Әл-Фараби атындағы Қазақ ұлттық университеті

ӘӨЖ 62:685.38 (043.3)

Қолжазба құқығында

ӨЖІКЕН АСЫЛБЕК ҚАСЫМБЕКҰЛЫ

Тобық буыны экзоскелетіне арналған адаптивті басқару жүйесі бар электромеханикалық жетекті әзірлеу және зерттеу

6D060300 – «Механика»

Философия докторы (PhD)
дәрежесін алу үшін дайындалған диссертация жұмысы

Ғылыми жетекші:
д.т.н., профессор
Тулешов А.К.

Шетелдік ғылыми кеңесші:
Doctor of Science, professor
Iliev Teodor

Қазақстан Республикасы
Алматы, 2026

МАЗМҰНЫ

НОРМАТИВТІК СІЛТЕМЕЛЕР 3
ҚЫСҚАРТУЛАР ТІЗІМІ 4
КІРІСПЕ 5
1 ТОБЫҚ БУЫНЫ РЕАБИЛИТАЦИЯСЫНА АРНАЛҒАН ЭКЗОСКЕЛЕТТЕРДІҢ ҚАЗІРГІ ЖАҒДАЙЫ 10
1.1 Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымы деректері және реабилитация қажеттілігі 10
1.2 Тобық буынының анатомиясы мен биомеханикалық ерекшеліктері 11
1.3 Заманауи реабилитациялық экзоскелеттердің түрлері 12
1.4 Тобық буынына арналған экзоскелеттердің жетектері 26
1.5 Қашықтан басқарылатын реабилитация технологиялары 37
1.6 Электромеханикалық жетек түрін таңдау 45
2 ТОБЫҚ БУЫНЫ ЭКЗОСКЕЛЕТІН ЖОБАЛАУ 47
2.1 Биомеханикалық талаптарды анықтау 47
2.2 Экзоскелеттің кинематикалық моделі 48
2.3 Экзоскелеттің қозғалыс теңдеуі 53
2.4 Динамикалық модельдің матрицалық формасы 57
2.5 Экзоселетті бағдарламалық басқарудың алгоритмі 60
2.6 Электромеханикалық жетектерді адаптивті басқару 69
2.7 MATLAB/Simulink ортасында тобық буыны экзоскелетінің динамикалық моделін құру және зерттеу 73
2.8 Тарау бойынша қорытынды 82
3 ЭКЗОСКЕЛЕТ КОНСТРУКЦИЯСЫ, БАСҚАРУ ЖҮЙЕСІ ЖӘНЕ ВИРТУАЛДЫ СЫНАҚТАР 83
3.1 Экзоскелет құрылымының негізгі элементтері 83
3.2 Бұрандалы жетектің жұмыс принципі және артықшылықтары 87
3.3 SolidWorks Simulation нәтижелері 88
3.4 Тарау бойынша қорытынды 96
4 ЭЛЕКТРОМЕХАНИКАЛЫҚ ЖЕТЕКТІҢ АДАПТИВТІ БАСҚАРУ ЖҮЙЕСІН ЭКСПЕРИМЕНТТІК ЗЕРТТЕУ ЖӘНЕ ТИІМДІЛІГІН БАҒАЛАУ 97
4.1 Эксперименттік прототип және сынаққа арналған стенд сипаттамасы 97
4.2 Эксперименттік зерттеулер нәтижелері 99
4.3 MATLAB/Simulink модельдеу нәтижелерін эксперименттік нәтижелермен салыстыру 105
4.4 Тарау бойынша қорытынды 108
ҚОРЫТЫНДЫ 109
ПАЙДАЛАНҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ 111
ҚОСЫМША 119

НОРМАТИВТІК СІЛТЕМЕЛЕР

Диссертациялық жұмыста келесі стандарттарға сәйкес сілтемелер қолданылған:

ҚР СТ ISO 13485-2017 – Медициналық бұйымдарға қойылатын сапа менеджмент жүйелері.

ISO 14971:2019 – Медициналық бұйымдар. Тәуекелдерді басқару бойынша талаптар.

ҚР СТ IEC 60601-1:2018 – Медициналық электр жабдықтары. Негізгі қауіпсіздік талаптары мен функционалдық көрсеткіштері.

ҚР СТ IEC 62304:2018 – Медициналық бұйымдарға арналған бағдарламалық қамтамасыз ету. Бағдарламалық қамтамасыз ету өмірлік цикл процестері.

ҚР СТ 17316-2014 (ISO 17316:2012, IDT) – Реабилитация және жүріс-тұрыс тренажерлеріне қойылатын жалпы қауіпсіздік талаптары.

МЕСТ 31610.0-2014 (IEC 60079-0:2011) – Электр құрылғыларының қауіпсіздігі (электромеханикалық жетектерге қатысты жалпы талаптар).

ҚР СТ 161-2004 – Электр қауіпсіздігі. Төмен кернеулі электр құрылғыларына қойылатын жалпы талаптар.

БЕЛГІЛЕУЛЕР МЕН ҚЫСҚАРТУЛАР

RoM – Қозғалыс диапазоны;
ЖОМ (SCI) – Жұлын-омыртқа ми жарақаты;
ШВБ – Шарикті-винтті беріліс (Шарико-винтовая передача)

КІРІСПЕ

Зерттеудің өзектілігі. Тірек-қимыл аппаратының аурулары мен жарақаттары қазіргі таңда жаһандық медицинаның ең өзекті мәселелерінің бірі болып отыр. Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымының (WHO) деректері бойынша, инсульт, нейроортопедиялық аурулар, спорттық жарақаттар мен қартайған шақтағы қозғалыс белсенділігінің шектелуі науқастардың күнделікті өмір сапасына тікелей әсер етеді. Әсіресе, тобық буынының зақымдануы жүріс-тұрыс функциясының бұзылуына әкеліп, толыққанды реабилитация жүргізуді талап етеді.

Қазіргі таңда классикалық физиотерапиялық әдістерді қолданумен қатар, роботтандырылған экзоскелеттерді пайдалану телереабилитация және үй жағдайында оңалтудың жаңа мүмкіндіктерін ашады [103]. Мұндай құрылғылардың басты артықшылығы – қозғалыстарды нақты қайталау, жүктемені бірқалыпты бөлу және науқастың жеке биомеханикалық ерекшеліктеріне бейімделу қабілеті.

Дегенмен, қолданыстағы экзоскелеттердің бірқатары қымбат, күрделі және тек клиникалық орталарға бейімделген. Бұл олардың кең ауқымда қолжетімділігін шектейді. Сондықтан да жеңіл, икемді, қашықтан басқарылатын, сонымен бірге биомеханикалық талаптарға сәйкес келетін тобық экзоскелетін әзірлеу – өзекті ғылыми әрі инженерлік міндет болып табылады.

Осы жұмыстың өзектілігі – тобық буынының физиологиялық қозғалыс диапазонын қайталайтын, қауіпсіздік элементтерімен жабдықталған және Bluetooth модулі негізінде қашықтан басқарылатын экзоскелет жүйесін ұсыну. Бұл құрылғы реабилитация процесін тек клиникада ғана емес, үй жағдайында да жүргізуге мүмкіндік береді, осылайша науқастардың өмір сапасын жақсартып, реабилитациялық шаралардың қолжетімділігін арттырады.

Жұмыстың негізгі мақсаты – тобық буынына арналған экзоскелеттің электромеханикалық жетегін жобалау, адаптивті басқару жүйесін әзірлеу және оның оңалту үдерісіндегі қозғалыс тиімділігін зерттеу.

Зерттеу міндеттері:

Диссертацияда қойылған мақсатқа сәйкес келесі міндеттер тұжырымдалған:

– тобық буынының анатомиялық құрылымын, қозғалыс диапазонын және клиникалық шектеулерін талдау негізінде тобық буыны экзоскелетін жобалау;

– құрылған модель негізінде тобық буыны экзоскелетінің бағдарламалық қозғалысын синтездеу;

– тобық буыны экзоскелетінің электромеханикалық жетектерінің қозғалыстарының динамикалық моделін құру;

– тобық буыны экзоскелетінің электромеханикалық жетектерінің адаптивті басқаруын зерттеу;

– тобық буыны экзоскелетінің прототипін жасау, эксперименттік зерттеу жүргізу және оңалту үдерісіндегі қозғалыс тиімділігін бағалау.

Зерттеу нысаны: Адамның тобық буыны қозғалысын биомеханикалық талаптарға сәйкес қайталауға арналған оңалтуға бағытталған активті экзоскелет.

Зерттеу пәні: Тобық буыны экзоскелетінің электромеханикалық жетектері, адаптивті басқару жүйелері

Зерттеу әдістері: Зерттеу барысында аналитикалық әдістер, биомеханикалық талдау және математикалық модельдеу қолданылды. Тобық буыны экзоскелетінің кинематикасы мен динамикасын сипаттау үшін қозғалыс теңдеулері және динамикалық модельдер құрылды.

Компьютерлік модельдеу SolidWorks 3D CAD Design Software & PDM Systems бағдарламасында жүзеге асырылып, экзоскелеттің құрылымдық элементтерін жобалау және кинематикалық үйлесімділігін тексеруге мүмкіндік берді.

Жүйенің динамикалық мінез-құлқын зерттеу және адаптивті басқару алгоритмдерін верификациялау үшін MATLAB/Simulink ортасында имитациялық модельдеу жүргізілді.

Сонымен қатар, әзірленген экзоскелет прототипіне эксперименттік зерттеулер жүргізіліп, оның қозғалыс параметрлері, басқару дәлдігі және оңалту үдерісіндегі тиімділігі бағаланды.

Қорғауға ұсынылатын негізгі тұжырымдар:

– тобық буынының физиологиялық және биомеханикалық қозғалыс заңдылықтарына сәйкес келетін экзоскелет құрылымы;

– экзоскелеттің кинематикалық және динамикалық модельдері және қозғалыс дәлдігін қамтамасыз ететін математикалық тәуелділіктер;

– электромеханикалық жетектерді басқаруға арналған адаптивті алгоритм және оның орнықтылық қасиеттері;

– ұсынылған экзоскелет прототипінің оңалту үдерісіндегі қозғалыс тиімділігін дәлелдейтін эксперименттік нәтижелер.

Жұмыстың негізгі нәтижелері:

Зерттеу жұмысы нәтижесінде төмендегідей ғылыми және практикалық қорытындыларға қол жеткізілді:

– тобық буынының анатомиялық құрылымын, физиологиялық қозғалыс диапазонын және клиникалық шектеулерін ескере отырып, биомеханикалық негізде тобық буынына арналған экзоскелет жобаланды;

– құрылған модель негізінде тобық буыны экзоскелетінің бағдарламалық қозғалысы синтезделді. жүргізілген есептеулер қозғалыс траекторияларының физиологиялық сәйкестігін, кинематикалық дәлдігін және құрылымның механикалық тұрақтылығын көрсетті;

– тобық буыны экзоскелетінің электромеханикалық жетектерінің динамикалық моделі құрылды. жетектердің бұрыштық орын ауыстыру параметрлері есептеліп, жүйенің биомеханикалық және электромеханикалық сәйкестігі қамтамасыз етілді;

– электромеханикалық жетектерді басқарудың адаптивті алгоритмі зерттелді. алгоритм қозғалыс дәлдігін және жүйенің басқару сапасын қамтамасыз етудегі тиімділігін көрсетті;

– тобық буыны экзоскелетінің прототипі жасалып, эксперименттік зерттеулер жүргізілді. нәтижелер адаптивті басқару алгоритмінің жұмыс қабілеттілігін, жүйенің қауіпсіздігін және оңалту үдерісінде қолдану мүмкіндігін растады.

Зерттеудің ғылыми жаңалығы:

– тобық буынының биомеханикалық қозғалыс ерекшеліктерін ескеретін электромеханикалық жетекті экзоскелеттің жаңа құрылымдық шешімі ұсынылды;

– Ұсынылған механизм үшін тобық буынының физиологиялық қозғалысын қамтамасыз ететін кинематикалық модель әзірленді.

– ұсынылған экзоскелеттің электромеханикалық жетектері үшін динамикалық модель құрылып, оның параметрлері анықталды;

– қозғалысты дәл және тұрақты қамтамасыз ететін адаптивті басқару алгоритмі әзірленді;

– ұсынылған модель негізінде тәжірибелік прототип жасалып, оның тиімділігі эксперименттік түрде дәлелденді.

Зерттеудің практикалық маңыздылығы:

– әзірленген экзоскелет тобық буынының жарақаттан кейінгі немесе неврологиялық бұзылыстар кезіндегі қозғалысын қалпына келтіруге мүмкіндік береді;

– ұсынылған басқару алгоритмдері нақты уақыт режимінде тұрақты және дәл қозғалысты қамтамасыз етеді;

– жасалған прототип медициналық реабилитация орталықтарында қолдануға бейімделген;

– зерттеу нәтижелері отандық медициналық робототехника саласын дамытуға негіз бола алады.

Зерттеу нәтижелерінің ғылыми-зерттеу бағдарламаларының жоспарларымен байланысы.

Ұсынылған нәтижелер Қазақстан Республикасы Ғылым және жоғары білім министрлігінің Бағдарламалық-нысаналы қаржыландыру бойынша BR24992820 «Ортопедия және медициналық оңалту саласында протездеу және реабилитация кезінде хирургиялық араласуларды жетілдіруге арналған инновациялық медициналық технологиялар мен құрылғылар» тақырыбы бойынша 2024-2026 жылдарына арналған ғылыми-техникалық бағдарламасы аясында алынған (01.10.2024 жылғы №376 келісімшарт);

Сонымен қатар, Өжікен А. осы зерттеу саласындағы Қазақстан Республикасының Ғылым және жоғары білім министрлігі қаржыландыратын AP22688590 «Роботтық манипулятордың қозғалтқыштарын басқару динамикасын зерттеу» тақырыбындағы Жас Галым гранты бойынша ғылыми жобаның жетекшісі.

Автордың жеке үлесі.

Зерттеу жұмысының барлық кезеңдері автордың тікелей қатысуымен жүзеге асырылды. Алдымен тобық буынының анатомиялық және биомеханикалық ерекшеліктері талданып, қозғалыс диапазондары мен клиникалық талаптар жүйеленді. Осы негізде экзоскелеттің кинематикалық сұлбасы жасалып, жетек жүйесі ретінде шарикті-винтті беріліс таңдалып, SolidWorks ортасында құрылымдық элементтердің үшөлшемді моделі әзірленді. Автор басқару жүйесінің алгоритмдерін құрастырып, Arduino платформасында бағдарламалады, сенсорлық модульдермен интеграция жасады және Bluetooth негізіндегі қашықтан басқару платформасын іске асырды. Эксперименттік сынақтар кезеңінде автор зертханалық стендті жинақтап, прототипті құрастырды, қозғалыс динамикасын талдап, MATLAB пен SolidWorks Simulation құралдарын қолданып нәтижелерді өңдеді. Алынған нәтижелерді ғылыми тұрғыдан рәсімдеу, диссертация мәтініне енгізу, сондай-ақ халықаралық конференцияларда баяндау мен жарияланымдар дайындау да тікелей автордың еңбегі болып табылады.

Зерттеу нәтижелерінің сенімділігі, мақұлдануы. Зерттеу жұмысының негізгі нәтижелері 10 ғылыми жарияланымда, соның ішінде 4 жұмыс Scopus (Скопус) деректер базасы мәліметтері бойынша 1-ші квартильге кіретін журналдарда (2 жұмыс – процентиль 91%, 1 жұмыс – процентиль 89%, 1 жұмыс – процентиль 80%), 2 жұмыс – ҚР ҒЖБМ ҒЖБСҚК ұсынған журналда, 3 жұмыс – халықаралық ғылыми конференциялар материалдарында (оның ішінде 1 жұмыс – Scopus деректер базасында индекстелетін Springer «Mechanisms and Machine Science» сериясында).

Жұмыс нәтижелерін жүзеге асыру және енгізу. Жұмыс авторының қатысуымен әзірленген аяқ экзоскелетінің прототипі Сәтбаев университетінде білім беру барысында қолданылады және Алматы қаласындағы №4 Қалалық клиникалық ауруханасында апробациядан өткізіліп жатыр.

Диссертация құрылымы.

Диссертация кіріспеден, төрт негізгі бөлімнен, қорытындыдан, пайдаланылған әдебиеттер тізімінен және қосымшалардан тұрады.

Кіріспеде зерттеудің өзектілігі, мақсаты мен міндеттері, зерттеу нысаны, пәні және әдістері, жұмыстың негізгі нәтижелері, ғылыми жаңалығы мен практикалық маңыздылығы, ғылыми бағдарламалармен байланысы, автордың жеке үлесі, сондай-ақ зерттеу нәтижелерінің сенімділігі, мақұлдануы және енгізілуі баяндалған.

Бірінші бөлімде тобық буынына арналған реабилитациялық экзоскелеттердің қазіргі даму жағдайына талдау жүргізілген. Тобық буынының анатомиялық және биомеханикалық ерекшеліктері, қазіргі заманғы экзоскелеттердің түрлері, жетектері және қашықтан басқарылатын реабилитациялық технологиялар қарастырылып, электромеханикалық жетек түрлерін салыстыру негізінде жетек түрін таңдау негізделген.

Екінші бөлімде тобық буыны экзоскелетін жобалау мәселелері қарастырылған. Экзоскелеттің биомеханикалық талаптары анықталып,

кинематикалық және динамикалық математикалық модельдері әзірленген. Сонымен қатар бағдарламалық басқару алгоритмі ұсынылып, электромеханикалық жетектің адаптивті басқару жүйесі әзірленіп, MATLAB/Simulink ортасында динамикалық модельдеу жүргізілген.

Үшінші бөлімде экзоскелет конструкциясы мен оның негізгі элементтері сипатталған. Бұрандалы жетектің жұмыс принципі негізделіп, оның артықшылықтары көрсетілген. Сонымен қатар SolidWorks Simulation ортасында виртуалды сынақтар жүргізіліп, дорсифлексия–плантарфлексия және инверсия–эверсия қозғалыстары кезіндегі экзоскелеттің кинематикалық сипаттамалары зерттелген.

Төртінші бөлімде экзоскелеттің тәжірибелік прототипі, сымсыз басқару платформасы және сынақ стенді сипатталып, электромеханикалық жетектің адаптивті басқару жүйесіне эксперименттік зерттеулер жүргізілген. Эксперименттік нәтижелер MATLAB/Simulink модельдеу нәтижелерімен салыстырылып, ұсынылған басқару жүйесінің тиімділігі классикалық ПИД реттегішпен салыстыру арқылы бағаланған.

Диссертацияның қорытынды бөлімінде жүргізілген зерттеулердің негізгі ғылыми нәтижелері жинақталып, теориялық және практикалық қорытындылар ұсынылған.

1 ТОБЫҚ БУЫНЫ РЕАБИЛИТАЦИЯСЫНА АРНАЛҒАН ЭКЗОСКЕЛЕТТЕРДІҢ ҚАЗІРГІ ЖАҒДАЙЫ

1.1 Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымы деректері және реабилитация қажеттілігі

2017 жылдың ақпан айында Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымы (ДДҰ) «Rehabilitation 2030» атты жаһандық бастаманы жариялап, реабилитацияға деген өткір әрі қанағаттандырылмаған қажеттілікке назар аударды және денсаулық сақтау жүйелерін нығайтудың маңыздылығын атап өтті. Реабилитация денсаулығында ақауы бар тұлғалардың функционалдық мүмкіндіктерін қалпына келтіруге, мүгедектіктің алдын алуға және қоғамға толыққанды араласуына мүмкіндік беретін медициналық қызметтер кешенін қамтиды. Бұл қызметтер жеке адамның да, жалпы халықтың да денсаулығы мен әл-ауқатын жақсартуға бағытталған стратегиялық құрал болып саналады.

ДДҰ деректеріне сәйкес, 2019 жылғы Дүниежүзілік ауру жүгінің талдауында әлем халқының үштен бірі, яғни шамамен 2,41 миллиард адам реабилитацияны қажет ететін жағдайларда өмір сүрген. Бұл көрсеткіш 1990 жылдан бері 63 пайызға өскен. 2021 жылғы мәлімет бойынша, шамамен 2,6 миллиард адамға реабилитация қажет болған, бұл 340 миллион мүгедектікпен өмір сүрген жылға (YLD) тең. Қаңқа-бұлшықет жүйесінің, неврологиялық, жүрек-қан тамырлары, тыныс алу, психикалық және басқа да созылмалы аурулары бар адамдар осы қызметтердің негізгі алушылары болып табылады. Реабилитациялық көмекті физиотерапевттер, эрготерапевттер, протезистер мен ортопедтер, логопедтер, психологтар, дәрігерлер және мейірбикелерден құралған мультидисциплинарлық топ көрсетеді.

ДДҰ-ның 2023 жылы өткен 76-шы Бүкіләлемдік денсаулық сақтау ассамблеясының шешімінде реабилитацияны бастапқы медициналық көмектен бастап үшіншілік деңгейге дейінгі барлық сатыларға енгізу және сапалы қызметтердің қолжетімділігін қамтамасыз ету қажеттілігі ресми түрде бекітілді. Сонымен қатар, реабилитация саласында жаһандық мақсаттар мен қолжетімді көрсеткіштерді әзірлеу міндеті қойылды. ДДҰ факт-шитінде реабилитация тек мүгедектігі бар адамдар үшін емес, өмір бойы әрбір адамның жарақат, ауру немесе қартаю салдарынан туындайтын функционалдық шектеулерді жеңуіне қажет екені ерекше атап өтіледі. Ол денсаулық сақтау жүйесінің ажырамас бөлігі болып, хирургия, созылмалы ауруларды басқару сияқты басқа медициналық араласулардың тиімділігін арттыруға ықпал етеді.

Қазіргі таңда көптеген төмен және орташа табысты елдерде реабилитация қызметтеріне қолжетімділік шектеулі. Кей жағдайларда мұқтаж адамдардың 50 пайыздан астамы қажетті көмекті ала алмайды. Қақтығыстар, табиғи апаттар немесе індеттер кезеңінде бұл мәселе тіпті ушығып, реабилитацияға деген сұраныс артады. Мұндай жағдайда инновациялық технологияларды, соның ішінде экзоскелеттерді енгізу халықтың функционалдық мүмкіндіктерін қалпына келтіруде ерекше маңызды бағыт болып табылады.

ДДҰ деректері бойынша реабилитацияға мұқтаж адамдар санының өсу динамикасы көрсетілген:

– 1990 ж. – шамамен 1,48 млрд адам;

– 2019 ж. – 2,41 млрд адам (өсім +63%);

– 2023 ж. – 2,6 млрд адам.

Бұл өсім реабилитацияға деген жаһандық қажеттіліктің қаншалықты жылдам артып жатқанын, және оны денсаулық сақтау жүйесінің стратегиялық бағыты ретінде қарастырудың маңыздылығын айқындайды.

ДДҰ мәліметтері бойынша, соңғы үш онжылдықта реабилитацияға мұқтаж адамдар саны 63%-ға өсті. Бұл көрсеткіш денсаулық сақтау жүйесіне түсетін жүктеменің артып жатқанын және инновациялық технологияларды (оның ішінде экзоскелеттерді) енгізудің өзектілігін көрсетеді.

1.2 Тобық буынының анатомиясы мен биомеханикалық ерекшеліктері

Анатомиядан белгілі болғандай, аяқтың қозғалыс мүмкіндігі үш негізгі жазықтықта орындалады, олар 1.2 суретте көрсетілген. Диаграммада аяқтың қозғалыстары X, Y және Z координаталарының үш осіне қатысты бейнеленген.

– Плантарфлексия (plantarflexion) – табанға қарай аяқтың төмен бағытталуы, ол артқы жіліншік бұлшықеттерінің жиырылуы нәтижесінде орындалады.

– Дорсифлексия (dorsiflexion) – аяқтың жоғары көтерілуі, бұл жіліншік алдыңғы бұлшықеттерінің жиырылуымен қамтамасыз етіледі.

– Инверсия (inversion) – аяқтың табанының ішке қарай бұрылуы, ол медиалды бұлшықеттер арқылы жүзеге асады.

– Эверсия (eversion) – табанның сыртқа қарай бұрылуы, бұл қозғалысты аяқтың латералды бұлшықеттері орындайды.

– Аддукция (adduction) – аяқтың Z осі бойымен дененің ортаңғы сызығына қарай қозғалысы, ол әртүрлі жүктемелерде аяқтың тұрақтылығын қамтамасыз етеді.

– Абдукция (abduction) – аяқтың Z осі бойымен сыртқа қозғалысы, ол тепе-теңдікті сақтауда маңызды рөл атқарады.

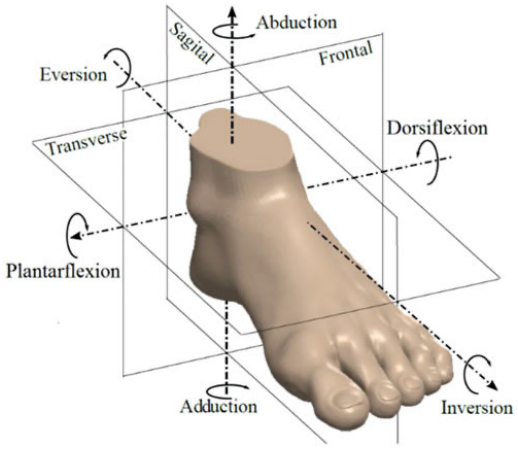
Тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктері оның қызметі мен жұмысын анықтайтын бір-бірімен тығыз байланысты сипаттамалар жиынтығын құрайды. Бұл буын үш сүйектік компоненттен тұрады (сурет 1.3):

– асық сүйек (calcaneus),

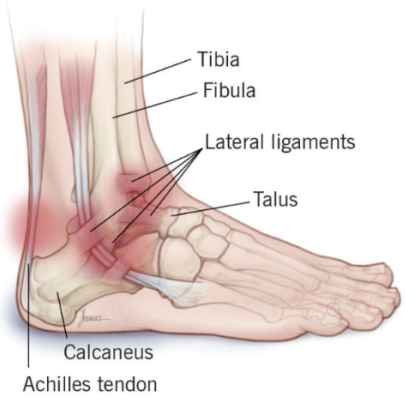
– табан сүйектері (tarsals),

– башпай сүйектері (phalanges), сондай-ақ байламдық аппарат пен бұлшықеттерден құралады.

Аталған құрылымдар күрделі механикалық жүйені құрайды, оған айналу осьтері, жанасу беттері, қозғалысты реттейтін байламдар мен бұлшықеттер кіреді (дорсифлексия, плантарфлексия, ішке және сыртқа айналу қозғалыстары).



Сурет 1.2 – Аяқ буыны қозғалыстарының диаграммасы



Сурет 1.3 – Тобық буынының құрылымдық элементтері

Тобық буынының функционалдық рөлі:

– дене салмағын көтеру,

– жүктемені басқа буындарға жеткізу,

– әртүрлі қозғалыс түрлеріне қатысу.

