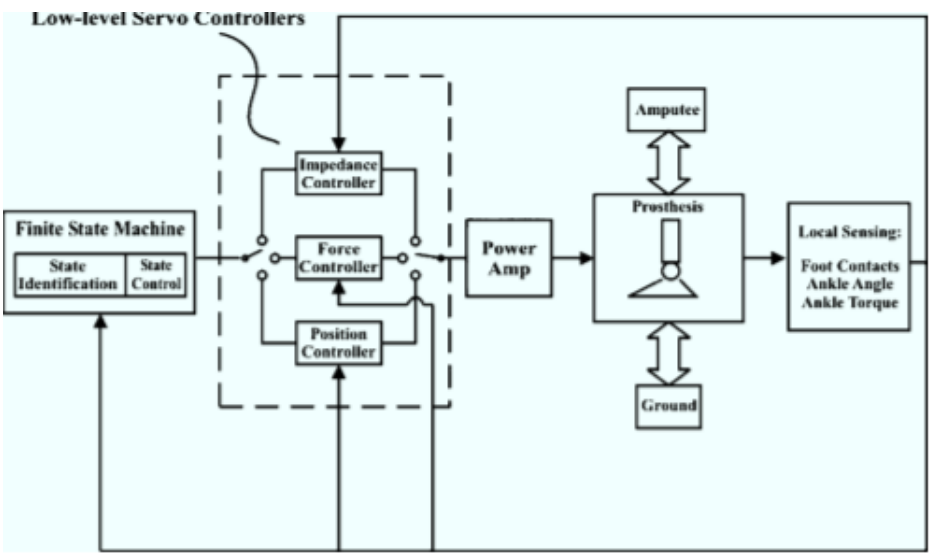
1) тобық бүгілген кезде аяқты жерден жұлуға мүмкіндік беретін жоғары өнімді крутящего моментінің реттеуіші;

2) тірек фазасы (stance phase) кезінде буындардың қаттылығын (қозғалмауын) анықтауға арналған кедергі реттегіші);

3) тасымалдау фазасы кезінде аяқтың жағдайын басқару (swing phase).

Бұдан басқа, төменгі деңгейдегі қосалқы реттеуіштер арасындағы ауысуларды басқару үшін жоғары деңгейдегі бақылау жүйесі болуы қажет.Бұл берілген жағдайларда қажетті функцияларды қамтамасыз етуге мүмкіндік береді. Басқару жүйесінің толық архитектурасы 1.16 суретте көрсетілген:

- Finite State Machine-соңғы автомат,
- Low-level Servo Controllers - төменгі деңгей реттегіштер,
- Impedance Controller-кедергі реттегіші,
- Controller – күшті реттегіш, position
- Controller – жағдайды реттегіш.

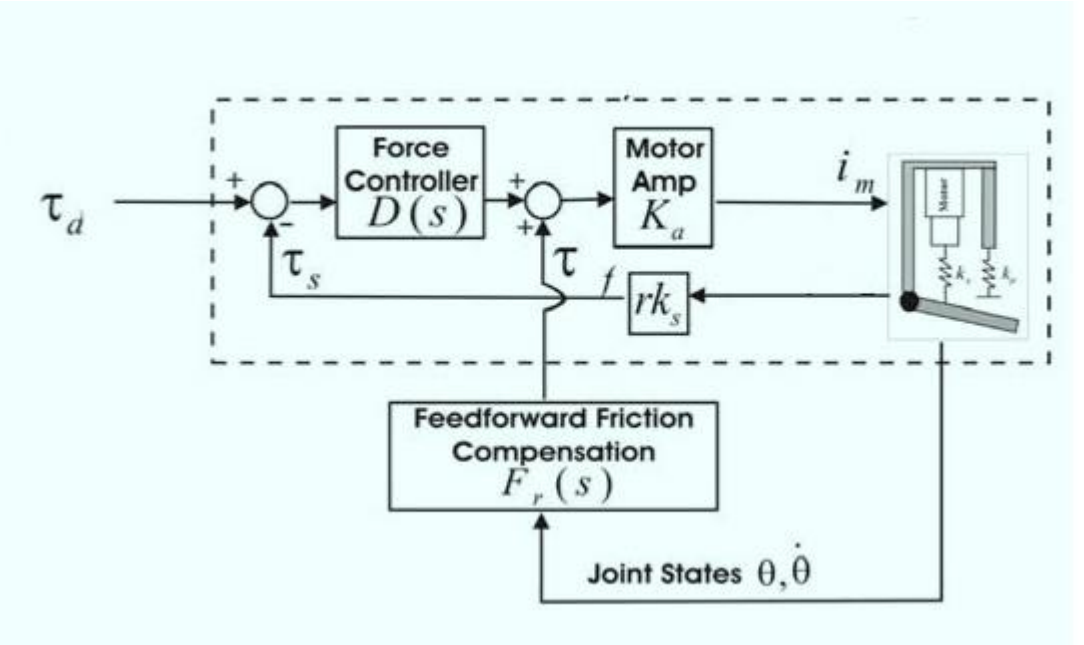


1.16 Сурет - Басқару жүйесінің архитектурасы

Басқару жүйесі төмен деңгейдегі үш қосалқы реттеуіштен және соңғы автоматтан тұрады. Соңғы автомат екі бөліктен тұрады: сәйкестендіру жағдайы және басқару жағдайы. Бірінші бөлігі аяқтың ағымдағы жағдайын анықтау үшін, ал екінші бөлігі осы күй үшін алдын ала анықталған басқару процедурасын орындау үшін қолданылады.

Төмен деңгейдегі қосалқы реттеуіштер.

Реттеуші суретте көрсетілген 1.17, онда белгіленді: τd - қалаған айналу сәті, τs - өлшенген айналу сәті, Force Controller - реттеуші күш, Motor Amp, Ka - күшейіш, қозғалтқыш, im - ток қозғалтқыштың Feedforward Friction Compensation - контур өтемақы үйкеліс.



Сурет 1.17-Айналу моментінің реттеуіші

D(s) крутящий моментінің/күшінің реттеуіші s-облыста ПД-реттеуіштің негізінде іске асырылды және (1.1):

$$D(s) = \frac{V_m(s)}{\tau_e(s)} = K_F + sB_F \frac{p}{s+p}, \qquad (1.1)$$

Мұнда τ_e *және* V_m бұл айналу сәт бойынша шығу қатесі және тиісінше қозғалтқыш күшейткішінің кіріс кернеуі. K_F күшейтудің пропорционалды коэффициенті болып табылады, ал B_F бұл басқару Заңының өшу коэффициенті.

Полюсті сүзгі $\frac{p}{s+p}$ реттеуішке қосылды, өйткені өлшенетін күш сигналы

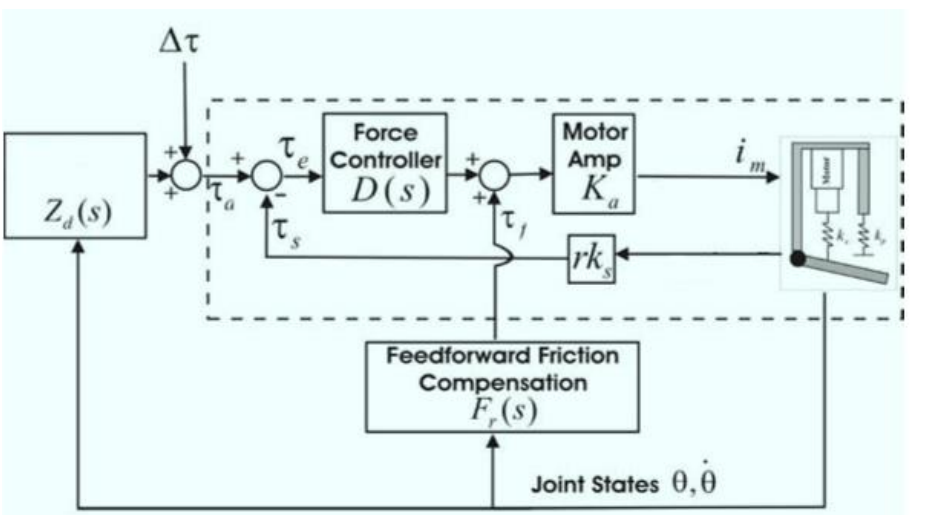
Шу түрінде бөгеуілдер бар және олар одан әрі пайдаланар алдында сүзілуі тиіс. Полюс p реттеуіштің жиілігінің мәні 30 Гц жетеді.KF күшейту коэффициентінің артуы механизмдегі толқындық кедергіні (мысалы, үйкеліс немесе инерция) көлеңкелеуі мүмкін болса да, бұл жүйе жоғары күшейту коэффициенті кезінде қоршаған ортаға қосылғанда тұрақсыздық. Орнықтылық критерийлерін бұзбай, айналу моментінің реттеуішін арттыру тәсілдерінің бірі үйкеліс компенсациясының FR (s) моделін пайдалану болып табылады. Үйкеліс өтемақысы осылай анықталады:

$$\tau_f = f_c(\tau) sgn(\dot{\theta}) + b_c \dot{\theta}\,, \qquad (1.2)$$

мұнда f_c және b_c кулонның тұрақты күші және өшу коэффициенті болып табылады. Бұл параметрлердің барлығы эксперименталды деректерді қолдану арқылы анықталды. Үйкеліс параметрлерін алу үшін біз тобық бұрышын

орнатамыз, тең нөлге. Сирақ-табан буынындағы үйкеліс беру кезінде үйкелумен салыстырғанда елеусіз.Біз қозғалтқыштың кіріс қуатының белгілі желілік өзгерісін пайдаландық және серіппенің қысылуын өлшендік. Үйкеліс Кулон күші қозғалтқыштың кіріс күші мен серіппенің өлшенген қысылуы арасындағы айырмашылық негізінде алынды. Содан кейін біз жүйенің жиілігін алу үшін жүйенің қозғалтқышының синусоидальдық қуатының түрлі жиілігін пайдаландық, содан кейін қозғалтқыштың өшу коэффициентін алу үшін қанығуын ескермей модель үшін алынған деректерді пайдаландық. Реттеуіште қолданылатын тұрақты Кулон күші мен өшу коэффициенті болды 0,03 *V* (23 *N*) и 1,64 В • с / рад (1240 Н • с / рад), тиісінше.

Кедергі реттегіші**:** кедергі реттегіші шығу кедергісін қамтамасыз ету үшін әзірленген *SEA* (*series-elastic actuator*), әсіресе буындардың қаттылығы. 1.18 суретте көрсетілгендей, сыртқы қарсылық реттеу контуры енгізілді [*Zd (s)*] Шығыс кедергісін модуляция үшін ұсынылған күш реттегіші. Сыртқы басқару контуры ұсынылған «қарапайым қарсылық басқару» құрылымына негізделген Хоганом (*Hogan*). Негізгі идея сирақ буынының қозғалысынан кері байланысты пайдалану болды (θ)шығыс кедергісін арттыру үшін қолданылатын буындар. 1.18 суретте көрсетілген: $Z_d(s)$ – қажетті қарсылық мәні, τ – айналмалы моменттің ығысуы.



1.18 Сурет – Кедергі реттегіші

Сыртқы импеданстың реттеуіші:

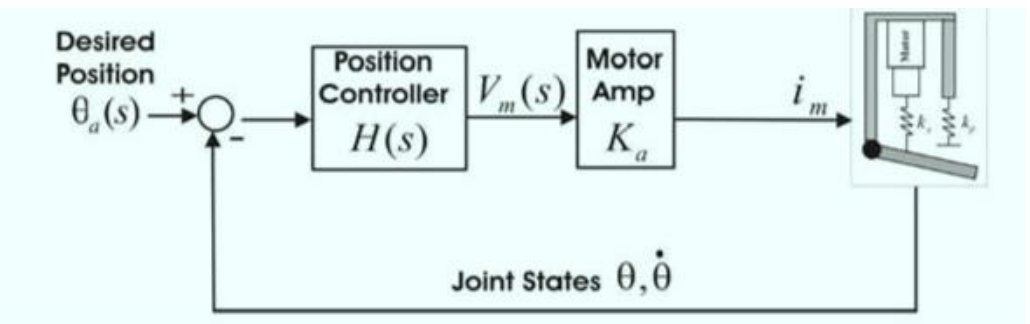
$$Z_d(s) = \frac{\tau_d(s)}{s\theta(s)} = (B_d + \frac{K_d}{s}), \quad (1.3)$$

мұнда τ_d, K_d және B_d буындардың қажетті мөлшері *SEA* айналмалы моменті, қаттылық және өшіру үшін тиісінше. Параллельді ескере отырып,

жалпы бірлескен қарсылық Z_{total} (s):

$$Z_{total} = \begin{cases} \left(B_d + \frac{K_d}{s}\right), \theta \leq 0 \\ \left(B_d + \frac{K_d + K_p^r}{s}\right), \theta > 0 \end{cases} \quad (1.4)$$

Жоғарыда аталған крутящий реттеуіштің өз әсерлерін азайту үшін кедергі реттегішіне қосылды. Жағдай реттеуіші: стандартты ПД-реттеуіш ұсынылды H (s) тепе-теңдік жағдайын басқару үшін θ_1 аяқты тасымалдау кезінде табан. Реттеуіш ереже 1.19 суретте көрсетілген, онда көрсетілген: Desired Position, θd – қалаған ереже, Position Controller, H(s) – жағдайды реттеуіш.



1.19 Сурет - Жағдайды реттегіш

Осылайша кіріс кернеуі V_m (s) қозғалтқыш күшейткішіне

$$V_m(s) = K_1 (\theta_1 - \theta) + K_2 \dot{\theta}, \quad (1.5)$$

мұнда K_1 және K_2 күшейткіштің пропорционалды және дифференциалды коэффициенттері болып табылады.

2 ЭКЗОСКЕЛЕТТЕРДІҢ ЭЛЕКТРЖЕТЕГІ

2.1 Бес дәрежелі экзоскелеттің механикалық құрылымы

2.1.1 Зерттеу пәні мен әдістері

Адасқан роботтарды басқарудың қолданбалы міндетін адам қызметінің көптеген салаларында кездестіруге болады.Олар:робототехника, көлік, медицина.

Роботтардың жарқын мысалы-экзоскелет. Экзоскелеттер адамның қозғалыс қабілетін қалпына келтіру немесе күшейту үшін тиімді құрылғылардың бірі болып табылады. Олардың тиімділігі көп жағдайда екі ғылыми-техникалық міндеттерді шешудің табыстылығымен анықталады:

1) Экзоскелеттің қозғалыс динамикасының нақты математикалық моделін алу.

-қозғалу дәрежесі бойынша қозғалыстардың өзара байланысы;

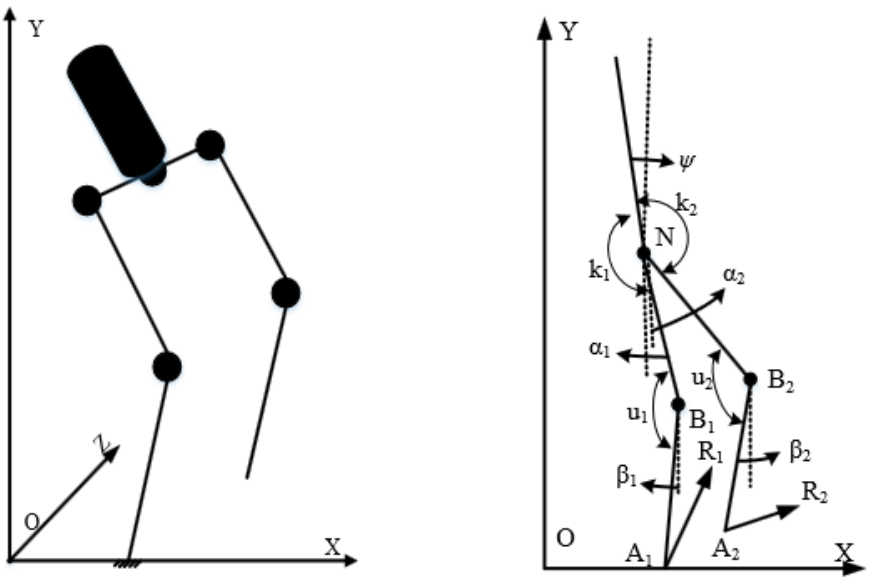
-жетектердегі электромагниттік және механикалық процестердің өзара тәуелділігі.

2) Экзоскелетті динамикасының ерекшеліктерін ескере отырып басқаруды құру.

Бұл тарауда бес кезеңді экзоскелеттің қозғалыс динамикасының моделі қарастырылады, оның көмегімен адам жүрісінің динамикасын жаңғыртуға болады.Бұл өз кезегінде экзоскелеттерді тиімді басқаруға мүмкіндік береді.

2.1-суретте екі жақты экзоскелеттің моделі мен сұлбасы бейнеленген.Мұнда ψ – корпус пен тік арасындағы бұрыш; α_i - жамбас пен тік арасындағы бұрыштар; β_i – жіліншік пен тік арасындағы бұрыштар;u_i , k_i – ішкі күш ретінде қаралатын басқару сәттері; R_1, R_2 – сыртқы күштер, оларға қоса тіркелген аяқтың ұштары.

Бұл модель қатты инерциялық элементтерді қамтиды: корпус және екі бірдей аяғы. Әрбір аяқты қозғалудың екі дәрежесі бар.Олар: жамбас пен сирақ.



2.1 - сурет-Екі жақты экзоскелеттің моделі мен схемасы

Келесі белгілерді енгіземіз:

-m_k, m_a, m_b – корпус, жамбас, балтыр массасы;l_k, l_a, l_b – корпус ұзындығы, жамбас, балтыр;

-r_k, r_a, r_b – жамбас-сан буынынан, тізе буынынан корпус массасының ортасына,

-Сан массасының ортасына, жіліншік массасының ортасына дейінгі қашықтық;

- J_k, J_a, J_b – жамбас, балтыр корпусының Инерция сәті;

- g – ауырлық күшін жеделдету;

- OXYZ-қозғалмайтын тікбұрышты координаттар жүйесі болсын.

Экзоскелет OX осінің бойымен OXY жазықтығында қозғалады деп болжаймыз. Қарастырылып отырған экзоскелеттің бес еркіндік дәрежесі бар. Жалпыланған координаттар векторын таңдаймы $q = [\psi, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2]$ – тік буындарды құрайтын бұрыштар

2.1.2 Қозғалысты модельдеу және динамиканы зерттеу әдістері. Көп дәрежелі экзоскелет

Антропоморфты адымдайтын роботтардың динамикасы туралы еңбектерде жиі маңызды жорамалдар қабылданады.

А. М. Формальскийдің жұмысында бес-семистепенді антропоморфты механизмдердің жүруін басқару проблемасы импульстік әсерлерді қолдану және корпустың симметриялы қозғалысы мен баллистикалық қозғалыстары кезінде (яғни инерция бойынша қозғалыс) жылжу процесін модельдеу жолымен зерттеледі және қозғалыстың линеаризацияланған теңдеулері үшін импульсті басқару міндеті шешіледі. В. В. Белецкийдің еңбектерінде [5, 6] буындардың берілген функцияларымен динамикалық сипаттамаларын зерттеп,пікір

қалдырған. В. Е. Бербюктің еңбектерінде жалпыланған координаталардың берілген функциялары бойынша бес орынды адымдаушы роботтың жайлы және жайлы емес жүруі қарастырылады. Аяқ-қол қозғалысы белгілі бір сипаты уақыт бойынша өзгертілмейді деген болжаммен роботтың корпусын тұрақтандыру міндеті шешілді.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i}\right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \ \ (\mathrm{i} = 1, \ldots, \mathrm{n}), \tag{2.1}$$

Бұл теңдеулер (2.1):q – вектор обобщенных координат, Q – жалпыланған консервативті емес күш векторы, $L = T - P$ – Лагранж функциясы, T – кинетикалық энергия, P – әлеуетті энергия жүйесі. Қаралатын жүйе үшін $n = 5$.

Т жүйесінің кинетикалық энергиясын табу үшін, әрбір буындағы кинетикалық энергияны жеке табамыз. Осылайша, жалпыланған координаттарда ол формулада (2.2):

$$T = \sum_{i=1}^{5} T_i \tag{2.2}$$

1-ші буын үшін кинетикалық энергия мына формула бойынша есептеледі:

$$T_i = \frac{m_i v_{ci}^2}{2} + \frac{J_i \dot{q}_i^2}{2} \tag{2.3}$$

Орталық жылдамдығы салмағы:

$$v_{ci}^2 = v_{xci}^2 + v_{yci}^2 \tag{2.4}$$

Жүйенің әлеуетті энергиясын (2.5), (2.6)

$$P = \sum_{i=1}^{5} P_i = \sum_{i=1}^{5} m_i g y_{ci} \tag{2.5}$$

$$P = g\left[My + m_k r_k \cos\Psi - \sum_{j=1}^{2}\left(m_a r_a \cos\alpha_j + m_b r_b \cos\beta_j\right)\right], \tag{2.6}$$

мұндағы: x, y – аяқты ілу нүктесінің Декартты координаттары және формулаларда көрсетілген (2.7) және (2.8), ал M – барлық бесвалық механизмнің массасы және (2.9)):

$$x = x_{A1} - l_a sin\alpha_1 - l_b sin\beta_1 = x_{A2} - l_a sin\alpha_2 - l_b sin\beta_2 \qquad (2.7)$$

$$y = y_{A1} + l_a cos\alpha_1 + l_b cos\beta_1 = y_{A2} + l_a cos\alpha_2 + l_b cos\beta_2 \qquad (2.8)$$

$$M = m_k + 2m_a + 2m_b \qquad (2.9)$$

Жалпыланған күштер Q_i қарапайым жұмыстан табамыз δW жүйеге қоса берілген барлық:

$$\begin{aligned} Q_\Psi &= -k_1 - k_2 \\ Q_{\alpha j} &= -u_j + k_j - l_a(R_{jx}\cos\alpha_j + R_{jy}\sin\alpha_j) \\ Q_{\beta j} &= u_j + l_b\left(R_{jx}\cos\beta_j + R_{jy}\sin\beta_j\right); \text{j =1,2.} \end{aligned} \qquad (2.10)$$

Екінші ретті Лагранж дифференциалдық теңдеулер жүйесі (2.11)):

$$\begin{aligned} Q_\Psi &= J_r\ddot{\Psi} - gK_r sin\Psi - K_r(\ddot{x}cos\Psi + \ddot{y}sin\Psi) \\ Q_{\alpha j} &= J_a\ddot{\alpha}_j + K_a\left(\ddot{x}cos\alpha_j + \ddot{y}sin\alpha_j\right) + gK_a sin\alpha_j + I_{ab}[\ddot{\beta}_j\cos\left(\alpha_j - \beta_j\right) - \\ &\quad \beta_j^2\sin(\alpha_j - \beta_j)] \qquad (2.11) \\ Q_{\beta j} &= J_b\ddot{\beta}_j + K_b(\ddot{x}cos\beta_j + \ddot{y}sin\beta_j) + gK_b sin\beta_j + I_{ab}[\ddot{\alpha}_j\cos\left(\alpha_j - \beta_j\right) - \\ &\quad \dot{\alpha}_j^2\sin(\alpha_j - \beta_j)] \end{aligned}$$

Механизм массасының орталығының координаттары [4]:

$$Mx_c = Mx - m_k r_k \sin\Psi + \sum_{j=1}^{2}(m_a r_a \sin\alpha_j + m_b r_b \sin\beta_j) \qquad (2.12)$$

$$My_c = My + m_k r_k \cos\Psi - \sum_{j=1}^{2}(m_a r_a \cos\alpha_j + m_b r_b \cos\beta_j) \qquad (2.13)$$

Механизм массасының орталығының қозғалыс теңдеуін осылай жазуға болады:

$$M\ddot{x}_c = R_{1x} + R_{2x} \tag{2.14}$$

$$M\ddot{y}_c = R_{1y} + R_{2y} - Mg \tag{2.15}$$

Роботтың буындарындағы басқару моменттерінің теңдеулері формулаға сәйкес есептеледі (2.16):

$$\begin{gathered} k_j = F_{1j} + u_i - l_a(R_{jx}cos\alpha_j + R_{jy}sin\alpha_j); \\ u_j = F_{2j} - l_b(R_{jx}cos\beta_j + R_{jy}sin\beta_j); \\ F_{1j} = (J_a + l_a^2 m_b)\dot{\alpha}_j + K_a\left(\ddot{x}cos\alpha_j + \ddot{y}sin\alpha_j\right) + gK_a sin\alpha_j + I_{ab}[\ddot{\beta}_j \cos\left(\alpha_j - \beta_j\right) + \\ \dot{\beta}_j^2 \sin(\alpha_j - \beta_j)\,] \\ F_{2j} = J_b\ddot{\beta}_j + K_b\left(\ddot{x}\cos\beta_j + \ddot{y}sin\beta_j\right) + gK_b sin\beta_j + I_{ab}[\ddot{\alpha}_j \cos\left(\alpha_j - \beta_j\right) + \\ \dot{\alpha}_j^2 \sin(\alpha_j - \beta_j)\,]. \end{gathered} \tag{2.16}$$

Адам жүргенде екі тіректі қозғалыс фазасы (Қос тіректің фазасы) және бір тіректі қозғалыс фазасы (тасымалдау фазасы) ажыратылады. Екі аяқты қозғалыс кезінде екі аяқты да бетінде, бір аяқты да-тек бір аяқты бетінде-тірек тасымалдау процесі болады. Жүру кезінде бұл екі фаза кезектеседі. Бір жақты фазада жүру, мысалы, егер бірінші аяғы (j = 1) тірек аяғы, содан кейін $R_{2x} = R_{2y} = 0$ және Біз роботтың буындарында басқарушы сәттерді есептей аламыз.

Алайда, екі сатылы фазада осы сәттерді анықтау бір мәнді емес. Сегіз белгісіз анықтау үшін R_{jx}, R_{jy}, k_j, u_j *(j= 1,2)* біз тек бес теңдеуді ғана орнатамыз. Белгісіз адамдардың бір бөлігін (жартылай кері әдіс) анықтау қажет, мысалы, екі тіректің бірінің күш реакциясын келесідей көрсетуге болады:

$$R_{2x} = a_1 + a_2 t + a_3^2 t^2 \tag{2.17}$$

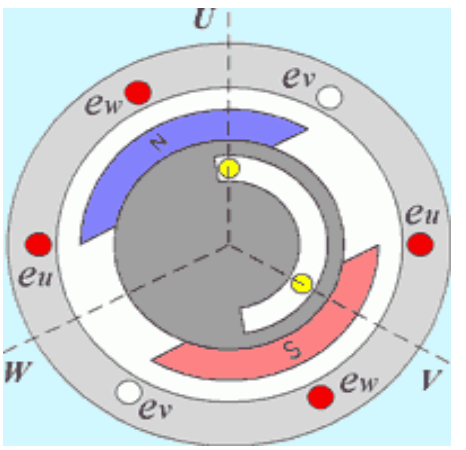
$$R_{2y} = b_1 + b_2 t + b_3^2 t^2, \tag{2.18}$$

мұндағы: a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, b_3 - уақыт параметрлерінен және екі табанды фазаның соңында механизмнің қалаулы күйлерінен анықталған коэффициенттер.

2.1 Экзоскелет электржетегінің математикалық моделі

Электржетектер тұрақты магнитті контактісіз қозғалтқыштарда салынған. Мұндай қозғалтқыштардың ерекшелігі айналу жылдамдығына қатысты өте жоғары күш моментін қамтамасыз ету мүмкіндігі болып табылады.Бұл жүйенің құрылымынан редукторды алып тастауға мүмкіндік береді. Зиянсыз жетектің экзоскелеттерде қолдануда даусыз артықшылықтары бар.

Тұрақты магнитті электр қозғалтқышының конструкциясы 2.2 суретте көрсетілген:



2.2 сурет - Тұрақты магниттердегі тұрақты токтың қозғалтқышы

Вентильді электрқозғалтқышы - бұл өздігінен синхрондаумен жиіліктік реттеу қағидатына негізделген қозғалтқыш.Оның мәні ротордың жағдайына байланысты статордың магнит өрісінің векторын басқарудан тұрады. Вентильді қозғалтқыштар (ағылшын тілді BLDC немесе PMSM) тұрақты токтың релелік емес қозғалтқыштары деп аталады, себебі мұндай қозғалтқыштың контроллері әдетте тұрақты кернеуден қоректенеді.

Бұл қозғалтқыш түрі тұрақты ток электр қозғалтқыштарының қасиеттерін жақсарту мақсатында жасалған.

Тұрақты токтың ерекше қозғалтқыштары: тұрақты токтың (БДПТ немесе BLDC) вольтсыз үшфазалы қозғалтқыштарын қолдануға себепші болды. Олар айнымалы токтың синхронды қозғалтқыштарына ұқсайды: магнитті ротор үш фазалы орамалы шихталған статорға айналады. Бірақ айналымдар статордағы жүктеме мен кернеуден функциялар болып табылады. Бұл функция статор орамдарын ауыстырып қосу арқылы жүзеге асырылады

Ротор координатасынан. БДПТ ротордағы жеке датчиктермен және жеке датчиктерсіз орындалады. Жеке датчиктер ретінде Холлдың датчиктері қолданылады. Егер бөлек датчиктерсіз орындау болса, онда бекіткіш элемент ретінде статор орамалары шығады. Магнит айналғанда, ротор ЭҚК статор орамдарына бағыттайды, нәтижесінде ток пайда болады. Бір орамды өшіргенде өлшенеді және онда орнатылған сигнал өңделеді. Бұл алгоритм сигналдарды өңдеу процессорын талап етеді. Вентильді қозғалтқышта индуктор роторда

(тұрақты магниттер түрінде) болса, зәкірлік орам статорда (синхронды қозғалтқыш) болады. Қозғалтқыш орамдарының қоректену кернеуі ротордың жағдайына байланысты қалыптасады. Егер тұрақты ток қозғалтқыштарында осы мақсат үшін коллектор пайдаланылса, онда вентильді қозғалтқышта оның функциясын жартылай өткізгіш коммутатор (инвертор бар ДПР) орындайды.

Коммутация ротордың қозу ағыны-Ф0 якорь ағысына қатысты тұрақты түрде қолдау көрсететіндей жүргізіледі. Зәкір мен қозу ағынының өзара әрекеттесуі нәтижесінде роторды сәйкес келетіндей етіп өрістетуге ұмтылатын айналмалы m сәті құрылады, бірақ роторды ДПР әсерінен бұрған кезде орамаларды ауыстырып қосылады да зәкір ағыны келесі қадамға бұрылады.Бұл жағдайда токтың нәтижелік векторы ротор ағысына қатысты жылжиды және қозғалмайды, бұл қозғалтқыш білігінде момент жасайды.

МДС статор жұмысының қозғалтқыш режимінде ротордың МДС-дан 90° бұрышқа озады, ол ДПР көмегімен қолдау көрсетеді. Тұрақты магнитті толқынсыз қозғалтқыштың математикалық моделін қарастырайық. Тұрақты магнитті қозғалтқыш роторының әдетте екі-он алты жұп полюстерін құрайды. Төрт жұп полюстері бар үшфазалы бесполлекторлы қозғалтқышты зерттейміз. Қозғалтқыштың математикалық моделі келесі шарттарға сүйене отырып құрылады.

Зәкір орамындағы кернеу:

$$i_a + i_b + i_c = 0 \tag{2.19}$$

$$\begin{bmatrix} v_a \\ v_b \\ v_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & 0 & 0 \\ 0 & R & 0 \\ 0 & 0 & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ i_b \\ i_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L-M & 0 & 0 \\ 0 & L-M & 0 \\ 0 & 0 & L-M \end{bmatrix} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} i_a \\ i_b \\ i_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_a \\ e_b \\ e_c \end{bmatrix} \tag{2.20}$$

ЭДС ротордың орналасу функциясы түрінде алынады және мінсіз трапецеидальды нысанда болады.

$$\begin{bmatrix} e_a \\ e_b \\ e_c \end{bmatrix} = K_e \omega_r \begin{bmatrix} f_a(\theta) \\ f_b(\theta) \\ f_c(\theta) \end{bmatrix}, \tag{2.21}$$

Мұндағы $f_a(\theta)$, $f_b(\theta)$, $f\theta)$ және келесі тәуелділіктермен анықталған (2.22), (2.23) және (2.24).

$$f_a(\theta) = \begin{cases} \frac{6}{\pi}\theta, \ 0 \le \theta \le \frac{\pi}{6} \\ 1 \ , \ \frac{\pi}{6} < \theta \le 5\frac{\pi}{6} \\ -\frac{6}{\pi}\theta + 6, \ 5\frac{\pi}{6} < \theta \le 7\frac{\pi}{6} \\ -1, \ 7\frac{\pi}{6} < \theta \le 11\frac{\pi}{6} \\ \frac{6}{\pi}\theta - 12, \ 11\frac{\pi}{6} < \theta < 2\pi \end{cases} \tag{2.22}$$

$$f_b(\theta) = \begin{cases} -1, \ \ 0 \le \theta \le \frac{\pi}{2} \\ \frac{6}{\pi}\theta - 4 \ , \ \frac{\pi}{2} < \theta \le 5\frac{\pi}{6} \\ 1, \ 5\frac{\pi}{6} < \theta \le 9\frac{\pi}{6} \\ -\frac{6}{\pi}\theta + 10, \ 9\frac{\pi}{6} < \theta \le 11\frac{\pi}{6} \\ -1, \ 11\frac{\pi}{6} < \theta < 2\pi \end{cases} \tag{2.23}$$

$$f_c(\theta) = \begin{cases} 1, \ \ 0 \le \theta \le \frac{\pi}{6} \\ -\frac{6}{\pi}\theta + 2 \ , \ \frac{\pi}{6} < \theta \le \frac{\pi}{2} \\ -1, \ \frac{\pi}{2} < \theta \le 7\frac{\pi}{6} \\ \frac{6}{\pi}\theta - 8, \ 7\frac{\pi}{6} < \theta \le 9\frac{\pi}{6} \\ 1, \ 9\frac{\pi}{6} < \theta < 2\pi \end{cases} \tag{2.24}$$

Электромагниттік момент теңдеулері (2.25):

$$T_e = \frac{1}{\omega_r}(e_a i_a + e_b i_b + \ e_c i_c) \ \ (N.m) \tag{2.25}$$

Қозғалтқыш моменттерінің теңдеулері (2.26), мұнда ω_r – ротордың бұрыштық айналу жылдамдығы:

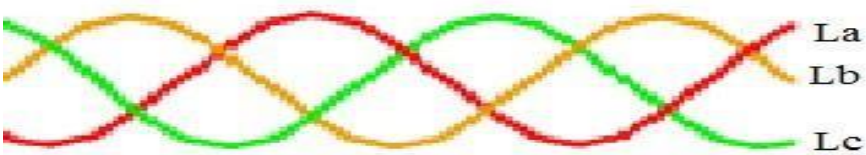
$$J\frac{d\omega_r}{dt} + B\omega_r = (T_e - \ T_L) \tag{2.26}$$

Ротордың бұрылуының механикалық және электр бұрыштары арасындағы арақатынас 2.26, мұнда р-полюстер жұптарының саны:

$$J\frac{d\omega_r}{dt} + B\omega_r = (T_e - T_L) \qquad (2.26)$$

Индуктивтіліктің ротордың бұрылу бұрышына тәуелділігі.

2.3 суретте ротордың бұрылу бұрышына индуктивтіліктің тәуелділігін қарастырайық:



Сурет 2.3 - Фазалық индуктивтіліктің Өзгеру заңдары

Ротор бұрылғанда оның айқын полюстігіне байланысты ротор мен статор арасындағы магниттік кедергі өзгереді де модельде статор орамаларының индуктивтілігінің баламалы өзгеруімен есептеледі, яғни модельдегі индуктивтілік бұрылу бұрышына байланысты.

$$L_a(\theta_э) = L_0 + K_L L_0 \cos(\theta_э) \qquad (2.28)$$

$$L_b(\theta_э) = L_0 + K_L L_0 \cos(\theta_э - 2\frac{\pi}{3}) \qquad (2.29)$$

$$L_a(\theta_э) = L_0 + K_L L_0 \cos(\theta_э + 2\frac{\pi}{3}) \qquad (2.30)$$

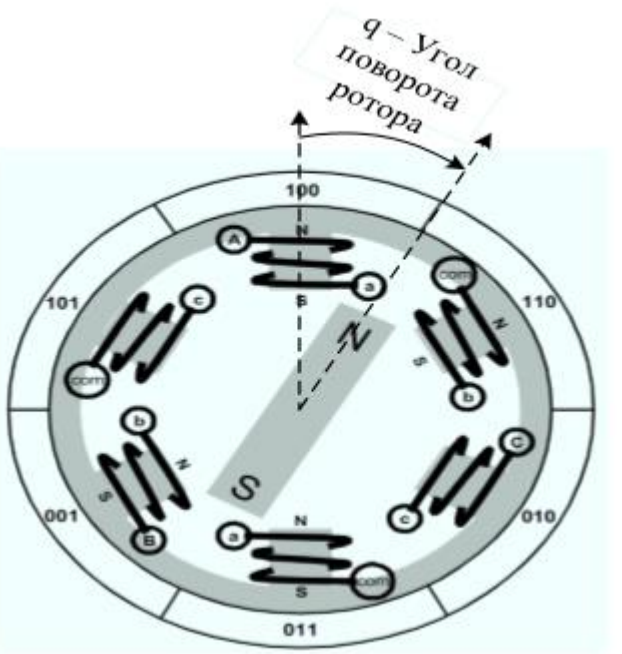
(2.29) және (2.30) өрнектердің көмегімен анықталады, мұнда K_L– тәуелділік коэффициенті.

2.3 Экзоскелеттің жалпы моделін қалыптастыру

2.3.1 Робот-экзоскелеттің механикасы мен электр жетектерінің ерекшеліктері

Зиянсыз жетектің экзоскелеттерде қолдану үшін артықшылықтары болуына қарамастан, қозғалтқыштың бейхабарлығы экзоскелет буындарының қозғалысына әсер ете бастауына алып келеді.

Ең алдымен, айқын полюсті қозғалтқыштардағы құбылыстарға өзара индуктивтілік параметрлерінің өзгеруі жатады L ротор мен статордың өзара бұрыштық жағдайына байланысты q, суретте бейнеленген 2.4).



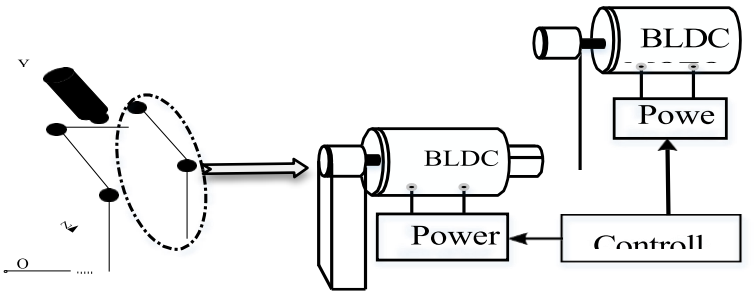
2.4 сурет - Тұрақты магнитті электр қозғалтқышының статоры мен роторының сұлбасы

Осылайша, объектідегі электромагниттік процестердің параметрлері механикалық конструкцияның конфигурациясына байланысты. Біздің жағдайда бұл тәуелділік формулада (2.31):

$$L(q_i) = L_0 + K_L L_0 \cos(q_i^э), \qquad (2.31)$$

мұндағы $q_i^э$ – қозғалтқышты бұрудың электр бұрышы (полюстер жұптарының санын ескере отырып).