Механикалық тұрғыдан тобық буыны иілгіштік, серпімділік, тұрақтылық және жүктемеге бейімделу қабілетімен сипатталады. Ал динамикалық қасиеттеріне қозғалыс массасы, энергия тиімділігі және уақытша сипаттамалар жатады. Физиологиялық деңгейде бұлшықет жиырылуы мен босаңсуы, физиологиялық қатаңдық және синовиальды сұйықтық секрециясы маңызды рөл атқарады.

Осы биомеханикалық ерекшеліктерді түсіну тобық буынының ауруларын диагностикалау мен емдеуде, сондай-ақ экзоскелеттерді жобалау кезінде аса маңызды. Олар қозғалысты қалпына келтіру мен функционалдық қолдауды қамтамасыз ететін құрылғылардың тиімділігін арттырады.

Тобық буынының қозғалыстары үш негізгі жазықтықта жүзеге асады:

– дорсифлексия (0°–30°) және плантарфлексия (0°–50°),

– инверсия/эверсия (±12°),

– аддукция/абдукция (±10°).

Бұл қозғалыстар фронталды, сагитталды және көлденең жазықтықтарда өтеді және реабилитация кезінде буынның табиғи қызметін қалпына келтіруге мүмкіндік береді.

1.3 Заманауи реабилитациялық экзоскелеттердің түрлері

Қазіргі таңда тобық буынының қозғалысын қалпына келтіруге арналған реабилитациялық экзоскелеттерді екі негізгі бағытқа бөлуге болады: коммерциялық (Commercial) және ғылыми-зерттеу (Research-Oriented) үлгілері. Коммерциялық экзоскелеттер медициналық практикада және үй жағдайында қолдануға бейімделген дайын өнім ретінде жасалады. Олар көбінесе жаппай өндіріс технологиясына негізделіп, пайдаланушыға қарапайым әрі түсінікті

интерфейстермен, алдын ала орнатылған реабилитациялық бағдарламалармен және қауіпсіздік сертификаттарымен қамтамасыз етіледі. Мұндай құрылғылардың басты ерекшелігі – клиникалық жағдайда сенімді қолдануға жарамдылығы, пациенттерге арналған қолжетімділігі және дәрігерлер тарапынан оңай басқарылуы. Коммерциялық бағыттағы шешімдер негізінен дорсифлексия мен плантарфлексия қозғалыстарын қолдау, жүру процесін жеңілдету және жаттығуларды автоматтандыруға бағытталған. Қазіргі уақытта халықаралық нарықта кең таралған үлгілерге Ekso Bionics компаниясының EksoNR жүйесі, ReWalk Rehabilitation құрылғылары, Ottobock компаниясының ортопедиялық шешімдері және Honda Walking Assist портативті құрылғысы жатады.

Ғылыми-зерттеу бағытындағы экзоскелеттер әдетте университеттер мен зерттеу институттарында әзірленетін прототиптер болып табылады. Олар жаңа басқару алгоритмдерін сынау, кинематикалық шешімдерді тексеру және сенсорлық жүйелерді жетілдіру үшін қолданылады. Мұндай үлгілердің басты артықшылығы – архитектурасының икемділігі және әртүрлі қозғалтқыштар мен датчиктерді біріктіре отырып, әртүрлі басқару әдістерін тексеруге мүмкіндік беруінде. Зерттеу бағытындағы құрылғыларда көбіне электромиографиялық (EMG), инерциялық (IMU) және күш сенсорлары қолданылады, бұл олардың функционалдық бейімделуін арттырады [102]. Сонымен қатар қашықтан басқару технологиялары, жасанды интеллектке негізделген адаптивті басқару жүйелері, жұмсақ экзоскелеттер (soft exosuits) және 3D-баспа арқылы жасалған төмен құнды құрылғылар жиі кездеседі. Мұндай мысалдарға MIT Media Lab әзірлеген жұмсақ экзоскелет, Кореядағы KAIST институтының R-Leg жүйесі қашықтан басқарылатын тобық буыны экзоскелет прототиптері жатады.

Ғылыми-зерттеу бағытындағы тобық буын экзоскелеттері екі негізгі санатқа бөлінеді [14]:

1. Жоғары киілетін экзоскелеттер (Wearable Robotic Devices). Бұл құрылғылар науқасқа тікелей киіледі және аяқтың қозғалғыш буындарына, әсіресе тобық буынына, тікелей әсер етеді.

– Киімге ұқсас түрде аяққа бекітіліп, табиғи қозғалыс үлгілерін (плантарфлексия, дорсифлексия, инверсия, эверсия, аддукция, абдукция) қолдауға арналған.

– Бағдарламаланатын басқару схемалары мен сенсорлық жүйелерді интеграциялау арқылы нақты және динамикалық қолдау көрсетеді.

– Жаяу жүрісті жаттықтыру (gait training) мақсатында пайдаланылады және пациенттің күнделікті белсенділігін қолдауға бағытталған.

[15] зерттеуде тобықтағы клонус құбылысын диагностикалау мен бағалау әдістерін үйретуге арналған роботтандырылған тобық-аяқ симуляторы ұсынылған. Құрылғы сериялы серпімді актуатор (Series Elastic Actuator, SEA) қолдана отырып жасалған және медициналық білім алушыларға нақты клиникалық жағдайға ұқсас сенсорлық әсерді имитациялауға мүмкіндік береді. Бұл симулятордың басты

мақсаты – клонус реакциясын модельдеу арқылы студенттер мен резиденттерді дұрыс диагностикалық әдістерге үйрету.

Механикалық жағынан құрылғы адам аяғының анатомиялық пішініне ұқсас етіп жасалған және екі еркіндік дәрежесін қамтамасыз етеді: негізгі қозғалыс – дорсифлексия мен плантарфлексия, қосымша қозғалыс – инверсия мен эверсия. Негізгі жетек ретінде қуатты тұрақты ток қозғалтқышы планетарлы редуктормен және белдік-рычагты механизммен бірге қолданылған. SEA жүйесі серіппенің серпімділігін пайдалана отырып, бұлшықет кедергісін шынайы түрде бейнелейді және қосымша сенсорлық қызмет атқарады.

Құрылғы сенсорлық жүйемен толықтырылған: серіппенің ығысуын өлшейтін сызықтық энкодер, қозғалыс бұрыштарын тіркейтін айналмалы энкодерлер және табанға орналастырылған күш датчиктері бар. Басқару архитектурасы екі деңгейлі болып келеді: төменгі деңгейде ток, жылдамдық және момент контурлары жұмыс істейді, ал жоғарғы деңгейде импеданс-басқару алгоритмі клонус реакциясын имитациялайды. Клонусты бейнелеу үшін жиілігі 5–8 Гц болатын синусоидалы сигнал қолданылады.

Зертханалық сынақтар құрылғының моментті дәл бағалай алатынын көрсетті, ал клиникалық тексерістерге қатысқан дәрігерлер мен физиотерапевтер клонус реакциясының шынайылығын жоғары бағалады. Сонымен қатар, құрылғының құны төмен, қауіпсіздігі жоғары және портативтілігі оны медициналық оқу бағдарламаларына енгізуге мүмкіндік береді. Дегенмен, симулятор тек клонусқа бағытталған және басқа патологиялық жағдайларды бейнелеу үшін қосымша жетілдіруді қажет етеді.

Жалпы алғанда, бұл роботтандырылған тобық-аяқ симуляторы медициналық білім беру процесінде тәжірибелік дағдыларды дамытуға арналған тиімді құрал болып табылады. Ол студенттерге клиникалық жағдайды модельдеу арқылы тәжірибе жинақтауға мүмкіндік беріп, диагностикалық қабілеттерді жетілдіруге бағытталған (сурет 1.11 А).

Бұл зерттеуде [16] «Almaty Ankle Exoskeleton» деп аталатын тобық реабилитациясына арналған жаңа портативті экзоскелет ұсынылған. Құрылғының басты мақсаты – тобық буынының негізгі қозғалыстарын, атап айтқанда дорсифлексия мен плантарфлексияны, сондай-ақ инверсия/эверсия мен абдукция/аддукция қозғалыстарын қолдап, науқастардың қимыл-қозғалысын қалпына келтіруде тиімді әрі қолжетімді шешім ұсыну. Экзоскелет қарапайым, арзанырақ және оңай қолдануға бағытталған, сондықтан ол физиотерапия мен үй жағдайындағы реабилитацияға бейімделген.



Сурет 1.11 – Тобық буынына арналған әртүрлі киілетін роботтандырылған құрылғылар (WRRs): (A) тобық-аяқ симуляторы; (B) тобық экзоскелеті; (C) нейромеханикаға негізделген белсенді экзоскелет; (D) роботтандырылған AFO; (E) KAFO [14].

Механикалық тұрғыдан экзоскелет төрт электрлік сызықтық актуатормен жабдықталған, олардың көмегімен тобықтың барлық негізгі қозғалыстары орындалады. Конструкциясы балтыр платформасы мен аяқ платформасынан тұрады, олар бір-бірімен шарнирлер және шарикті буындар арқылы байланысады. Бұл шешім табиғи қозғалысты имитациялауға мүмкіндік береді. Аяқ платформасы пайдаланушы табанын орнықты бекітуге арналған, ал балтыр платформасы жетектерді орналастыруға негіз ретінде қызмет етеді. CAD үлгісі құрылғының эргономикалық әрі ықшам екенін көрсетеді, сонымен қатар негізгі элементтері 3D-баспа арқылы дайындалған.

Құрылғы сенсорлық жүйелермен жабдықталған: инерциялық өлшеу блогы (IMU), күш датчиктері, сондай-ақ қажет болған жағдайда электромиографиялық (EMG) сенсорлар интеграциялануы мүмкін. Басқару Arduino Mega 2560 микроконтроллері арқылы жүзеге асады, ол төрт актуатордың жұмысын үйлестіреді. Қосымша байланыс құралдары ретінде Bluetooth немесе USB интерфейстері қарастырылған. Электрмен қоректендіру үшін портативті батарея қолданылып, шамамен 2 сағат үздіксіз жұмысқа мүмкіндік береді. Жалпы салмағы 2 кг құрайды (оның 0,7 кг құрылғы және 1,3 кг батарея), бұл оны жеңіл әрі тасымалдауға ыңғайлы етеді.

Эксперименттік сынақтар барысында құрылғының жұмысқа қабілеттілігі тексерілген. Алдын ала жүргізілген тесттер дорсифлексия мен плантарфлексия қозғалыстарында экзоскелеттің қадамдық қозғалысты бірқалыпты орындағанын көрсетті. Қозғалыс кезінде бұрыштық жылдамдық пен үдеудің тұрақты мәндерге ие болуы құрылғының дәлдігін дәлелдейді. Сонымен қатар, қуат тұтыну шамамен 50 мА деңгейінде болған, бұл экзоскелеттің энергия үнемділігін айғақтайды.

Жалпы алғанда, ұсынылған «Almaty Ankle Exoskeleton» прототипі төмен құнды компоненттерге негізделген жаңа буын құрылғысы болып табылады. Ол тобық буынының қозғалысын қалпына келтіруде тиімді әрі қауіпсіз шешім ұсынып, науқастардың қимыл белсенділігін арттыруға бағытталған. Болашақта бұл үлгі қуаттырақ жетектермен және бейімделген платформа дизайнымен толықтырылып, жаяу жүруді қолдау құрылғысы ретінде кеңінен қолданылуы мүмкін (сурет 1.11 В).

[17] зерттеуде инсульттан кейінгі науқастардың жүру қабілетін қалпына келтіруге бағытталған нейромеханикаға негізделген белсенді тобық экзоскелеті ұсынылған. Құрылғының басты мақсаты – әлсіреген тобық бұлшықеттерінің функциясын қолдау арқылы жүру кезіндегі алға итеру күшін арттыру және жүріс симметриясын жақсарту.

Экзоскелет жеңіл салмақты (орта есеппен 532 г) және пайдаланушының салқы буыны мен табанына жеке қалыпта жасалған карбон талшықты компоненттерден тұрады. Тобық буыны деңгейінде жасанды пневматикалық бұлшықет бекітілген, ол дорсифлексия–плантарфлексия қозғалысын белсенді қолдауға арналған. Бұлшықет шамамен 26 см ұзындықта орналастырылып, 13 см момент иығы арқылы қажетті күшті қамтамасыз етеді.

Басқару алгоритмі «Пропорционалды миоэлектрлік пропульсия» (PMP) принципіне негізделген. Яғни, экзоскелет тек қана тіреу фазасының соңында, табанға түсетін алға бағытталған реактивті күш пайда болғанда, пайдаланушының салқы бұлшықетінің электромиографиялық (EMG) белсенділігіне пропорционалды түрде плантарфлексия моментін береді. Осылайша құрылғы бұлшықет белсенділігін толық алмастырмай, пайдаланушының ерікті қозғалысын қолдайды.

Экспериментке инсульттан кейінгі бес науқас қатысқан. Олар үш түрлі жағдайда сынақтан өтті: экзоскелетсіз жүру, экзоскелетпен бірақ жетексіз (UnPOW), және белсенді жетекті экзоскелетпен (POW). Әрбір сынақ 5 минуттан жүргізіліп, белсенді режим үш рет қайталанды. Биомеханикалық талдау үшін қозғалыс түсіру жүйесі, күш платформасы және бұлшықет ЭМГ жазбалары қолданылды.

Нәтижелер көрсеткендей, экзоскелет қолданылғанда жалпы плантарфлексия моменті шамамен 16%-ға артқан. Дегенмен, оң механикалық жұмыс, жүру симметриясы немесе метаболикалық қуат бойынша статистикалық тұрғыдан айқын өзгерістер байқалмаған. Кейбір қатысушыларда салқы бұлшықетінің белсенділігі азайғаны анықталды, бұл экзоскелетті қолдану кезінде бұлшықет белсенділігінің қайта бейімделуін білдіреді. Сонымен қатар, бірнеше қайталанудан кейін таза

метаболикалық шығын біртіндеп төмендегенімен, ол да статистикалық мәнге жетпеді.

Жалпы алғанда, бұл нейромеханикаға негізделген белсенді тобық экзоскелеті инсульттан кейінгі науқастарда тобық моментін күшейту мүмкіндігін көрсетті. Зерттеу нәтижелері оның қысқа мерзімді тиімділігін дәлелдеп, ұзақ мерзімді клиникалық сынақтарға негіз бола алады. Болашақта құрылғыны уақытылы іске қосу стратегиясын жетілдіру, биологиялық кері байланысты интеграциялау және пайдаланушының белсенді қатысуын ынталандыру арқылы оның реабилитациялық әлеуетін арттыру көзделуде (сурет 1.11 С).

Бұл зерттеуде [18] созылмалы инсульттан кейін тобық бұлшықетінің әлсіздігіне байланысты жүрісінде «аяқ салбырауы» (drop foot) бар науқастарға арналған роботтандырылған тобық-аяқ ортезі (AFO) жасалып, клиникалық тұрғыда тексерілді. Құрылғының негізгі ерекшелігі – жүру фазасын сенсорлар арқылы анықтап, аяқтың swing фазасында белсенді dorsiflexion қозғалысына көмектесуі. Бұл науқастың табанының жерге сүйретіліп қалуын болдырмайды және жүруді анағұрлым табиғи етеді.

Құрылғының механикалық негізін жеңіл көміртекті талшықтан жасалған ортез құрайды, ол пайдаланушының аяқ киімінің ішіне киіледі. Жетек ретінде щеткасыз тұрақты ток қозғалтқышы (Dynamixel MX106) қолданылған, ол 16,7 Н·м дейінгі моментті қамтамасыз етеді. Басқару жүйесі аяқтың табанына орнатылған күшке сезімтал резисторлар (FSR) және балтырға бекітілген IMU (MPU6050) арқылы жүрудің үш жағдайын анықтайды: тегіс жолда жүру, баспалдақпен көтерілу және түсу. Микроконтроллер Arduino Pro Mini сигналдарды өңдеп, қозғалыс кезінде қажетті dorsiflexion немесе plantarflexion көмегін іске қосады. Электрмен қоректендіру үшін 12 В литий-полимерлі аккумулятор орнатылған, ол шамамен 5 сағат үздіксіз жұмыс істеуге мүмкіндік береді.

Клиникалық сынақ Гонконгта жүргізілген және 19 науқасты қамтыған. Олар кездейсоқ екі топқа бөлінген: роботтық көмек алған топ (n=9) және пассивті ортез қолданған «sham» топ (n=10). Әрбір пациент 20 сеанс бойы шамамен бес апта жаттығудан өткен: 30 минуттық тегіс жолда жүру және баспалдақпен көтерілу/түсу жаттығулары. Негізгі бағалау көрсеткіші – Functional Ambulatory Category (FAC) шкаласы бойынша тәуелсіз жүру деңгейі, ал қосымша көрсеткіштерге Fugl-Meyer Assessment (FMA), Modified Ashworth Scale (MAS), Berg Balance Scale (BBS), 10-Meter Walk Test (10MWT), және Six-Minute Walk Test (SMWT) кірген.

Нәтижелер бойынша роботталған топта жүру тәуелсіздігі, қозғалтқыштық функция және жүру жылдамдығы айтарлықтай жақсарған. Барлық пациенттер жаттығудан кейін және 3 айдан соң FAC ≥ 5 деңгейіне жеткен. Жүру талдауы көрсеткендей, роботталған топ табанды жерге өкшемен қоя бастады (foot tilting +1,91°), бұл сенімділік пен салмақ қабылдауды жақсартқан. Сондай-ақ вертикалды реактивті күш пен тежеу күші де артқан. Ал пассивті ортез қолданған топта керісінше аяқ dorsiflexion бұрышы мен тізе бүгілуі төмендеген

Жалпы алғанда, роботтандырылған AFO инсульттан кейінгі науқастарда жүруді қалпына келтіруге көмектесіп, жүру тәуелсіздігін арттырды. Сонымен қатар, ол сенсорлық кері байланыс арқылы нейропластикалық бейімделуді ынталандыруы мүмкін екендігі байқалды. Дегенмен, болашақта құрылғының салмағын азайту, ортопедиялық сәйкестігін жақсарту және пациенттердің жайлылығын арттыру бағытында қосымша жетілдірулер қажет екені атап өтілген (сурет 1.11 D).

[19] зерттеуде тізе мен тобық буындарының қозғалысын қолдауға арналған жаңа роботтандырылған ортез – KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis) ұсынылған. Құрылғының ерекшелігі – жасанды пневматикалық бұлшықеттерді пайдалану және оларды адамның өз бұлшықетінің электромиографиялық (ЭМГ) сигналдары арқылы басқару. Мұндай тәсіл науқастың қозғалысына физиологиялық тұрғыдан жақын көмек беруге мүмкіндік береді.

Құрылғы бір аяққа арналған және салмағы шамамен 2,9 кг. Оның табан бөлігі полипропиленнен, сирақ пен сан бөліктері көміртекті талшықтан дайындалған. Тобық пен тізе буындарында еркін шарнирлер бар. Әрбір ортезге алты жасанды пневматикалық бұлшықет орнатылған: тобыққа бір дорсифлексор және бір плантарфлексор, тізеге екі экстензор және екі флексор. Бұлшықеттер қысым берілетін ауа жүйесі арқылы жұмыс істейді, ал басқару сигналы ЭМГ датчиктерінен алынады.

Басқару жүйесі екі түрлі режимде тексерілген:

– Пропорционалды миоэлектрлік басқару (PM) – мұнда антагонистік бұлшықеттер бірге қосылып, жиі ко-активация пайда болған.

– Флексорлық тежеумен пропорционалды басқару (PMFI) – мұнда экстензор белсенді болғанда флексор автоматты түрде тежеледі, яғни табиғи рефлекс принципі қолданылады.

Экспериментке үш сау ерікті қатысқан. Олар үш жағдайда сынақтан өтті: ортезсіз жүру, ортезді киіп бірақ өшірілген күйде жүру, және ортезді екі түрлі басқару режимінде қолдану. Қозғалыс кинематикасы, буын моменттері, бұлшықет ЭМГ белсенділігі және жасанды бұлшықеттердің күштері тіркелген.

Нәтижелерге сәйкес, KAFO тобықта биологиялық моменттің шамамен 42–46%-ын, ал тізеде 22–33%-ын бере алды. PMFI режимінде қозғалыс траекториялары қалыпты жүріске көбірек ұқсас болды: тобық бұрышының корреляциясы 0,74, тізе бұрышының корреляциясы 0,95 болды, ал PM режимінде бұл көрсеткіштер төмендеді. Сонымен қатар, PMFI режимінде жасанды бұлшықеттердің ко-активациясы азайып, энергия тиімділігі артты.

Алайда шектеулер де байқалды: тізе буынына жеткізілетін момент тобықпен салыстырғанда әлдеқайда төмен болды. Бұл пневматикалық бұлшықеттердің геометриялық және күш-ұзындық қасиеттерімен байланысты. Болашақ үлгілерде моментті арттыру үшін редукторлар, кам жүйелері немесе басқа түрдегі жетектер қолданылуы мүмкін деп ұсынылған.

Қорытындылай келе, жасалған KAFO физиологиялық басқаруға негізделген алғашқы прототиптердің бірі болып табылады. Ол қалыпты жүріске жақын траекторияларды қамтамасыз ете алды және реабилитациялық робототехникада перспективалы бағыт екенін көрсетті. Бұл жұмыс тобық пен тізені бір мезгілде қолдайтын пневматикалық экзоскелеттерді дамытудағы маңызды қадам болып саналады (сурет 1.11 Е).

Кесте 1.2-де әртүрлі ғылыми-зерттеу бағытында жасалған тобық экзоскелеттері салыстырмалы түрде сипатталған. Кестеде олардың жетек түрлері, функционалдық ерекшеліктері, негізгі артықшылықтары және шектеулері көрсетілген. Мысалы, сериялы-упругий жетекті тобық симуляторы жоғары дәлдігімен және қауіпсіздігімен ерекшеленсе, «Almaty Ankle Exoskeleton» жеңілдігі және қолжетімділігімен тиімді. Нейромеханикаға негізделген экзоскелет бұлшықет белсенділігін қолдап, инсульттан кейінгі науқастарға бейімделгенімен, оның симметрияны толық қалпына келтіруде шектеулері бар. Роботтандырылған AFO құрылғысы drop foot проблемасын шешуге бағытталған және сенсорлық кері байланысқа ие, бірақ салмағы мен эргономикасында жетілдіруді қажет етеді. Ал пневматикалық бұлшықеттермен жабдықталған KAFO табиғи қозғалысқа жақын траекторияларды қамтамасыз етеді, алайда ауаны басқару жүйесінің күрделілігі мен салмағы оның негізгі кемшілігі болып табылады.

Осылайша, кестеде берілген салыстыру ғылыми-зерттеу бағытындағы экзоскелеттердің даму бағытын айқындап, әрбір құрылғының қолдану мүмкіндіктерін, артықшылықтары мен шектеулерін кешенді түрде көрсетеді.

Кесте 1.2 – Ғылыми-зерттеу бағытындағы тобық буынға арналған киілетін экзоскелеттердің жетек түрлері, артықшылықтары мен кемшіліктері

№	*Құрылғы атауы*	*Жетек түрі*	*Артықшылықтары*	*Кемшіліктері*
1	Ankle–foot simulator (SEA)	Сериялы-упругий жетек (SEA) + электрқозғалтқыш	Клонус имитациясын шынайы көрсетеді - Жоғары дәлдік пен қауіпсіздік - Арзандығы (≤500 USD)	Тек клонус жағдайына бейімделген - Басқа патологияларды имитацияламайды - Жоғары дәрежелі қозғалыстар шектеулі
2	Almaty Ankle Exoskeleton	Электрлік сызықтық актуаторлар (4 DOF)	Толық тобық қозғалыстарын қолдайды - Жеңіл әрі портативті (2 кг) - Қарапайым басқару (Arduino) - 3D-баспа арқылы арзан өндіріс	Қуаты шектеулі - Қосымша тұрақтандыру қажет - Клиникалық сынақтары шектеулі
3	Neuromechanics-based powered ankle exoskeleton	Жасанды пневматикалық	Бұлшықет белсенділігін қолдайды Табысты нейромеханикалық	Жүріс симметриясына айқын әсер етпеген - Қысқа мерзімді

		бұлшықет (PAM) + EMG басқару	басқару - Инсульттан кейінгі науқастарда тиімді	сынақтар ғана - Жүйенің күрделілігі жоғары
4	Robot-assisted AFO	Электроқозғалтқыш (Dynamixel MX106) + FSR, IMU сенсорлары	Drop foot проблемасын тиімді шешеді - Жүру тәуелсіздігін арттырады - Сенсорлық кері байланыс енгізілген	Салмағы жоғарырақ - Ортопедиялық жайлылықты жетілдіру қажет - Батарея уақыты шектеулі
5	KAFO with pneumatic artificial muscles	Пневматикалық жасанды бұлшықеттер (6 PAM) + EMG басқару	Табиғи қозғалысқа ұқсас траекториялар - EMG негізіндегі басқару - Тобық пен тізені бірге қолдау	Тобықтағы момент жеткілікті, тізеде төмен - Ауаны басқару жүйесі күрделі - Құрылғы ауырлау (≈2.9 кг)

2. Платформалық параллель роботтар (Parallel Ankle Rehabilitation Robots – PARRs)

Бұл құрылғылар көбіне науқас отырған қалыпта қолданылады.

– Платформа түріндегі параллель механизмдер негізінде дайындалып, көп біліктілік дәрежесін (multi-DOF) қамтамасыз етеді.

– Жоғары қаттылық, төмен инерция және қауіпсіздікке бағытталған дизайн сияқты артықшылықтарға ие.

– Негізінен жүйке-бұлшықет жаттығуларына және нақты траекторияны бақылауға мүмкіндік береді.

Бұл зерттеуде [20] инсульттан кейінгі гемиплегиялық науқастарға арналған жаңа роботтандырылған тобық реабилитациялық платформасы ұсынылған. Құрылғының мақсаты – тобық буынының негізгі қозғалыстарын (дорсифлексия, плантарфлексия, инверсия, эверсия және ішкі-сыртқы ротация) орындап, әлсіреген бұлшықеттерді жаттықтыру және қозғалыс симметриясын қалпына келтіру. Платформа симметриялы түрде орналасқан екі 3-білікті механизмнен құралған. Мұндай конфигурация табан платформасының айналу орталығы әрқашан науқастың тобық буынының айналу орталығына сәйкес болуын қамтамасыз етеді, бұл реабилитация кезіндегі қозғалыстың анатомиялық нақтылығын жоғарылатады.

Жетек жүйесінде үш щеткасыз тұрақты ток қозғалтқышы және редукторлар қолданылады. Олар әр қозғалыс бағыты үшін жеткілікті момент пен бұрыштық жылдамдық береді. Платформа табан астындағы күш датчиктерімен және айналу бұрышын өлшейтін сенсорлармен жабдықталған. Басқару жүйесі компьютерлік интерфейспен біріктірілген, ал параметрлер арнайы графикалық бағдарлама арқылы енгізіледі.

Құрылғы үш түрлі жаттығу режимін қолдайды. Бірінші режим – тұрақты жылдамдықтағы жаттығу, ол пассивті қозғалыстар арқылы бұлшықеттердің атрофиясының алдын алуға бағытталған. Екінші режим – тұрақты момент-импеданс жаттығуы, мұнда науқастың аяқпен белсенді күш беруі қажет, бұлшықет

күшін дамытуға мүмкіндік береді. Үшінші режим – «Awareness» жаттығуы, онда сау аяқтың қозғалысы симметриялы түрде зақымданған аяққа беріледі. Бұл режим тепе-теңдікті қалпына келтіруге және қозғалыстарды үйлестіруге көмектеседі.

Эксперименттік сынақтар құрылғының берілген параметрлерді дәл қадағалай алатынын көрсетті. Тұрақты жылдамдық режимінде орташа қателік 6°/с деңгейінде болды. Импеданс режимінде науқастың аяқпен берген күші табалдырықтан асқанда қозғалыс бірқалыпты әрі жылдам жалғасқан. «Awareness» жаттығуы кезінде сау аяқтың қозғалысы зақымданған аяқпен жақсы қайталанды: дорсифлексия/плантарфлексия бұрыштық қателігі шамамен 6,5°, ал инверсия/эверсия мен ротацияда небәрі 1,5° болды.

Жалпы алғанда, бұл роботтандырылған тобық реабилитациялық платформасы жоғары момент пен бұрыштық жылдамдық параметрлерін қамтамасыз ете отырып, физиологиялық қозғалыстарды тиімді имитациялайды. Оның басты артықшылығы – үш түрлі режим арқылы реабилитацияның әртүрлі кезеңіне бейімделуі және сау аяқтың қозғалысын зақымданған аяққа беру мүмкіндігі. Дегенмен, құрылғының интерфейсін жетілдіру және науқастардың мотивациясын арттыру үшін виртуалды шынайылық сияқты қосымша мүмкіндіктер енгізу қажеттілігі атап өтілген (сурет 1.12 А).

Бұл жұмыста [21] тобық буынын реабилитациялауға арналған жаңа роботталған платформа жобаланған және алғашқы сынақтан өткізілген. Авторлардың мақсаты – қазіргі реабилитациялық құрылғылардың кемшіліктерін (жоғары құн, күрделілік, физиотерапевттің міндетті қатысуы және науқастың мотивациясының төмендігі) жою үшін қарапайым, қолжетімді және тиімді робот жүйесін әзірлеу.

Құрылғының негізінде тобықтың екі негізгі қозғалысын – дорсифлексия/плантарфлексия және инверсия/эверсияны қалпына келтіруге мүмкіндік беретін екі білікті кеңістіктік механизм жатыр. Алғашқыда үш білікті (3-DOF) құрылымдар қарастырылғанымен, абдукция/аддукция қозғалысы қосымша сипатта болғандықтан, прототип 2-DOF конфигурациясында жасалған.

Жобалау кезеңінде бірнеше кинематикалық шешімдер талданған:

– *3-SPS/S және 3-RSS/S негізіндегі үш білікті платформалар;*

– *2-SPS/U, 2-UPS/U, және 2-RSS/U механизмдері негізіндегі екі білікті нұсқалар.*

Қозғалтқыш ретінде пневматикалық немесе гидравликалық актуаторларды қолдану қолайсыз деп танылды, себебі олар үй жағдайында қолжетімсіз және сызықтық емес сипатқа ие. Сондықтан авторлар Scotch–Yoke механизмін қолдануды ұсынған, ол жоғары момент пен бірқалыпты қозғалысты қамтамасыз етеді.

Екі нұсқа әзірленген:

– *“Fixed” нұсқа (KS-1) – құрылғы жерге бекітілген;*

– *“Portable” нұсқа (KS-2) – құрылғы балтырға бекітіліп, жаттығу кезінде аяқ ауада орналасады.*

Сонымен қатар, 2-RSS/U механизмінің екі нұсқасы ұсынылған: стационарлық (KS-3) және портативті (KS-4).

Барлық нұсқалар бағалау критерийлері бойынша (қызмет көрсету ыңғайлылығы, қарапайымдылық, құн, өлшем, қозғалыс диапазоны, тұрып қалу ықтималдығы) салыстырылып, ең тиімді шешім ретінде DS-3 конфигурациясы таңдалған. Бұл нұсқа 2-RSS/U механизміне негізделген және тобықтың физиологиялық қозғалыс ауқымын қамтамасыз етеді.

Құрылғының алғашқы прототипі әзірленіп, математикалық модельдеу, симуляция және практикалық сынақ жүргізілген. Бір ерікті қатысушыда бірнеше сеанс өткізіліп, құрылғының инверсия/эверсия және дорсифлексия/плантарфлексия қозғалыстарын нақты орындай алатыны дәлелденген. Сонымен бірге, кейбір конструктивтік кемшіліктер анықталып, авторлар болашақта жетілдіру үшін өлшемдерді оңтайландыруды және басқару интерфейсін қарапайым етуді ұсынған.

Жалпы алғанда, бұл зерттеу қолжетімді әрі қарапайым тобық реабилитациялық платформасын жасауға бағытталған және болашақта үй жағдайында қолдануға болатын құрылғылардың дамуына жол ашады (сурет 1.12 В).

[22] бұл зерттеуде инсульттан кейінгі гемиплегиялық науқастардың тобық қозғалысын қалпына келтіруге арналған жаңа тобық реабилитациялық роботы (NARR) жасалған. Құрылғының негізгі мақсаты – кәсіби физиотерапевттің тәжірибелік әрекеттерін имитациялау және науқастың сау аяғының қозғалыс ақпаратын пайдаланып, зақымданған аяққа жаттығулар жасату.

Құрылымдық жағынан робот екі симметриялы механизмнен тұрады: бір жағы сау аяқтың қозғалыс деректерін жинайды, ал екінші жағы сол қозғалысты зақымданған аяққа көшіреді. Әрбір механизм үш білікті тізбекті конфигурация түрінде жасалған:

– ішкі/сыртқы ротация буыны негізге орнатылған;

– дорсифлексия/плантарфлексия буыны соның үстіне бекітілген;

– инверсия/эверсия буыны соңғы деңгейде орналасқан.

Осы үш білік жеке-жеке де, бірлесіп те қозғалып, тобықтың барлық физиологиялық қозғалыстарын орындай алады. D–H әдісіне негізделген кинематикалық талдау нәтижесінде механизмнің жұмыс кеңістігі адамның тобық буынының табиғи қозғалыс аймағын толық қамтитыны дәлелденген.

Жетек ретінде щеткасыз тұрақты ток қозғалтқыштары және интеллектуалды серво-драйверлер қолданылған. Басқару жүйесі бес модульден тұрады: қозғалыс жетегі, орталық контроллер, мәлімет жинау блогы (энкодерлер, күш сенсорлары, жақындық қосқыштары), CAN bus арқылы байланыс және графикалық интерфейс. Қос тұйықталған басқару жүйесі енгізілген: позициялық басқару пассивті режимде, моменттік басқару белсенді режимде қолданылады.

Құрылғы үш түрлі жаттығу режимін қолдайды. Пассивті режимде робот аяқ қозғалысын тұрақты жылдамдықпен жүргізіп, бұлшықет атрофиясының алдын алады. Белсенді режимде пациенттің аяғы берілген моменттен асқанда қозғалыс

басталады, бұлшықет күшін дамытуға мүмкіндік береді. Ал «fusion» режимінде сау аяқ белсенді түрде қозғалып, оның қозғалысы симметриялы түрде зақымданған аяққа көшіріледі. Бұл әдіс орталық жүйке жүйесін қалпына келтіруге және пациенттің мотивациясын арттыруға ықпал етеді.

Эксперименттік нәтижелер құрылғының жылдам жауап беретінін және пациенттің қозғалыс ниетіне сәйкес жұмыс істейтінін көрсетті. Rise time 9–12 мс аралығында болып, overshoot шамалары қабылдауға болатын деңгейде болды. Пассивті жаттығуда қозғалыстар берілген шектерде орындалды, белсенді жаттығуда пациенттің өз бұлшықет белсенділігі іске қосылды, ал «fusion» режимінде екі аяқтың қозғалыстары үйлесімді қайталанды.

Жалпы алғанда, ұсынылған NARR инсульттан кейінгі науқастардың тобық қозғалысын қалпына келтіруде тиімді құрал бола алатынын көрсетті. Болашақта авторлар құрылғыны виртуалды шынайылық (VR) негізінде дамыту және науқастың ынтасын арттыратын геймификацияланған жаттығуларды қосу мүмкіндігін атап өткен (сурет 1.12 С).

[23] бұл зерттеуде тобық реабилитациясына арналған жаңа параллель робот жүйесі ұсынылған. Оның басты ерекшелігі – үш біліктік қозғалысты қамтамасыз ететін параллель механизмді конфигурация және төрт пневматикалық жасанды бұлшықеттен (Festo Fluidic Muscles) тұратын жетек жүйесі. Бұл құрылым тобықтың негізгі қозғалыстарын: дорсифлексия/плантарфлексия, инверсия/эверсия және ішкі/сыртқы ротацияны орындауға мүмкіндік береді. Робот платформасы аяқ табанына бекітіліп, магнитті энкодерлер, күш датчиктері және алты осьті жүктеме сенсоры арқылы қозғалыстар тіркеледі.

Басқару архитектурасы екі деңгейлі каскадты схемаға негізделген. Сыртқы контурда аяқтың бұрыштық орны өлшеніп, траекторияның дәл орындалуы бақыланады, ал ішкі контурда әрбір пневматикалық бұлшықетке түсетін күш жеке бақыланып, олар әрқашан тартылу күйінде болуын қамтамасыз етеді. Бұл тәсіл кабельді және пневматикалық жетектерде қауіпсіздікті арттырады және жұмыс аймағын кеңейтеді. Сонымен қатар, қозғалыс ниетіне бағытталған жоғары деңгейлі адаптивті алгоритм енгізілген. Егер пациент робот қозғалысына қарсы күш түсірсе, траектория автоматты түрде бейімделіп, қозғалыс бағыты мен жиілігі өзгертіледі. Бұл әдіс пациенттің белсенді қатысуын ынталандырып, реабилитацияның тиімділігін арттыруға бағытталған.

Эксперименттік сынақтар жарақат алған тобықпен жүргізілген. Алдын ала нәтижелер көрсеткендей, траекторияны бақылау дәлдігі өте жоғары болды – қателік коэффициенттері (NRMSD) 2,3%-дан төмен. Пневматикалық бұлшықеттердің күшін бақылау қателігі көбірек болғанымен (7–20%), барлық жетектер қажетті тартылыс күшінде жұмыс істеген, бұл қауіпсіздікті қамтамасыз етті. Адаптивті жаттығулар кезінде пациенттің күшпен берген қозғалыс ниеті сәтті танылып, траектория жаңа параметрлер бойынша өзгеріп отырған.

Жалпы алғанда, бұл робот пациенттің қозғалысқа ниетін ескеретін жаңа басқару стратегиясы арқылы қауіпсіз әрі тиімді жаттығу жүргізуге мүмкіндік

береді. Оның артықшылығы – пневматикалық бұлшықеттердің икемділігі, көпбілікті қозғалыс мүмкіндігі және энергияны үнемді пайдалану. Шектеулеріне конструкцияның күрделілігі мен күшті дәл бақылаудағы қиындықтар жатады. Дегенмен, бұл тәсіл тобық реабилитациясында қауіпсіз әрі бейімделгіш робототехникалық шешімдердің дамуына жол ашады (сурет 1.12 D).

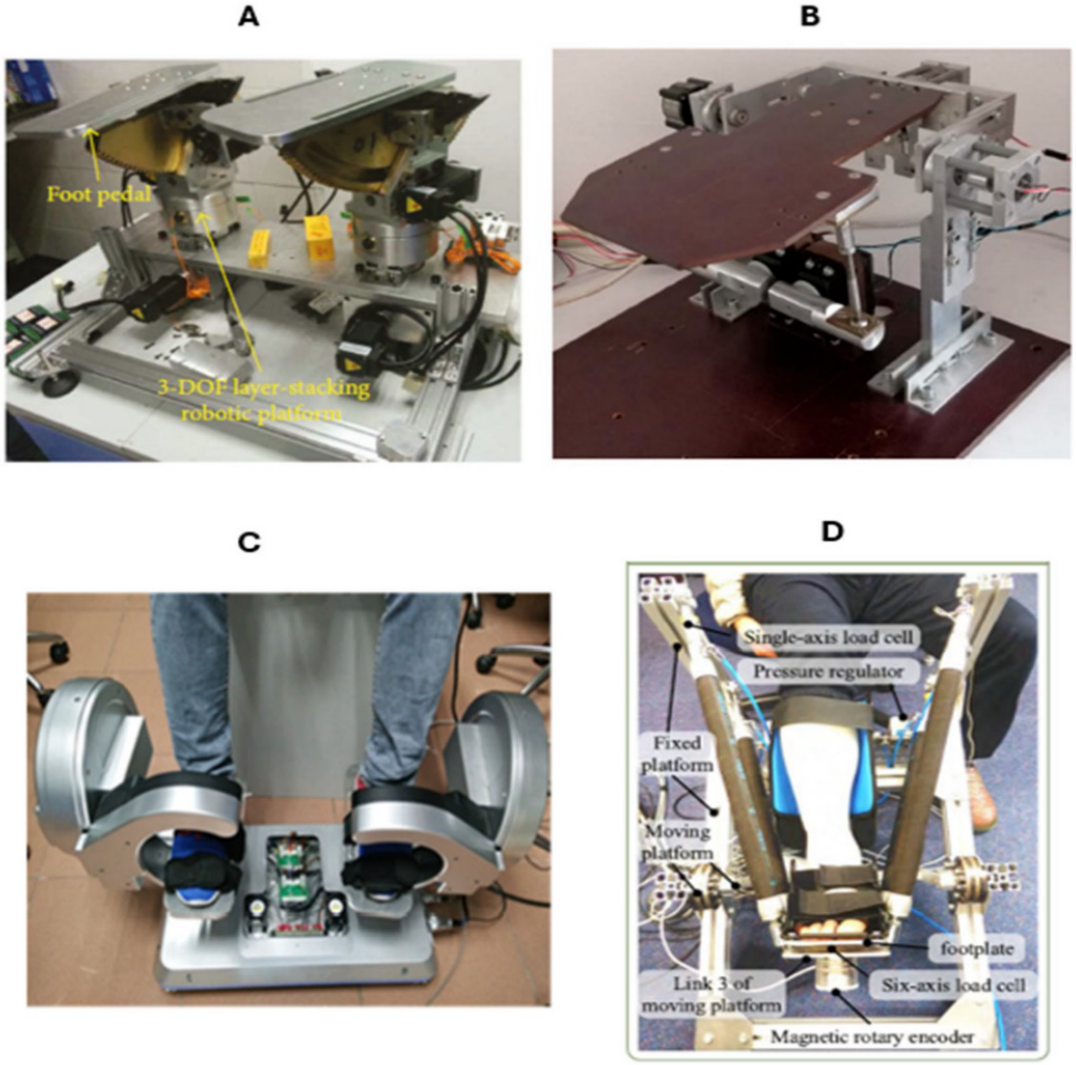
Кесте 1.3-де ғылыми-зерттеу бағытындағы платформалық параллель роботтардың жетек түрлері, функционалдық артықшылықтары мен шектеулері салыстырылған. RARP құрылғысы үш негізгі қозғалысты қамтамасыз етіп, реабилитацияның түрлі кезеңіне бейімделетін жаттығу режимдерін ұсынады. ARR прототипі қарапайым әрі арзан шешім ретінде үй жағдайында қолдануға қолайлы. NARR жүйесі сау аяқ қозғалысын зақымданған аяққа көшіру мүмкіндігі арқылы ерекшеленеді, ал PARR пневматикалық жасанды бұлшықеттерді қолданып, пациенттің қозғалыс ниетіне бейімделетін заманауи басқару әдісін көрсетеді.

Бұл салыстыру платформалық параллель роботтардың даму үрдісін айқындай отырып, олардың болашақтағы жетілдіру бағыттарын анықтауға мүмкіндік береді.

Кесте 1.3 – Ғылыми-зерттеу бағытындағы платформалық параллель роботтардың жетек түрлері, артықшылықтары мен кемшіліктері

№	*Құрылғы атауы*	*Жетек түрі*	*Артықшылықтары*	*Кемшіліктері*
1	Жаңа тобық реабилитациялық платформа (RARP)	Электрқозғалтқыштар (BLDC) + редукторлар	Тобықтың 3 негізгі қозғалысын толық қамтиды - Үш түрлі жаттығу режимі (пассивті, белсенді, сау аяқ қозғалысын көшіру) Симметриялы құрылым, анатомиялық сәйкестік	- Интерфейс толық жетілмеген - VR/EMG интеграциясы жоқ
2	Ankle Rehabilitation Robot (ARR, 2023)	Электрқозғалтқыштар (Scotch–Yoke механизмі)	Қарапайым және арзан дизайн - 2 DOF қозғалысты нақты орындайды - Үй жағдайында қолдануға бейімделген	- Тек прототип деңгейінде - Басқару интерфейсі жетілдіруді қажет етеді
3	Novel Ankle Rehabilitation Robot (NARR)	Электрқозғалтқыштар (серво) + сенсорлық жүйе	3 DOF қозғалыстарды орындайды - Сау аяқ қозғалысын зақымданған аяққа көшіру мүмкіндігі - Пассивті, белсенді және «fusion» режимдері бар	- Құрылымдық күрделілігі жоғары - Геймификация/VR қолдау жоқ

4	Parallel Ankle Rehabilitation Robot (PARR, 2019)	Пневматикалық жасанды бұлшықеттер (Festo)	3 DOF қозғалысты қамтамасыз етеді - Пациенттің қозғалыс ниетіне бейімделеді - Қауіпсіздік деңгейі жоғары (әрдайым тартылу режимі)	- Күрделі ауа жүйесі - Күшті дәл бақылау қиын - Құрылғы көлемді



Сурет 1.12 – әртүрлі платформалық параллель тобық реабилитациялық роботтары (PARRs): (A) тобық реабилитациялық платформасы; (B) тобық роботы; (C) жаңа буын NARR; (D) тобық роботы [14].

Жалпы алғанда, коммерциялық үлгілер клиникалық қолданысқа бағытталып, сенімділігі мен қолжетімділігімен ерекшеленгенімен, олардың бағасы өте жоғары болғандықтан барлық реабилитациялық орталықтарда қолжетімді емес. Дегенмен, мұндай құрылғылардың тиімділігі клиникалық тәжірибеде дәлелденіп, көптеген пациенттерде қимыл-қозғалысты қалпына келтіру процесін жеделдетуге ықпал

етуде. Ал ғылыми-зерттеу бағытындағы үлгілер көбінесе университеттер мен зерттеу институттарында жасалып, жаңа басқару алгоритмдерін сынақтан өткізуге, әртүрлі сенсорлық жүйелерді интеграциялауға және жаңа жетектерді сынауға арналған тәжірибелік алаң қызметін атқарады. Бұл құрылғылар әлі кең ауқымды клиникалық қолдануға шықпағанымен, болашақтағы технологиялық шешімдерге жол ашады және реабилитацияның сапасын арттыру үшін жаңа мүмкіндіктер ұсынады.

Коммерциялық және ғылыми-зерттеу бағыттарының өзара үйлесімді дамуы реабилитациялық робототехника саласында инновацияларды жедел енгізуге мүмкіндік береді. Коммерциялық үлгілер нақты клиникалық тәжірибені қамтамасыз етсе, зерттеу құрылғылары жаңа идеяларды сынап, тиімді әдістерді іздеуге бағытталған. Осы екі бағыттың тоғысуы реабилитациялық технологиялардың қарқынды дамуына ықпал етіп қана қоймай, тобық буынының қозғалысын қалпына келтірудің тиімділігін арттырып, науқастардың өмір сапасын жақсартуға зор мүмкіндік береді.

1.4 Тобық буынына арналған экзоскелеттердің жетектері

Тобық буынына арналған экзоскелеттердің негізгі бөлігі электромеханикалық жетекке сүйенеді. Мұндай жетектер электр энергиясын механикалық қозғалысқа түрлендіріп, экзоскелеттегі қозғалысты басқарудың жоғары дәлдігін қамтамасыз етеді. Соңғы онжылдықтағы зерттеулер көрсеткендей, электромеханикалық жетектер тобық экзоскелеттерінде ең кең тараған шешім болып табылады, себебі олар басқарудың нақтылығын, жылдамдығын және тұрақтылығын қамтамасыз етеді. Әдетте электромеханикалық жетек қозғалтқыштан, беріліс қорабынан және басқару блогынан тұрады [97]. Қазіргі таңда олардың ішінде тұрақты ток қозғалтқыштары, сервоқозғалтқыштар және электрлік сызықтық актуаторлар жиі қолданылады, ал олардың комбинациялары экзоскелет қозғалыстарын табиғи әрі қауіпсіз орындауға мүмкіндік береді.

Электромеханикалық жетектердің басты артықшылығы – басқарудың жоғары дәлдігі мен динамикалық жауап беру қабілеті. Заманауи сервоқозғалтқыштар қозғалысты нақты бұрыштық мәнге дейін жеткізіп, жылдамдық пен моментті жедел реттеуге мүмкіндік береді. Brushless DC (BLDC) қозғалтқыштары төмен инерцияға, жоғары қуат-салмақ қатынасына ие және ұзақ мерзімді қолданыста сенімді болып саналады. Сонымен қатар, Series Elastic Actuator (SEA) сияқты сериялық серпімді жетектер күшті жұмсақ әрі қауіпсіз жеткізуге мүмкіндік береді, бұл реабилитациялық процесте пациенттің қозғалысына бейімделуді қамтамасыз етеді. Электромеханикалық жетектер сенсорлық жүйелермен (энкодерлер, күш датчиктері, IMU) оңай интеграцияланып, науқастың қозғалыс ниетін нақты анықтауға жағдай жасайды. Бұл экзоскелеттің табиғи жүру қимылын қайталап, энергия тиімділігін арттыруына мүмкіндік береді.

Сонымен қатар, электромеханикалық жетектер ықшам құрылымымен ерекшеленеді, әртүрлі қуат диапазонында шығарылады және техникалық қызмет

көрсетуі салыстырмалы түрде қарапайым болғандықтан клиникалық жағдайда кеңінен қолданылады. Алайда олардың айтарлықтай шектеулері де бар. Жоғары момент қажет болған жағдайда өлшемі мен салмағы артып, экзоскелеттің жалпы массасын көбейтеді, бұл пайдаланушының ыңғайлылығы мен құрылғының портативтілігіне кері әсер етеді. Қуатты қозғалтқыштар энергияны көп тұтынады, аккумулятор сыйымдылығына талап қояды және құрылғының автономды жұмыс уақытын шектейді. Сондай-ақ беріліс қораптарының болуы үйкеліс пен кері соққыны (backlash) туындатып, қозғалыстың табиғилығын төмендетуі мүмкін [97]. Бұған қоса, электрқозғалтқыштардың шуыл деңгейі мен жылу бөлу мәселелері қосымша техникалық қиындық ретінде байқалады.

Электромеханикалық жетектер – электр энергиясын механикалық қозғалысқа түрлендіретін құрылғылар. Олар реабилитациялық экзоскелеттерде, әсіресе тобық буыны құрылғыларында ең көп қолданылатын жетек түрлерінің бірі болып табылады.

1. Электр қозғалтқыштар негізіндегі жетектер: бұл топқа тұрақты ток қозғалтқыштары (DC motor), қадамдық қозғалтқыштар (stepper motor) және сервоқозғалтқыштар (servo motor, BLDC) жатады.



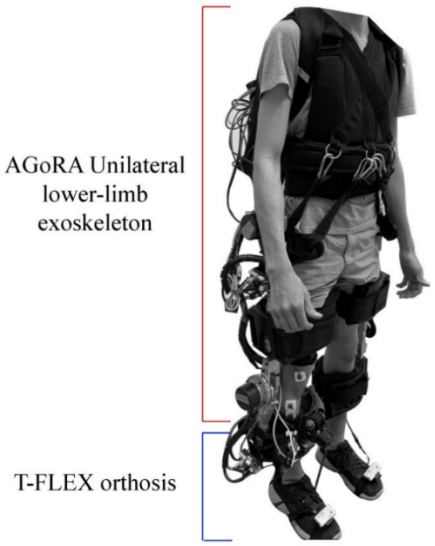
Сурет 1.13 – Электр қозғалтқыштар негізіндегі жетек

Тұрақты ток қозғалтқыштары қарапайым әрі басқаруы жеңіл болса, қадамдық қозғалтқыштар дискретті бұрыштық қозғалысты жоғары дәлдікпен орындайды. Сервоқозғалтқыштар жылдамдық пен позицияны кері байланыс арқылы өте дәл бақылайтындықтан, реабилитациялық құрылғыларда жиі қолданылады.

Бұл зерттеуде [24] BLDC қозғалтқышымен басқарылады және 27.4:1 қатынасымен редукция жасайтын жоғары тиімді жетек жүйесі қолданылған тобық экзоскелеті сипатталған. Мұндай механизм жетек жүйесін пайдаланушыға жақын бөліктен (мысалы, аяқтың үстінде) орталықтандырылған орынды қозғалтқыштан қозғап, күшті сызықтық түрде тобық буынына жеткізуді қамтамасыз етеді. BLDC

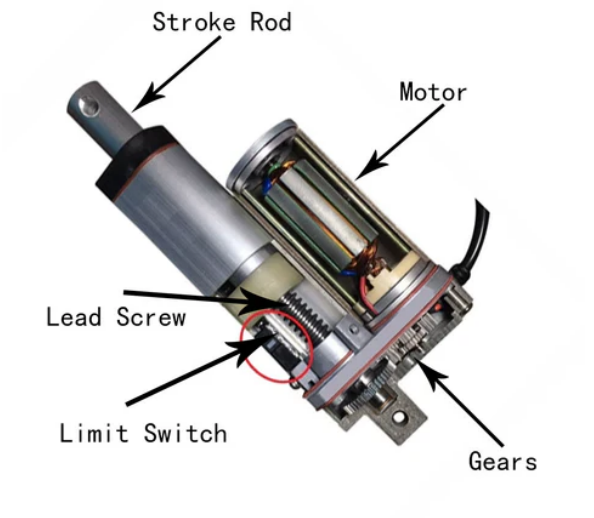
қозғалтқыш өз кезегінде жоғары қуат/салмақ қатынасына ие, аз инерциялы және басқарудары дәлдікте болатындықтан, экзоскелет қозғалысын табиғиға жақындатуға ықпал етеді. Сондай-ақ дәл реттелетін редукция механизмі арқылы қозғалыс күшін тиімді жеткізуге және тұтыну тиімділігін арттыруға мүмкіндік бар. [25]

Бұл зерттеуде [26] AGoRA экзоскелетіне (жамбас пен тізе буынына арналған құрылғы) T-FLEX тобық ортезін қосып қолданудың биомеханикалық әсері қарастырылған. T-FLEX - бұл икемді және серпімді механизмдерге негізделген белсенді тобық-аяқ ортезі, ол екі BLDC (Dynamixel MX106T) арқылы жұмыс істейді. Осы механизм арқылы dorsi-plantarflexion қозғалысы икемді серпімді (composite tendon) жүйемен қамтамасыз етіледі, бұл жүйе тобық буынына табиғи қозғалыс траекториясын имитациялап, ауытқушылықты азайтады. Бұл жүйені AGoRA экзоскелетіне қосу нәтижесінде Lateral Gastrocnemius бұлшықетінің белсенділігі 59 %-ға және Tibialis Anterior-дің белсенділігі 35 %-ға төмендеді, бұл қозғалыстың механикалық көмегі ретінде жүйенің тиімділігін көрсетті. Gait параметрлерінде өзгерістер байқалмады, бірақ қозғалыс тұрақтылығы сақталды; бұл AGoRA экзоскелетінің T-FLEX қоса жұмыс істегенде пациенттің табиғи жүрісін бұғаттамайтынын білдіреді.