Редуктор болмаған жағдайда бұл тәуелділік роботтың қозғалысы кезінде жетек сәтінің үлкен ауытқуына әкеп соқтыруы мүмкін. Жалпы жағдайда жоғары дәлдік моделін құру үшін модельдің қалыптасуының басынан бастап механикалық және электромагниттік процестерді бірлесіп қарау талап етіледі.



Сурет 2.5 - Роботтың және оның қозғалу дәрежесіндегі электр жетектерінің механикалық конструкциясының өзара байланысы

2.3.1 Жалпы модельді құру

Мехатрон жүйесінің жалпыланған координаталарының векторын енгіземіз: q^T $[q_м^T;\ q_Э^T\ ]^T \in R^{2n\times 1}$ механикалық q^T және электр Лагранж–Максвелл теңдеулері формулада көрсетілген көрінеді (2.32) [7, 9]:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i}\right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} = Q_i;\ i = \overline{1,2n}, \qquad (2.32)$$

мұндағы $\mathcal{L} = T(q_i, \dot{q}_i) - P(q_i) + W_М(q_i) - W_Э(q_i)$ – Лагранж – Максвелл функциясы;i

Формулада (2.33) I-ші буынның айналмалы сәтінің өрнегі жазылған:

$$\mathcal{M}_{дв} = \frac{1}{2}\frac{d}{dq_i}L(q_i)\mathcal{J}_j = \frac{1}{2}\frac{d}{dq_i}L(q_i)\dot{q}_{n+i}\ , \qquad (2.33)$$

индуктивтілігі қайда L бұл электр бұрышының бұрылысының функциясы қозғалтқыштың роторы.

Лагранж-Максвелл теңдеулері есептеу үшін тікелей пайдаланыла алмайды. Мұндай объектілер үшін есептеу модельдерін алу қиын міндет болып табылады.Өйткені мұны қолмен жасау мүмкін емес, ал модельдерді компьютерлік құрастыру әдістерінің көпшілігі классикалық механика шеңберімен шектеледі. Бұл жұмыста Робот - экзоскелет қозғалысының компьютерлік моделін құру үшін монографияда егжей-тегжейлі сипатталған арнайы технологияны пайдалану ұсынылады [10].

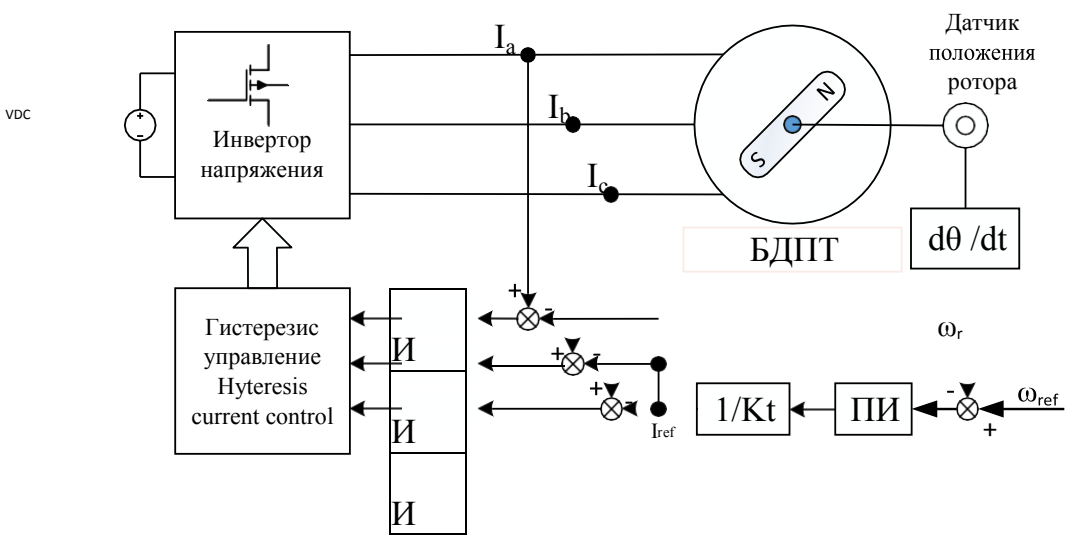
3 ЭКЗОСКЕЛЕТТІҢ ҚОЗҒАЛЫСЫН БЕС ДӘРЕЖЕСІМЕН МОДЕЛЬДЕУ

3.1 Тұрақты магниттері бар жоғары моментті қозғалтқыш негізінде құрылған экзоскелеттің электр жетегін басқару

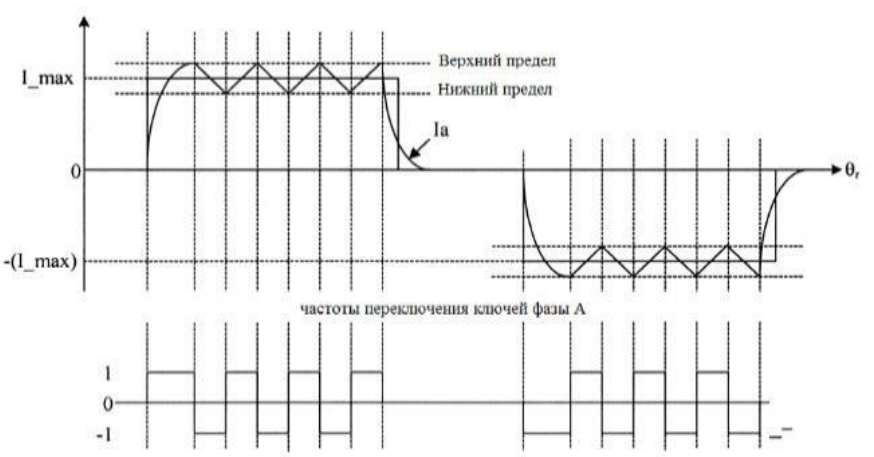
Тұрақты магниттері бар шоғырландырылмаған қозғалтқышты басқару жүйесі Matlab – Simulink ортасында іске асырылды.

Кернеу инверторының жұмысы кернеу полярлығының периодтық өзгеруі мақсатында тұрақты кернеу көзін ауыстырып қосуға негізделген. Басқару сұлбасы (басқару гистерезисі блогы) қалыптасқан басқару сигналдарымен ауыстырылып қосу жиілігі беріледі.

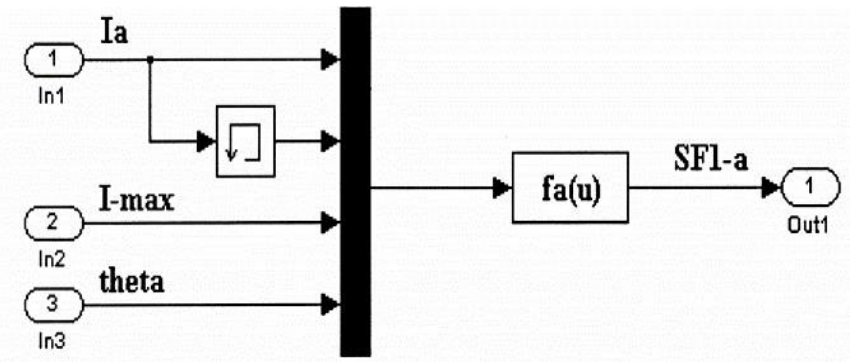
Басқару гистерезисі әдісі шуды басу үшін және қозғалтқыштардың динамикалық сипаттамаларын жақсарту үшін қолданылады. Бір фазалы а тогын басқару гистерезисінің жұмыс принциптері 3.2 және 3.3-суретте көрсетілген:



3.1 Сурет -Басқару жүйесінің сұлбасы



3.2 Сурет - Басқару гистерезисі жұмысының принципі



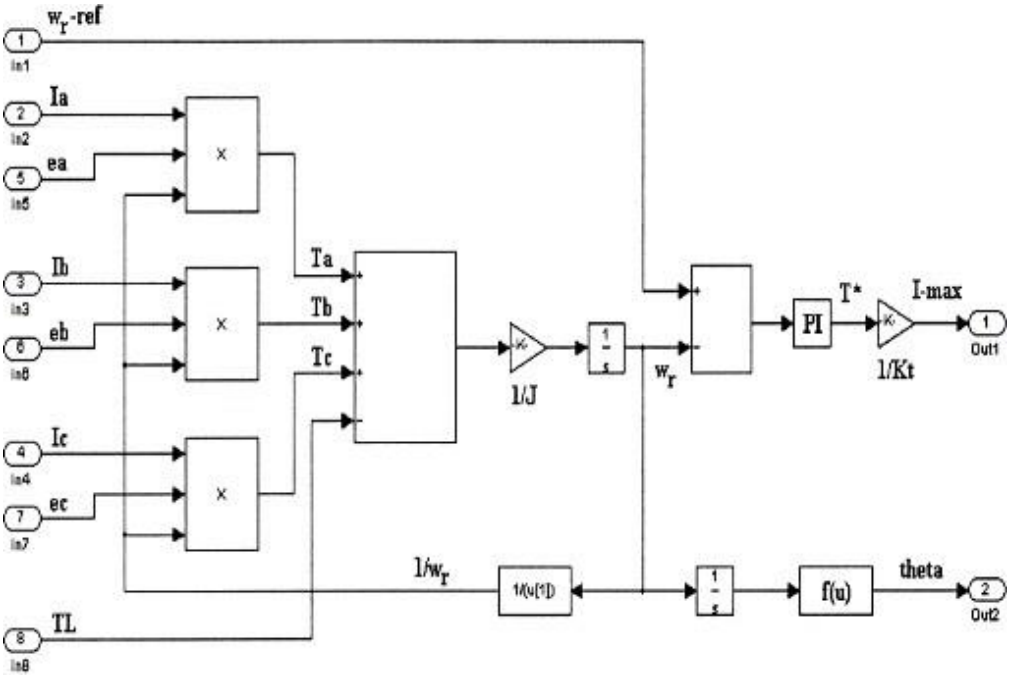
3.3 Сурет - Басқаруды іске асыру схемасы

Гистерезис блогынан басқару импульстері 3.1-кестеде көрсетілген белгілер бойынша тиісті фазалық кілттерді қосу (өшіру) үшін кернеу инверторы блогына беріледі.

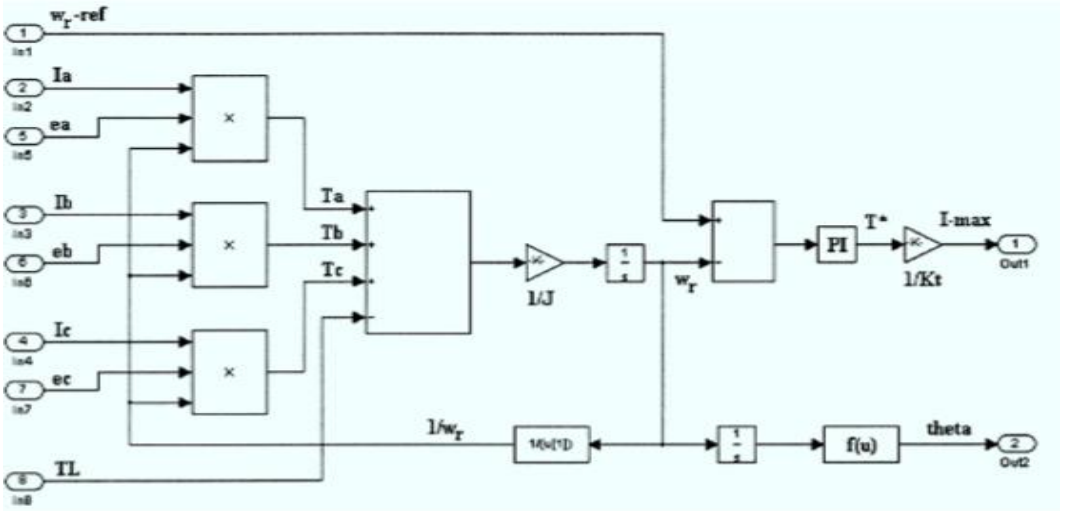
Кесте 3.1 - Кілттерді қосу белгілері

Ротордың бұрылу бұрышы	Холл датчигінің шығуы			Қосу		Фазалық токтар		
	H1	H2	H3			A	B	C
0 – 60	1	0	0	T1	T4	$+i_a$	$-i_a$	Выкл
60 – 120	1	1	0	T1	T6	$+i_a$	выкл	$-i_c$
120 – 180	0	1	0	T3	T6	выкл	$+i_b$	$-i_c$
180 – 240	0	1	1	T3	T2	$-i_a$	$+i_b$	Выкл
240 – 300	0	0	1	T5	T2	$-i_a$	выкл	$+i_c$
300 – 360	1	0	1	T5	T4	выкл	$-i_b$	$+i_c$

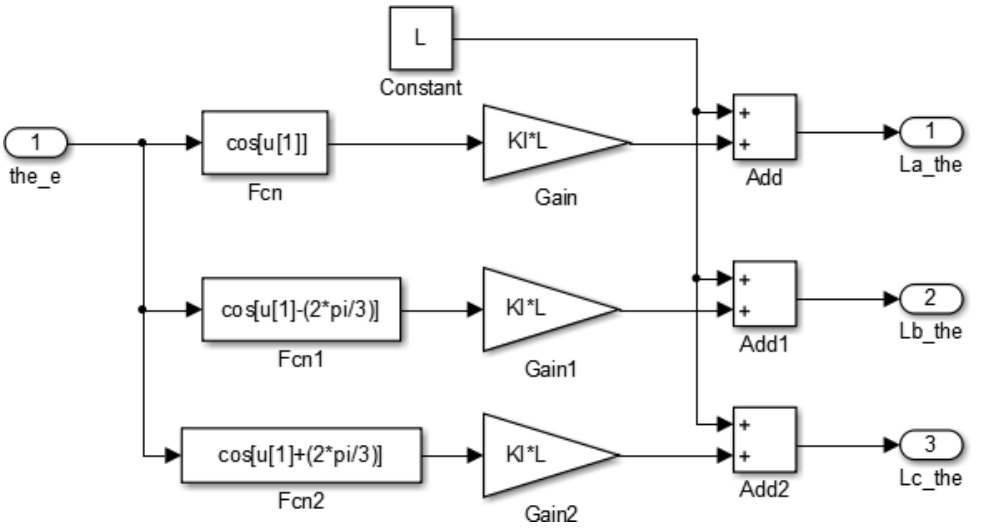
3.6-суретте тұрақты токтың релелік емес қозғалтқышының құрамдастары көрсетілген. Ол келесі блоктарды қамтиды: электр қозғаушы күш блогы, фазалық токтарды есептеу блогы, фазалық индуктивтілік заңдарын құру блогы, жылдамдықты есептеу блогы, электромагниттік моменттің және бұрылу бұрышы.



3.4 Сурет - Жылдамдықты, электромагниттік моментті және бұрылу бұрышын есептеу блогы

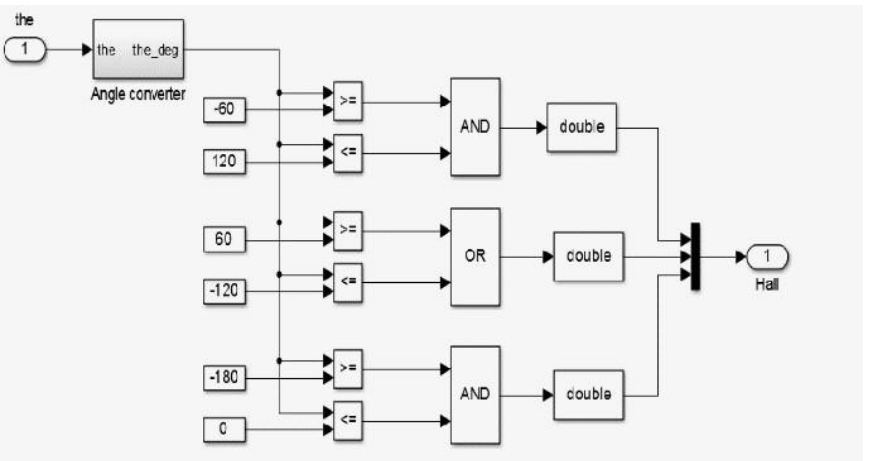


Сурет 3.5-Фазалық токтарды есептеу блогы



3.6 сурет – фазалық индуктивтілік заңдарын құру блогы

3.7 суретте Холлдың датчигінен сигналдарды түрлендіру үшін пайдаланылатын блок бейнеленген:



3.7 Сурет - Холлдың датчигінен сигналдарды түрлендіру блогы.

Модельдеу үшін келесі қозғалтқыш параметрлері таңдалды:

Қуаты 40 Вт, полюстердің бу саны 4, фазалық кедергі 0.7 Ом, фазалық индуктивтілік: 3.1 мГн, өзара индуктивтілік: 1.5 мГн, электр қозғаушы күш коэффициенті 40В/об/мин, Қорек кернеуі Vdc = 120V, өзара коэффициент: 0.1. Ток реттеуіші модуль бойынша оптимумға, ал жылдамдық реттеуіші симметриялы оптимумға тең.

Модельдеу нәтижелері 3.8 суретте көрсетілген:

3.8 Сурет – Модельдеу нәтижелері

Модельдеу нәтижелері ротор мен статордың өзара индуктивтілігіне байланысты қозғалтқыштың моментінің тербелісі жалпы қабылданған басқару тәсілі кезінде ротордың бұрыштық қалпынан 20% - ға дейін құрайтынын көрсетті.

Медициналық практикада адамның қозғалыс белсенділігін оңалту үшін пайдаланылатын экзоскелеттер үшін бұл жол берілмейді. Бұл факт экзоскелеттердің индукциясыз жетектерінде тұрақты магниттері бар жоғары моментті, төменгі айналымдағы қозғалтқыштарды пайдалануды қиындатады.

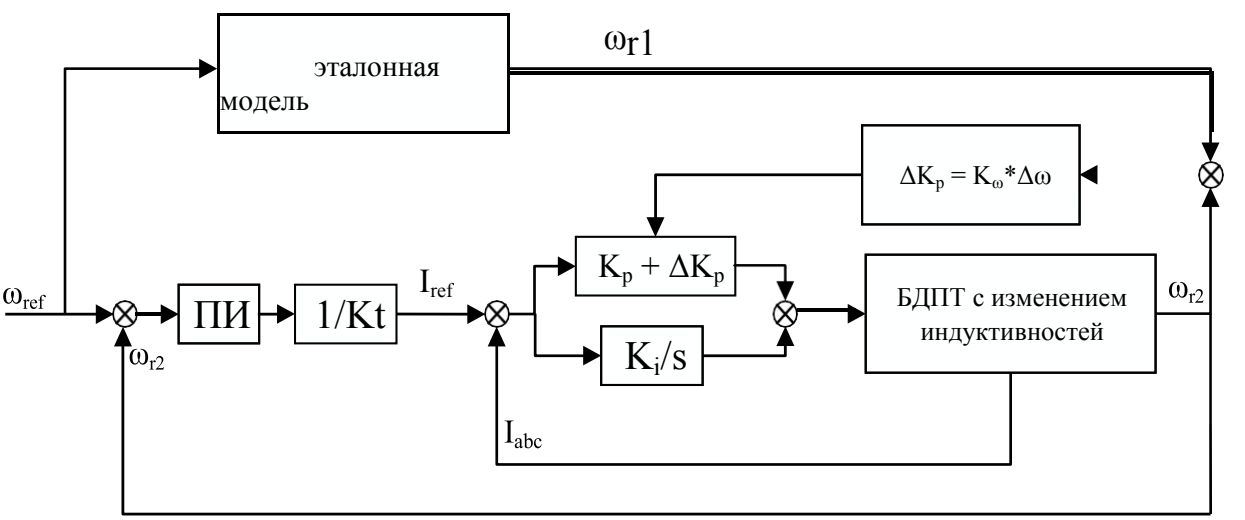
Бұл ретте, ток реттегіштерін модуль бойынша оптимумға синтездеу кезінде ПИ-реттегіштің беріліс функциясын мынадай түрде ұсынуға болады:

$$R_i = \frac{1+T_д s}{\frac{K_{тп}K_i}{R_д} a T_{i,тп} s} = \frac{R_д}{a K_{тп} K_i T_{i,тп} s} + \frac{L_д}{a K_{тп} K_i T_{i,тп}}, \quad (3.1)$$

Мұндағы $a = 2$, $R_д$ – қозғалтқыш орамасының кедергісі,$L_д$ – қозғалтқыш орамасының индуктивтілігі, K_i – ток реттеу контурын күшейту коэффициенті, K_{mn} – жиілік түрлендіргішін күшейту коэффициенті, $T_{i,mn}$ - ток өлшеуіштері мен жиілік түрлендіргіштерінің уақыт коэффициенттерінің сомасы.