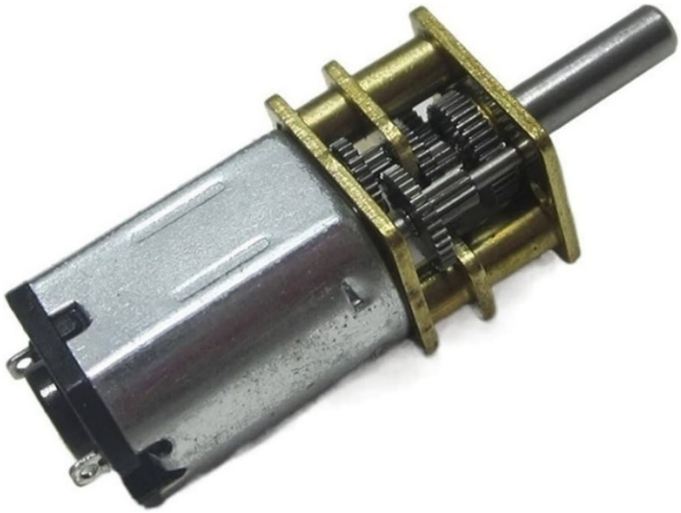
Сурет 1.14 – T-FLEX

2. Сызықтық қозғалыс жетектері: электрлік сызықтық актуаторлар мен шарикті-винтті берілістер (ШВБ) осы топқа кіреді. Олар қозғалтқыштың айналу қозғалысын сызықтық қозғалысқа түрлендіріп, жоғары жүк көтергіштік пен дәлдікті қамтамасыз етеді.



Сурет 1.15 – Сызықтық қозғалыс жетектері

ШВБ реабилитациялық құрылғыларда жиі қолданылады, себебі ол пациенттің қозғалыс траекториясын нақты қайталауға мүмкіндік береді.

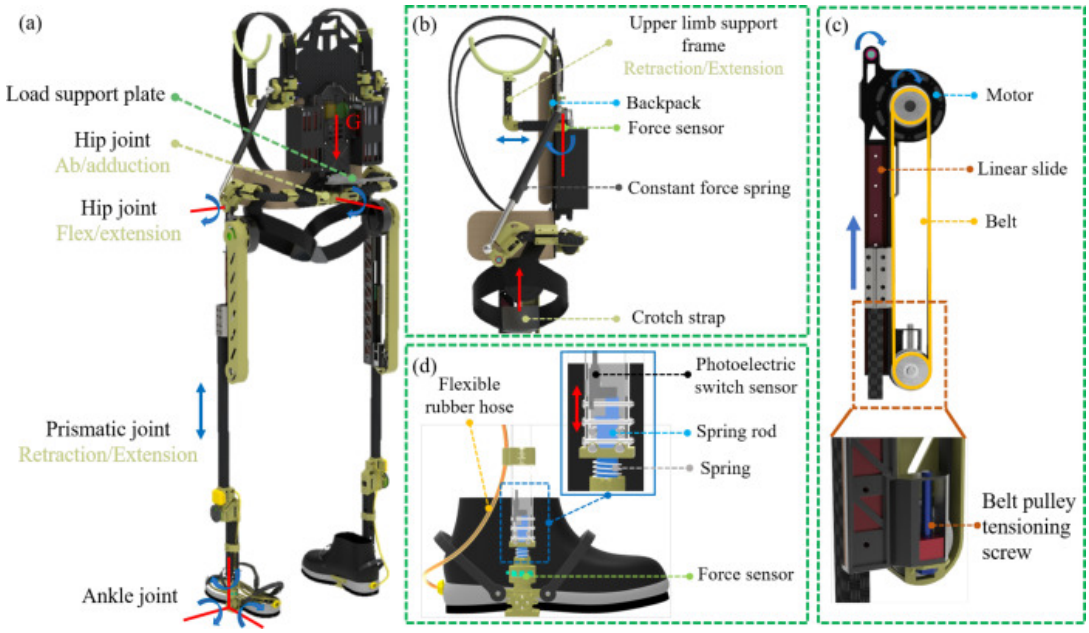


Сурет 1.16 – Сызықтық қозғалыс жетектері (ШВБ)

J-Exo [26] қарт адамдарға баспалдақпен көтерілу және шұңқырға (squat) отыру / тұру әрекеттерінде көмек көрсетуге бағытталған төменгі аяқ экзоскелеті. Бұл құрылғының негізгі ерекшелігі – телескоптық (сырғытылатын) сызықтық жетек жүйесінің қолданылуында жатыр:

Телескоптық сызықтық актуаторлар (electric linear actuators) арқасында жетек жүйесі қозғалтқыштық моментті тобық буынына дәл жеткізіп, қажетті ұзару және қысқару қозғалыстарын қамтамасыз етеді. Бұл шешім экзоскелеттің қозғалмалы бөліктерін икемді әрі портативті етуге мүмкіндік береді.

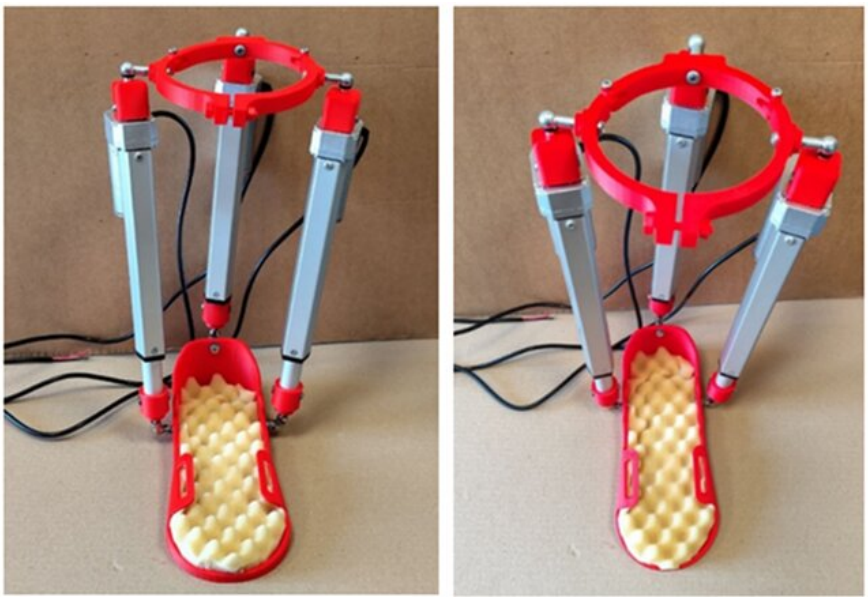
Эксперименттік сынақтар көрсеткендей, J-Exo құрылғысын қолдану қарт адамдарда бұлшықеттік жүктемені едәуір азайтады. Белсенділік көрсеткіштері: vastus lateralis – 62 %, vastus medialis – 53 %, biceps femoris – 70 %, tibialis anterior – 67 %, және gastrocnemius – 35 % төмендеді. Сонымен қатар, құрылғы шыдамдылықты 7 есеге дейін арттыратыны атап өткен.



Сурет 1.17 – J-Exo

Құрылғының салмағы шамамен 7.7 кг құрайды; оның өз салмағы динамикалық әрекеттер кезінде қолданушыға түсетін ауыртпалықты азайтуға бағытталған жүйелік шешім ретінде қарастырылады.

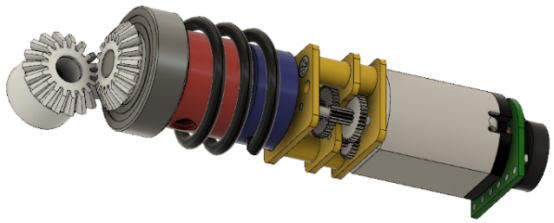
Almaty Ankle Exoskeleton V.2 – бұл тобық буынының dorsiflexion пен plantarflexion қозғалыстарын қолдауға арналған кеңейтілген, портативті экзоскелет прототипі [27]. Құрылғы жаңа дизайнда үш электрлік сызықтық актуатор қолданады; балтыр (shin) және табан (foot) платформасы шарикті және универсалды буындармен қосылып, табиғи қозғалысты қамтамасыз етеді . Бұл жүйе OpenSim биомеханикалық бағдарламасы арқылы симуляцияланып, адам-машина өзара әрекеттесу моделін құруға және реабилитациялық стратегияларды бағалауға негіз болады.



Сурет 1.18 – Almaty Ankle Exoskeleton V.2

Прототип толықтай 3D принтерде жасалған (материал – PLA), жеңіл әрі ыңғайлы болып табылады. Функционалдық тесттер бойынша, құрылғы тобық буынының табиғи қозғалыс диапазонында жұмыс істей алатыны көрсетілген. Бұлшықет белсенділігін азайту арқылы (мысалы, аяқтың артқы бұлшықеттері) тиімді көмекті қамтамасыз етеді. Алдағы уақытта құрылғы дизайн параметрлерін оңтайландырып, құрылымдық компоненттерін жетілдіру сияқты даму бағыттары жоспарлануда.

3. Сериялық серпімді жетектер (Series Elastic Actuator, SEA): бұл жүйеде қозғалтқыш пен жүктеменің арасына серіппе орналастырылады. Серіппенің болуы күшті «жұмсақ» жеткізіп, қауіпсіздікті арттырады және науқастың қозғалысына бейімделуді қамтамасыз етеді. SEA жетектері реабилитациялық экзоскелеттерде, соның ішінде тобық құрылғыларында кеңінен қолданылады.

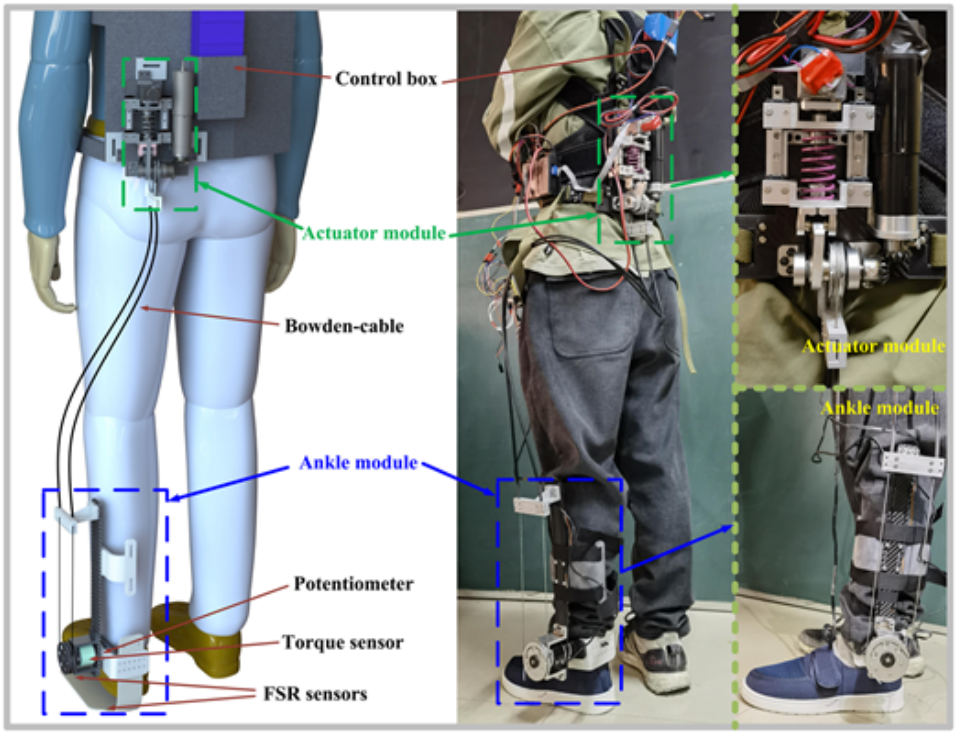


Сурет 1.19 – Сериялық серпімді жетек

Жеңіл тобық экзоскелеті Series Elastic Actuator (SEA) негізінде жетектелетін құрылғы болып табылады [28]. Бұл бір жақты (унитарлы) тобық экзоскелеті, тобықтың dorsiflexion (жоғарға қозғалыс) көмекшісі ретінде бір электрқозғалтқыш мен Series Elastic Actuator (SEA) жүйесін пайдаланады. Жүктемені төмендету үшін қозғалтқыш мен ауыр компоненттер белге орнатылады, осылайша төменгі аяғының инерциялық жүктемесі азайтылады және науқасқа қозғалыста көбірек еркіндік беріледі. Тоқтық контур енгізілген жетілдірілген каскадты PI басқаруы қолданылған, бұл нақты мақсатты моментке (1,5 N·m) өте дәл жауап береді. 0,4 м/с жылдамдықпен жүріс кезінде экзоскелет көрсеткен максимальді момент 1,5 ± 0,187 N·m болып, жоспарланған мәнге жақын болды және күшті дәл елестетіп жеткізді.

Бұл зерттеуде [29] параллель орналасқан бейсызық серпімді жетегі (Parallel Nonlinear Elastic Actuator, PNEA) бар тобық экзоскелеті әзірленген. Құрылғының негізгі мақсаты – пациенттің табиғи жүрісін қолдау және бұлшықет күшін азайту үшін энергияны тиімді сақтау және босату механизмін пайдалану.

Экзоскелет архитектурасы тобық буынына тікелей әсер ететін параллель серпімді жетекке негізделген, мұнда бейсызық серіппелер мен электрқозғалтқыш біріктіріліп қолданылады. Мұндай комбинация қозғалтқыштың жүктемесін азайтып, жүйенің жалпы энергия тиімділігін арттыруға мүмкіндік береді.



Сурет 1.20 – Parallel Nonlinear Elastic Actuator, PNEA бар тобық экзоскелеті

Артықшылықтары:

– Параллель бейсызық серіппе қозғалыс кезінде механикалық энергияны уақытша сақтап, қажет кезде босатады.

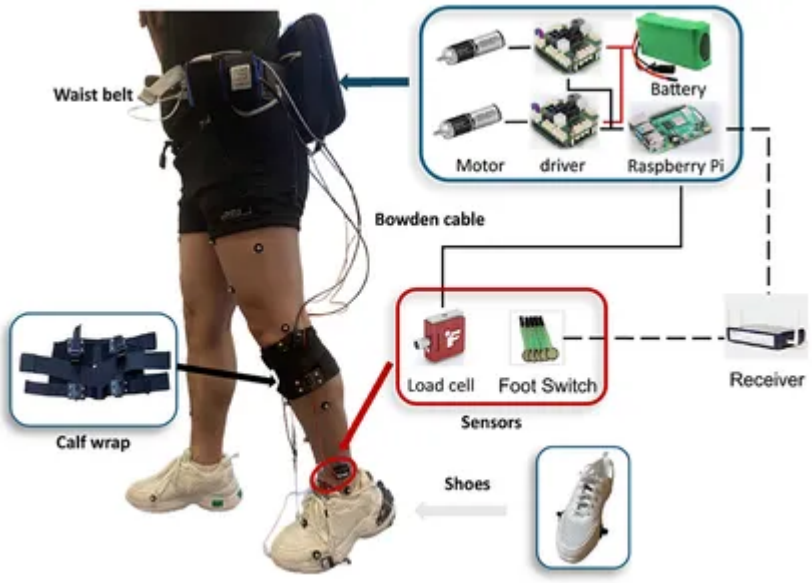
– Бұлшықеттерге түсетін жүктемені азайтып, пациенттің энергия шығынын төмендетеді.

– Экзоскелеттің жалпы салмағы мен көлемін ұлғайтпай, жоғары момент пен қажетті қозғалыс диапазонын қамтамасыз етеді.

Валидация нәтижелері: мақалада жүргізілген эксперименттік сынақтар экзоскелеттің тиімділігін көрсетті – құрылғы пациенттің жүру динамикасына жақсы бейімделіп, бұлшықет белсенділігін төмендеткен. Сонымен қатар, энергия шығыны азайып, қозғалыс табиғилығы сақталған.

4. Кабельді және ременді электржетектер: кабель жетектері қозғалтқыш қозғалысын кабель арқылы береді, бұл құрылымды жеңіл әрі икемді етеді. Ременді жетектер қозғалысты белдік арқылы жеткізіп, жоғары жылдамдықты қамтамасыз етеді, бірақ дәлдігі ШВП-ға қарағанда төмен.

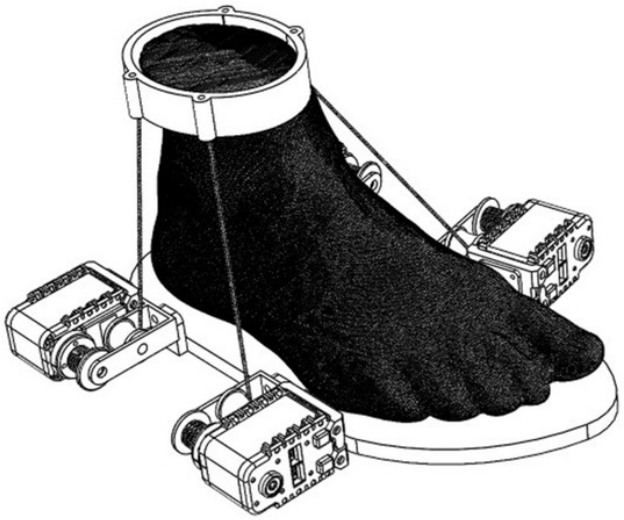
Бұл зерттеуде [30] инсульттан кейінгі жиі кездесетін қозғалыс бұзылысы – dropfoot және артық инверсияны емдеуге арналған жұмсақ (soft) тобық экзоскелеті әзірленді. Жүйе екі негізгі компоненттен тұрады: жетек жүйесіне арналған екі қозғалтқыш белдікке бекітілген, ал Bowden кабелдік беріліс арқылы алдыңғы табанның медиальды және латеральды бөліктеріне қолдау күші жеткізіледі. Осындай жұпталған дизайн дорсифлексия және тобықтың инверсиясын бірегей тәсілмен бір уақытта қолдауға мүмкіндік береді; қосымша ретінде қозғалысқа кедергісіз (force-free) басқару алгоритмі құрылғының қарсылық күшін тиімді басады. Орындалған сынақтарда дорифлексия мен эверсияда бұрыштық ауытқулар өте төмен болды (< 1,5° және < 1,4°), ал жүріс кезінде экзоскелет аяқ қимылы мен биіктігін қалыпқа келтіруде табысты нәтиже көрсетті.



Сурет 1.21 – тобық экзоскелеті Bowden кабелдік беріліс арқылы басқарылады

Бұл құрылғының екі еркіндік дәрежесінде (2-DOF) дәл қимылды қамтамасыз етіп, dropfoot және артық инверсияны емдеуде әлеуетті оң әсерін дәлелдейтінін көрсетеді.

Бұл зерттеу CABLEankle [31-33] атты тобық буынының қозғалысын қолдауға арналған кабелді басқарылатын параллель манипулятор құрылымын және оған байланысты басқару жүйесін сипаттайды. Мұндай дизайн қолданушыға жұмсақ әрі жеңіл көмек көрсетуге мүмкіндік беретін портативті жүйе ретінде ұсынылған.



Сурет 1.22 – CABLEankle

Экзоскелетті басқару үшін әртүрлі оптикалық және күш сенсорлары қолданылады, олар қозғалыс барысын үнемі бақылап, нақты уақыттағы кері байланыс арқылы жүйені икемді қызмет көрсету мақсатында реттейді. Құрылғы белсенді және пассивті реабилитация режимдеріне бейімделе алады, бұл оның бұлшықет пен буынның функцияларын біртіндеп қалпына келтіруге ықпал етеді, сонымен қатар қозғалысқа бағытталған толық бақылауды қамтамасыз етеді.

Ankle-H3 [34] Technaid компаниясы жасаған зерттеуге арналған тобық экзоскелеті. Бұл құрылғы тобық буынының қозғалысын қолдау және талдау мақсатында әзірленіп, жеңіл әрі портативті электромеханикалық жүйе ретінде сипатталады. Оның салмағы небәрі 1,27 кг шамасында, ал аккумулятормен толық жинақталған нұсқасы 1,86 кг құрайды. Экзоскелет 35 Н·м дейінгі максималды моментті қамтамасыз етіп, пациенттің қимылына белсенді көмек көрсете алады.

Құрылғыда бұрыштық орын ауыстыруды өлшейтін энкодерлер мен табанға түсетін күш сенсорлары орнатылған, бұл экзоскелеттің қозғалыс биомеханикасын нақты тіркеуге мүмкіндік береді. Байланыс жүйесі Bluetooth немесе Wi-Fi арқылы жүзеге асады, яғни құрылғыны сымды да, сымсыз да басқаруға болады. Батареясы шамамен бес сағат үздіксіз жұмыс істеуге жетеді, бұл оны клиникалық сынақтарда және зертханалық зерттеулерде қолдануға қолайлы етеді.

Жалпы алғанда, Ankle-H3 – зерттеу бағытында қолдануға ыңғайлы, дәл басқарылатын әрі функционалды экзоскелет. Ол науқастардың қимыл-қозғалысын қалпына келтіруге арналған тәжірибелік зерттеулерде сенімді платформа қызметін атқарады.



Сурет 1.23 – Ankle-H3

5. Электромагниттік және пьезоэлектрлік жетектер: электромагниттік жетектер магнит өрісін пайдалану арқылы қозғалысты қамтамасыз етеді және жоғары жылдамдық талап етілетін жағдайларда қолданылады. Пьезоэлектрлік жетектер өте жоғары дәлдікті қамтамасыз еткенімен, күш беру қабілеті шектеулі болғандықтан экзоскелеттерде сирек қолданылады. Қазіргі таңда тобық буыны экзоскелеттерінде дәл осы екі жетек түрі біріктірілген нақты мысалдар ғылыми әдебиеттерде кездеспейді. Дегенмен, бірқатар байланысты зерттеулерде олардың жекелеген аспектілері қарастырылған. Мысалы, пьезоэлектрлік элементтер салмақ пен энергия тұтынуды азайту үшін гидравликалық клапандарда негізгі компонент ретінде (пьезоэлектрлік жалғастырғыштар мен бистабилді сәулелер – buckling beam) пайдаланылған. Сондай-ақ, сенсорлық жүйелерде strain gauge пен пьезоэлектрлік сенсорлар күшті өлшеу мақсатында жиі қолданылады, бірақ олар жетек емес, құрылғы параметрлерін бақылау құралы ретінде қызмет етеді.

Қорыта айтқанда, электромагниттік және пьезоэлектрлік жетектердің комбинациясы тобық буыны экзоскелеттерінде әлі толық іске асырылмағанымен, олардың жекелеген компоненттері энергия тиімділігін арттыру, салмақты азайту және дәлдікті жоғарылату бағытында перспективалы технология ретінде зерттелуде.

Кесте 1.4-де тобық буыны экзоскелеттерінде қолданылатын электромеханикалық жетектердің негізгі бес түрі салыстырмалы түрде көрсетілген. Кестеде электр қозғалтқыштар (DC, stepper, servo), сызықтық қозғалыс жетектері (электрлік сызықтық актуаторлар, ШВП), сериялық серпімді жетектер (SEA), кабельді және ременді жетектер, сондай-ақ электромагниттік және пьезоэлектрлік

жетектердің қолданылу ерекшеліктері, артықшылықтары мен шектеулері берілген. Мұндай салыстыру әр жетек түрінің реабилитациялық экзоскелет конструкцияларындағы орнын айқындап, олардың тиімділігі мен даму мүмкіндіктерін талдауға мүмкіндік береді.

Кесте 1.4 – Электромеханикалық жетектердің түрлері, артықшылықтары мен кемшіліктері.

Жетек түрі	*Қолданылуы*	*Артықшылықтары*	*Кемшіліктері*
Электр қозғалтқыштар (DC, Stepper, Servo/BLDC)	Экзоскелеттердің негізгі қозғалтқыш күші ретінде қолданылады; тобық, тізе, жамбас буындарының қозғалысын басқару	Жоғары басқару дәлдігі; динамикалық жауап беру жылдамдығы; қуат/салмақ қатынасы жақсы; сенімділігі жоғары	Жоғары момент қажет болғанда өлшемі мен салмағы артады; қуат тұтынуы жоғары; беріліс қорабындағы үйкеліс пен кері соққы (backlash) қозғалысы бар
Сызықтық қозғалыс жетектері (электрлік сызықтық актуаторлар, ШВП)	Тобық пен тізе экзоскелеттерінде сызықтық қозғалыс беру үшін қолданылады	Жүк көтергіштік қабілеті жоғары; қозғалыс дәлдігі жоғары; берік және сенімді	Салмағы ауырлау; қозғалыс жылдамдығы төмендеу; майлау қажет; құны қымбат
Сериялық серпімді жетектер (SEA)	Қозғалыс күшін «жұмсақ» жеткізу үшін, реабилитациялық экзоскелеттерде кеңінен қолданылады	Қауіпсіздікті арттырады; пациент қозғалысына бейімделеді; күшті дәл өлшеуге мүмкіндік береді	Құрылымдық күрделілігі жоғары; энергия тиімділігі төмендеу болуы мүмкін
Кабельді және ременді жетектер	Жеңіл экзоскелеттерде, портативті құрылымдарда қолданылады	Жеңіл әрі икемді құрылым; жоғары жылдамдықты қамтамасыз етеді	Дәлдігі төмен; кабель тозуы және беріктік шектеулері бар; жоғары моментті толық бере алмайды
Электромагниттік және пьезоэлектрлік жетектер	Әдетте прототиптер мен сенсорлық жүйелерде, болашақта шағын экзоскелеттерде қолданылуы мүмкін	Жоғары жылдамдық (электромагниттік); өте жоғары дәлдік (пьезоэлектрлік); шағын өлшем	Күш беру қабілеті төмен; энергия тиімділігі жеткіліксіз; экзоскелеттерде сирек қолданылады

Әрбір жетек түрінің қолданылу саласы, артықшылықтары мен кемшіліктері көрсетілген. Электр қозғалтқыштар жоғары дәлдігімен және динамикалық жауап беру қабілетімен ерекшеленсе, сызықтық жетектер жүк көтергіштік пен қозғалыс дәлдігін қамтамасыз етеді. Сериялық серпімді жетектер реабилитациялық құрылғыларда қауіпсіздікті арттырады, ал кабельді және ременді жетектер

құрылымды жеңілдетуге мүмкіндік береді. Электромагниттік және пьезоэлектрлік жетектер әлі кең қолданыс таппағанымен, жоғары дәлдік пен жылдамдық талап етілетін болашақ шешімдер үшін перспективалы бағыт болып саналады.

1.5 Қашықтан басқарылатын реабилитация технологиялары

Соңғы жылдары реабилитациялық медицинада телемедицина және мобильді платформаларға негізделген қашықтан басқарылатын технологиялар ерекше қарқынмен дамып келеді. Телемедицина - бұл телекоммуникациялық және электрондық ақпараттық технологиялар көмегімен көрсетілетін медициналық қызмет, ол пациенттерге, олардың дәрігерлеріне немесе медициналық қызмет жеткізушілеріне арналған қызметтердің толық кешенін қамтиды [35]. Телемедицинаның қолдану аясы өте кең, оған онлайн-консультациялар, қашықтан басқару, телемедициналық күтім, сондай-ақ қашықтан жүргізілетін физикалық және психиатриялық реабилитация кіреді. Мұндай тәсілдер пациенттердің медициналық орталыққа бармай-ақ кәсіби көмек алуына мүмкіндік беріп, уақытты үнемдеуге және емдеу тиімділігін арттыруға жағдай жасайды. Сонымен қатар, телемедицина медициналық көмекті таңдауды жақсартып, шұғыл көмектің сапасы мен тиімділігін арттырады, диагноз қою уақытын қысқартады және клиникалық процедураларды оңтайландыру мен ауруханаларға бару шығындарын азайту арқылы дәрігерлер мен пациенттердің шығындарын төмендетеді [36–37].

Телемедицина жоғары сапалы медициналық мекемелерге қолжетімділікті кеңейтіп, пациенттерге анағұрлым дербестендірілген клиникалық қызметтерді алуға мүмкіндік берді. Олар бейнебайланыс бағдарламалық жасақтамасын пайдалану арқылы үздік медициналық қызмет жеткізушілермен оңай байланысып, консультацияларды қашықтан өткізе алады. Дәрігерлер желілік өзара әрекеттесу, деректерді сақтау, есептерді басқару және бір-бірінің нақты дағдыларын пайдалану үшін ыңғайлы құралдарға қол жеткізеді. Бұл медициналық практиканың сапасын арттырып, дәрігерлерге ауылдық жерлерде тапсырмаларды орындауға аз уақыт жұмсап, пациенттерге көбірек көмек көрсетуге мүмкіндік береді. Қашықтан басқару технологиялары әсіресе ауылдық және шалғай аймақтардағы пациенттер үшін өзекті, себебі олар медициналық орталықтарға жиі бара алмайды. Сонымен қатар, телемедицина жеке медициналық мамандарға тәжірибелік қызмет атқаруға мүмкіндік береді және пациенттерге көрсетілетін қызмет сапасын жақсартады.

Мобильді қосымшалар мен бұлттық платформалар экзоскелет немесе басқа да реабилитациялық құрылғылардың жұмысына интеграцияланып, пациенттің қимыл-қозғалысын талдауға, жаттығу бағдарламаларын бейімдеуге және нәтижелерді ұзақ мерзімде сақтауға жағдай жасайды. Пациенттерге енді ұзын-сонар кезектерде тұрудың қажеті жоқ, ал дәрігерлер электрондық файлдар арқылы ақпаратқа әлдеқайда ыңғайлы әрі тиімді қол жеткізіп, жалпы күту уақытын қысқартады. Қашықтан қабылдау дәрігерлерге әр пациентке аз уақыт жұмсап, көбірек пациенттерді емдеуге мүмкіндік береді [38]. Жасанды интеллект пен машиналық оқыту алгоритмдерінің енгізілуі телемедициналық жүйелердің

тиімділігін арттырып, реабилитацияның жеке дара тәсілдерін қалыптастыруға ықпал етеді.

Жалпы алғанда, телемедицина мен мобильді платформаларға негізделген қашықтан басқарылатын технологиялар реабилитацияның қолжетімділігін кеңейтіп, науқастардың функционалдық мүмкіндіктерін қалпына келтіру процесін үздіксіз әрі бақылаулы түрде жүргізуге жағдай жасайды.

Қазіргі уақытта телемедицинаның дамуы реабилитациялық экзоскелеттерді қашықтан басқару мүмкіндігін кеңейтіп отыр. Әсіресе тобық буынына арналған экзоскелеттерді телемедицина платформаларымен және мобильді қосымшалармен интеграциялау пациенттің функционалдық мүмкіндіктерін қалпына келтіруде жаңа деңгейге шығарады [39]. Мұндай жүйелерде экзоскелеттің қозғалысы нақты уақыт режимінде бақыланып, физиологиялық параметрлер (мысалы, бұлшықет белсенділігі, күш, қозғалыс амплитудасы) сенсорлар арқылы тіркеледі. Бұл деректер бұлттық серверлерге жіберіліп, дәрігер немесе терапевт қашықтан талдау жасап, жаттығулардың параметрлерін түзете алады.

Қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттері ауылдық немесе шалғай аймақтардағы пациенттер үшін қолжетімділікті едәуір арттырады [40]. Пациент үй жағдайында жаттығуларды орындап отырғанда, мамандар онлайн-платформалар арқылы оның қимыл-қозғалысын бақылайды, ал құрылғыдағы сенсорлық жүйелер қателіктерді автоматты түрде анықтап, кері байланыс береді [41]. Сонымен қатар, жасанды интеллектке негізделген алгоритмдер пациенттің реабилитациялық бағдарламасын дараландырып, қозғалыстың табиғилығын жақсартуға мүмкіндік береді.

Қашықтан басқару жүйелері тек клиникалық нәтижелерді бақылап қана қоймай, сонымен қатар мотивациялық аспектілерді де күшейтеді [42]. Мобильді қосымшалар арқылы пациенттер өз нәтижелерін көру мүмкіндігіне ие болып, прогресс динамикасын қадағалай алады. Бұл фактор реабилитацияға деген ынтаны арттырып, ұзақ мерзімді тиімділікті қамтамасыз етеді.

Жалпы алғанда, тобық буынына арналған қашықтан басқарылатын экзоскелеттер телемедицинаның заманауи бағыттарының бірі ретінде қалыптасып отыр. Олар реабилитациялық процестің үздіксіздігін, қолжетімділігін және сапасын арттыра отырып, науқастарға медициналық орталыққа бармай-ақ кәсіби көмек алуға мүмкіндік береді.

Қазіргі таңда қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттері телемедицина мен мобильді платформаларға интеграцияланып, реабилитациялық процесті жаңа деңгейге шығаруда [43-45]. Мұндай құрылғылар нақты уақыт режимінде пациенттің қозғалысын бақылауға, бағдарламаны қашықтан түзетуге және жаттығу нәтижелерін ұзақ мерзімде қадағалауға мүмкіндік береді. Кесте 1.5-те осындай экзоскелеттердің негізгі мысалдары сипатталған.

Мәселен, ReWalk ReStore™ Soft Exo-Suit инсульттен кейінгі науқастардың жүру қабілетін қалпына келтіруге арналған жұмсақ роботталған экзоскелет. Оның негізгі ерекшелігі – бел аймағында орналасқан қозғалтқыштан шыққан күшті

Bowden кабельдері арқылы балтырдағы арнайы текстиль элементіне және аяқ киім ішіндегі табанға жеткізу. Бұл кабельдер алдыңғы немесе артқы бағытта тартылғанда, тиісінше дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстарын жасайды [46-48].



Сурет 1.24 – Exo-Suit инсульттен кейінгі науқастардың жүру қабілетін қалпына келтіруге арналған жұмсақ роботталған экзоскелет.

Құрылғы инерциялық датчиктер мен кабель ұштарындағы күш сенсорларын қолдана отырып, науқастың жүріс циклін нақты уақыт режимінде тіркейді және сәйкесінше көмек береді. Осы арқылы жүйе пациенттің табиғи қозғалыс үлгісіне синхронды түрде жұмыс істейді.



Сурет 1.25 – Қол құрылғысы (hand-held device) басқаратын

ReStore™-дың ең маңызды элементтерінің бірі – қол құрылғысы (hand-held device), ол графикалық интерфейспен жабдықталған. Бұл құрылғы арқылы физиотерапевт:

– пациенттің жүрісін бақылап отырады;

– дросифлексия мен плантарфлексия көмегінің деңгейін нақты уақыт режимінде өзгерте алады;

– түрлі жұмыс режимдерін таңдай алады: Assist (көмек режимі), Slack (бейтарап), Brace (AFO сияқты режим).

Бұл басқару интерфейсі Bluetooth байланысына негізделген, сондықтан дәрігер құрылғыны науқастан қашық тұрып та оңай басқара алады.

ReWalk ReStore™ Soft Exo-Suit-тің байланыс жүйесі заманауи реабилитация талаптарына сай жасалған. Bluetooth арқылы қосылған мобильді немесе қол құрылғысы арқылы экзоскелет параметрлері нақты уақыт режимінде реттеледі. Мұндай тәсіл физиотерапевтке сеансты жекелеп бейімдеуге, ал пациентке қозғалысты табиғи әрі қауіпсіз орындауға мүмкіндік береді.

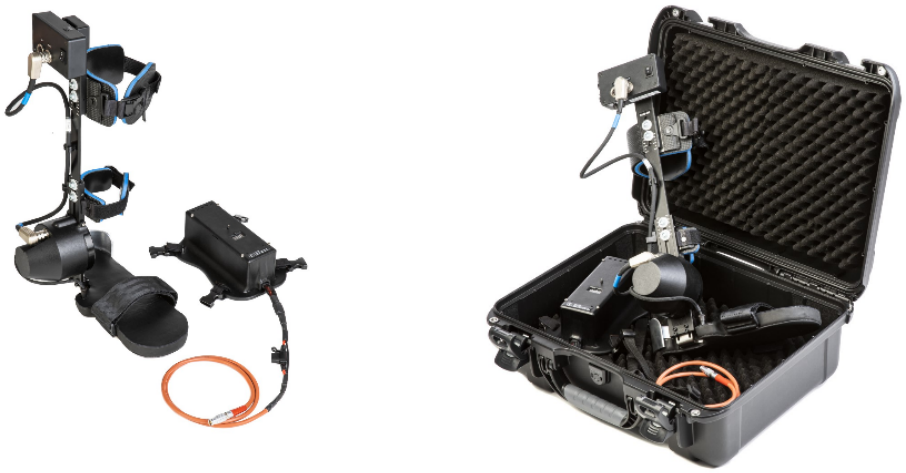
Technaid Ankle-H3 тобық буынының қозғалғыштығын зерттеуге арналған құрылғы. Бұл экзоскелеттің байланыс жүйесі жоғары икемділікке ие, себебі ол қос сымды және сымсыз қосылымды қолдайды. Қосылу опциялары мыналарды қамтиды [34]:

– CAN-Bus – зертханалық бақылау және перифериялық жүйелермен интеграция үшін.

– Wi-Fi (2.4 GHz, IEEE 802.11 b/g/n) – кең диапазонды, жылдам деректер алмасу мүмкіндігін береді.

– Bluetooth – қарапайым, жылдам және ыңғайлы басқару әдісін ұсынады

Бұл байланыс варианттарының арқасында құрылғыны әртүрлі зерттеу сценарийлерінде икемді түрде басқаруға, графикалық интерфейс, сыртқы есептегіштер, немесе бұлттық жүйелер арқылы нақты уақыттағы деректерді өңдеуге мүмкіндік бар. Мысал ретінде, Rodrigues-Carvalho және др. (2023) зерттеуі Ankle-H3 құрылғысын CAN-Bus, Bluetooth немесе Wi-Fi арқылы өзара әрекет ету жүйесімен байланыстырып, буын бұрыштары, қысым күштері және қозғалыс мәліметтерін секундына 100 рет (100 Hz) тіркегенін атап өтті [49-51].

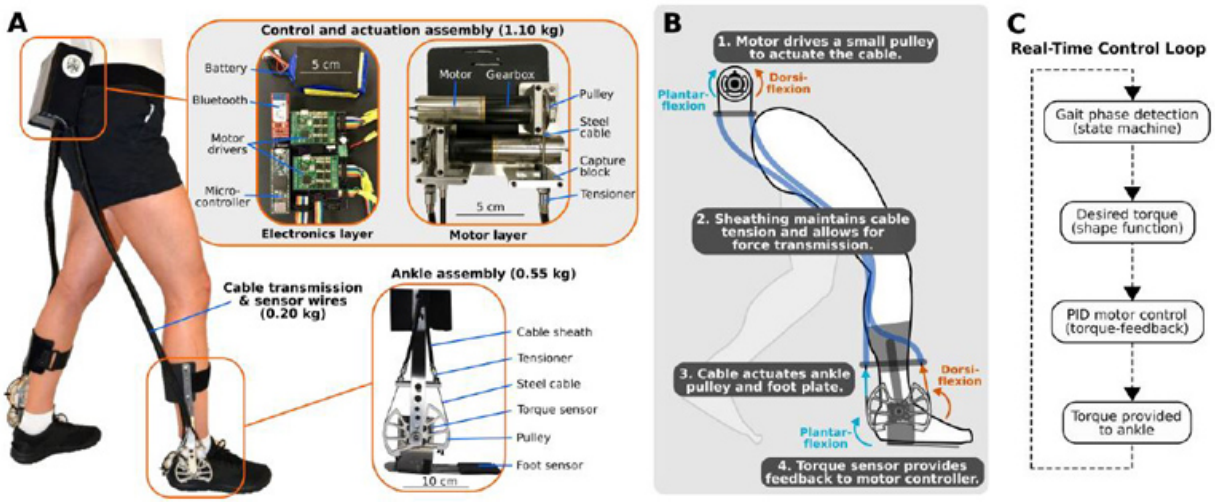


Сурет 1.26 – Technaid Ankle H3

Сондай-ақ, 2018 жылы жарияланған зерттеуде [52], церебральды сал ауруына шалдыққан балалар мен жасөспірімдерде жүріс кезінде энергия шығынын азайтуға бағытталған бақыланбайтын (untethered) тобық экзоскелеті әзірленіп клиникалық сынақтан өткізілді.

Құрылғы белге бекітілген қозғалтқыш және басқару модулінен тұрады, ал кіші салмақты Bowden кабелі арқылы тобыққа момент жеткізіледі. Бұл дизайн төменгі аяқтың дистальды бөлігіндегі жүктемені азайтуға бағытталған болды. Экзоскелет mid-to-late stance фазасында plantarflexor бұлшықетіне көмек көрсетуге арналған нақты уақыттағы басқару алгоритмы мен сезімтал сенсорлар модулін пайдаланады. Клиникалық пилоттық зерттеуде бес қатысушы (5–30 жаста) орта есеппен 130 минуттық жаттығу өткізді. Нәтижесінде, экзоскелетпен жүру кезінде жүріс үшін қажетті метаболикалық шығын 19 ± 5 %-ға жақсарды ($p = 0.011$).

Бұл зерттеу тоғызық реабилитацияның энергетикалық тиімділігін арттыруда экзоскелет қолданудың әлеуетін көрсетеді, сондай-ақ болашақта қашықтан басқарылатын жүйелерді интеграциялау мүмкіндігін негіздейді [53].



Сурет 1.27 – Энергия шығынын азайтуға бағытталған бақыланбайтын (untethered) тобық экзоскелеті

PedBotHome – бұл үй жағдайында қолдануға бейімделген, ойынға негізделген реабилитациялық құрылғы. Ол балаларда кездесетін церебралды сал ауруы (ЦСА) сияқты невроқозғалтқыштық бұзылыстар кезінде тобық бұлшықеттерін созу және күшейтуге бағытталған. Құрылғының негізгі бөлігі – үш еркіндік дәрежесін (pitch, yaw, roll) қамтамасыз ететін роботталған табан платформасы. Бұл платформа арнайы дифференциалды беріліс механизмдерімен жалғанған, ал бұрыштық қозғалыстар ұялы телефон арқылы тіркеледі [54].

PedBotHome ойын контроллері ретінде жұмыс істейді: бала экрандағы виртуалды ойындарда ұшақ жүргізу сияқты тапсырмаларды орындау үшін табанын dorsiflexion/plantarflexion, inversion/eversion және adduction/abduction

қозғалыстарына келтіреді. Жаттығу режимінде құрылғы үш түрлі жұмыс түрін ұсынады:

– еркін қозғалыс (free mode) – бала өзі жасай алатын қозғалыстарды орындауға мүмкіндік береді;

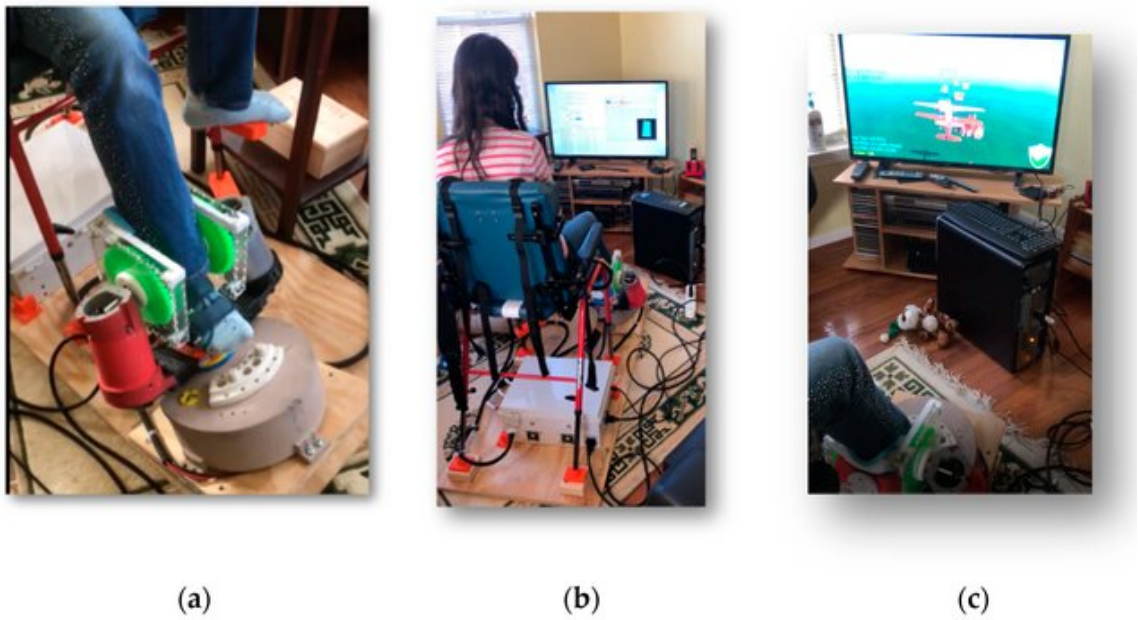
– көмек режимі (assist mode) – қозғалысты аяқтауға жәрдемдеседі;

– қарсыласу режимі (resist mode) – бұлшықетке қосымша жүктеме түсіріп, жаттығуды қиындатады.

Терапевт құрылғының мәліметтеріне интернет арқылы қашықтан қол жеткізіп, әр науқас үшін жаттығу қарқындылығын және көмек/қарсыласу деңгейін жеке реттей алады. Ойын Unity платформасында жасалған, бұл балаларды қызықтыра отырып, терапиялық жаттығуларды үздіксіз орындауға ынталандырады.

Клиникалық пилоттық сынақта 9-16 жас аралығындағы балалар 28 күн бойы үйде PedBotHome құрылғысымен жаттығулар орындады. Тәжірибе көрсеткендей, құрылғы балалардың дербестігін арттырып, ата-аналардың қолдауымен үйлесімді жұмыс істеген. Сонымен қатар, күнделікті қолдану барысында ойындық мотивацияның маңызы ерекше болған: алғашқы апталарда қызығушылық жоғары болғанымен, кейіннен ойындардың бірсарынды болуы ынтаны төмендеткен [55].

Жалпы алғанда, PedBotHome қашықтан басқарылатын реабилитациялық жүйелердің тиімді үлгісі болып табылады. Ол дәстүрлі клиникалық терапияны толықтырып қана қоймай, үй жағдайында үздіксіз әрі бақылаулы реабилитация жүргізуге мүмкіндік береді.



Сурет 1.28 – PedBotHome жүйесінің қашықтан реабилитацияда қолданылуы: (a) тобық экзоскелетінің механикалық бөлігі; (b) пациенттің үй жағдайында құрылғыны қолдану сәті; (c) виртуалды ортада жаттығуларды орындау интерфейсі.

Профессор Прашант Джамвал ұсынған [56-58] зерттеу үй жағдайындағы тобық реабилитациясына арналған фаздық логика (fuzzy logic) негізіндегі кең телемедициналық экзоскелет – «in-house wearable ankle rehabilitation robot» құрылымын сипаттайды. Бұл робот пациент пен қашықтағы физиотерапевт арасындағы веб-негізді коммуникацияны, графикалық интерфейс (GUI), науқас дерекқоры, және экзоскелеттік жаттығулар кітапханасын қамтитын жоғары деңгейлі бағдарламалық қамтамасыз ету арқылы ұсынады.

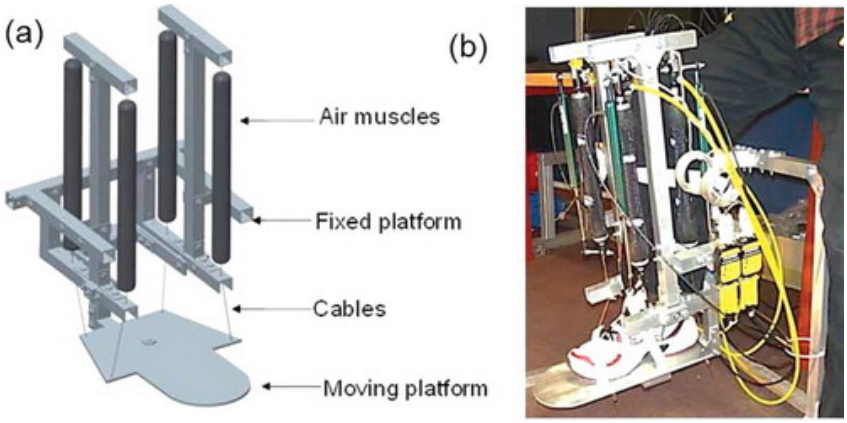
Құрылымдық ерекшеліктері:

– Фаздық логика негізіндегі басқару арқылы экзоскелет қажетті реабилитациялық көмекті нақты және бейімделіп жеткізеді.

– Графикалық және гаптик интерфейстер науқасты мотивациялап, үйде жаттығуларды қызықты әрі тиімді етеді.

– Интернет арқылы терапевттің қашықтан басқаруы сеанс параметрлерін, жаттығу қарқындылығын және бағдарламаны бейімдеуге мүмкіндік береді.

Осы үлгі тәжірибелік телереабилитацияның модельдік нұсқасы ретінде маңызды, себебі ол құрылғы мен терапевт арасындағы реактивті әрі интерактивті байланыс жүйесін қамтамасыз етеді бұл PedBotHome сияқты құрылғыларға эквивалентті және қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттерінің дамуына үлгі бола алады.



Сурет 1.29 – телемедициналық экзоскелет – «in-house wearable ankle rehabilitation robot».

Жалпы алғанда, қарастырылған мысалдар қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттерінің телереабилитациядағы жоғары тиімділігін айқын көрсетеді. Бұл құрылғылардың негізгі артықшылығы – пациенттің қимыл-қозғалысын нақты уақыт режимінде бақылау және дәрігер тарапынан дер кезінде түзетулер енгізу мүмкіндігі. Осындай қашықтан басқару тетіктері пациентке медициналық орталыққа жиі бармай-ақ үздіксіз жаттығулар жүргізуге жағдай жасайды, бұл әсіресе шалғай аймақтардағы тұрғындар үшін қолжетімділікті арттырады.

Кесте 1.5 – Қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттерінің мысалдары

Құрылғы/зерттеу	Байланыс/қосылу	Қашықтан басқару/қадағалау қандай?	Мақсатты топ/қолданылуы	Негізгі нәтиже/ерекшелік
ReWalk ReStore™ Soft Exo-Suit	Bluetooth (BLE), мобильді қосымша (қол терминалы)	Терапевт мобильді қолданба арқылы сымсыз басқарады; нақты уақыттағы кері байланыс, сеансты баптау	Инсульттен кейінгі паретикалық тобыққа көмек, клиникалық реабилитация	Құрылғы plantarflexion және dorsiflexion фазаларын уақытында ассистенттейді; қолданбада режимдер/сынтесттер, прогресті бақылау.
Technaid Ankle-H3	Bluetooth/Wi-Fi (сондай-ақ сымды хаб)	Зертханалық/клиникалық орнақта сымды/сымсыз хаб арқылы басқару және деректер алмасу	Зерттеу мақсатындағы тобық экзоскелеті	Жеңіл құрылым, 35 Н·м дейін момент; пакет «қораптан» жұмысқа дайын, 5 сағ-қа дейін автономия.
Untethered ankle exoskeleton	Bluetooth (Matlab-GUI арқылы)	Қашықтан (wireless) басқару және деректерді көрсету/жазу GUI арқылы	Денсаулығы сау ересектер (энергетикалық үнемді жүріс)	Борттық контроллер (Teensy 3.6) және BLE модулі; нақты уақыт басқаруы, түсімділікті жақсарту көрсетілді.
PedBotHome (үй жағдайына арналған роботтандырылған тобық құрылғысы)	Интернет арқылы қашықтан мониторинг (ойын интерфейсімен)	Өнімділік қашықтан бақыланды, ойын параметрлерін терапевттер аптасына бір рет қашықтан өзгертті	БЦП бар балаларда үйдегі жаттығулар	28 күндік пилотта ROM/күш/спастикада жақсару; үйде телереабилитацияның орындылығы дәлелденді.
Tele-rehabilitation using in-house wearable ankle robot	Веб-негізді байланыс (жүйелік архитектура)	Пайдаланушы мен қашықтағы физиотерапевт арасындағы веб-коммуникация қарастырылған;	Үй жағдайында тобық роботымен телереабилитация тұжырымдамасы	Пациент БҚ/GUI/дерекқор/VR-жаттығулармен интеграцияланға; телереабилитация сценарийі сипатталған.