Сондықтан ,қозғалтқыштардың сипаттамаларын жақсарту тәсілінің мәні қозғалтқыштар жылдамдығының қателігі бойынша пропорционалды коэффициенттерді түзетуді жүргіземіз. 3.9 суретте индуктивтіліктің өзгеруін компенсациялау сұлбасы көрсетілген. Бұл жағдайда ПИД - реттегіштің пропорционалды коэффициентін таңдауға болады (3.2):

$$K_{рн} = \frac{L}{a K_{тп} K_i T_{i,тп}} + K_\omega \Delta\omega \quad (3.2)$$



3.9 сурет – Индуктивтілікті өтеу схема

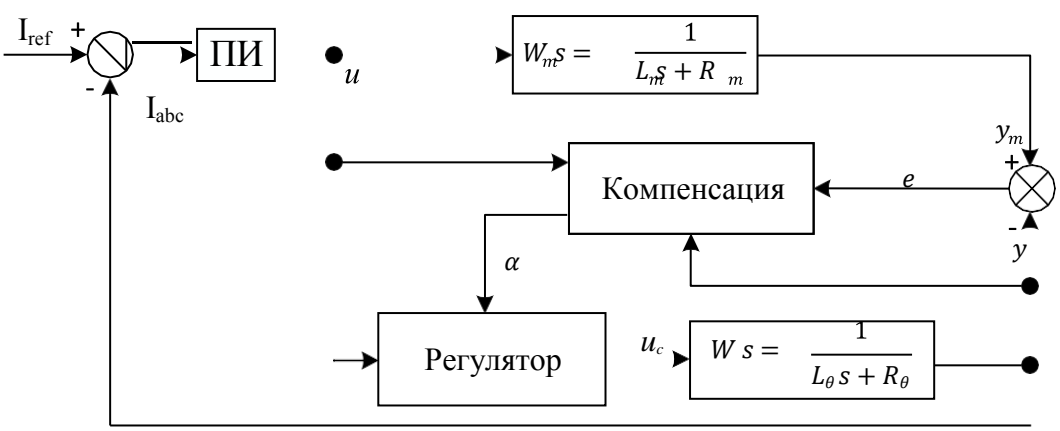
K_ω (3.2) формуладан келесі түрде анықталады:

$$K_\omega = \frac{L_{\max} - L}{aK_{\text{тп}}K_i T_{i,\text{тп}}} \tag{3.3}$$

Бірақ,мұндай ПИД-реттеуіштің пропорционал коэффициентін таңдау индуктивтіліктің өзгеру заңын нақты білуге есептелген. Іс жүзінде бұл мүмкін емес. Сондықтан эталондық модельмен (MRAC) адаптивті басқару класында басқару заңын құратын боламыз. Ұсынылатын тәсілдің мәні-жылдам электр қозғалатын күш туралы ақпарат бойынша индуктивтіліктің өзгеруін өтеу үшін ток реттегішін құру болып табылады.Бұл ретте қозғалтқыштардың моделі бірінші ретті апериодикалық буынның түрі болады. Алгоритмді жүзеге асыру сұлбасы 3.10 суретте көрсетілген. W(s) – басқару объектісінің беріліс функциясы және формулаға сәйкес анықталады (3.4); $W_m(s)$ – басқару объектісінің эталондық беріліс функциясы және (3.5) формулаға сәйкес анықталады):

$$W(s) = \frac{1}{L_\theta s + R_\theta} \tag{3.4}$$

$$W_m(s) = \frac{1}{L_m s + R_m} \tag{3.5}$$



3.10 Сурет - MRAC алгоритмін іске асыру сұлбасы

Адаптивті алгоритм 3.6 формуласында ұсынылған түрге ие:

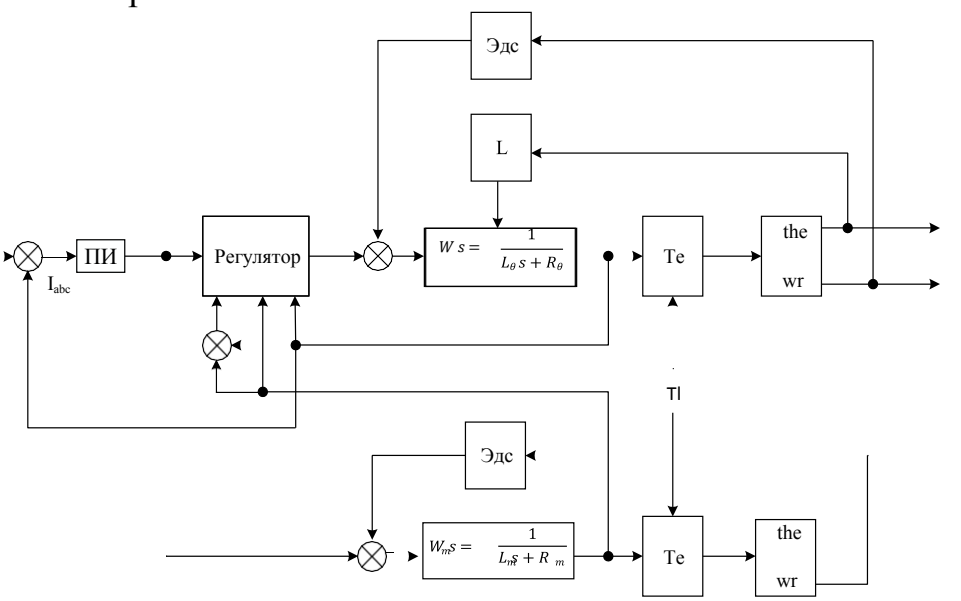
$$\frac{d\alpha}{dt} = -\gamma \frac{dJ}{d\alpha} = -\gamma e \frac{\partial e}{\partial \alpha} \tag{3.6}$$

Реттеуіштен шығу сигналы 3.7 формуласы түрінде берілген, мұнда $\theta_1 =$

$$\theta_1^0 = {}^{L_\theta}/_{L_m} \text{ и } \theta_2 = \theta_2^0 = L_\theta R_m - R_\theta:$$

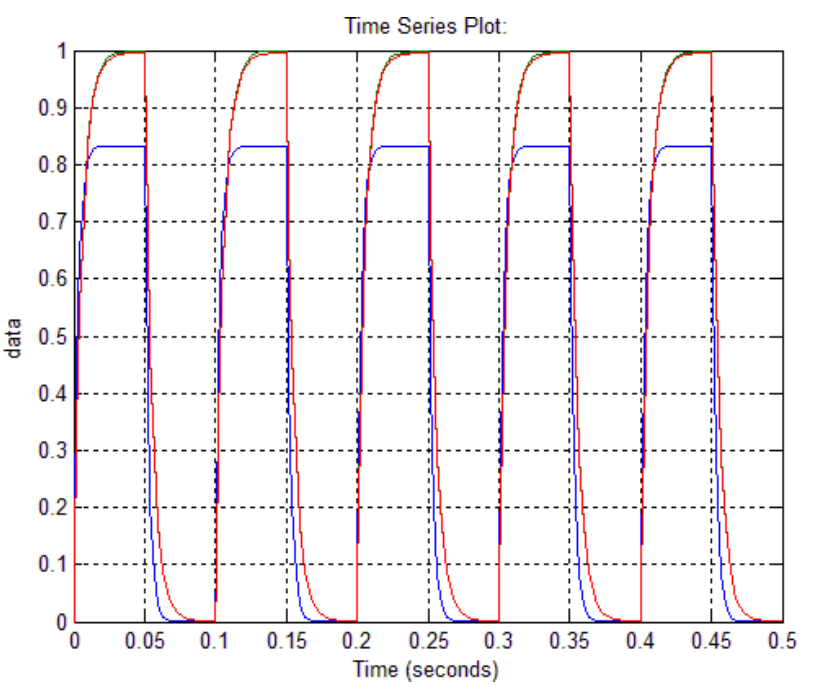
$$u_c = \theta_1 . u + \theta_2 . y_m \qquad (3.7)$$

3.11- суретте тұрақты токтың релелік емес қозғалтқышын басқарудың жалпы сұлбасы көрсетілген:



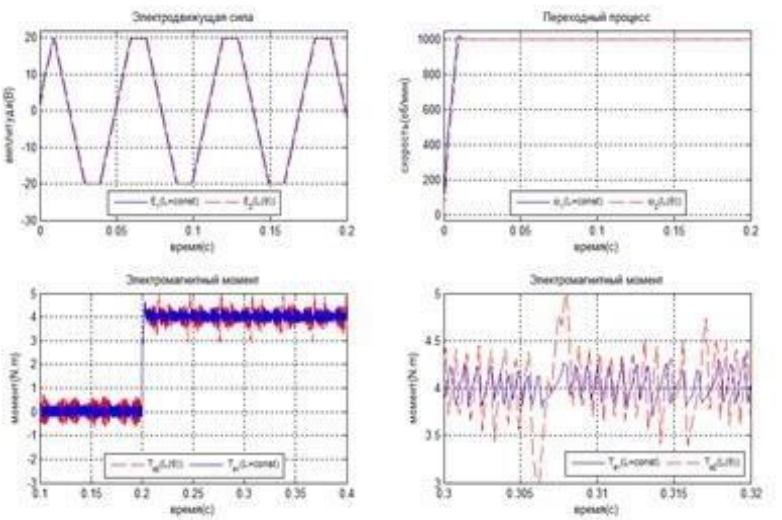
3.11 Сурет – БДПТ басқарудың жалпы сұлбасы

3.12 суретте БДПТ-да электр жетегін модельдеу нәтижелері және адаптивті реттеуіштер көрсетілген:



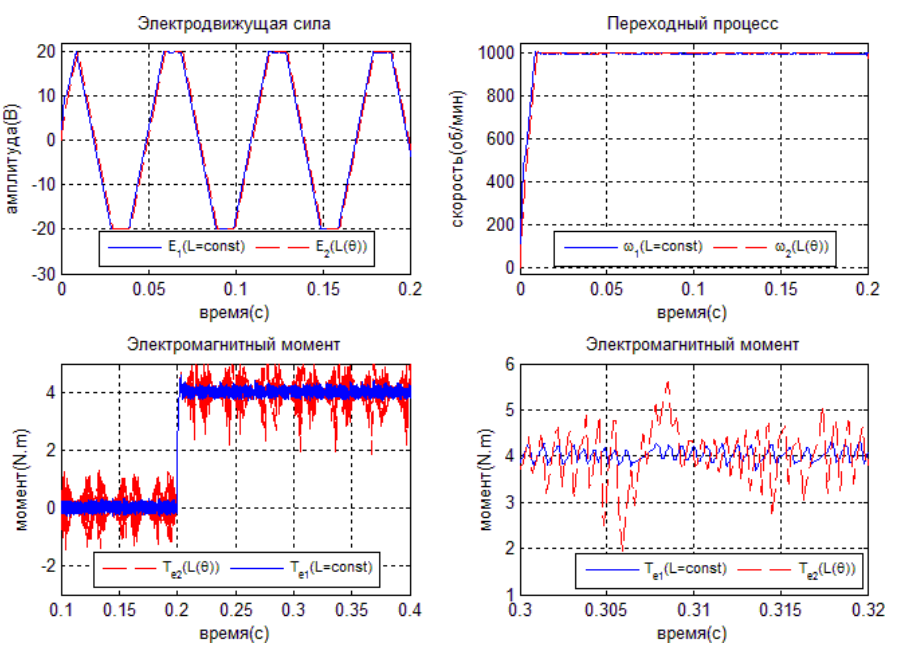
3.12 Сурет – Бейімделу процесін модельдеу нәтижелері

3.13 суретте ротордың бұрылу бұрышына байланысты өзара индуктивтіліктің 20% - ға дейін өзгеруі кезіндегі модельдеу нәтижелері көрсетілген (K1=0.2):



3.13 Сурет - Модельдеудің нәтижелері $K_1 = 0.2$

3.14 суретте ротордың бұрылу бұрышына байланысты 50% - ға дейін өзара индуктивтіліктің өзгеруі кезіндегі модельдеу нәтижелері көрсетілген. (K1=0.5).



3.14 Сурет – Модельдеудің нәтижелері. $K_1 = 0.5$

Екі жағдайда да көк қисықтар ротордың бұрылу бұрышынан өзара индуктивтіліктің тәуелділігі болмаған кезде ауыспалы жетекке жауап береді.

Экзоскелет буындары жетектерінің моменттерінің уақыттан тәуелділігі анықтаушы болып табылады (оң жақ төменгі графиктер). Көрсетілгендей, ұсынылған осциллограммаларды қатар, пульсацией, порождаемой дискретностью басқарушы контроллер (көк қисық) жеткілікті елеулі үлес қосып, бұрмалау басқару процесін енгізеді фактор байланысты взаимоиндуктивности бұрышына бұрылу ротор –қызыл қисықтар көрсетеді пульстің сәттен порождаемые екеуімен де көрсетілген прчинами. Жоғарыда көрсетілгендей, бұл адамның қозғалыс белсенділігін оңалту үшін медициналық тәжірибеде пайдаланылатын экзоскелеттер үшін сәттің пульсациясының жоғары деңгейіне жол берілмейді.

3.2 Бес деңгейлі экзоскелеттің қозғалысын компьютерлік модельдеу

Берілген шарттармен экзоскелет буындарының қозғалысын модельдеу үшін қолданылады. Ең кіші квадраттар әдісі бойынша интерполяция эксперименталды қисықтарды өңдеу үшін кеңінен қолданылады. Оның мағынасы келесідей эксперименттік кесте болсын:

Кесте 3.2 - эксперименталды деректері бар кесте

x_i	x_0	x_1	$\cdots$	x_n
y_i	y_0	y_1	$\cdots$	y_n

Оған түрдің функциясын (3.8) сәйкестікке жеткіземіз, мұнда $f_j(x)$ – базистік функциялар; a_j - анықтауға жататын коэффициенттер:

$$F(x, a_0, a_1, \dots a_m) = a_0 f_0(x) + a_1 f_1(x) + \cdots + a_m f_m(x) \qquad (3.8)$$

Коэффициенттерін анықтау мақсатында a_j біз бұл функцияны іздейміз

$F(x, a_0, a_1, \dots a_m)$, кестемен берілген мәндерден мәндердің ауытқуы ең аз. Ең кіші квадраттардың нүктелік әдісінде функция құрылады (3.9):

$$S(a_0, a_1, \dots, a_m) = \sum^n \qquad [F(x, a_0, a_1, \dots a_m) - y_i]^2 \qquad (3.9)$$

i=0 Бұл функция геометриялық-аппроксимациялық функцияның мәндерінен уі мәндерінің ауытқу квадраттарының жиынтығы$F(x, a_0, a_1, \dots a_m)$ нүктелерде x_i.

Көптеген айнымалылардың функциясының минимумының қажетті шарты тәуелсіз айнымалы бойынша бірінші ретті жеке туындының нөлге теңдігі болып табылады (3.10)):

$$\begin{cases} \frac{\partial S}{\partial a_0} = 2\sum_{i=0}^{n}[F(x_i, a_0, a_1, \dots a_m) - y_i]f_0(x_i) = 0 \\ \frac{\partial S}{\partial a_1} = 2\sum_{i=0}^{n}[F(x_i, a_0, a_1, \dots a_m) - y_i]f_1(x_i) = 0 \\ \dots \\ \frac{\partial S}{\partial a_m} = 2\sum_{i=0}^{n}[F(x_i, a_0, a_1, \dots a_m) - y_i]f_m(x_i) = 0 \end{cases} \quad (3.10)$$

Бұл жүйе сызықты алгебралық теңдеулер жүйесі болып табылады *m+1* салыстырмалы белгісіз (a_0, ..., a_m). Оның шешімдері ең аз функцияларды жеткізеді $S(a_0, a_1, \dots, a_m)$.

Сандық әдіс пен кинематикалық байланыстарды қарастырайық.

• Бір жақты фаза

Бір қатарлы фазадағы бес қатарлы қадамды адымдайтын роботтың бір қадамының қозғалысын модельдейтін боламыз (т.е.$R_{2x,y} = 0$) берілген қажетті шарттармен интерполяция әдісі бойынша: Т-бір қадам уақыты; *Δx*– қадам ұзындығы;L_0 – жамбас-сан буынынан OX осіне дейінгі қашықтық *t = 0; Δh(t)* – соңғы нүкте биіктігі A_2 функцияға қадамдау бетінің үстінен жылжитын аяғы бір қадам шегінде бастапқы және соңғы күй: $q(T);\ \alpha_1\left(\frac{T}{2}\right), \beta_1\left(\frac{T}{2}\right) \sim 0.$

Қадамның берілген ұзындығы кезінде аяқтардың тігінен ауытқу бұрышы мынадай формула бойынша есептеледі (3.11)):

$$\alpha_0 = \mathrm{arctg}\left(\frac{\Delta x}{2L_0}\right) \quad (3.11)$$

экзоскелеттің қозғалыс жылдамдығы (3.12):

$$V = {}^{\Delta x}/_{T}(\mathrm{m/s}) \quad (3.12)$$

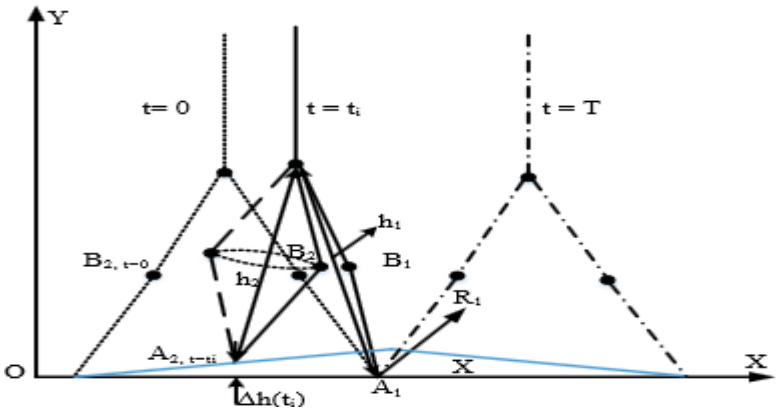
(3.13) интерполяция үшін базистік функцияларды таңдаймыз:

$$F(t, a0, a1) = a1\sin(\omega t) + a2\cos(\omega t), \text{ где: } \omega = {}^{2\pi}/_{T}\ (rad/s) \quad (3.13)$$

Роботтың қозғалысы кезінде алдымен жалпыланған координаттардың интерполяциясын жүргіземіз [α_1 ,β_1] тірек аяғы.

Тасымалданатын аяқтың жалпыланған координаттары механизм геометриясынан тұрады. Сәтте болсын $t = t_i$ тірек аяқтың орналасуы координаталармен анықталған [$\alpha_1(t_i)$,$\beta_1(t_i)$] және ауыспалы аяқтың А2 нүктесінің биіктігі $\Delta h(t_i)$. Тасымалданатын аяқтың қалған координаттары келесідей: орталықтары бар екі шеңбер салынады O_2 , A_2 және радиустармен l_a ,l_b тиісінше.

Бұл шеңбердің қиылысу нүктелері-ауыспалы аяқтың сирағының болуы мүмкін. Келесі белгілерді енгіземіз: h_1,h_2 – жамбас буынынан нүктелерге дейінгі қашықтық *A1*,*A2* 3.15 суретте:



Сурет 3.15- Бір табанды фаза

Қиылысу нүктелерінің болу шарты: $h_2 \leq (l_a + l_b)$.

Теңдік сақталған жағдайда $h_1 = h_2 = (l_a + l_b)$ бір қадам процесінде, біз не $\alpha_1(t) = \alpha_2(t) = \beta_1(t) = \beta_2(t)$, және Біз симметриялық шешімдер аламыз.

Жағдайда $h_2 < (l_a + l_b)$ қозғалыс барысында тамыр жұбы болады. Қозғалыс процесі Декарт координаттарының өзгеру шарттарын сөзсіз қанағаттандырады:$x_{B2}(t_{i-1}) < x_{B2}(t_i)$, сондықтан тек бір тамырды есептейміз. Жағдайда $h_2 > (l_a + l_b)$ тамыр жоқ, және шешім алу үшін біз

A_2 нүктесінің биіктігін өсіру Δh_0, содан кейін тамырдың өмір сүру жағдайын қанағаттандырғанға дейін қиылысу нүктелерін қайта іздеу.

B_2 қиылысу нүктесінің көптеген тамырларынан тізе буынының қозғалысы туралы мәліметтер кестесін аламыз,одан интерполяциямен ең кіші квадраттар әдісі бойынша тізе буынының координаттарын уақыт функциясында аламыз.

• Екі жақты фаза

Екі фазаның ара қатынасы 4: 1; артқы аяғы денені алға итереді, ал алдыңғы аяғы тежеуді жүзеге асырады; артқы аяқтың буындарындағы бұрыштардың өзгеру диапазоны: тізе буынында:$\Delta KC = 12 - 15^0$, тірек нүктесінде: $\Delta OT = 8 - 12^0$; Тірек реакциясының басты векторының ең көп ұзына бойы құрамдас бөлігі жетуі мүмкін *0.25P*.

Артқы аяқтың жалпыланған координаттарын интерполирлеу үшін 3.14 базистік функцияларды алыңыз, қайда $\omega = {}^{2\pi}/_{0.2\mathrm{T}}$ (*rad/s*):

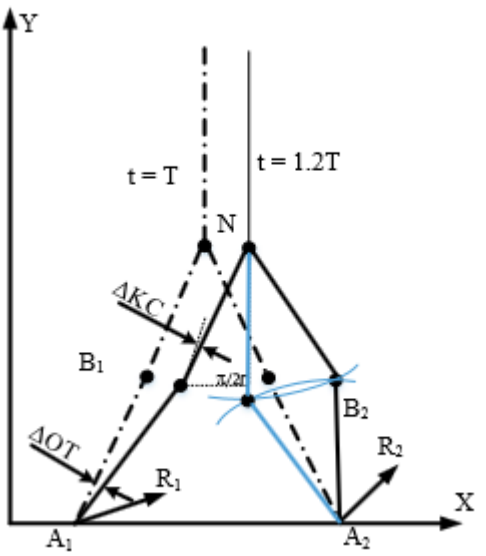
$$F(t, a0, a1) = a1\sin(\omega t) + a2\cos(\omega t) \tag{3.14}$$

Аралықта $\Delta t = 0.2T$ соңғы күйден [$\alpha_1(T)$, $\beta_1(T)$] көрсетілген шарттары бар бір табанды фаза уақыт функциясы ретінде артқы аяқтың координаттары

алынды. Аяқ ілу нүктесінің қозғалысы келесі теңдеулермен сипатталады (3.15, 3.16), мұнда: x_{A1}, x_{A2}–константы, $y_{A1}, y_{A2}=0$:

$$x_N(t) = x_{A1} + l_b \sin\beta_1 + l_a sin\alpha_1 \quad (3.15)$$
$$y_N(t) = y_{A1} + l_b \cos\beta_1 + l_a cos\alpha_1 \quad (3.16)$$

Алдыңғы аяқтың уақыт функциялары [$\alpha_2(t)$, $\beta_2(t)$] 3.16-суретте көрсетілгендей анықталады және көрсетілген:



Сурет 3.16 - Екі табанды фаза

Екі жақты жүру динамикасын модельдеу нәтижелері үшін экзоскелет параметрлерін алып тастаймыз[7]:

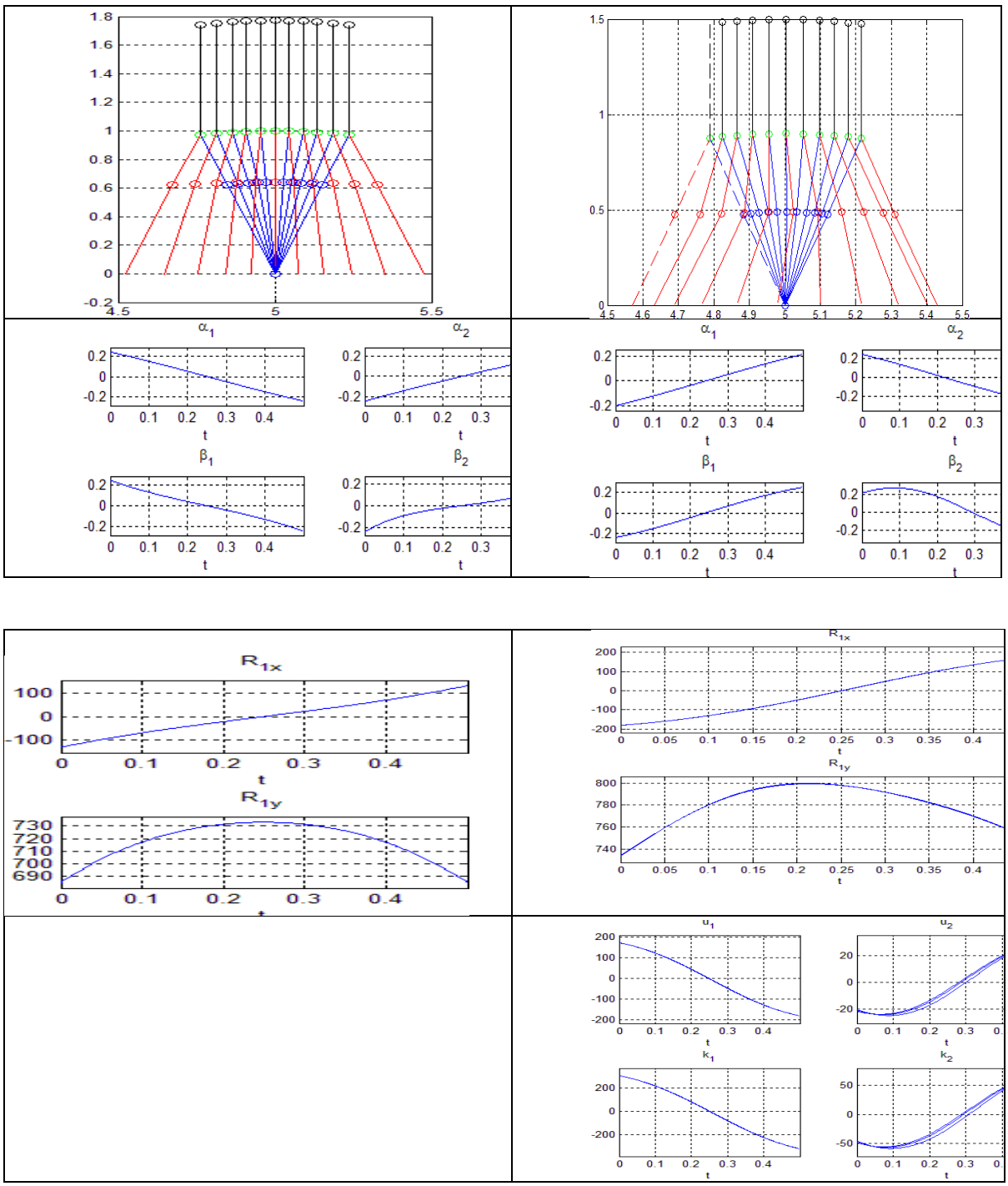
Кесте 3.3-экзоскелет параметрлері

	m(кг)	*r(м)*	*l(м)*	*J (кг.м²)*
Корпус	48.6	0.386	0.6	11.3
Жамбас	8.6	0.18	0.41	1.02
Сирақ	4.6	0.32	0.49	0.53

T = 0.5с; $\Delta x = 0.43$(м).

1. Бір жақты фаза

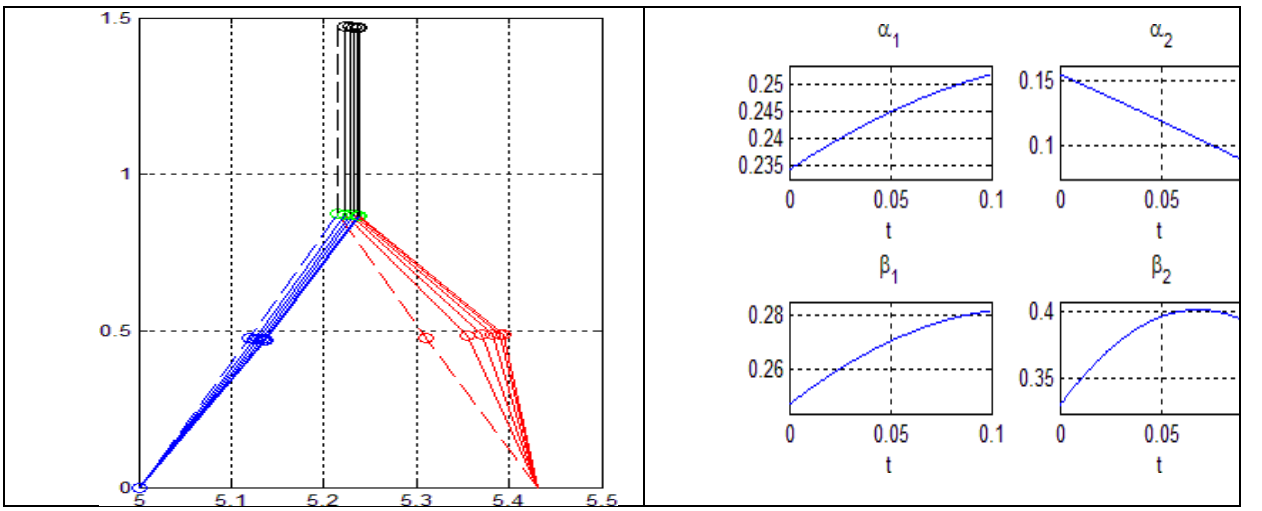
3.17 суретте уақыт ішіндегі буындардың координаталарының өзгеруі, тік пен жамбас, тік пен жіліншік арасындағы бұрыштардың өзгеруі, сондай-ақ тіректер реакциясының және ішкі күш-жігердің бір табанды фаза кезіндегі уақыттың тәуелділігі бейнеленген:

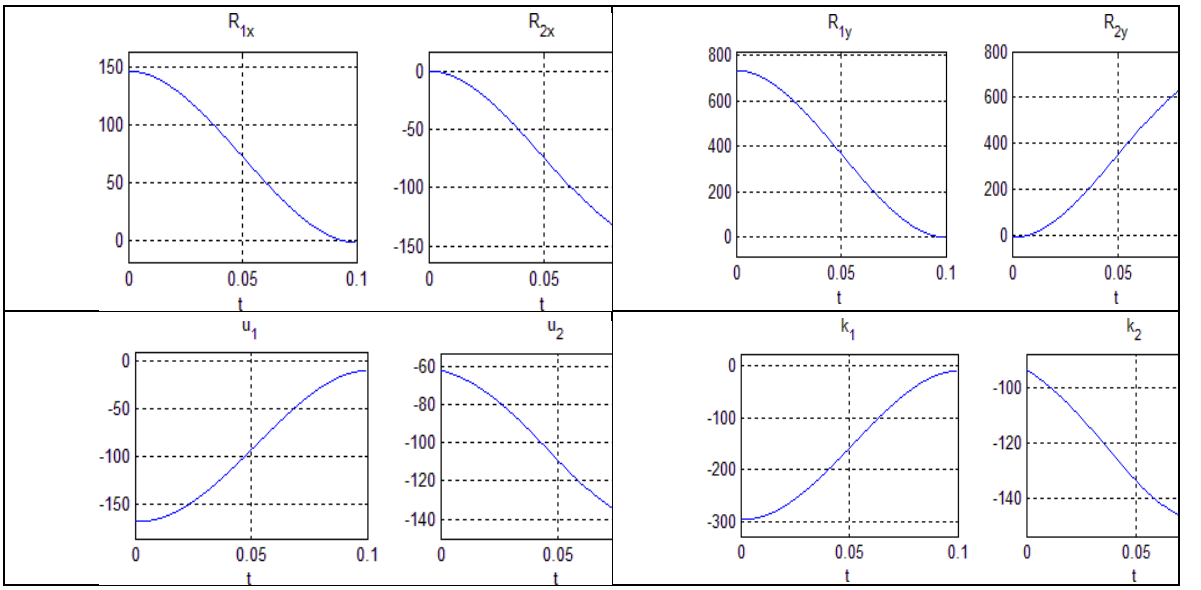


3.17 Сурет – Бір табанды фазаны модельдеу нәтижелері

1. Екі жақты фаза

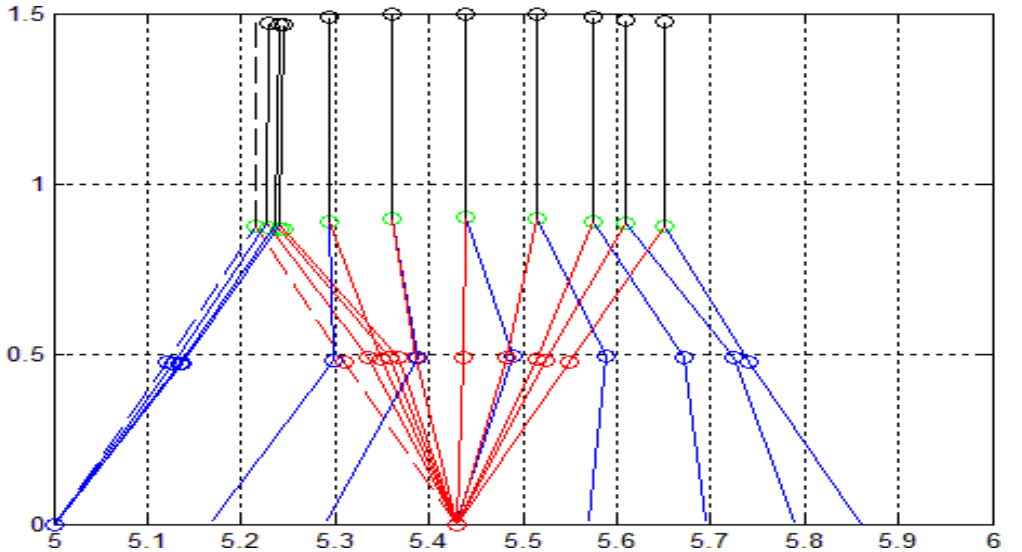
3.18 суретте уақыт ішіндегі буындардың координаталарының өзгеруі, тік пен жамбас, тік пен жіліншік арасындағы бұрыштар, сондай-ақ тіректердің реакциялары мен ішкі күш-жігердің бір табанды фаза кезіндегі уақыттың тәуелділігі бейнеленген:





3.18 Сурет - Екі жақты фазаны модельдеу нәтижелері

3.19-суретте екі тіректі - бір тіректі - екі тіректі фазалардан тұратын толық қадамды модельдеу нәтижелері көрсетілген.:



3.18 Сурет - Толық қадамды модельдеу нәтижелері

Экзоскелеттің қозғалыс динамикасының қозғалыс дәрежесі бойынша өзара байланысын есепке алу адамның жүруіне ұқсас жүрудің динамикалық үлгісін құруға мүмкіндік береді. Мұндай модель экзоскелеттің жүрісін тиімді басқаруды, оның ішінде статикалық тұрақсыз жағдайларда басқаруды жүзеге асыруға мүмкіндік береді.

4 ҚАУІПСІЗДІКТІ ҚАМТАМАСЫЗ ЕТУДІҢ АРНАЙЫ МӘСЕЛЕЛЕРІ

4.1 Халықаралық стандарт *ISO* 13482:2014

Қазіргі таңда жасалған және перспективада әзірленетін экзоскелеттердің көптеген орындаулары мен әртүрлі конструкциялары аса тән белгілерге негізделген олардың жіктелуін енгізу қажеттілігін негіздейді[12]. Қолдану саласы бойынша экзоскелеттердің жіктелуін қарастырайық:

1)Қолдану саласы үшін экзоскелеттер. Оларға әскери мақсаттағы экзоскелеттерді және төтенше жағдайлардың алдын алу және зардаптарын жою мақсатында пайдалануға арналған экзоскелеттерді жатқызуға болады.

2)Осы қолдану саласындағы экзоскелеттердің артықшылықтары оларды тек ұрыс алаңында жауынгердің қорғалуын жақсарту үшін ғана емес, сонымен қатар оның сипаттамаларының бүкіл кешенін жақсарту үшін пайдалану мүмкіндігі болып табылады. Сондай-ақ ауыр техниканың орнына үйінділерді бөлшектеу кезінде экзоскелеттерді қолдану мүмкіндігі, бұл құтқарылғандардың өмір сүруіне барынша мүмкіндік береді.

3)Қолданудың экстремалды салалары үшін экзоскелеттердің негізгі кемшіліктері олардың адамның биомеханикасын толық қайталамауымен байланысты, сол арқылы оның қозғалысына елеулі шектеулер қоя отырып.

4)Осы қарастырылып отырған салаға қатысты экзоскелеттің мысалы 4.1-суретте көрсетілген.

6)Азаматтық қолдану салалары үшін экзоскелеттер. Бұған негізінен өнеркәсіптік және медициналық экзоскелеттер жатады.

4.1 Сурет - Hercule экзоскелетінің прототипі

Өнеркәсіптің және құрылыс саласындағы қызметкерлердің ауыр дене еңбегін едәуір жеңілдету қабілеті, кейбір жағдайларда ауыр құрылыс техникасын, жүк көтергіш машиналар мен механизмдерді табысты ауыстыру мүмкіндігі сияқты екінші қаралып отырған саланың экзоскелеттерінің артықшылықтарын атап өткен жөн. Сондай-ақ, медицинада экзоскелеттерді қолдану пациенттерді оңалтуды тездетіп қана қоймай, тірек-қимыл аппараты бұзылған науқастардың қозғалысын қалпына келтіру мүмкіндігін арттыруға мүмкіндік береді. Осы артықшылықтарға қарамастан, кемшіліктерге, атап айтқанда өнеркәсіптің және құрылыс саласының түрлі салаларында экзоскелеттерді қолдану рентабельділігі мәселелерін зерттеудің жеткіліксіздігіне және қауіпсіздік техникасының принципті жаңа нормаларын енгізу қажеттілігіне назар аудару қажет.

Жапондық cyberdyne компаниясының робототехника мамандары Hal (Hybrid Assistive Limb) атауын алған экзоскелеттің прототипін жасап, қазіргі уақытта оның тестілеуін жүргізуде. HAL – бұл роботизированный костюм, жұмыс істейтін жылғы аккумуляторлар [13]. Мұндай экзоскелеттің мысалы 4.2 суретте көрсетілген. Ол киген адамның бұлшық етінің қысқаруына жауап береді. Экзоскелет адамға қозғалуға көмектеседі, сонымен қатар өз операторының бұлшық ет күшін арттырады. Оған құрастырылған электроника адам миының сигналдарын оқып, талдай алады және белгілі бір жетектердің көмегімен оларды әртүрлі қозғалыстарға түрлендіре алады.