Сонымен қатар, қашықтан басқарылатын экзоскелеттер пациенттің күнделікті өміріне оңай бейімделіп, реабилитация процесін дәстүрлі клиникалық

ортадан тыс жерде жалғастыруға мүмкіндік береді. Олардың телемедицина және мобильді платформалармен интеграциясы пациент пен маман арасындағы өзара байланысты күшейтіп қана қоймай, мультидисциплинарлық команданың үйлесімді жұмысын қамтамасыз етеді. Сенсорлық жүйелердің дамуы мен жасанды интеллект алгоритмдерінің қосылуы құрылғылардың функционалдық тиімділігін арттырып, әр пациентке жеке дара тәсілдерді қолдануға жол ашады.

Осылайша, қашықтан басқарылатын тобық экзоскелеттері реабилитациялық технологиялардың жаңа деңгейін қалыптастырып, олардың қолжетімділігі мен қолдану аясының кеңеюін көрсетіп отыр. Бұл бағыттағы дамулар болашақта науқастардың функционалдық мүмкіндіктерін қалпына келтіру процесін анағұрлым тиімді, қолайлы және жекелендірілген етуге ықпал етеді.

1.6 Электромеханикалық жетек түрін таңдау

Экзоскелет жобалау барысында жетек түрін таңдау оның тиімділігі мен клиникалық қолданысын анықтайтын маңызды кезең болып табылады. Әртүрлі жетек жүйелерін салыстыра келе, бұл жұмыста *ШВБ – шарикті-винтті беріліс* (шарико-винтовая передача) негізіндегі электрлік сызықтық жетекті пайдалану шешімі қабылданды.

Шарикті-винтті беріліс алғаш рет XX ғасырдың басында дәлдігі жоғары станоктар мен әскери техникада қолданылды. Оның басты идеясы – бұранда мен гайка арасындағы үйкелісті домалақ денелер (шариктер) арқылы азайту. Бұл шешім 1930–1940 жылдары авиация мен ауыр машина жасауда кеңінен таралды. Кейіннен, сандық бағдарламалық басқаруы (ЧПУ) бар станоктар мен робот техникасында жоғары дәлдікті қамтамасыз етудің негізгі механизміне айналды.

Бүгінгі таңда ШВБ тек өндірістік жабдықтарда ғана емес, сонымен қатар медициналық роботтарда, хирургиялық манипуляторларда және реабилитациялық экзоскелеттерде кеңінен қолданылады.

Қолданылу салалары:

– Өндірісте: ЧПУ станоктарда, 3D-принтерлерде, автоматтандырылған құрастыру желілерінде.

– Авиация және ғарыш: ұшу аппараттарының басқару жүйелерінде, спутниктердің қозғалтқыш модульдерінде.

– Медицинада: хирургиялық роботтарда, протездер мен экзоскелеттерде дәл әрі сенімді қозғалыс қамтамасыз етеді.

– Реабилитацияда: тобық, тізе және жамбас экзоскелеттерінде қозғалыс бұрыштарын физиологиялық шектерде қайталауға мүмкіндік береді.

Шарикті-винтті беріліс электр қозғалтқышының айналмалы қозғалысын сызықтық қозғалысқа түрлендіріп, жоғары дәлдік пен жүк көтергіштікке қол жеткізуді қамтамасыз етеді. Бұл ерекшелік тобық буыны экзоскелетінің реабилитациялық процестегі негізгі талаптарына толық сәйкес келеді. Атап айтқанда:

– Жоғары дәлдік – қозғалыс бұрыштарын миллиметрлік қателіксіз орындауға мүмкіндік береді;

– Жүк көтергіштік – науқастың салмағы мен динамикалық күштерді есепке ала отырып, жеткілікті момент пен күш шығарады;

– Сенімділік және ұзақ мерзімділік – үйкелісі аз, тозуға төзімділігі жоғары, клиникалық жағдайда үздіксіз пайдалануға бейімделген;

– Қайтымдылықтың төмендігі – өзін-өзі тежеу қасиеті бар, бұл пациент қауіпсіздігін арттырады.

Осы артықшылықтарына байланысты, ШВБ жетек түрін таңдау экзоскелеттің жоғары тиімділігін, пациент үшін қауіпсіздігін және құрылғының ұзақ мерзімді қолданылуын қамтамасыз етеді. Сонымен бірге, оның инженерлік саладағы көпжылдық тәжірибелік қолданылуы бұл технологияның сенімділігін дәлелдеп отыр.

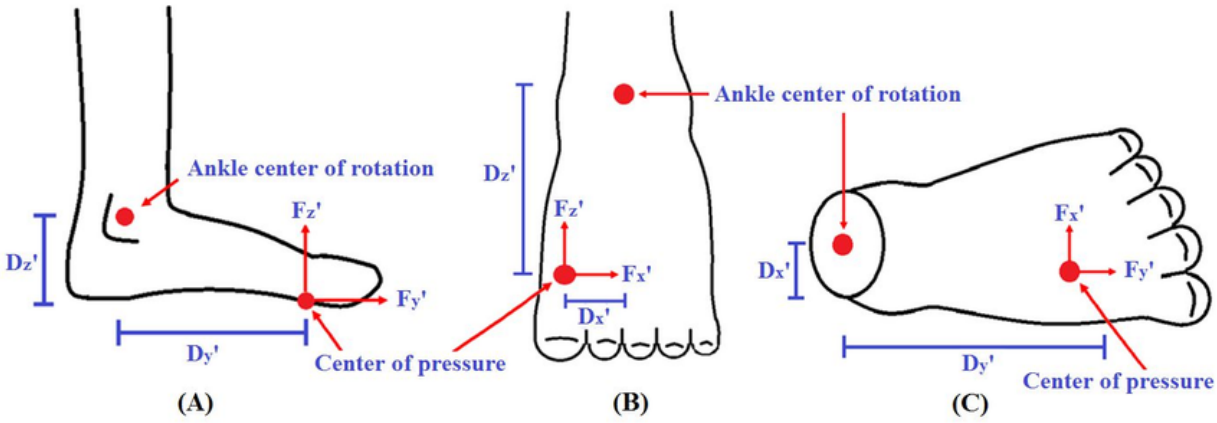
2 ТОБЫҚ БУЫНЫ ЭКЗОСКЕЛЕТІН ЖОБАЛАУ

2.1 Биомеханикалық талаптарды анықтау

Тобық буыны адам қимылының негізгі тірек буындарының бірі болып табылады және жүру, жүгіру, тепе-теңдікті сақтау сияқты процестерде басты рөл атқарады. Оның қозғалыстары үш негізгі жазықтықта орындалады: сагитталды (дорсифлексия және плантарфлексия), фронталды (инверсия және эверсия) және трансверсальды (аддукция және абдукция). Әр қозғалыс белгілі бір бұлшықет топтарының жұмысына тәуелді, сондықтан экзоскелет жобалау кезінде осы қозғалыс диапазондары мен бұлшықет күштерін ескеру қажет.

Реабилитациялық мақсаттағы экзоскелет үшін негізгі талаптардың бірі – қозғалыстың физиологиялық шектерін дәл қайталау. Клиникалық зерттеулерге сәйкес, тобық буынының дорсифлексия диапазоны орта есеппен 0°–30° аралығында, ал плантарфлексия 0°–50° шегінде болады. Инверсия және эверсия шамамен ±12°, аддукция және абдукция ±10° шамасында орындалады. Бұл деректер экзоскелет механизміне қойылатын кинематикалық шектеулерді анықтайды.

Тобық буынының биомеханикалық талаптарын анықтау барысында айналу орталығы мен қысым орталығының өзара орналасуы ерекше маңызға ие. Суретте көрсетілгендей, тобық буынының айналу орталығы мен табан бетінің қысым орталығы арасындағы арақатынас қозғалыс кезінде күштердің таралуын сипаттайды. *Fx′, Fy′* және *Fz′* векторлары табанға түсетін күштердің үш кеңістіктік компонентін көрсетеді, ал *Dx′, Dy′* және *Dz′* параметрлері осы күштердің геометриялық қашықтықтарын анықтайды. Бұл мәліметтер экзоскелет жобалау кезінде тірек реакция күшін дұрыс модельдеуге, тұрақтылықты сақтауға және табиғи жүріс қимылын қайталауға мүмкіндік береді.



Сурет 2.1 – Тобық буынының айналу орталығы мен қысым орталығының өзара орналасуы.

Осы деректерді ескеру арқылы тобық буынына арналған экзоскелеттердің кинематикалық және динамикалық сипаттамалары нақтыланып, клиникалық талаптарға сәйкес құрылғыны тиімді бейімдеуге жол ашылады.

Сонымен қатар, экзоскелет жобалау кезінде күш пен моменттік талаптар да есепке алынады. Жүру циклы кезінде тобық буыны орта есеппен 1.2–1.5 Н·м/кг деңгейіндегі моментті қабылдайды. Демек, орташа салмақтағы пациент үшін экзоскелет шамамен 35–50 Н·м қолдауды қамтамасыз етуі тиіс. Бұл мәндер қозғалтқыш пен жетек механизмін таңдауда негізгі параметр ретінде қолданылады.

Жүйенің сенімділігі мен қауіпсіздігі де маңызды биомеханикалық талаптарға жатады. Экзоскелет науқастың физиологиялық қимылына бейімделіп, артық жүктемеден қорғайтын механизмдермен жабдықталуы қажет. Бұл үшін сериялық серпімді жетектерді (SEA) немесе күш датчиктерімен біріктірілген электромеханикалық жетек түрлерін пайдалану ұсынылады.

Ақпараттық қолдау тұрғысынан алғанда, экзоскелет нақты уақыт режимінде сенсорлық деректерді (IMU, күш платформалары, энкодерлер) жинап, пациент қимылын тіркеуі тиіс. Бұл реабилитация барысын бақылап, терапевтке қозғалыстың сапасын бағалауға мүмкіндік береді.

Осылайша, тобық экзоскелетін жобалау кезінде негізгі биомеханикалық талаптарға жататындар: қозғалыстың физиологиялық диапазонын сақтау, қажетті момент пен жүктемені қамтамасыз ету, қозғалыстың табиғилығы мен қауіпсіздігін қамтамасыз ету, сондай-ақ науқастың жағдайына бейімделе отырып, тиімді басқару мүмкіндігін қалыптастыру.

Осы талаптар негізінде экзоскелет конструкциясының кинематикалық сұлбасы мен негізгі параметрлері қалыптастырылды [94]**.**

2.2 Экзоскелеттің кинематикалық моделі

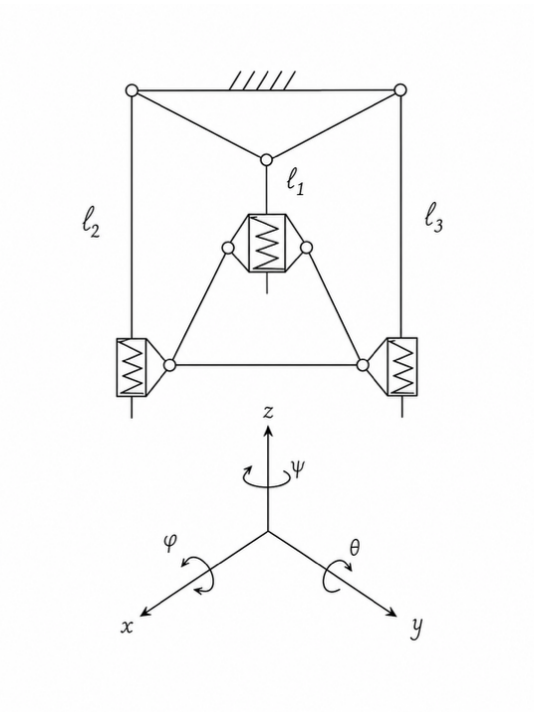
Тобық буынын оңалтуға арналған экзоскелет – табанның сираққа қатысты кеңістіктегі қозғалысын басқарылатын түрде қамтамасыз ететін мехатрондық жүйе болып табылады. Тобық буыны кешенінің анатомиялық-функционалдық ерекшеліктерін және құрылғының үш тәуелсіз атқарушы жетектермен жабдықталған конструкциясын ескере отырып, табан платформасының қозғалысын үш еркіндік дәрежесі бар механикалық жүйе ретінде сипаттаған орынды [78,79] (сурет 2.2).

Осы жұмыста тәуелсіз жалпыланған координаталар ретінде табан қозғалысының негізгі құрамдас бөліктерін сипаттайтын бұрыштар қабылданады:

$$q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}, \tag{2.1}$$

мұндағы φ - табанның плантарлық және дорсальды бүгілу бұрышы (дорсифлексия/плантарфлексия); θ - инверсии и эверсии бұрышы; ψ - табанның

ішке және сыртқа ротация бұрышы (аддукция/абдукция). Бұл қозғалыстар адамның жүру циклі кезінде тобық буынының негізгі кинематикалық функцияларын сипаттайды және қазіргі оңалту экзоскелеттерінің көпшілігінде басқарылатын қозғалыс координаталары ретінде пайдаланылады [80-82].



Сурет 2.2 – Тобық буынын оңалтуға арналған экзоскелеттің кинематикалық сұлбасы

Осылайша, экзоскелеттің қозғалмалы платформасының негізге қатысты орны жалпыланған координаталар векторы q арқылы анықталады, ал қозғалыс күйі - жалпыланған жылдамдықтар мен үдеулер векторларымен сипатталады:

$$\dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\varphi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix}, \qquad \ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{\varphi} \\ \ddot{\theta} \\ \ddot{\psi} \end{bmatrix}. \tag{2.2}$$

Үш атқарушы жетектің әрқайсысы табан платформасына тәуелсіз басқарушы әсер қалыптастырады. Атқарушы координаталар ретінде жетектік буындардың орын ауыстырулары енгізіледі:

$$l = \begin{bmatrix} l_1 \\ l_2 \\ l_3 \end{bmatrix}, \tag{2.3}$$

мұндағы l_1, l_2, l_3 - үш атқарушы арнаның ағымдағы орын ауыстырулары немесе баламалы ұзындықтары.

Механизм координаталарының толық векторы кеңейтілген түрде былай жазылады:

$$x = \begin{bmatrix} \varphi \\ \theta \\ \psi \\ l_1 \\ l_2 \\ l_3 \end{bmatrix}. \tag{2.4}$$

Алайда l_1, l_2, l_3 координаталары тәуелсіз емес, өйткені олар табан платформасының орны мен бағдарлануына тәуелді анықталады. Сондықтан q және l координаталары арасында геометриялық тәуелділіктер бар, олар голономдық байланыстар болып табылады.

Платформаның қозғалысын кеңістікте сипаттау үшін сирақпен байланысқан қозғалмайтын $OXYZ$ координаталар жүйесін және табан платформасымен байланысқан қозғалмалы $O_pX_pY_pZ_p$ координаталар жүйесін енгіземіз. Платформаның негізге қатысты бағдарлануы айналу матрицасы арқылы анықталады [83,84].

$$R(q) = R(\varphi, \theta, \psi). \tag{2.5}$$

Қабылданған айналу реттілігіне байланысты $R(q)$ матрицасы, мысалы, элементар айналу матрицаларының көбейтіндісі ретінде өрнектелуі мүмкін:

$$R(q) = R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\varphi). \tag{2.6}$$

Онда жергілікті радиус-векторы r_i болатын платформаның кез келген нүктесі қозғалмайтын координаталар жүйесінде келесі өрнекпен анықталады:

$$r_{A_i}(q) = r_0(q) + R(q)r_i, \tag{2.7}$$

мұндағы $r_0(q)$ - платформаның сипаттамалық базалық нүктесінің радиус-векторы, ал r_i - атқарушы буынның бекіту нүктесінің платформа координаталар жүйесіндегі координаталары.

Осылайша, экзоскелеттің кинематикалық моделі платформаның бағдарлануы q мен атқарушы жетектердің орын ауыстырулары l_i арасындағы өзара байланысты анықтауға келіп тіреледі. Бұл байланыс механизмнің кинематикалық та, динамикалық та талдауының негізін құрайды.

Құрылымдық талдау нәтижелері бойынша экзоскелет үш еркіндік дәрежесі бар жүйе ретінде қарастырылады, сәйкесінше қозғалыс теңдеулерін шығару әрі қарай үш жалпыланған координата үшін векторлық түрде орындалуы тиіс.

Зерттеліп отырған экзоскелеттің кинематикалық құрылымы - үш атқарушы буын қозғалмайтын негізді табанның қозғалмалы платформасымен байланыстыратын кеңістіктік жүйе болып табылады. Атқарушы буындардың ұзындықтары платформаның кеңістіктегі орны арқылы бірмәнді анықталатындықтан, атқарушы координаталар мен жалпыланған координаталар арасында голономдық байланыстар бар.

B_i арқылы экзоскелет негізіндегі атқарушы жетектердің бекіту нүктелерін, ал A_i арқылы қозғалмалы платформадағы сәйкес бекіту нүктелерін белгілейік, мұнда $i = 1,2,3$.

A_i нүктесінің қозғалмайтын координаталар жүйесіндегі орны келесі өрнекпен анықталады:

$$r_{A_i}(q) = r_0(q) + R(q)r_i. \tag{2.8}$$

Онда i-ші атқарушы буынның векторы келесі түрде өрнектеледі:

$$s_i(q) = r_{B_i} - r_{A_i}(q), \tag{2.9}$$

ал оның ұзындығы осы вектордың евклидтік нормасы ретінде анықталады:

$$l_i(q) = \| s_i(q) \| = \sqrt{s_i^T(q)s_i(q)}. \tag{2.10}$$

Демек, әрбір жетек үшін геометриялық тұйықталу теңдеуі құрылады.

$$\Phi_i(q, l_i) = l_i - \| s_i(q) \| = 0, \quad i = 1,2,3. \tag{2.11}$$

Векторлық түрде голономдық байланыстар жүйесі келесідей жазылады:

$$\Phi(q, l) = \begin{bmatrix} \Phi_1(q, l_1) \\ \Phi_2(q, l_2) \\ \Phi_3(q, l_3) \end{bmatrix} = 0. \tag{2.12}$$

Осылайша, атқарушы координаталар тәуелсіз емес және жалпыланған координаталар арқылы өрнектеледі:

$$l_i = l_i(\varphi, \theta, \psi), \qquad i = 1,2,3. \tag{2.13}$$

Динамикалық модельді әрі қарай шығару үшін байланыстардың дифференциалдық түрін алу қажет. (2.13) өрнегін уақыт бойынша дифференциалдай отырып, келесіні аламыз:

$$\dot{l}_i = \frac{\partial l_i}{\partial \varphi}\dot{\varphi} + \frac{\partial l_i}{\partial \theta}\dot{\theta} + \frac{\partial l_i}{\partial \psi}\dot{\psi}. \tag{2.14}$$

i-ші атқарушы арна үшін Якобианның жолын енгізейік:

$$J_i(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_i}{\partial \varphi} & \frac{\partial l_i}{\partial \theta} & \frac{\partial l_i}{\partial \psi} \end{bmatrix}. \tag{2.15}$$

Онда i-ші жетектің ұзындығының өзгеру жылдамдығы ықшам түрде былай жазылады:

$$\dot{l}_i = J_i(q)\dot{q}. \tag{2.16}$$

Үш $J_i(q)$жолдарын біріктіре отырып, атқарушы жүйенің жалпы якобианын аламыз:

$$J(q) = \begin{bmatrix} J_1(q) \\ J_2(q) \\ J_3(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial \varphi} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta} & \frac{\partial l_1}{\partial \psi} \\ \frac{\partial l_2}{\partial \varphi} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta} & \frac{\partial l_2}{\partial \psi} \\ \frac{\partial l_3}{\partial \varphi} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta} & \frac{\partial l_3}{\partial \psi} \end{bmatrix}. \tag{2.17}$$

Демек, жетектер жылдамдықтарының векторы былай жазылады:

$$\dot{l} = J(q)\dot{q}. \tag{2.18}$$

Уақыт бойынша қайта дифференциалдау атқарушы буындардың үдеулері үшін өрнек береді:

$$\ddot{l} = J(q)\ddot{q} + \dot{J}(q,\dot{q})\dot{q}. \tag{2.19}$$

(2.11)–(2.19) теңдеулері экзоскелеттің голономдық моделінің толық кинематикалық негізін құрайды. Олар атқарушы жүйенің қозғалысын платформаға тиесілі жалпыланған координаталар арқылы өрнектеуге мүмкіндік береді және осы арқылы екінші текті Лагранж әдісімен динамикалық теңдеулерді құруға көшуге негіз болады.

2.3 Экзоскелеттің қозғалыс теңдеуі

Экзоскелеттің динамикалық моделін алу үшін екінші текті Лагранж теңдеулерін пайдаланамыз [99]. Голономдық байланыстарды ескергеннен кейін механизм үш тәуелсіз жалпыланған координатаға ие $q = (\varphi, \theta, \psi)^T$, сондықтан қозғалыс теңдеулері осы координаталардың әрқайсысы үшін жазылуы тиіс.

Лагранж функциясы жүйенің кинетикалық және потенциалдық энергияларының айырымы ретінде анықталады [83]:

$$L(q, \dot{q}) = T(q, \dot{q}) - \Pi(q). \tag{2.20}$$

Зерттелетін жүйенің толық кинетикалық энергиясы келесі құрамдас бөліктерден тұрады [82]:

– табан платформасының кинетикалық энергиясы;

– платформаға келтірілген науқас табанының кинетикалық энергиясы;

– атқарушы буындардың кинетикалық энергиясы;

– жетектердің қозғалмалы бөліктері мен қозғалтқыш роторларының кинетикалық энергиясы.

Платформа мен науқас табанының кинетикалық энергиясы жалпы түрде былай жазылады:

$$T_p = \frac{1}{2} m_p v_c^T v_c + \frac{1}{2} \omega^T I_p \omega, \tag{2.21}$$

мұндағы m_p - табанмен бірге платформаның келтірілген массасы, v_c - массалар центрінің сызықтық жылдамдығы, ω - платформаның бұрыштық жылдамдық векторы, I_p - массалар центріне қатысты инерция тензоры.

v_c және ω шамалары $\dot{q}$ арқылы сызықты түрде өрнектелетіндіктен, (2.21) өрнегі келесі түрге келтіріледі:

$$T_p = \frac{1}{2} \dot{q}^T M_p(q) \dot{q}, \tag{2.22}$$

мұндағы $M_p(q)$ - платформа мен табанның инерция матрицасы.

Әрбір атқарушы арна үшін келтірілген массаны енгіземіз:

$$\tilde{m}_i = m_i + J_{mi} \left(\frac{2\pi}{p_i} \right)^2, \tag{2.23}$$

мұндағы m_i - i-ші жетектің қозғалмалы бөліктерінің массасы, J_{mi} - ротордың инерция моменті, p_i - түрлендіруші механизмнің қадамы, $i = 1,2,3$.

i-ші атқарушы арнаның кинетикалық энергиясы мынаған тең:

$$T_i = \frac{1}{2}\widetilde{m}_i \dot{l}_i^2. \tag{2.24}$$

(2.16) өрнегін ескере отырып, келесіні аламыз:

$$T_i = \frac{1}{2}\widetilde{m}_i \dot{q}^T J_i^T(q) J_i(q) \dot{q}. \tag{2.25}$$

Онда атқарушы жүйенің жиынтық кинетикалық энергиясы мынаған тең:

$$T_a = \sum_{i=1}^{3} \frac{1}{2}\widetilde{m}_i \dot{q}^T J_i^T(q) J_i(q) \dot{q}. \tag{2.26}$$

Демек, экзоскелеттің толық кинетикалық энергиясы келесі түрде жазылады:

$$T = T_p + T_a = \frac{1}{2}\dot{q}^T M_p(q)\dot{q} + \sum_{i=1}^{3} \frac{1}{2}\widetilde{m}_i \dot{q}^T J_i^T(q) J_i(q) \dot{q}. \tag{2.27}$$

Жүйенің толық инерция матрицасын енгізейік:

$$M(q) = M_p(q) + \sum_{i=1}^{3} \widetilde{m}_i J_i^T(q) J_i(q). \tag{2.28}$$

Онда кинетикалық энергияның соңғы түрі келесідей болады:

$$T = \frac{1}{2}\dot{q}^T M(q)\dot{q}. \tag{2.29}$$

Жүйенің потенциалдық энергиясы

Зерттелетін жүйенің потенциалдық энергиясы келесі құрамдас бөліктерді қамтиды [82]:

– платформа мен табанның гравитациялық энергиясы;

– атқарушы буындардың гравитациялық энергиясы;

– қажет болған жағдайда – жұмсақ тіндердің және конструкцияның серпімді элементтерінің серпімді деформация энергиясы.

Платформа мен табанның гравитациялық энергиясы келесі өрнекпен анықталады:

$$\Pi_p = m_p g z_c(q), \qquad (2.30)$$

мұндағы $z_c(q)$ - платформа мен табан массалар центрінің вертикаль координатасы.

Атқарушы буындардың гравитациялық энергиясы:

$$\Pi_a = \sum_{i=1}^{3} m_i\, g z_i(q), \qquad (2.31)$$

мұндағы $z_i(q)$ - i-ші буынның массалар центрінің вертикаль координатасы.

Жүйеде серпімділік қасиеттері болған жағдайда, серпімді деформацияның потенциалдық энергиясы келесі түрде жазылуы мүмкін:

$$\Pi_e = \frac{1}{2}(q - q_0)^T K (q - q_0), \qquad (2.32)$$

мұндағы K - келтірілген қаттылық матрицасы, q_0 - бейтарап күй векторы.

Онда толық потенциалдық энергия келесі түрде жазылады:

$$\Pi(q) = m_p g z_c(q) + \sum_{i=1}^{3} m_i\, g z_i(q) + \frac{1}{2}(q - q_0)^T K (q - q_0). \qquad (2.33)$$

Осылайша, жүйенің Лагранж функциясы келесіге тең:

$$L(q, \dot{q}) = \frac{1}{2}\dot{q}^T M(q)\dot{q} - \Pi(q). \qquad (2.34)$$

Жалпыланған күштер

Жетектер күштерінің виртуалдық жұмысын қарастырайық. Атқарушы механизмдердің сызықтық күштер векторы келесіге тең болсын:

$$F = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{bmatrix}. \qquad (2.35)$$

Онда осы күштердің виртуалдық жұмысы келесі түрде анықталады:

$$\delta A = F^T \delta l. \qquad (2.36)$$

Кинематикалық байланыс $\delta l = J(q)\,\delta q$ ескерілсе, онда келесіні аламыз:

$$\delta A = F^T J(q)\delta q. \qquad (2.37)$$

Демек, жетектер тудыратын жалпыланған күштер векторы мынаған тең:

$$Q_a = J^T(q)F. \qquad (2.38)$$

Егер жетектер қозғалтқыш моменттері τ_i арқылы берілсе, онда сызықтық күштер келесі түрде өрнектелуі мүмкін:

$$F_i = \eta_i \frac{2\pi}{p_i}\tau_i, \qquad i = 1,2,3, \qquad (2.39)$$

мұндағы η_i - берілістің пайдалы әсер коэффициенті.

Қозғалыстың тұтқыр кедергісі келесі түрде ескеріледі:

$$Q_d = -B\dot{q}, \qquad (2.40)$$

мұндағы B – демпфирлеу (тұтқырлық) коэффициенттері матрицасы.

Пациент аяқ-қолынан түсетін сыртқы әсерлерді вектор арқылы белгілейік:

$$Q_{ext} = \begin{bmatrix} M_\varphi \\ M_\theta \\ M_\psi \end{bmatrix}. \qquad (2.41)$$

Онда жалпыланған күштердің толық векторы келесі түрде өрнектеледі:

$$Q = J^T(q)F - B\dot{q} + Q_{ext}. \qquad (2.42)$$

Екінші текті Лагранж теңдеулері

Үш жалпыланған координата үшін екінші текті Лагранж теңдеулері келесі түрде жазылады [83,84]:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i}\right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial \Pi}{\partial q_i} = Q_i, \qquad i = 1,2,3. \qquad (2.43)$$

Векторлық түрде:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}}\right) - \frac{\partial L}{\partial q} + \frac{\partial \Pi}{\partial q_i} = Q. \qquad (2.44)$$

Лагранж функциясы (2.34) түрінде берілгендіктен, жалпыланған жылдамдықтар бойынша туындысы келесіге тең:

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} = M(q)\dot{q}. \qquad (2.45)$$

Онда

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}}\right) = M(q)\ddot{q} + \dot{M}(q)\dot{q}. \qquad (2.46)$$

Лагранж функциясының жалпыланған координаталар бойынша туындысы гравитациялық, серпімді және жылдамдыққа тәуелді бейсызық мүшелердің қалыптасуына алып келеді. Нәтижесінде, стандартты түрлендірулерден кейін қозғалыс теңдеулер жүйесі келесі түрде жазылады:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = J^T(q)F + Q_{ext}, \qquad (2.47)$$

мұндағы $C(q,\dot{q})\dot{q}$ - Кориолис және центрден тепкіш мүшелер векторы, $G(q)$ - гравитациялық моменттер векторы.

(2.47) теңдеуі тобық буынына арналған үш координаталы экзоскелеттің толық бейсызықты динамикалық моделін сипаттайды.

2.4 Динамикалық модельдің матрицалық формасы

Модельдеу, басқару жүйесін синтездеу және экзоскелеттің бағдарламалық қозғалысын жүзеге асыру мақсаттары үшін динамика теңдеулерінің матрицалық түрі ең қолайлы болып табылады.

(2.28) өрнегін ескере отырып, жүйенің инерция матрицасы келесі түрде жазылады:

$$M(q) = M_p(q) + \sum_{i=1}^{3} \widetilde{m}_i J_i^T(q) J_i(q). \qquad (2.48)$$

Эквивалент түрде бұл өрнек келесідей жазылуы мүмкін:

$$M(q) = M_p(q) + J^T(q)\Lambda J(q), \qquad (2.49)$$

Мұндағы

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \widetilde{m}_1 & 0 & 0 \\ 0 & \widetilde{m}_2 & 0 \\ 0 & 0 & \widetilde{m}_3 \end{bmatrix}. \qquad (2.50)$$

Кориолис және центрден тепкіш күштер матрицасының элементтері Кристоффель символдары арқылы анықталады:

$$c_{ijk} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial m_{ij}}{\partial q_k} + \frac{\partial m_{ik}}{\partial q_j} - \frac{\partial m_{jk}}{\partial q_i}\right), \qquad i,j,k = 1,2,3, \qquad (2.51)$$

мұндағы m_{ij} - $M(q)$ матрицасының элементтері.

Онда бейсызық жылдамдық мүшелері векторының i-ші компоненті келесі түрде анықталады:

$$(C(q,\dot{q})\dot{q})_i = \sum_{j=1}^{3} \sum_{k=1}^{3} c_{ijk}\, \dot{q}_j \dot{q}_k. \qquad (2.52)$$

Гравитациялық вектор потенциалдық энергияның гравитациялық бөлігінің градиенті ретінде анықталады:

$$G(q) = \frac{\partial \Pi_g(q)}{\partial q}, \qquad (2.53)$$

Мұндағы

$$\Pi_g(q) = m_p g z_c(q) + \sum_{i=1}^{3} m_i\, g z_i(q). \qquad (2.54)$$

Демек,

$$G(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial \Pi_g}{\partial \varphi} \\ \frac{\partial \Pi_g}{\partial \theta} \\ \frac{\partial \Pi_g}{\partial \psi} \end{bmatrix}. \qquad (2.55)$$

Жетектердің жалпыланған күштері матрицалық түрде келесідей анықталады:

$$Q_a = J^T(q)F. \qquad (2.56)$$

Онда зерттелетін экзоскелеттің динамикалық моделінің соңғы матрицалық түрі келесі түрде жазылады:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = J^T(q)F + Q_{ext} \quad (2.57)$$

мұндағы

$$q = \begin{bmatrix} \varphi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}, \dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\varphi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix}, \ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{\varphi} \\ \ddot{\theta} \\ \ddot{\psi} \end{bmatrix}. \qquad (2.58)$$

(2.57) теңдеулер жүйесі координаталар бойынша келесі түрде ұсынылады:

$$\begin{aligned}
&m_{11}\ddot{\varphi} + m_{12}\ddot{\theta} + m_{13}\ddot{\psi} + h_1(q,\dot{q}) + g_1(q) + k_1(\varphi - \varphi_0) + b_{11}\dot{\varphi} + b_{12}\dot{\theta} + b_{13}\dot{\psi} = \\
&\sum_{i=1}^{3} \frac{\partial l_i}{\partial \varphi} F_i + M_\varphi \\
&m_{21}\ddot{\varphi} + m_{22}\ddot{\theta} + m_{23}\ddot{\psi} + h_2(q,\dot{q}) + g_2(q) + k_2(\theta - \theta_0) + b_{21}\dot{\varphi} + b_{22}\dot{\theta} + b_{23}\dot{\psi} = \\
&\sum_{i=1}^{3} \frac{\partial l_i}{\partial \theta} F_i + M_\theta \\
&m_{31}\ddot{\varphi} + m_{32}\ddot{\theta} + m_{33}\ddot{\psi} + h_3(q,\dot{q}) + g_3(q) + k_3(\psi - \psi_0) + b_{31}\dot{\varphi} + b_{32}\dot{\theta} + b_{33}\dot{\psi} = \\
&\sum_{i=1}^{3} \frac{\partial l_i}{\partial \psi} F_i + M_\psi
\end{aligned} \qquad (2.59)$$

мұндағы $h_i(q,\dot{q})$ - Кориолис және центрден тепкіш құрамдастарды, $g_i(q)$ - гравитациялық мүшелерді, $k_i(\cdot)$ - серпімді құрамдастарды, ал b_{ij} - демпфирлеу коэффициенттерін білдіреді.

Экзоскелеттің бағдарламалық қозғалысын жүзеге асыру үшін күйлік формаға өткен ыңғайлы. Күй векторын енгізейік:

$$x = \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi \\ \theta \\ \psi \\ \dot{\varphi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix}. \qquad (2.60)$$

Онда жүйе келесі түрде жазылады:

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M^{-1}(q)(J^T(q)F + Q_{ext} - C(q,\dot{q})\dot{q} - G(q) - K(q - q_0) - B\dot{q}) \end{bmatrix}. \qquad (2.61)$$

(2.61) өрнегі сандық модельдеу және реабилитациялық режимдерде экзоскелетті бағдарламалық басқару алгоритмдерін синтездеу үшін қолайлы динамикалық модельдің соңғы түрі болып табылады.

Нәтижесінде, кинематикалық голономдық байланыстарды, жүйенің инерциялық параметрлерін, гравитациялық және диссипативтік әсерлерді, сондай-ақ үш тәуелсіз атқарушы жетектің күштерін ескеретін тобық буынына арналған үш координаталы экзоскелеттің толық бейсызықты матрицалық моделі алынды. Бұл модель басқару жүйесін жобалаудың, тұрақтылықты зерттеудің, қажетті жетек күштерін есептеудің және табан қозғалысының реабилитациялық траекторияларын құрудың теориялық негізі ретінде қолданылуы мүмкін.

2.5 Экзоскелетті бағдарламалық басқарудың алгоритмі

Тобық буынының реабилитациялық қозғалыстарын тәжірибеде жүзеге асыру үшін тек динамикалық модель жеткіліксіз. Табан қозғалысының берілген траекториясын қайта жаңғыртуды, үш атқарушы жетектің синхрондалуын, инерциялық және гравитациялық әсерлерді компенсациялауды, сондай-ақ экзоскелеттің пациенттің аяқ-қолымен қауіпсіз өзара әрекеттесуін қамтамасыз ететін бағдарламалық басқару алгоритмін қалыптастыру қажет.

Осы жұмыста бағдарламалық басқару деп табан платформасының қозғалысы жалпыланған координаталардың алдын ала берілген өзгеру заңы бойынша қалыптастырылатын басқару түрі түсініледі.

$$q_d(t) = \begin{bmatrix} \varphi_d(t) \\ \theta_d(t) \\ \psi_d(t) \end{bmatrix}, \qquad (2.62)$$

мұндағы $q_d(t)$- талап етілетін реабилитациялық траекторияның векторы.

Сәйкес бағдарламалық жылдамдықтар мен үдеулер келесі түрде анықталады:

$$\dot{q}_d(t) = \begin{bmatrix} \dot{\varphi}_d(t) \\ \dot{\theta}_d(t) \\ \dot{\psi}_d(t) \end{bmatrix}, \qquad \ddot{q}_d(t) = \begin{bmatrix} \ddot{\varphi}_d(t) \\ \ddot{\theta}_d(t) \\ \ddot{\psi}_d(t) \end{bmatrix}. \qquad (2.63)$$

Қозғалыстың бағдарламалық траекториясын қалыптастыру

Оңалту кезеңінде тобық буынының қозғалысы бірқалыпты, физиологиялық тұрғыдан рұқсат етілген және нақты терапия режиміне бейімделген болуы тиіс. Сондықтан бағдарламалық траектория секірмелі командалар түрінде емес, уақыт бойынша үздіксіз әрі тегіс функция ретінде беріледі.

Жалпы жағдайда бағдарламалық траектория келесі түрде берілуі мүмкін [83,84]:

$$q_d(t) = q_0 + \Delta q\, s(t), \qquad (2.64)$$

мұндағы q_0 - бастапқы күй, Δq - талап етілетін орын ауыстыру векторы, $s(t)$ - бірқалыпты ауысуды сипаттайтын скалярлық немесе векторлық функция.

Қозғалыстың бірқалыпты басталуы мен тоқтауын қамтамасыз ету үшін бесінші ретті полиномдық заңды қолдану орынды [84,85]:

$$s(t) = 10\left(\frac{t}{T}\right)^3 - 15\left(\frac{t}{T}\right)^4 + 6\left(\frac{t}{T}\right)^5, 0 \le t \le T, \qquad (2.65)$$

мұндағы T - бір реабилитациялық циклдің ұзақтығы. Мұндай заң буында соққылық жүктемелер мен үдеудің күрт өзгерістерін болдырмауды қамтамасыз етеді.

$$s(0) = 0, s(T) = 1, \qquad (2.66)$$

$$\dot{s}(0) = \dot{s}(T) = 0, \qquad \ddot{s}(0) = \ddot{s}(T) = 0, \qquad (2.67)$$

Реабилитацияның циклдік режимінде бағдарламалық траекторияны гармониялық заң бойынша да беруге болады [84,86]:

$$q_d(t) = q_c + \mathrm{A}\sin(\omega t + \varphi_0), \qquad (2.68)$$

мұндағы q_c - орташа күй, A - тербеліс амплитудасы, ω - бұрыштық жиілік, φ_0 - бастапқы фаза.

Траектория заңын нақты таңдау реабилитациялық режимнің мақсатына байланысты анықталады: буынды пассивті түрде әзірлеу, белсенді жаттықтыру, қозғалыс ауқымын қалпына келтіру немесе координациялық терапия.

Қажетті траекторияны атқарушы координаталарға түрлендіру

Атқарушы жетектер табан платформасына голономдық байланысқан кинематикалық жүйе арқылы әсер ететіндіктен, берілген жалпыланған координаталар $q_d(t)$ сәйкес атқарушы буындардың орын ауыстыруларына түрлендірілуі тиіс.

Геометриялық тұйықталу теңдеулеріне сәйкес,

$$l = l(q), \qquad (2.69)$$

мұндағы $l = [l_1, l_2, l_3]^T$ - атқарушы координаталар векторы.
Онда табан платформасының берілген бағдарламалық траекториясы үшін келесіні аламыз:

$$l_d(t) = l\big(q_d(t)\big). \qquad (2.70)$$

Атқарушы жетектердің жылдамдықтары Якобиан арқылы анықталады:

$$\dot{l}_d(t) = J(q_d)\dot{q}_d, \qquad (2.71)$$

ал жетектердің үдеулері келесі түрде анықталады:

$$\ddot{l}_d(t) = J(q_d)\ddot{q}_d + \dot{J}(q_d, \dot{q}_d)\dot{q}_d. \qquad (2.72)$$

(2.70)–(2.72) өрнектері платформа қозғалысы мен атқарушы жетектер қозғалысының кинематикалық сәйкестігін анықтайды және басқарушы әсерлерді қалыптастырудың негізі болып табылады.

Бағдарламалық қозғалыс қатесі

Басқару заңын құру үшін орын қателігі енгізіледі:

$$\Delta = q_d - q, \qquad (2.73)$$

жылдамдық бойынша қателігі

$$\dot{\Delta} = \dot{q}_d - \dot{q}, \qquad (2.74)$$

сондай-ақ біріктірілген ілесу қатесі

$$s = \dot{\Delta} + \Lambda\Delta, \qquad (2.75)$$

мұндағы Λ- оң баптау коэффициенттерінен тұратын диагональ матрица.

s векторы берілген траекторияны қадағалау сапасын сипаттайды. Басқару жүйесінің мақсаты келесі шарттарды қамтамасыз ету болып табылады:

$$\Delta(t) \to 0, \qquad \dot{\Delta}(t) \to 0, \quad t \to \infty, \qquad (2.76)$$

яғни табанның нақты қозғалысын бағдарламалық түрде берілген қозғалысқа келтіру.

Кері динамика негізіндегі басқару

Үш координаталы экзоскелет үшін ең тиімді басқару заңы - бұрын алынған модельге негізделген динамиканы компенсациялау арқылы жүзеге асырылатын басқару болып табылады.

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = J^T(q)F + Q_{ext}. \qquad (2.77)$$

Қажетті қозғалысты қалыптастыру үшін жалпыланған координаталар кеңістігінде көмекші басқаруды енгізейік [87]:

$$u = \ddot{q}_d + K_v(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_p(q_d - q), \qquad (2.78)$$

мұндағы K_p және K_v - позициялық және жылдамдық бойынша реттеу коэффициенттерінің диагональ матрицалары.

Онда жалпыланған күштердің қажетті векторы келесі түрде анықталады:

$$Q_u = M(q)u + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q}. \qquad (2.79)$$

Платформадағы күштер атқарушы жетектер арқылы қалыптасатындықтан, келесі қатынас орындалады:

$$Q_u = J^T(q)F. \qquad (2.80)$$

Осыдан жетектердің қажетті күштер векторы келесі түрде анықталады:

$$F = (J^T(q))^{-1}Q_u, \qquad (2.81)$$

егер $J^T(q)$ матрицасы сингуляр емес болса. Жалпы жағдайда псевдокері матрица қолданылады:

$$F = (J^T(q))^{+}Q_u. \qquad (2.82)$$

Егер атқарушы механизмдер электрқозғалтқыштар арқылы айналдырылса, онда қозғалтқыштардың қажетті моменттері келесі өрнекпен анықталады [83,84]:

$$\tau_i = \frac{p_i}{2\pi\eta_i} F_i, \qquad i = 1,2,3, \qquad (2.83)$$

мұндағы p_i - бұрандалы берілістің қадамы, η_i - механикалық берілістің пайдалы әсер коэффициенті, F_i - атқарушы жетектің есептелген күші.
(2.83) өрнекті векторлық түрде жазсақ

$$\tau = P_\eta F, \qquad (2.84)$$

мұндағы P_η - күштерді қозғалтқыш моменттеріне түрлендіру коэффициенттерінің диагональ матрицасы.

Бұл соңғы алынған теңдеулер басқару алгоритмінің нәтижесінде алынған күштерді нақты электрқозғалтқыштардың моменттік сипаттамаларымен байланыстырады және қозғалтқыштарды таңдау үшін негіз болып табылады. Осылайша, кері динамика негізіндегі басқару механикалық жүйенің негізгі бейсызықтықтарын компенсациялауға және бағдарламалық траекторияны жоғары дәлдікпен жүзеге асыруға мүмкіндік береді.

Жалпыланған координаталардағы ПИД-басқару заңы

Адаптивті басқару негізгі басқару әдісі ретінде қарастырылады. Сонымен қатар микропроцессорлық жүйеде бастапқы сынақтар мен төменгі деңгейлі реттеу үшін қарапайым ПИД-заң қолданылуы мүмкін [84,87,88]:

$$Q_u = K_p \Delta + K_d \dot{\Delta} + K_i \int \Delta(t)\, dt, \qquad (2.85)$$

мұндағы K_p, K_d, K_i - пропорционалдық, дифференциалдық және интегралдық құрамдастардың коэффициенттері матрицалары және олар басқару жүйесінің сезімталдығын сипаттайды. Олар есептік түрде алынбайды, экзоскелеттің қажетті жұмыс режимін қамтамасыз ету үшін модельдеу және тәжірибелік реттеу арқылы таңдалады.

Онда жетектердің қажетті күштері Якобиан арқылы анықталады:

$$F = (J^T(q))^+ Q_u. \qquad (2.86)$$

Мұндай тәсілдің артықшылығы - жүзеге асырудың қарапайымдылығы, алайда механиканың айқын бейсызықтылығы және сыртқы жүктеменің өзгеруі кезінде ілесу дәлдігі төмендеуі мүмкін [100]. Сондықтан реабилитациялық жүйелерде

ПИД-реттеуді гравитациялық және инерциялық мүшелердің компенсациясымен үйлестіріп қолданған жөн.

Бағдарламалық басқару жүйесінің жұмыс алгоритмі

Тобық буыны экзоскелетінің тиімді жұмыс істеуі тек қана кинематикалық немесе динамикалық сипаттамаларға емес, сонымен қатар басқару алгоритмінің құрылымына да тікелей тәуелді. Басқару жүйесінің негізгі мақсаты – пациенттің қозғалыс ниетін уақытылы және дәл анықтап, жетекке берілетін пәрмендерді физиологиялық талаптарға сай синхронды түрде орындау.

Экзоскелетте үш негізгі сенсорлық жүйе қолданылады:

– Инерциялық өлшеу модулі (IMU) – табанның бұрыштық жылдамдығын және үдеулерін өлшейді;

– Күш датчиктері – табанға түсетін жүктемені бақылайды, бұл науқастың қадам басу фазаларын анықтауға мүмкіндік береді;

– Энкодерлер – жетек қозғалысын, сызықтық орын ауыстыруды немесе бұрыштық мәндерді дәл тіркейді.

Барлық сенсорлық сигналдар алдымен сүзгіден өткізіліп, жоғары жиілікті шудан тазартылады. Бұл үшін Butterworth төменгі жиілікті сүзгілері және Kalman фильтрі қолданылады.

Алдын ала өңделген деректер негізінде пациенттің аяқ қимылы классификацияланады. Бұл кезеңде нақты уақытта:

– аяқтың көтерілуі немесе төмендеуі,

– плантарфлексия немесе дорсифлексия,

– табанға күш түсу фазасы анықталады.

Бұл ақпарат экзоскелетке қозғалыстың басталуын алдын ала болжауға мүмкіндік береді.

Қозғалыс ниеті анықталған соң, жүйе экзоскелеттің келесі қадамын жоспарлайды. Бұл жоспар реабилитацияның клиникалық шектеулерін ескере отырып жасалады:

– дорсифлексия – 0°–15°,

– плантарфлексия – 0°–25°–30°,

– инверсия/эверсия – ±6°–8°.

Осы диапазондарда қалыптасқан траектория пациенттің табиғи жүру үлгісін қайталауға мүмкіндік береді.

Әрбір уақыт мезетінде нақты өлшенген бұрыштық мәндер эталондық траекториямен салыстырылады. Қадағалау қатесі $\Delta(t)$ анықталады. Бұл қате адаптивті басқару алгоритмінде пайдаланылады, ал ПИД-регулятор тәжірибелік іске асыру мен салыстырмалы талдау үшін базалық басқару заңы ретінде қарастырылады.

Қалыптасқан басқару сигналы ШВБ – шарикті-винтті беріліс негізіндегі жетектерге беріледі. Жетек қозғалысты сызықтық орын ауыстыруға айналдырып, табан платформасын қажетті бұрышқа бұрады.

Басқару алгоритміне бірнеше қосымша функция енгізілген:

– Қауіпсіздік шектеулері – қозғалыс бұрышы клиникалық диапазоннан асса, жүйе автоматты түрде тоқтайды;

– Жеке бейімделу – әр пациенттің жағдайына байланысты қозғалыс параметрлері реттеледі;

Ұсынылған басқару алгоритмінің бастапқы концепциясы экзоскелеттің қозғалысын табиғи қимылға барынша жақындатуға және пациенттің физиологиялық шектерін сақтау арқылы қауіпсіз әрі тиімді реабилитация жүргізуге мүмкіндік береді. Бұл алгоритм әрі қарай эксперименттік сынақтар барысында жетілдіріліп, бейімделгіш басқару стратегияларымен толықтырылады.

Жалпы түрде экзоскелетті бағдарламалық басқару алгоритмі келесі кезеңдерді қамтиды.

Бірінші кезеңде жүйе инициализацияланады: жетектердің орын ауыстыру датчиктерінен, бұрыштық координаталардың энкодерлерінен және күш датчиктерінен сигналдар оқылады, содан кейін механизмнің ағымдағы күйі анықталады.

$$q(0), \dot{q}(0). \qquad (2.87)$$

Екінші кезеңде таңдалған реабилитациялық режимге сәйкес $q_d(t)$ қозғалысының бағдарламалық траекториясы қалыптастырылады.

Үшінші кезеңде кері кинематика теңдеулері бойынша қажетті атқарушы координаталар $l_d(t)$, жылдамдықтар $\dot{l}_d(t)$ және үдеулер $\ddot{l}_d(t)$ есептеледі.

Төртінші кезеңде жүйенің ағымдағы күйі өлшенеді, басқару қателері $\Delta(t)$ және $\dot{\Delta}(t)$ анықталады, содан кейін таңдалған басқару заңы негізінде жалпыланған күштердің қажетті векторы Q_u қалыптастырылады.

Бесінші кезеңде Якобиан матрицасын қолдана отырып, жалпыланған күштерден атқарушы жетектердің күштеріне F, одан әрі қозғалтқыш моменттеріне τкөшу жүзеге асырылады.

Алтыншы кезеңде қалыптастырылған командалар жетектердің күштік түрлендіргіштеріне беріледі, бұл қажетті қозғалыстың орындалуын қамтамасыз етеді.

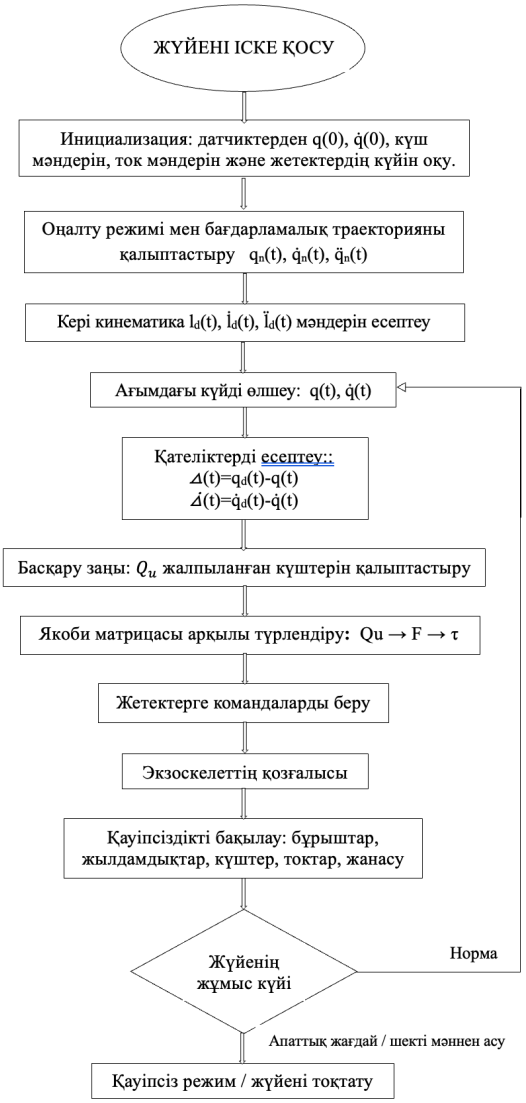
Жетінші кезеңде қауіпсіздік шектеулері тексеріледі: бұрыштардың, жылдамдықтардың, күштердің, қозғалтқыш токтарының және жанасу реакцияларының шекті мәндері бақыланады. Рұқсат етілген шектерден асқан жағдайда басқару қауіпсіз режимге ауыстырылады (сурет 2.3).

Осылайша, бағдарламалық басқару жүйесінің жалпы жұмыс циклі келесі тізбек түрінде ұсынылуы мүмкін:

$$q_d(t), \dot{q}_d(t), \ddot{q}_d(t) \rightarrow \Delta, \dot{\Delta} \rightarrow Q_u \rightarrow F \rightarrow \tau \rightarrow \text{жетектер} \rightarrow q(t), \dot{q}(t). \qquad (2.88)$$

Пациентпен өзара әрекеттесуді ескеру

Реабилитациялық экзоскелеттің ерекшелігі - пациенттің аяқ-қолымен механикалық өзара әрекеттесудің болуы. Сондықтан басқару алгоритміне буынның жарақаттануын болдырмайтын күштер мен моменттерді шектеу контуры енгізілуі тиіс.



Сурет - 2.3 Экзоскелетті бағдарламалық басқару алгоритмінің блок-схемасы

Егер рұқсат етілетін жанасу моменттері векторын Q_{adm} деп белгілесек, онда басқару жүйесі келесі шартты қанағаттандыруы қажет:

$$\| Q_{ext} \| \leq Q_{adm}. \qquad (2.89)$$

Осы шектен асқан жағдайда келесі режимдер қолданылуы мүмкін:

– жаттығуды орындау жылдамдығын төмендету;

– траектория амплитудасын азайту;

– жұмсақ импеданстық басқару режиміне көшу;

– авариялық тоқтату.