Экзоскелет HAL адам мен машина арасындағы интеграцияның тереңдігі тұрғысынан бірінші болып табылады, сондықтан Cyberdyne компаниясының инженерлері шешуі тиіс ең маңызды міндет оның қауіпсіздігін қамтамасыз ету болып табылады. Барлық мүмкін болатын тәуекелдерді мамандар құрылғыны әзірлеу процесінде қарастырып отыр, бірақ пайдаланушыларды қорғауға

қабілетті тиісті заңдар мен нормалар жоқ.

Бұл жағдайда пайдаланушылардың жаңа құрылғыларға деген сенімін халықаралық стандарттар арттыра алады. Cyberdyne компаниясы әлемде алғашқылардың бірі болып ISO 13482:2014 жаңа стандартын енгізді. Жеке күтімге арналған жұмыстарға қойылатын қауіпсіздік талаптары». Компания бұл стандартты оған жұмыс жоба сатысында болған кезде енгізді.

ISO 13482: 2014 жаңа стандартын енгізу дербес күтім үшін роботталған жүйелердің жаңа нарығын қалыптастыру, сондай-ақ осындай құрылғылардың қауіпсіздігін қамтамасыз ету тұрғысынан өте маңызды болды. ISO 13482:2014 басты артықшылығы-бұл құжат роботтардың жаңа буыны үшін нарықты ашуға қабілетті. Әлі күнге дейін, роботталған құрылғыларды өндірушілер медициналық индустрияда қолданылатын қатаң қауіпсіздік ережелерін сақтауға міндетті болды, бірақ мұндай ережелер осы технологияға әрдайым сәйкес келмейді. Осылайша, құрылды нарықтық кедергілер. Бірақ жаңа стандарттың белсенді таралуы жағдайды жақсы жаққа қарай өзгертуге тиіс.

4.2 Сурет - Hal-3 экзоскелеті

4.2 Экзоскелет операторы үшін қауіптілік факторлары

Экзоскелет операторы ішкі ағзалардың зақымдалуынан әсерлі биіктіктен секіру кезінде әсер ету энергиясы жойылмағандықтан қауіп төндіреді[15].

Адам, оның қаңқасы, буындары мен ішкі мүшелері төзуі мүмкін соққы күші туралы статистикалық деректер бар. Осы деректерге сәйкес барлық қалған энергияны сөндіру қажет. Бұдан әрі энергия диссипациясының кейбір жолдары қаралды:

1)Энергияның көп бөлігін сөндіретін арнайы демпфирленетін материалдарды қою;

2) Пластиналарды тігінен және көлденеңінен құрастыру есебінен сенімділігін арттыру. Бұл әдіс пайдалану сипаттамаларын жақсартуды және

пайдалану процесінде қозғалыс еркіндігін арттыруды береді.

Экзоскелеттің әзірленетін моделінде оператор үшін келесі қауіптілік факторын қарастыру қажет: басқару жүйесінің істен шығуы. Бұл фактор сыну мен созылудан өлімге дейін операторда кез-келген ауырлық дәрежедегі жарақатпен жұғады. Оператор басқару жүйесі істен шыққан кезде экзоскелеттің жұмыс конструкциясының барлық құрамдас бөліктері ұшқышпен өзара іс-қимыл жасамай, оның командаларына бағынбай әрекет ете бастауына және адам денесі қауіпсіздікпен қамтамасыз етудің қосымша тәсілдерін біріктіре алмайтын қозғалыстар жасауға байланысты аталған жарақаттарды алады. Бұл мәселе экзоскелеттің кинематикалық схемасындағы біріктірілген координаталарын өзгерту диапазондарын шектеу жолымен шешілді. Адам қабілеті жоқ қозғалу дәрежесі алынды. Мысалы, тізенің қаңқасы 180 градустан артық қозғала алмайды. Егер қаңқа одан әрі қозғалса, бұл тізе буынының зақымдануына әкелді.

Бұл қауіпсіздік жүйесін бірнеше жолмен жүзеге асыруға болады:

1) Механикалық шектеу енгізу. Әдіс ең қисынды және қарапайым қамтамасыз ету құралы болып табылады

Ол экзоскелеттің атқарушы механизміне адам буындары үшін бұрылу бұрышының шекті мәндеріне тең бұрылу бұрыштары қойылады. Бұл жүйе экзоскелеттегі ұшқыштың қауіпсіздігінің жоғары көрсеткіштерін қамтамасыз етеді,алайда оның елеулі минус бар. Кейбір күшпен бұрыштардың шекті мәндеріне жеткенде механизм элементтері тозады және уақыт өте келе істен шығады. Қауіпсіздікті қамтамасыз етудің механикалық тәсілінің кемшіліктерін ескере отырып, оны резервтік ретінде пайдалану керек.;

2) Шектеулер енгізілуіне байланысты, накладываемых бағдарламасына басқару дәрежелі қозғалғыштығы адам. Бұл әдіс экзоскелет конструкциясының штаттық жұмыс режимі үшін оңтайлы. Ол күш жетектері мен атқару механизмін шекаралық жағдайға енгізбей және оларға шамадан тыс жүктеме бермей, барынша тегіс шектеуді қамтамасыз етеді. Бірақ мұндай қауіпсіздік жүйесі, негізгі болып табылғанымен, оның механикалық сияқты сенімді еместігіне және екі жүйенің синхронды өзара іс-қимылынан тұратын сақтандыруды қажет ететініне байланысты жалғыз болып табылмауы тиіс.

5 ЭКОНОМИКАЛЫҚ БӨЛІМ

5.1 Экономикалық тиімділікті есептеу

Қәзіргі нарықтағы жаңа технологиялардың көптеп еңгізілуі,автоматтандырылған жүйенің дамуы көптеген жұмыстардың роботтандырылған құрылғылардың атқаруы біз үшін таңқаларлық нәрсе емес.Осыңдай жаһандану заманында мен экзоскелетті жобалауды шештім.Экзоскелет қәзіргі танда көптеген салаларды қамтып сұранысқа ие өнім.Экзоскелеттің қымбат болуы оның қолжетімсіздігі маған осы құрылғыны арзанырақ жасауға ой салды.Менің дипломдық жұмысымның мақсаты төменгі дене бөлігінің экзоскелетін жасау.

Еңбекшінің жалақысын есептеу жасалатын жұмыстың еңбек өнімділігімен есептеледі.Экзоскелеттің жұмысын жобалау және оны жасау бірнеше этаптарды талап етеді.Экономикалық бөлімнің негізгі мақсаты барлық шығындарды есептеп өнімнің құның шығару.

Жобаның өзіндік құнын есептеу.

Жобаның негізгі құның есептеу, сол өнімге кетекен барлық шығындардын заманжиынтығы. Ол шығындар мынандай топтарға бөлінеді:

Негізгі жалақы;

Үстеме шығыстар.

5.2 Экзоскелетті жасаудағы еңбек сыйымдылығын есептеу

Кесте 5.1 - жұмыстарды кезеңдер мен түрлер бойынша бөлу және олардың еңбек сыйымдылығын бағалау

Жоба Кезеңі	Жұмыс түрі	Жұмыс сыйымдылығы адам.× сағ.
1	Жобаның жоболануы	70
2	Жобаның сұлбасын құру	150
3	Микроконтроллерді бағдарламалау	75
4	Экзоскелеттін қаңқасын дәнекерлеу	50
5	Сұлба бойынша экзоскелетке датчиктер мен микросхеманы орнату	65
6	Жобаның жұмысын тексеріп есептеулер жүргізу	100
7	Құжаттарды, пайдаланушыға нұсқаулықты, түсіндірме жазбаны рәсімдеу.	60
ЖИЫНЫ		570

5.3 Экзоскелетті жобалауға кететің шығымдар

Жұмсалатын шығым көлемі :
а) материялдық шығымдар;
в) төленетің еңбек ақы;
б)әлеуметтік салық;
г)негізгі фондтарға амортизация;
д)басқада шығымдар

Кесте 5.2 - Затраты на материальные ресурсы

Материалдық ресурстың атауы	Өлшеу бірлігі	Саны	Бір днасы үшін бағасы, тг	Бағасы, тг
Ардуино мега 2560	дана.	1	3000	3000
Каркас ағаш	м.	20	5000	5000
Жасанды бұлшық ет	дана.	4	7500	7500
Компрессор	дана.	1	5500	5500
Жиыны				21000

Материалдық ресурстарға (ЖМ) жұмсалатын шығындардың жалпы сомасы мынандай формула бойынша анықталады:

$$З_м = \sum_{i=1}^{n} P_i \times Ц_i \qquad (1.1)$$

мұнда P_i - і тауардың шығысының нақты бағасы;
$Ц_i$ - материлдық і тауарыдың бір данасы үшің бағасы, тг;
і -материялдық ресурстың түрі;
n -материялдық ресурстын саны.

Егер жобаны әзірлеу үшін электр жабдықтары пайдаланылса, онда 1.3-кестеде келтірілген нысан бойынша электр энергиясына кететін шығындарды есептеу қажет.Бапқа өндірісті ұйымдастыруға және қызмет көрсетуге байланысты шығындар енгізілген. Бұл жағдайда жобаны әзірлеу кезінде компьютер пайдаланатын электр энергиясына және амортизациялық аударымдарға жұмсалатын шығындар енеді .Электр энергиясына жұмсалатын шығындардың жалпы сомасы (ЗЭ) мынадай формула бойынша есептеледі:

$$З_э = \sum_{i=1}^{n} M_i \times K_i \times T_i \times Ц \qquad (1.2)$$

мұндағы: Мі-І электр жабдығының паспорттық қуаты, кВт;

$З_э$=0,9·0,9·570·17,09≈7882,80 тг

$$З_э = 0.3 \cdot 0.7 \cdot 570 \cdot 17.09 \approx 2045{,}84$$

Кесте 5.3 - электр энергиясына шығындар

Құрылғының атауы	Құжаттағы қуаты,кВт	Қуатты қолдану коэффиценті	Жобаны жасауға жасалатын уақыт, ч	Электр , тг/кВт·ч	Сумма, тг
Ноутбук	0,9	0,9	570	17,0912	7682,80
Жарық	0,3	0,7	570	17,0912	1991,84
Жиыны					9674,64

5.4 Еңбекақы төлеу шығындарын есептеу

Инженердің орташа жалақысы 2019 жылы 180 000 теңгені құрайды (Алматы қаласы үшін).

Қызметкердің бір айдағы жұмыс сағаттары мынадай формула бойынша анықталады:

$$Ч_м = 21 \cdot 8 = 168\,саг$$

Инженердің сағаттық еңбек ақысы мына формула бойынша есептелуі мүмкін:

$$ЧС_i = \frac{ЗП_i}{ФРВ_i}$$

$$ЧС_i = \frac{180000}{168} = 892{,}86\ тг, \qquad (1.4)$$

мұнда АЖі қызметкердің бір айлық жалақысы, тг;

Фрв-і қызметкердің жұмыс уақытының айлық қоры, сағ.

Мобильді қосымшаны әзірлеудің еңбек сыйымдылығын анықтау үшін 1.1 кестеден алынған деректер пайдаланылады.

Программистің мобильді қосымшасын әзірлеудің еңбек сыйымдылығы 570 адамға тең.

(алгоритмнің блок-сызбасын әзірлеу, Жобаның әкімшіліктік бөлігін әзірлеу, Бағдарламаны жөндеу және тестілеу).

$$T_2 = 20 + 45 + 50 + 100 + 200 + 100 + 45 = 570\ \text{адам} \times \text{саг}.$$

Еңбекақы төлеуге жұмсалатын шығындардың жалпы сомасы (ТТР) мынадай формула бойынша анықталады:

$$З_{ТР} = \sum_{i=1}^{n} ЧС_i \times T_i \qquad (1.3)$$

мұнда ЧСі-і қызметкердің сағаттық ставкасы, тг;
Ті-қосымшаны әзірлеудің еңбек сыйымдылығы, адам×сағ;
І-қызметкердің санаты;
n-қосымшаны әзірлеумен айналысатын қызметкерлердің саны.
Инженер: $З_{тр} = 892{,}86 * 570 = 508930.2.$

Кесте 5.4 - еңбекке ақы төлеу шығындары

Квалификациясы	Жобаны әзірлеудің еңбек сыйымдылығы, адам×сағ	Сағаттық төлем, тг/ч	Сомасы, тг
Инженер	570	892,86	508930,2
Жиыны			508930,2

Қосымша төленетің жалақы:

$$З_{доп} = З_{тр} \cdot 10\%$$

$$З_{доп} = 508930{,}2 * 0{,}1 = 50893{,}02 \text{ тг}$$

Жобаны әзірлеу үшін БҚ жұмыс уақыты 400 сағатты құрайды (жобаның клиенттік бөлігін іске асыру, жобаның әкімшілдік бөлігін іске асыру, бағдарламаны жөндеу және тестілеу).

$$Т_i = 100 + 200 + 100 = 400 \text{ сағ.}$$

Құрал-жабдықтар:

$$З_{АМ} = \frac{469990*25*570}{100*1920} = 34964{,}1211.$$

Кесте 5.5 – негізгі қорлардың амортизациясы

Жабдық және БҚ атауы	Жабдықтар мен БҚ құны, т	Жылдық амортизация нормасы, %	Жабдықтың және БҚ жұмыс уақытының тиімді қоры, сағ / жыл	ПП әзірлеуге арналған жабдық және БҚ жұмыс уақыты, адам.× сағ.	Сомма, тг
НоутбукLenovo 300 series	469990	25	1920	570	34964,121
ОС Windows 10	Бесплатно	-	1920	570	-
Visual Studio	Бесплатно	-	1920	400	-
ЖИЫНЫ					34964,121

Кесте 5.6 – қосымшаны әзірлеуге арналған шығындар кестесі

Шығыс бөлімі	Сомасы, тг
1) Материалдық шығындар, оның ішінде:	21000
- материалдар	9374,64
- электроэнергия	508930,02
2) Жалақығы кеткен шығымдар	34964,1211
3) Негізгі қорлардың амортизациясы	54964,012
4) Әлеуметтік қажеттіліктерге аударымдар.	
ЖИЫНЫ	692321,782

6 ӨМІРТІРШІЛІК ҚАУІПСІЗДІГІ

Менің дипломдық жобамда мүмкіндігі шектеулі адамдарға арналған төменгі дене бөлігінің экзоскелетін жасадым.Экзоскелеттің жасау үш кезеңнен тұрады:

1) Solidworks-те экзоскелеттің 3D моделін жасау;
2) микроконтроллерді бағдарламалау және кодын жазу;
3) жобаның дизайны бойынша шынайы моделің құрастыру:

- өртке қарсы шаралар;
- жұмыс орнында зиянды және зиянды факторларды талдау;
- өндірістік үй-жайларды жасанды жарықтандыруды есептеу
- нөлдік есептеу
- металл бөлшектердің дәнекерлеу кезінде шығарылған зиянды заттардың есебі.

6.1 Өрт қауіпсіздігі

Бұл бөлімде жұмыс ортасындағы ең қауіпті факторлардың бірін және оның пайда болуын болдырмаудың кейбір шараларын қарастырғым келеді. Бұл бөлімде өрт қауіпсіздігі туралы ақпарат, сондай-ақ өндірістік процестер мен төтенше жағдайлардан қорғау әдістерін ескеру маңызды. Өрт - бұл қоршаған ортаға зиян келтірмейтін заттардың жанып кетуі, соның ішінде өмір мен денсаулықты, материалдық құндылықтарды, қоғамды және мемлекеттің зақымдануын тудыратын арнайы қоршаған ортаны қорғау. Орман өрттерінің пайда болуы өрт қауіпсіздігі талаптарының бұзылуына немесе зиянды факторларға ұшырауына байланысты болуы мүмкін. Өрт қауіпсіздігі адамзаттың басты кезеңі болып табылады.Өйткені өрт адамдарды және олардың мүлкіне аса қауіпті. Жақында отқа және жарылғыш атмосфераға ең көп төзімді синтетикалық материалдардың үлкен мөлшерін өндіру үрдісі байқалды. Жаңа материалдардың өртке қарсы тұрақтылығына қарамастан, олар өрттен және зақымданудан толық қорғауды қамтамасыз ете алмайды.

Өрт қауіпсіздігі ережелері мен құрылыс талаптарын сақтауға қойылатын талаптарды белгілейтін шаралар жиынтығы болып табылады. Өрт қауіпсіздігі бойынша шаралар: құрылыс және жобалау жұмыстары; техникалық шаралар; Ұйымдастыру іс-шаралары. Құрылыс-конструкторлық шара құрылыс конструкцияларының өртке қарсы тұруымен анықталады. Отқа төзімділік ғимараттың белгілі бір уақытқа сыртқы әсерлерге төтеп беру қабілетіне байланысты функционалдық функциясын сақтай отырып анықталады. Техникалық қызмет: - авариялық-құтқару жүйелерін (жылу, жарықтандыру, желдету және т.б.) орнату кезінде өрт қауіпсіздігі ережелерін сақтау; - жабдықтың жұмыс істеуін және технологиялық процестің параметрлерін бақылау; - түрлі қорғау жүйелерін қолдану. Іс-шараларды ұйымдастыру: - өрт қауіпсіздігі қызметкерлерін оқыту; - өрт қауіпсіздігі шараларын сақтау мониторингі. Өндірістегі өрттің себебі - технологиялық режимдердің бөлінуі,

электр жабдықтарын дұрыс пайдаланбау және т.б. Өндіріс менеджері өртті барлық қажетті жабдықпен қамтамасыз етуге міндетті. Әр қызметкер жұмыс орнындағы барлық ережелерді сақтауы керек. Қызметкер ережелерді дұрыс орындауға және қауіпсіздік шараларын дұрыс қолдануға жауапты. Өрт сөндіру жабдықтары барлық өрт сөндіру құралдарында қолданылуы тиіс:

- өрт сөндіргіш (сұйық сөндіргіш, көбік өрт сөндіргіш, көміртегі қос тотығының өрт сөндіргіші, аэрозольді өрт сөндіргіш, ұнтақ өрт сөндіргіш);
- өрттен қорғау құралдары (құм, су, бал, шелек және т.б.).

Өрт сөндіргіштері өрттің бастапқы кезеңінде қолданылатын техникалық құрал. Өрт сөндіргіштері өрт сөндіргіштері, өрт сөндіргіштері және диспетчердің түрі бойынша жіктеледі. Іс келесіге бөлінеді:

- 5 литрге дейінгі қол жүгін;
- 5-10 литрге дейінгі өнеркәсіптік разряд көлемі;
- стационарлық және жылжымалы көлемі 10 литрден астам.

Өрт сөндіру құрамы әдісіне сәйкес:

- зарядталатын компоненттердің химиялық реакцияларынан туындайтын газ қысымы;
- өрт сөндіргіштің корпусында орналасқан арнайы цилиндрден газ қысымы;
- жеке қысымды сөндіргішпен.

Өнеркәсіптік үй-жайлардың өрт қауіпсіздігін есептеу және нысанның өрт қауіптілік класының анықтамасы көбінесе өндірістік алаңдарда анықталады. Барлық өндірістік нысандар 5 сыныпқа бөлінеді. Олар 6.1 кестеде келтірілген:

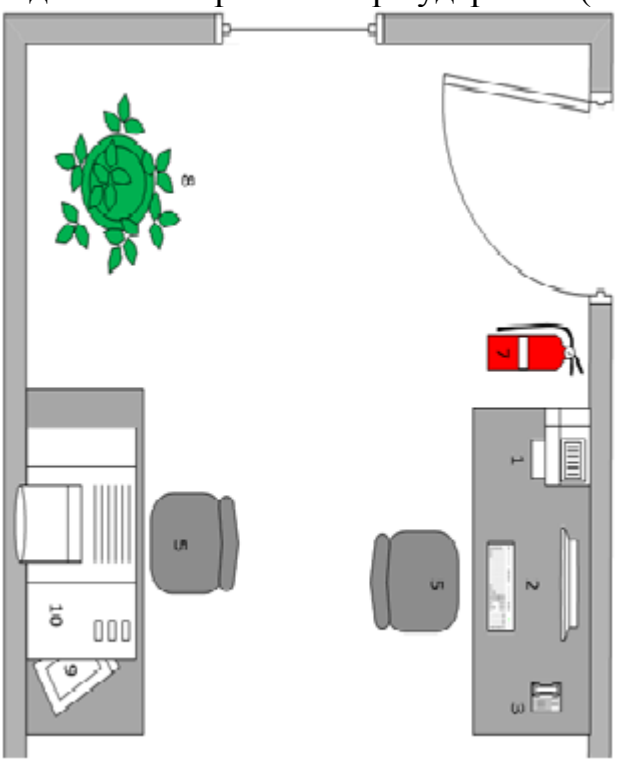
Кесте 6.1 - Өндірістік нысандар

Өндірістік жайлар мен ғимараттардың сыныптары	Материалдардың сипаттамасы
А (жарылғыш заттар)	Жанғыш газ (тұтанғыш сұйықтықтар), кем дегенде 280 ° С шығарындылар, буды қалыптастыратын жарылғыш газдар. Жарылғыш заттар мен заттар бар үй-жайлар.
В (жарылғыш заттар)	280 ° С-тан төмен, тұтану температурасы төмен тұтанатын бөлшектер
В1-В4	Қарапайым жанғыш заттар, қатты жанғыш заттар.
Г	Тұрақты емес заттар. Материал қыздырылған жағдайда. Жылу энергиясының материалдары (жалын, ұшқын және т.б.)
Д	Қоршаған ортаның температурасы сияқты бірдей және салқын күйде жанғыш емес заттар.

Бұл жобада біз өндіріс класына жатады. Біз осы сыныпқа резисторлықтарды, сенсорларды және белгілі бір функцияларды орындайтын басқа да электронды компоненттерді қолданудың арқасында кіреміз.

6.2 Жұмыс орнындағы қауіпті және зиянды факторларды талдау

Орналасқан жерді таңдағаннан кейін біз жұмыс орнына талдау жүргіземіз, сонымен қатар, өрт қауіпсіздігі талаптарына назар аударамыз (6.1-сурет).



Сурет 6.1 - Бөлменің орналасуы

Бұл бөлмеде екі жұмыс орны бар, біреуі дизайн, бағдарламалау және жөндеуге арналған, жеке компьютерді (2) СКД мониторымен, принтермен (1), телефонмен (3) тұрады. Екінші жұмыс орнында өнім сағыздау станциясы (9) арқылы орнатылады. Сондай-ақ, орындықтар (5), шкаф (6), өрт сөндіргіштер (7), қоқыс контейнерлері (4) жабық өсімдіктер (8) және ауа сорғыш қондырғысы (10) бар.

Жұмыс орнында ток соғу қаупі бар, әртүрлі электр жабдықтарын қолдануға байланысты, олар дұрыс орнатылмаған немесе дұрыс жұмыс істемесе. Бұл бұзылған сымдарға, қорғаныс жерге тұйықтауға, изоляцияға зақым келтіруге, статикалық электр қуатының жоғарылауына және т.с.с. байланысты жабдықтар ағымдарының металл бөлшектерін ұстау болуы мүмкін. Сондай-ақ, қауіпсіздік шараларын сақтамау және ескермеу мүмкін. Сонымен қатар, өрттің ықтималдығы бар, ол жоғарыда айтылғандай жабдықтың дұрыс жұмыс істемеуі, өрт қауіпсіздігі ережесінің сақталмауы, сонымен қатар, осы бөлмеде кәдеге жарату станциясы қолданылуы тиіс, радиокомпоненттерді

монтаждау кезінде үтіктің жұмыс температурасы 250-300 ° С, бұл тек өрттің пайда болуына ғана емес, балқыту үтіктің ыстық беттерінен де, балқытылған ерітінділер мен ағындардың шашырауынан болатын күйіктер үшін де қауіпті фактор болып табылады. жеке қорғану құралдарының болуы, сондай-ақ арнайы құрал-жабдықтар (пинцет, қысқыштар, флэш және т.б.).

Өнімнің ағындары мен легерлерін пайдалана отырып, дәнекерлеу арқылы ластаушы аэрозольдердің ауа ортасына шығарылуы сөзсіз, ол денсаулығына зиян тигізуі мүмкін, сондықтан бөлмеде бөлме үшін қажетті ауа алмасуды жүзеге асыруға қабілетті желдету жүйесі болуы керек [12].

Бөлме микроклиматының параметрлерінің біреуі сәйкес болмаса, денсаулығының нашарлауы, өнімділігі төмендеуі және денсаулыққа қатысты проблемалардың пайда болуы қаупі бар:

а) температура воздуха;

б) бетінің температурасы;

с) ауаның салыстырмалы ылғалдылығы;

г) ауа жылдамдығы.

Микроклимат МЕСТ 12.1.005-88 ССБТ санитарлық ережелеріне және стандарттарына сәйкес келуі керек, жұмыс орнындағы оңтайлы микроклимат көрсеткіштері 6.2 - кестеде келтірілген [13].

Жұмыс орындарының жанында микроклиматтың жақсаруына ықпал ететін тірі өсімдіктер бар, жүйке кернеуін, шаршауды жеңілдетуге және көздің штамдарын азайтуға көмектеседі.

Кесте 6.2 - жұмыс орнында оңтайлы микроклимат көрсеткіштері

Жыл кезеңі	Энергия тұтынатын санаттар, Вт	Ауа температурасы, °С	Жер бетінің температурасы, °С	Салыстырмалы ауа ылғалдылығы,%	Ауа жылдамдығы м/с
Суық	1а (до 139) 1б(140-174) 2а (175-232) 2б (233-290) 3 (более 290)	22-24 21-23 19-21 17-19 16-18	21-25 20-24 18-22 16-20 15-19	60-40 60-40 60-40 60-40 60-40	0.1 0.1 0.2 0.2 0.3
Жылы	1а (до 139) 1б (140-174) 2а (175-232) 2б (233-290) 3 (более 290)	23-25 22-24 20-22 19-21 18-20	22-26 21-25 19-23 18-22 17-21	60-40 60-40 60-40 60-40 60-40	0.1 0.1 0.2 0.2 0.3

Бөлме схемасынан (6.2 суретте) оның тек бір жағы бар терезе бар екенін көруге болады, сондықтан табиғи жарық көздері арқылы жаратылған табиғи жарық қалыпты жұмысты ұйымдастыру үшін жеткіліксіз болады, өйткені

МЕСТ Р 55710-2013 бойынша жұмыс орындарында орташа жарықтандыру Адамдардың ұзақ уақыт бойы тұруы кемінде 200Л болуы керек. Осылайша, осы бөлме параметрлеріне сәйкес жасанды жарықтандыру, сондай-ақ жұмыс орындарында қосымша жарықтандыру дұрыс ұйымдастырылуы керек, әйтпесе тиімділіктің төмендеуі, көздің денсаулығының төмендеуі, оған келетін адамдардың физикалық және психо-эмоционалдық жағдайы жоғары болуы ықтимал [14].

6.3 Жасанды бөлменің жарықтылығын есептеу

Бөлме бір бүйірлік терезе арқылы табиғи жарықтандырылады, және жасанды жарықтандырумен қамтамасыз етіледі, ол тәуліктің қараңғы уақытында және күндіз табиғи жарықтандыру коэффициенті көрсеткіші нормативтерге сәйкес келмейтін жерлерде жұмыс жүргізуге мүмкіндік береді.

Өлшеудің есептік өлшемін анықтаймыз:

$$\mathrm{h_p} = \mathrm{H} - \left(h_{\text{раб.}} + h_{\text{св.}}\right),$$

мұнда бөлменің биіктігі Н-3 м;

$h_{раб}$ -жұмыс бетінің деңгейі(биіктігі), $h_{раб}$ =0,8 м.

$h_{св}$ -шам мен төбенің арасындағы қашықтық, $h_{св}$ = 0,3 м.

Сонда h_p =3-(0.3+0.8)=1.9 м.

Егер де бөлменің ұзындығы (А) мен ені (В) бойынша ара қашықтық әртүрлі болса, онда олар Lab ДВ, д– шеткі шамдардан немесе қатардан қабырғаға дейінгі ара қашықтық.

Шамдардың қабырғаға дейінгі соңғы қатарының l оңтайлы арақашықтығын (0.3-0.5)L тең деп қабылдау ұсынылады.

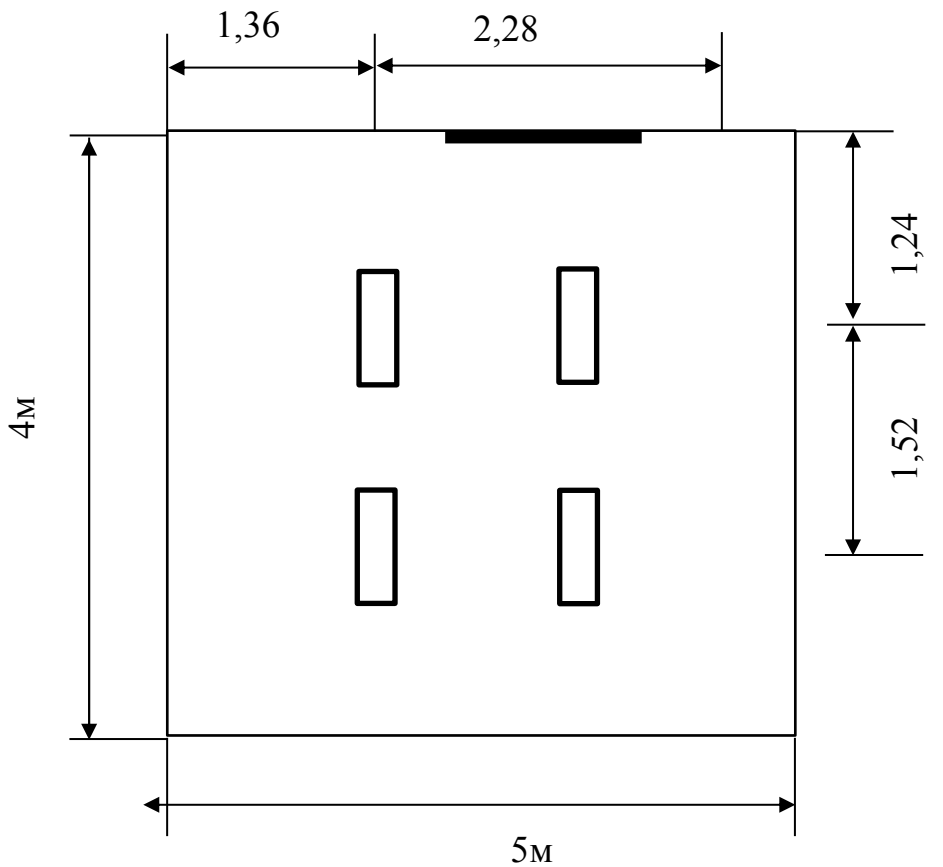
Кесте 6.3 – шамдардың әртүрлі типтері үшін λ мәндері

Типтік қисық	λ мәні	
	Ұсынылатын	Ең үлкен рұқсат етілген шама
Қойылтылған (К)	0,4-0,7	0,9
Терең (Г)	0,8-1,2	1,4
Косинусты (Д)	1,2-1,6	2,1
Біркелкі (М)	1,8-2,6	3,4
Полуширокая (Л)	1,4-2,0	2,3

Шамдардың арасындағы қашықтық L ретінде анықталады $L = \lambda \times h_p$.

$$L_A = 1.2 \times 1.9 = 2.28, \qquad l_a = 1.36, \lambda_{1/2} = 1.2 - 0.8$$

$L_B = 0.8 \times 1.9 = 1.52,\ l_b = 1.24,$



А нүктесінен D – ге дейінгі төбеге дейінгі қашықтықты анықтаймыз. Содан кейін төбенің және тік d арасындағы бұрышты анықтаймыз. Бұл бұрышта әр көзден Жарық Күшін және есептеу нүктесіне қатысты бөлменің жарықтандырылуын табамыз.

Бір шамнан А нүктесіндегі көлденең жарықтандыру формуламен анықталады:

$$e_i = \frac{I_\alpha \times cos^3(\alpha)}{h^2}$$

бұл жерде $\alpha = arctg\left(\frac{d_i}{h}\right)$;

Әрбір шам үшін қажетті параметрлерді есептейміз:

1, 2, 3, 4 шамдар үшін:

$$d_1 = \sqrt{(2.28)^2 + (1.52)^2} = 2.74\alpha = arctg\left(\frac{2.74}{1.9}\right) = 55.2$$

Есептелген бұрыш бойынша жарық күші мен жарықты анықтаймыз:

$e_1 = \frac{83.44*cos^3(55.2)}{(1.9)^2} = 4.3$ *лк;* $I_\alpha = 83.44$ кд $55{,}2^0$ үшін 3 кесте бойынша.

Жиынтық шартты жарықтандыру тең:

$$\sum \mathrm{E} = \mathrm{e}_1 * 4 = 4{,}3 * 4 = 17{,}2 \text{ лк.}$$

А нүктесіндегі жарықтандырудың есептік формуласы бірнеше шамдардан келесі түрлерің қабылдайды:

$$\mathrm{E}_{\text{АГ}} = \frac{\mu \times F_{\text{л}}}{1000 \times \mathrm{K}_{\text{з}}} \sum_{1}^{n} e_{\text{АГ}n},$$

μ - алыстағы шамдардан жарықтандыруды және қабырғалардан, төбеден және есептік бетінен шағылысқан жарық ағынын ескеретін коэффициент. Бұл коэффициент шамдардың қуатын арттыруға жол бермеу үшін түзету ретінде енгізіледі.

Тікелей жарық эмальданған шамдарда μ=1.1-1.2.

$$\mathrm{E}_{\text{АГ}} = \frac{5000 \times 2 * 1.2 * 17.2}{1000 \times 1.5} = 137.6 \text{ лк.}$$

Жұмыс орнындағы жарықтану жеткіліксіз болып саналады, демек, жарықтандыруды қайта орнық тыру керек.

Бөлмедегі жарықтандыруды есептеу әдісі бойынша

пайдалану коэффициентіні

Үй-жайдың индексін анықтаймыз (i):

$$i = \frac{S}{h \times (A + B)},$$

мұнда S, A, B-үй-жайдың ұзындығы, ені және ауданы.

$$i = \frac{4 \times 5}{1{,}9 \times (4 + 5)} = 1{,}169$$

АЖ есептік ағыны мынадай формула бойынша анықталады:

$$\Phi = \frac{E_{min} \times S \times z \times K}{N \times \eta},$$

мұндағы n-АЖ саны;

K-қор коэффициенті;

z –ең аз жарықтану коэффициенті (орташа және ең аз жарықтану

қатынасы).

E_min=300 лк III, б 13-кесте бойынша көру жұмыстарының разряды

Кесте 13 - өнеркәсіптік кәсіпорындардың жұмыс орындарын жарықтандыруға қойылатын талаптар:

Көру жұмысының сипаттамасы	Ең аз немесе эквив. ажырату объектісінің өлшемі, мм	Көру жұмысының разряды	Көру жұмысының подразряды	Фон сипаттамасы	Жасанды жарықтандыру				
					Жарықтандыру, лк			Көздеу көрсеткіші мен пульсация коэффициентінің нормаланатын шамалары	
					аралас жарықтандыру жүйесінде		жалпы жарықтандыру жүйесінде		
					барлығы	оның ішінде жалпысы		Р	$К_п$, %
Жоғары дәлдік	0,30 бастап 0,50 дейін	III	а	Қараңғы	2000 1500	200 200	500 400	40 20	15 15
			б	Орташа Қараңғы	1000 750	200 200	300 200	40 20	15 15
			в	Ашық Орташа Қараңғы	750 600	200 200	300 200	40 20	15 15
			Г	Ашық << < < Орташа	400	200	200	40	15

$$Ф = \frac{300 \times 20 \times 1{,}1 \times 1{,}5}{4 \times 0{,}7} = 3535 \text{ лм.}$$

TL-D 36W/840 шамын қабылдап, қажетті шамдарды есептейміз:

$$N = \frac{E_{min} \times S \times z \times К_з}{Ф \times \eta},$$

Ф_л= 3450 лм tl-D 36W/840 типті шам үшін:

$$N = \frac{300 \times 20 \times 1{,}1 \times 1{,}5}{3450 \times 0{,}7} = 4.$$

6.4 Металл бөлшектерін дәнекерлеу кезінде босатылған зиянды заттардың есебі

Металл өнімдерін (бөлшектерін, жинақтарын) ағындарды және әртүрлі маркерлердің қалайы қорғасын маркерлерімен бірге қорғасын, қалайы және роз аэрозолдарын атмосфераға шығарумен бірге радиоэлектрониканы, тұрмыстық техниканы және т.б. орнату, жөндеу бойынша ең жиі қолданылатын операция болып табылады.

Құрылғыны монтаждау процесінде жүзге жуық контактқа қосылуға тура келеді, әр контакт бойынша орташа алғанда шамамен 10 мг палуба керек, бұл жағдайда ПОС-40 маркалы люцер пайдаланылады (МЕСТ 21930-7) қарағай розасы (МЕСТ 19113 84) грамм

POS маркасын пайдалану кезінде шығарылған қорғасын мен қалайы аэрозолдарының жалпы саны (Gco) келесі формула бойынша есептеледі:

$G_{co} = q * t,$ (6.9)

мұндағы q - зиянды заттың нақты шығарылымы (г / с);

t - уақыт, сағат (бұл жағдайда, 8).

Корпусты кальцилармен қорғайтын қорғасын мен қалайы аэрозолдарының бір жұмыс орнына шығарылуының нақты көрсеткіштерінің мәндері 4.5-кестеде келтірілген.

Кесте 4.5 - Қорғасын қалаушылармен дәнекерлеу кезінде зиянды шығарындылар

Тұтқырдың түрі	Арнайы бөлу q, г/ч	
	Қорғайтын аэрозольдар	Қалайы спрейдері
ПОС – 30	0.0028	0.0012
ПОС – 40	0.0019	0.0012
ПОС – 61	0.0011	0.0017

Осылайша, пропойды пайдалану кезінде шығарылатын аэрозольдердің жалпы құны:

$$G_{co} = 0{,}0031 * 8 = 0.0248 \text{ г/с},$$

Қорғасын және қалайы аэрозолдарының максималды эмиссиясы, г / с, формула бойынша анықталады:

$$M_{co} = \frac{q}{t * 3600} * N, \qquad (6.10)$$

мұндағы N - жұмыс процесіне бір уақытта қатысатын жұмыс орындарының саны;

t – дәнекерлеу уақыты (сағат).

Формулаға (4.10) сәйкес аэрозольдердің максималды эмиссиясы мыналарға тең:

$$M_{co} = \frac{0.0031}{8*3600}*1 = 1.1*10^{-7} \text{ г/с},$$

Келесі формула ағын ретінде пайдаланылатын ролин буларының мөлшерін есептейді:

$$G_{кан} = Q * K_к/t, \qquad (6.11)$$

мұнда жұмыс кезінде Q - rosin тұтынуы;

QC - дәнекерлеу кезінде қалыптасқан ролдың буы (жалпы тұтынудың 20%).

Канифолидың буының мөлшері:

$$G_{кан} = 5*0,2/8 = 0.125 \text{ г/ч},$$

Канифоли буының максималды эмиссиясы (г / с) формула бойынша анықталады:

$$M_к = \frac{a * K_к * 10^3}{3600}, \qquad (6.12)$$

мұнда: а - Канифоли тұтыну (0,625 г/ сағ).

Осылайша, Канифоли буларының максималды эмиссиясы:

$$M_к = \frac{0.625 * 0.2 * 10^3}{3600} = 3.5*10^{-3} \text{ г/с},$$

Қышқылдың буларының максималды эмиссиясы формула бойынша анықталады (г / с):

$$M_{кис} = \frac{a * K_{кис} * 10^3}{3600}, \qquad (6.13)$$

мұнда: $K_{кис}$ ерітіндідегі қышқылдың пайыздық үлесі (орташа қышқылдың мөлшері - 35%).

Қышқылдың буларының максималды эмиссиясы:

$$M_{кис} = \frac{0,625*0,35*10^3}{3600} = 6.1*10^{-2} \text{ г/с},$$

Қышқылдың буларының жалпы эмиссиясы формула бойынша анықталады (г / сағ):

$$G_{кис} = 10^{-3}* Q*K_{кис}/t, \quad (4.14)$$

мұнда Q – жұмыс уақыты кезіндегі шығын;

$K_{кис}$ - ерітіндідегі қышқылдың пайызы;

t – дәнекерлеу уақыты (сағат).

Формула бойынша (4.14) брутто жалпы шығарындысы:

$G_{кис}$ = 5*0,35/8 = 0.00022 г/с.

Осылайша, дәнекерлеу процесінде әуе шығаратын зиянды заттардың жалпы саны:

$$G_{общ} = G_{co}+ G_{кан}+ G_{кис}, \quad (4.14)$$

Және

$G_{общ}$ = 0.0248+0.125+0.00022= 0.15 г/с,

Ауаға шығарылатын зиянды заттарға сәйкес талап етілетін ауа алмасудың көлемі мынадай формула бойынша анықталады:

$$L = \frac{G*1000}{x_в - x_н}, \quad (4.16)$$

мұнда L - қажетті ауа алмасу (м3 / сағ);

G - ауаға шығарылатын зиянды заттардың мөлшері (г / сағ);

$x_в$, мг/м^3 - МЕСТ 12.1.005-88 сәйкес бөлменің жұмыс аймағындағы ауада қауіпті шекті шоғырлануы;

$x_н$, мг/м^3 - СН-3086-84 стандартына сәйкес елді мекендердің ауасындағы осындай қауіптің барынша шоғырлануы.

Сондықтан қажетті ауа алмасу:

$$L = \frac{0.15*1000}{0.02 - 0.001} = 789 \text{ м}^3/\text{с}.$$

Осылайша, жұмыс орнын ауаның соруымен жабдықтау қажет (сору қондырғысының диаграммасы 4.2-суретте көрсетілген), ол есептеулерге сәйкес ауа алмасуын талап ете алады.

Кесетін жұмыс кезінде сорғыштың ені 0,5-0,8 м болуы керек, орындалатын жұмыстың ыңғайлылығы себепті басқа өлшемдерді таңдау

керек.Қалайы-қорғасын леверлерімен дәнекерлеу кезінде сіңіру жылдамдығы 0,5-0,7 м / с болуы керек [18].

Сурет 4.2 – Пайкамен жұмыс схемасы

Қорытынды

Жұмыста экзоскелеттерді құрудың қазіргі тәсілдеріне талдау жүргізілді, соның негізінде экзоскелеттің қозғалыс динамикасының ерекшеліктері анықталады.

Ашық көздерге талдау жүргізу буындардың динамикасының өзара байланысын, сондай-ақ қазіргі заманғы электр жетектерінің ерекшеліктерін ескеретін белсенді экзоскелеттердің жоғары дәлдіктегі үлгілерін құру саласында әзірлемелердің толық болмауын көрсетеді.

Биомеханика саласындағы әзірлемелер ғылыми-техникалық әдебиетте кеңінен ұсынылған

Лагранж-Максвелл теңдеулері негізінде буындар динамикасының өзара байланысын және электр жетегінің электрлік параметрлерінің механикалық құрылым координаталарының тәуелділігін ескере отырып, бес жүйелі белсенді экзоскелеттің қозғалыс динамикасының моделі құрылды, олар оңалту медицинасында қолданылатын экзоскелеттерде жол берілмейтін сәттердің пульсациясының пайда болуына әкеп соғады.

Моменттердің пульсациясы күрделі сызықты емес сипатқа ие, бұл сызықтық реттеуіштердің көмегімен олардың өтемақысын қиындатады. Жұмыста адам жүрісіне имитациялайтын экзоскелеттің қозғалысы кезінде осы пульсацияларды төмендету үшін адаптивті басқарудың әлеуетті тиімділігі көрсетілген.

Мұндай адаптивті реттеуіштерді әзірлеу экзоскелеттің күрделі қозғалысын іске асыруға мүмкіндік беретін келесі кезең болып табылады, бұл оларды оңалту медицинасында қолдануға мүмкіндік береді.

Пайдаланыған әдебиеттер тізімі

1 Аведиков Г.Е., Жмакин С.И. Экзоскелет: конструкция, управление // в сборнике: XII Всероссийское совещание по проблемам управления ВСПУ-2014. Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН. — 2014. — С.84—90.

2 Бедняк С.Г., Еремина О.С. Роботизированные экзоскелеты HAL (почувствуй себя HAL'ком) // Сборник научных трудов Sworld. — 2014. — Т. 2, № 1. — С. 49—51.

3 Борисов А.В. Автоматизация проектирования стержневых экзоскелетов // Мехатроника, автоматизация, управление. — 2014. — № 10. — С. 29—33.

4 Боровин Г.К., Костюк А.В. Математическое моделирование гидравлической системы управления экзоскелетона. Д. Сит3 05-7/294 М.: [б. и.], 2004 (Ин-т прикл. математики РАН).

5 Верейкин А.А., Ковальчук А.К., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е., Каргинов Л.А., Кулаков Б.Б., Яроц В.В. Синтез кинематической схемы исполнительного механизма экзоскелета // Актуальные вопросы науки. — 2014. — № XIII. — С. 68—76.

6 Воробьев А.А., Петрухин А.В., Засыпкина О.А., Кривоножкина П.В. Основные клинико-анатомические критерии для разработки экзоскелета верхней конечности // Журнал анатомии и гистопатологии. — 2014. — № 1. — С. 20—26.

7 Воробьев А. А., Петрухин А.В., Засыпкина О.А., Кривоножкина П.В. Клинико-анатомическое обоснование требований к разработке экзоскелетов верхней конечности // Оренбургский медицинский вестник. — 2014. — № 3, Т. II. — С.14—18.

8 Градецкий В.Г. Моделирование движений человека для промышленных применений. — 08-7/154 М.: Ин-т пробл. механики, 2008.

9 Градецкий В.Г., Ермолов И.Л., Князьков М.М., Семенов Е.А., Суханов А.Н. Применение разгрузочных элементов в конструкции робота-экзоскелета // Мехатроника, автоматизация, управление. — 2012. —№ 11. — С. 20—23.

10 Градецкий В.Г., Ермолов И.Л., Князьков М.М., Семенов Е.А., Суханов А.Н. Кинематическая модель экзоскелета руки человека и определение ошибки позиционирования // Мехатроника, автоматизация, управление. — 2014. — № 5. —С. 37—41.

11 Транспортные шагающие системы [Электронный ресурс]. URL: http://twsystem.ru/ru/node/6 (дата обращения: 12.02.2015).

12 Экзтлет—Российский экзоскелет [Электронный ресурс]. URL:

http://www.exoatlet.ru (дата обращения: 12.02.2015).

13 Экзоскелет // Википедия [2015—2015]. Дата обновления: 05.01.2015. URL: http://ru.wikipedia.org/? oldid = 67717712 (дата обращения: 12.02.2015).

14 Экзоскелет — военное и мирное применение // Главный механик. — 2011. — № 11. — С. 50—54.

15 Aach M., Cruciger O., Sczesny-Kaiser M., Hoffken O., Meindl R. Ch., Tegenthoff M., Schwenkreis P., Sankai Y., Schildhauer T. A. Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study // Spine J. 2014, Dec. 1; 14 (12): 2847-53. doi: 10.1016/ j. spinee.2014.03.042. Epub 2014 Apr 4.

16 Agarwal P., Kuo P. H., Neptune R. R., Deshpande A. D. A novel framework for virtual prototyping of rehabilitation exoskeletons // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650382. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650382.

17 «A Human Exoskeleton» // Washington Post. 6 May 2008. Retrieved 24 April 2013.

18 Aubin P. M., Sallum H., Walsh C., Stirling L., Correia A. A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home 15 Выпуск 2 (54). 2015 rehabilitation: The IsolatedOrthosis for Thumb Actuation (IOTA) // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650500. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650500

19 Berkeley robotics and human engineering laboratory [Электронный ресурс]: URL: http://bleex.me.berkeley.edu/ research/exoskeleton/elegs%E2%84% A2

20 Borisoff J. F., Mattie J., Rafer V. Concept proposal for a detachable exoskeleton-wheelchair to improve mobility and health // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650396. doi:10.1109/ICORR.2013.6650396.

21 Chang W. H., Kim Y. H. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation // J Stroke. 2013, Sep; 15(3):174-81. doi: 10.5853/jos.2013.15.3.174. Epub 2013 Sep.

22 Chen Y., Li G., Zhu Y., Zhao J., Cai H. Design of a 6-DOF upper limb rehabilitation exoskeleton with parallel actuated joints // Biomed Mater Eng. 2014; 24(6):2527-35. doi: 10.3233/BME-141067.

23 Computer simulation of the hydraulic control system for exoskeleton / Borovin G. K., Kostyuk A. V. G. Seet3 05-7/ 280. — M. 2004. — P. 33.

24 Cortes C., Ardanza A., Molina-Rueda F., Cuesta- Gomez A., Unzueta L., Epelde G., Ruiz O. E., De Mauro A., Florez J. Upper limb posture estimation in robotic and virtual reality-based rehabilitation // Biomed Res Int. 2014; 2014:821908. doi: 10.1155/2014/821908. Epub 2014 Jul 8.

25 Cempini M., De Rossi S. M., Lenzi T., Cortese M., Giovacchini F., Vitiello N., Carrozza M. C. Kinematics and design of a portable and wearable exoskeleton

for hand rehabilitation // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650414. doi:10.1109/ICORR.2013.6650414.

26 Cempini M. (1), Marzegan A., Rabuffetti M., Cortese M., Vitiello N., Ferrarin M. Analysis of relative displacement between the HX wearable robotic exoskeleton and the user's hand // J Neuroeng Rehabil. 2014, Oct. 18;11:147. doi: 10.1186/1743-0003-11-147.

27 Di Russo F., Berchicci M., Perri R. L., Ripani F. R., Ripani M. A passive exoskeleton can push your life up: application on multiple sclerosis patients // PLoS One. 2013, Oct. 25; 8(10): e77348. doi: 10.1371/journal.pone.0077348.

28 Elliott G., Sawicki G. S., Marecki A., Herr H. The biomechanics and energetics of human running using an elastic knee exoskeleton // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650418. doi: 10.1109/ ICORR.2013.6650418.

29 Esmaeili M., Jarrasse N., Dailey W., Burdet E., Campolo D. Hyperstaticity for ergonomie design of a wrist exoskeleton // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650417. doi:10.1109/ICORR.2013.6650417.

30 Galinski D., Sapin J., Dehez B. Optimal design of an alignment-free two-DOF rehabilitation robot for the shoulder complex // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650502. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650502.

31 Grimaldi G., Manto M. Functional impacts of exoskeleton-based rehabilitation in chronic stroke: multi-joint versus single-joint robotic training // J Neuroeng Rehabil. 2013, Dec 19; 10:113. doi: 10.1186/1743-0003-10-113.

32 Hassan M., Kadone H., Suzuki K., Sankai Y. Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeletoncontrol // Sensors (Basel). 2014, Jan 17; 14(1):1705-22. doi: 10.3390/s140101705.

33 Kazerooni H. Human Augmentation and Exoskeleton Systems in Berkeley // International Journal of Humanoid Research. Vol. 4, N 3, Sep 07.

34 Knaepen K., Beyl P., Duerinck S., Hagman F., Lefeber D., Meeusen R. Human-robot interaction: kinematics and muscle activity inside a powered compliant knee exoskeleton // IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014. Nov.; 22(6):1128- 37. doi:10.1109/TNSRE.2014.2324153.

35 Klauer C., Schauer T., Reichenfelser W., Karner J., Zwicker S., Gandolla M., Ambrosini E., Ferrante S., Hack M., Jedlitschka A., Duschau-Wicke A., Gfohler M., Pedrocchi A. Feedback control of arm movements using Neuro-Muscular Electrical Stimulation (NMES) combined with a lockable, passive exoskeleton for gravity compensation // Front Neurosci. 2014, Sep 2; 8:262. doi: 10.3389/ fnins.2014.00262.

36 Mao Y., Jin X, Agrawal S. K. Real-Time Estimation of Glen humeral Joint Rotation Center with Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX)-A Cable-Based

Arm Exoskeleton // J Mech Robot. 2014, Feb; 6 (1):0145021-145025.

37 Mao Y., Jin X., Dutta G. G., Scholz J. P., Agra- wal S. K. Human Movement Training with a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX) // IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014, Jun. 5.

38 Martinez J. A., Ng P., Lu S., Campagna M. S., Celik O. Design of Wrist Gimbal: a forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation. Дизайн устройства «Wrist Gimbal» // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun.; 2013:6650459. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650459.

40 Masia L., Cappello L., Morasso P., Lachenal X., Pirrera A., Weaver P., Mattioni F. CARAPACE: a novel composite advanced robotic actuator powering assistivecompliant exoskeleton: preliminary design // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650511. doi: 10.1109/ ICORR.2013.6650511.

41 Miomir Vukobratovic When Were Active Exoskeletons Actually Born? // International Journal of Humanoid Robotics. 2007, В. 3, Т. 4. — С. 459—486.

42 Mooney L. M., Rouse E. J., Herr H. M. Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking // J Neuroeng Rehabil. 2014, Nov. 3; 11:151. doi: 10.1186/1743- 0003-11-151.

43 Moreno J., Turowska E., Wearable Lower Limb and Full-Body Robots // ArantesWearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton. 2008. — P. 283—321.

44 Murray S. A., Ha K. H. Hartigan C., Goldfarb M. Assistive Control Approach for a Lower-Limb Exoskeleton to Facilitate Recovery of Walking following Stroke // IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014, Aug 12. An.

45 Nano News Net [Электронный ресурс]: сайт о нано технологиях. URL: http://www.nanonewsnet.ru/news/ 2013/rossiiskie-uchenye-predstavili-pervyi-deistvuyushchii-obrazets-ekzoskeleta-dlya-shturmovyk (дата обращения: 12.02.2015).

46 Nasilowski K., Awrejcewicz J., Lewandowski D. Kinematic analysis of the finger exoskeleton using MATLAB/ Simulink // acta Bioeng Biomech. 2014; 16 (3):129-34.

47 Nilsson A. (1), Vreede K. S., Haglund V., Kawamoto H., Sankai Y., Borg J. Gait training early after stroke with a new exoskeleton—the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility // J Neuroeng Rehabil. 2014, Jun. 2; 11:92. doi: 10.1186/1743-0003-11-92.

48 Ockenfeld C., Tong R. K., Susanto E. A., Ho S. K., Hu X. L. Fine finger motor skill training with exoskeleton robotic hand in chronic stroke:stroke rehabilitation // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun.; 2013:6650392. doi:10.1109/ ICORR.2013.6650392.

49 «Paraplegic Support Suits» // Trendhunter Magazine. 4 April 2008.

Retrieved 29 January 2013.

50 Pehlivan A. U., Rose C., O'Malley M. K. System characterization of RiceWrist-S: a forearm-wrist exoskeleton for upper extremity rehabilitation // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650462. doi:10.1109/ ICORR.2013.6650462.

51 Rahman T., Sample W., Jayakumar S., King M. M., Wee J. Y., Seliktar R., Alexander M., Scavina M., Clark A. Passive exoskeletons for assisting limb movement // J Rehabil Res Dev. 2006, Aug-Sep; 43(5):583-90

52 Rewalk' bionic legs get FDA approval // News.com.au. 17 January 2011. Retrieved 13 May 2012; 22.

53 Rosen J., J. C. Perry, Upper Limb Powered Exoskeleton // Journal of Humanoid Robotics 2007, Vol. 4, N. 3, 1-20.

54 Ryder M. C., Sup F. Leveraging gait dynamics to improve efficiency and performance of powered hip exoskeletons // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650440. doi:10.1109/ICORR.2013.6650440.

55 Shamaei K., Cenciarini M., Adams A. A., Gregor- czyk K. N., Schiffman J. M., Dollar A. M. Design and evaluation of a quasi-passive knee exoskeleton for investigation of motor adaptation in lower extremity joints // IEEE Trans Biomed Eng. 2014, Jun; 61(6):1809-21. doi: 10.1109/ TBME.2014.2307698.

56 Smith R. L., Lobo-Prat J., van der Kooij H., Stienen A. H. Design of a perfect balance system for active upper- extremity exoskeletons // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650376. doi:10.1109/ICORR.2013.6650376.

57 Sylos-Labini F., La Scaleia V., d'Avella A., Pisotta I., Tamburella F., Scivoletto G., Molinari M., Wang S., Wang L., van Asseldonk E., van der Kooij H., Hoellinger T., Cheron G., Thorsteinsson F., Ilzkovitz M., Gancet J. Hauffe EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton // Front Hum Neurosci. 2014, Jun 16; 8:423. doi: 10.3389/ fnhum.2014.00423.

58 Talaty M., Esquenazi A., Briceno J. E. Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650469. doi:10.1109/ICORR.2013.6650469. 17Выпуск 2 (54). 2015

59 Tang Z., Sugano S., Iwata H. A finger exoskeleton for rehabilitation and brain image study // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013 Jun; 2013:6650446. doi: 10.1109/ ICORR.2013.6650446.

60 To C. S., Kobetic R., Bulea T. C., Audu M. L., Schnellenberger J. R., Pinault G., Triolo R. J.Musculoskeletal modelling deconstructs the paradoxical effects of elastic ankle exoskeletons on plantar-flexor mechanics and energetics during hopping // J Exp Biol. 2014, Nov. 15; 217(Pt 22):4018-28. doi: 10.1242/jeb.107656.

61 van Dijk W., van der Kooij H., van der Kooij H. Optimization of human walking for exoskeletal support // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650394. doi:10.1109/ICORR.2013.6650394.

62 Wang S., Meijneke C., van der Kooij H. Modeling, design, and optimization of Mindwalker series elastic joint // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650381. doi:10.1109/ICORR.2013.6650381.

63 Wang S., Wang L., Meijneke C., van Asseldonk E., Hoellinger T., Cheron G., Ivanenko Y., La Scaleia V., Sylos- Labini F., Molinari M., Tamburella F., Pisotta I., Thorsteinsson F., Ilzkovitz M., Gancent J., Nevatia Y., Hauffe R., Zanow F., van der Kooij. Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton // IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014, Oct. 30.

64 Wu T. M., Chen D. Z. Biomechanical study of upper-limb exoskeleton for resistance training with three-dimensional motion analysis system // J Rehabil Res Dev. 2014; 51(1):111-26. doi: 10.1682/ JRRD.2012.12.0227.

65 Yong-Lae Park / Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle, foot rehabilitation // Bioinspir. Biomim. 2014, 9 —P. 45—51.

66 Yu H., Huang S., Thakor N. V., Chen G., Toh S. L., Sta Cruz M., Ghorbel Y., Zhu C. A novel compact compliant actuator design for rehabilitation robots // IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2013, Jun; 2013:6650478. doi:10.1109/ ICORR.2013.6650478.