Қауіпсіз өзара әрекеттесуді қамтамасыз ету үшін импеданстық басқару заңы қолданылуы мүмкін.

$$M_d(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + B_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_d(q_d - q) = Q_{ext}, \qquad (2.90)$$

мұндағы M_d, B_d, K_d - жүйенің механикалық импедансының қалаулы параметрлері.

Мұндай тәсіл экзоскелетке тек қозғалысты мәжбүрлеп орындатуға ғана емес, сонымен қатар пациенттің қарсылығына немесе белсенді қатысуына бейімделуге мүмкіндік береді.

Күйлер кеңістігіндегі алгоритм формасы

Динамика теңдеуін ескере отырып,

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = J^T(q)F + Q_{ext}, \qquad (2.91)$$

күй векторын енгізейік:

$$x = \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix}. \qquad (2.92)$$

Онда бағдарламалық басқару кезіндегі тұйықталған жүйенің теңдеуін келесі түрде көрсетуге болады:

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M^{-1}(q)(J^T(q)F + Q_{ext} - C(q,\dot{q})\dot{q} - G(q) - K(q - q_0) - B\dot{q}) \end{bmatrix}. \qquad (2.93)$$

Егер күштер векторы F (2.81)–(2.82) теңдеулеріне сәйкес кері динамика заңы бойынша қалыптастырылса, онда тұйықталған жүйе берілген траекторияны ілесіп орындау теңдеуі түріне келеді.

Осылайша, тобық буынына арналған экзоскелетті бағдарламалық басқару алгоритмі келесі негізгі кезеңдерді қамтуы тиіс: бірқалыпты реабилитациялық траекторияны қалыптастыру, оны жетектердің атқарушы координаталарына түрлендіру, ілесу қателерін есептеу, толық динамикалық модельді ескере отырып басқарушы күштерді синтездеу және пациенттің аяқ-қолымен өзара әрекеттесудің қауіпсіздігін бақылау.

Алынған қатынастар буынды алдын ала берілген траектория бойынша пассивті түрде әзірлеу режимін де, сондай-ақ адаптивті және интерактивті реабилитацияның күрделірек режимдерін де жүзеге асыруға мүмкіндік береді. Ұсынылған алгоритм сандық модельдеу үшін, микроконтроллерлік платформада

бағдарламалық іске асыру үшін және экзоскелетті одан әрі эксперименттік сынақтан өткізу үшін негіз болып табылады.

2.6 Электромеханикалық жетектерді адаптивті басқару

Тобық буынына арналған реабилитациялық экзоскелет үшін маңызды міндеттердің бірі – тек табан платформасының қажетті қозғалыс траекториясын қалыптастыру ғана емес, сонымен қатар басқару объектісінің параметрлері өзгерген жағдайда электромеханикалық жетектердің тұрақты жұмысын қамтамасыз ету болып табылады. Нақты пайдалану жағдайларында жүйе параметрлері пациент табанының массасы мен биомеханикалық сипаттамаларының айырмашылығына, бұлшықет-байлам аппаратының пассивті кедергісінің болуына, кинематикалық жұптар мен беріліс механизмдеріндегі үйкеліс коэффициенттерінің өзгеруіне, сондай-ақ математикалық модельдің қателіктеріне байланысты едәуір өзгеруі мүмкін.

Осыған байланысты тек тұрақты басқару заңын қолдану әрдайым қажетті дәлдік пен қозғалыс сапасын қамтамасыз ете бермейді [100]. Параметрлік анықталмағандық пен сыртқы қозуларды компенсациялау үшін электромеханикалық жетектерді адаптивті басқаруды қолдану орынды [98].

Адаптивті басқару есебінің жалпы қойылымы

Экзоскелеттің динамикалық моделі келесі түрде алынған:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = J^T(q)F + Q_{ext}. \qquad (2.94)$$

Егер жетектердің күштері электрқозғалтқыштар арқылы қалыптастырылса, онда әрбір атқарушы арна үшін басқару кернеуі, ток, қозғалтқыш моменті және атқарушы буындағы күш арасындағы байланыс жазылуы мүмкін.

i-ші жетек үшін электромеханикалық бөліктің теңдеуі келесі түрде беріледі [88-90,99]:

$$L_i \frac{di_i}{dt} + R_i i_i + k_{e_i}\omega_i = u_i, \qquad (2.95)$$

$$J_i^{eq}\dot{\omega}_i + b_i\omega_i + \tau_{L_i} = k_{t_i} i_i, \qquad (2.96)$$

мұндағы u_i - қозғалтқыштың басқару кернеуі; i_i - якорь тогы немесе фазалық ток; L_i, R_i - ораманың индуктивтілігі мен кедергісі; k_{e_i} - қарсы ЭҚК коэффициенті; k_{t_i} - момент коэффициенті; ω_i - біліктің бұрыштық жылдамдығы; J_i^{eq} - келтірілген инерция моменті; b_i - тұтқыр үйкеліс коэффициенті; τ_{L_i} - механизм тарапынан түсетін жүктеме моменті.

Түрлендіруші механизмді ескере отырып, атқарушы буындағы күш келесі түрде анықталады:

$$F_i = \eta_i \frac{2\pi}{p_i} \tau_i, \tau_i = k_{t_i} i_i. \qquad (2.97)$$

Демек, адаптивті басқару келесілерді қамтамасыз етуі тиіс:

– бағдарламалық траекторияны $q_d(t)$ тұрақты түрде ілесіп орындау;

– белгісіз немесе өзгермелі параметрлерді $M(q)$, B, K, Q_{ext} компенсациялау;

– үш тәуелсіз электромеханикалық жетектің үйлесімді жұмысын қамтамасыз ету;

– күштер мен моменттерді қауіпсіз шектерде шектеу.

Параметрлер бойынша сызықтандыру

Адаптивті басқару заңын синтездеу үшін робототехникалық жүйелердің динамикасын белгісіз параметрлер бойынша сызықты түрде көрсетуге болатын қасиетін қолдану ыңғайлы [87,91,92,96]:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + K(q - q_0) + B\dot{q} = Y(q,\dot{q},\ddot{q})\, a, \qquad (2.98)$$

мұндағы $Y(q,\dot{q},\ddot{q})$ - регрессиялық матрица; a - жүйенің белгісіз немесе дәл анықталмаған параметрлерінің векторы.

Параметрлер векторы a келесілерді қамтуы мүмкін:

– келтірілген массалар мен инерция моменттері;

– тұтқыр үйкеліс коэффициенттері;

– серпімділік параметрлері;

– эквивалентті гравитациялық коэффициенттер;

– сыртқы жүктеменің анықталмаған параметрлері.

Онда қозғалыс теңдеуі келесі түрде жазылады:

$$Y(q,\dot{q},\ddot{q})\, a = J^T(q)F + Q_{ext}. \qquad (2.99)$$

Ілесу қатесі және тірек (эталондық) жылдамдығы

Ілесу қатесін енгізейік:

$$\Delta = q_d - q, \qquad (2.100)$$

және жылдамдық қатесін енгізейік:

$$\dot{\Delta} = \dot{q}_d - \dot{q}. \qquad (2.101)$$

Адаптивті басқару заңын синтездеу үшін тірек жылдамдығын енгізу ыңғайлы:

$$\dot{q}_r = \dot{q}_d + \Lambda\Delta, \qquad (2.102)$$

мұндағы Λ - оң анықталған диагональ баптау коэффициенттері матрицасы.
Онда тірек үдеу келесіге тең:

$$\ddot{q}_r = \ddot{q}_d + \Lambda\dot{\Delta}. \qquad (2.103)$$

Қателіктің сырғымалы айнымалысы келесі түрде анықталады:

$$s = \dot{q}_r - \dot{q} = \dot{\Delta} + \Lambda\Delta. \qquad (2.104)$$

Шарт:

$$s \to 0 \qquad (2.105)$$

бұл орын және жылдамдық қателерінің асимптоталық түрде азаюын қамтамасыз етеді.

Адаптивті басқару заңы

Қажетті жалпыланған күштер векторын келесі түрде таңдаймыз [87,93,96]:

$$Q_u = Y(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\hat{a} + K_s s, \qquad (2.106)$$

мұндағы $\hat{a}$ - параметрлердің ағымдағы бағасы, K_s - оң анықталған диагональ күшейту коэффициенттері матрицасы.

Нақты басқарушы әсерлер жетектер арқылы қалыптасатындықтан, келесі қатынас орындалады:

$$Q_u = J^T(q)F. \qquad (2.107)$$

Демек, жетектер күштерінің векторы келесі өрнекпен анықталады:

$$F = (J^T(q))^+ [\, Y(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\hat{a} + K_s s \,]. \qquad (2.108)$$

Егер әрі қарай қозғалтқыш моменттеріне көшу қажет болса, келесі қатынас қолданылады:

$$\tau_i = \frac{p_i}{2\pi\eta_i} F_i, i = 1,2,3. \qquad (2.109)$$

Матрицалық түрде:

$$\tau = P_\eta F. \qquad (2.110)$$

Параметрлерді адаптивтілеу заңы

Параметрлер бағаларын жаңарту үшін градиенттік бейімделу заңы қолданылады [87,93]:

$$\dot{\hat{a}} = -\Gamma Y^T(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)s, \qquad (2.111)$$

мұндағы Г - симметриялы, оң анықталған бейімделу коэффициенттері матрицасы.

Мұндай заң қозғалыс барысында талап етілетін және нақты траектория арасындағы ағымдағы айырмашылыққа байланысты модель параметрлерін бейімдеп реттеуді қамтамасыз етеді [101].

Параметрлерді бағалау қатесі келесі түрде анықталады:

$$\tilde{a} = \hat{a} - a. \qquad (2.112)$$

Онда Ляпунов функциясын дұрыс таңдаған жағдайда жүйенің тұрақты екендігін, ал s айнымалысының шектеулі болып, нөлге ұмтылатынын көрсетуге болады.

Ляпунов функциясы және тұрақтылық шарты

Тұйықталған адаптивті жүйенің тұрақтылығын талдау үшін Ляпунов функциясын келесі түрде таңдаймыз [87,93,96]:

$$V = \frac{1}{2}s^T M(q)s + \frac{1}{2}\tilde{a}^T\Gamma^{-1}\tilde{a}. \qquad (2.113)$$

(2.113) өрнегін уақыт бойынша дифференциалдап, басқару заңы (2.109) мен бейімделу заңы (2.111)-ді орнына қойсақ, келесіні аламыз:

$$\dot{V} = -s^T K_s s. \qquad (2.114)$$

K_s матрицасы оң анықталған болғандықтан,

$$\dot{V} \leq 0. \qquad (2.115)$$

Демек, тұйықталған жүйе Ляпунов бойынша тұрақты, ал ілесу қатесі мен параметрлерді бағалау қатесі шектеулі болып қалады. Қосымша қоздыру шарттары орындалған жағдайда параметрлік идентификация қатесінің азаюына да қол жеткізуге болады.

Адаптивті басқару жүйесінің практикалық құрылымы

Адаптивті басқару жүйесінің практикалық құрылымы келесі функционалдық блоктардан тұрады:

– бағдарламалық траекторияны қалыптастыру блогы $q_d(t)$;

– кері кинематика блогы, ол қажетті жетек орын ауыстыруларын $l_d(t)$, $\dot{l}_d(t)$, $\ddot{l}_d(t)$есептейді;

– күй параметрлерін өлшеу және бағалау блогы;

– параметрлерді бейімдеу және адаптивті басқару блогы;

– жалпыланған күштерді және жетек моменттерін есептеу блогы;

– электржетектердің жергілікті басқару контурлары.

Осы блоктардың өзара әрекеттесуі нәтижесінде экзоскелет берілген реабилитациялық траекторияны дәл қадағалап, пациенттің жеке биомеханикалық ерекшеліктеріне бейімделеді.

2.7 MATLAB/Simulink ортасында тобық буыны экзоскелетінің динамикалық моделін құру және зерттеу

Тобық буынына арналған реабилитациялық экзоскелеттің басқару жүйесінің жұмысын зерттеу және ұсынылған басқару алгоритмдерінің тиімділігін бағалау мақсатында оның математикалық моделі MATLAB/Simulink ортасында құрылды. Модельдеудің негізгі мақсаты экзоскелеттің динамикалық сипаттамаларын зерттеу, басқару жүйесінің орнықтылығын бағалау және әртүрлі жұмыс режимдеріндегі қозғалыс дәлдігін талдау болып табылады.

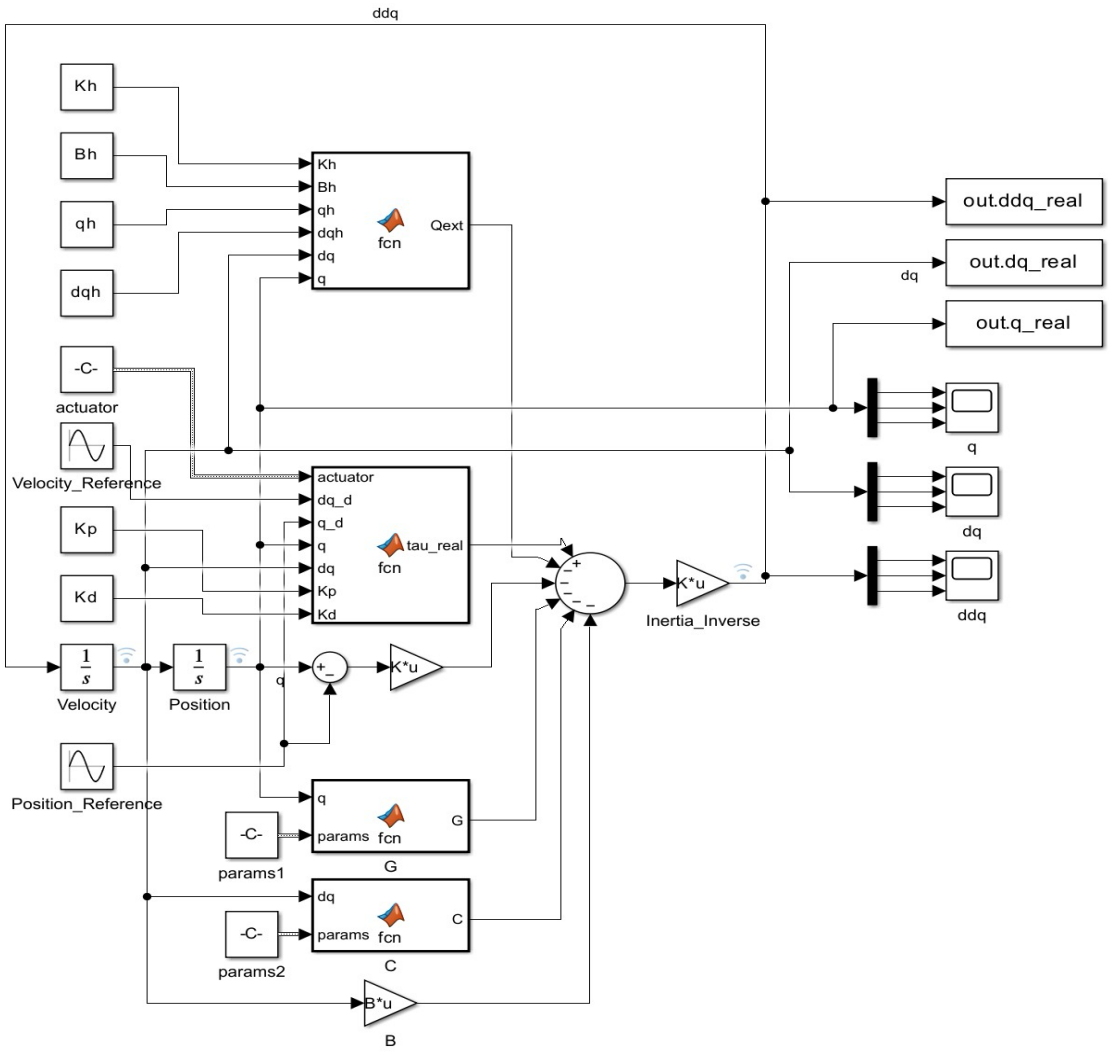
Модельдеу екі негізгі міндетті шешуге бағытталды. Біріншіден, теориялық бөлімде алынған кинематикалық және динамикалық модельдердің дұрыстығын тексеру және экзоскелеттің болжанған динамикалық қасиеттерін бағалау көзделді. Екіншіден, жүйенің инерциялық, гравитациялық және сыртқы әсерлер жағдайында жұмыс істеу ерекшеліктерін ескере отырып, ұсынылған адаптивті басқару алгоритмінің тиімділігін анықтау мақсаты қойылды.

MATLAB/Simulink ортасында құрылған модель экзоскелеттің механикалық бөлігін, электромеханикалық жетектерін және басқару жүйесін біріктіретін кешенді құрылым ретінде қарастырылды. Модель құрамына бағдарламалық траектория генераторы, адаптивті реттегіш, жетектердің динамикалық моделі, кері байланыс контуры және тобық буынының математикалық моделі енгізілді.

Модельдеу барысында басқару жүйесінің негізгі міндеті табан қозғалысының берілген траекториясын жоғары дәлдікпен қадағалау және қозғалыс кезінде пайда болатын динамикалық ауытқуларды азайту болып қабылданды. Осы мақсатта басқару алгоритмінде гравитациялық және инерциялық әсерлерді компенсациялау элементтері пайдаланылды. Бұл шешім қозғалыстың дәлдігін арттыруға, орнығу уақытын қысқартуға және жетектерге түсетін динамикалық жүктемелерді төмендетуге мүмкіндік береді.

Жүргізілген модельдеу нәтижелері экзоскелеттің физиологиялық қозғалыс диапазонында орнықты жұмыс істейтінін және ұсынылған адаптивті басқару алгоритмінің берілген траекторияны дәл қадағалай алатынын көрсетті. Сонымен қатар модельдеу нәтижелері кейінгі эксперименттік зерттеулерді жүргізу үшін

қажетті бастапқы параметрлерді анықтауға және басқару жүйесінің жұмыс қабілеттілігін алдын ала бағалауға мүмкіндік берді.



Сурет 2.4 Экзоскелеттің адаптивті басқару жүйесінің Simulink моделі

Модельдің негізгі мақсаты – бағдарламаланған қозғалыс траекториясын дәл қадағалауды қамтамасыз ететін басқару алгоритмінің тиімділігін бағалау және экзоскелеттің динамикалық сипаттамаларын зерттеу болып табылады.

Ұсынылған Simulink моделі экзоскелеттің механикалық бөлігінің динамикасын, электромеханикалық жетектердің әсерін, басқару жүйесін және сыртқы жүктемелердің ықпалын кешенді түрде сипаттайды. Модельдің жалпы құрылымы қозғалыстың екінші ретті дифференциалдық теңдеуіне негізделген:

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) + B\dot{q} + Q_{ext} = \tau, \qquad (2.116)$$

мұндағы:

– $M(q)$– инерция матрицасы;

– $C(q,\dot{q})$– Кориолис және центрден тепкіш күштер матрицасы;

– $G(q)$– ауырлық күштері векторы;

– $B\dot{q}$– тұтқыр үйкеліс күштері;

– Q_{ext}– сыртқы әсерлер;

– τ– жетектер өндіретін басқарушы моменттер;

– $q,\dot{q},\ddot{q}$– сәйкесінше бұрыштық орын ауыстыру, жылдамдық және үдеу векторлары.

Модель құрылымы жоғарыда келтірілген динамикалық теңдеудің әрбір мүшесін жеке есептейтін функционалдық блоктардан тұрады.

Бағдарламалық траекторияны қалыптастыру блогы

Модельдің сол жақ бөлігінде орналасқан Position_Reference және Velocity_Reference блоктары қажетті қозғалыс заңын қалыптастырады.

Position_Reference блогы реабилитациялық жаттығу барысында табанның қажетті бұрыштық орнының өзгеру заңын береді: $q_d(t)$

Ал Velocity_Reference блогы сәйкес бұрыштық жылдамдықтың эталондық мәнін анықтайды: $\dot{q}_d(t)$

Бұл сигналдар басқару жүйесінің кіріс параметрлері болып табылады және нақты қозғалыспен салыстырылады.

Реабилитациялық режимде аталған сигналдар әдетте синусоидалық заң бойынша беріледі:

$$q_d(t) = \mathrm{A}\sin(\omega t)\,, \qquad (2.117)$$

мұндағы:

– A– қозғалыс амплитудасы;

– ω– бұрыштық жиілік.

Мұндай заң физиологиялық қозғалыстарды дәл модельдеуге мүмкіндік береді.

Қалып күй мен жылдамдықты есептеу блогы

Модельде жүйенің нақты күйі екі интегратор арқылы есептеледі. Бірінші интегратор: $\ddot{q} \rightarrow \dot{q}$ түрлендіруін орындайды. Екінші интегратор: $\dot{q} \rightarrow q$ түрлендіруін жүзеге асырады.

Осылайша жүйенің нақты күй координаталары үздіксіз түрде есептеледі.

Simulink моделіндегі:

– Velocity блогы – жылдамдықты есептейді;

– Position блогы – координатаны есептейді.

Нәтижесінде модель әрбір уақыт мезетінде:$q(t),\dot{q}(t),\ddot{q}(t)$ мәндерін анықтайды.

Басқарушы моментті қалыптастыру блогы

Модельдің орталық бөлігінде орналасқан MATLAB Function блогы басқарушы моментті есептейді.

Басқару заңы классикалық ПИД-басқаруға негізделген:

$$\tau_{PD} = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}), \qquad (2.118)$$

мұндағы:

– K_p– пропорционалдық коэффициент;

– K_d– дифференциалдық коэффициент.

Бұл заң орын ауыстыру қатесін және жылдамдық қатесін азайтады.

Қате сигналдары:

$$e = q_d - q,$$
$$\dot{e} = \dot{q}_d - \dot{q}. \qquad (2.119)$$

Қате нөлге ұмтылған сайын экзоскелет бағдарламаланған траекторияны дәлірек орындайды.

Суреттегі K_p және K_d блоктары осы реттегіштің параметрлерін береді.

Сыртқы күштер блогы

Жүйеге әсер ететін сыртқы жүктемелер Q_{ext} блогында есептеледі.

Бұл блокқа келесі параметрлер енгізіледі:

– қаттылық коэффициенті K_h;

– тұтқырлық коэффициенті B_h;

– орын ауыстыру q_h;

– жылдамдық dq_h.

Сыртқы күштің жалпыланған түрі:

$$Q_{ext} = K_h(q_h - q) + B_h(\dot{q}_h - \dot{q}). \qquad (2.120)$$

Бұл теңдеу адамның аяқ-қол тіндерінің серпімділігі мен тұтқыр қасиеттерін ескеруге мүмкіндік береді.

Реабилитациялық жүйелерде бұл блок пациент пен робот арасындағы өзара әрекеттесу күштерін сипаттайды.

Ауырлық күштері блогы

Модельде ауырлық күштерінің әсері жеке *G* блогында есептеледі.

Бұл блокта MATLAB Function көмегімен келесі өрнек анықталады:

$$G(q) = \begin{bmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \\ G_3(q) \end{bmatrix}. \qquad (2.121)$$

Ауырлық күштері буын бұрыштарына тәуелді.

Мысалы:

$$G_1 = mglsin(q_1)\,. \qquad (2.122)$$

Экзоскелет көлденең емес жазықтықта жұмыс істеген кезде ауырлық күшінің ықпалы айтарлықтай маңызды болады.

Кориолис және центрден тепкіш күштер блогы

Қозғалыс жылдамдығы артқан кезде жүйеде қосымша инерциялық күштер пайда болады.

Олар: $C(q,\dot{q})\dot{q}$ мүшесімен сипатталады.

Модельде бұл есептеулер *C* блогында орындалады.

Үш еркіндік дәрежелі жүйе үшін жалпы түрде:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}. \qquad (2.123)$$

Бұл матрица буындар арасындағы динамикалық байланыстарды көрсетеді.

Жылдам қозғалыстар кезінде дәл осы күштер траекториядан ауытқудың негізгі себептерінің бірі болып табылады.

Тұтқыр үйкеліс блогы

Экзоскелет механизмінде редукторлар, мойынтіректер және механикалық берілістер болғандықтан үйкеліс күштері пайда болады.

Олар модельде $B\dot{q}$ мүшесі арқылы ескеріледі.

Simulink схемасындағы B_{*u} блогы дәл осы есептеуді орындайды.

Мұндағы:

$$B = \begin{bmatrix} b_1 & 0 & 0 \\ 0 & b_2 & 0 \\ 0 & 0 & b_3 \end{bmatrix}. \qquad (2.124)$$

Үйкеліс коэффициенттері эксперименттік түрде анықталады.

Жалпы моменттерді жинақтау блогы

Схеманың ортасында орналасқан қосындылау блогы барлық әсерлерді біріктіреді.

Оның кірістеріне:

– басқарушы момент τ;

– ауырлық күштері G;

– Кориолис күштері C;

– үйкеліс күштері B;

– сыртқы күштер Q_{ext} беріледі.

Нәтижесінде теңдеудің оң жағы қалыптасады:

$$\tau - G - C - B - Q_{ext}. \qquad (2.125)$$

Бұл шама жүйенің таза динамикалық әсерін көрсетеді.

Инерция матрицасының кері блогы

Жүйе динамикасының негізгі бөлігі Inertia_Inverse блогында жүзеге асырылады.

Мұнда инерция матрицасының кері шамасы пайдаланылады:

$$\ddot{q} = M^{-1}(q)[\tau - G - C - B - Q_{ext}]. \qquad (2.126)$$

Бұл өрнек қозғалыс теңдеуінен алынған.

Нәтижесінде жүйенің бұрыштық үдеуі анықталады. Үдеу мәні интеграторларға беріледі және уақыт бойынша интегралданады. Осылайша толық динамикалық модель құрылады.

Нәтижелерді бақылау блогы

Модельдің оң жақ бөлігінде:

– *q*;

– *dq*;

– *ddq* осциллографтары орналасқан.

Олар сәйкесінше:

$$q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t)$$

графиктерін көрсетеді.

Сонымен қатар модельде:

– *out.q_real;*

– *out.dq_real;*

– *out.ddq_real*

шығыс сигналдары сақталады.

Бұл мәліметтер кейін MATLAB Workspace ортасына экспортталып, графиктер тұрғызу және статистикалық өңдеу үшін пайдаланылады.

Модельдеу нәтижелерінің физикалық мағынасы

Ұсынылған модель тобық буыны экзоскелетінің нақты динамикасын жеткілікті дәлдікпен сипаттайды. Модельде басқару жүйесінің, инерциялық күштердің, ауырлық күшінің, үйкелістің және пациентпен өзара әрекеттесудің әсері толық ескерілген.

Модельдеу нәтижелері көрсеткендей, ПИД-басқару жүйесі қажетті траекторияны тұрақты түрде қадағалайды және қозғалыс қатесін минималды деңгейде ұстап тұрады. Сонымен қатар жүйенің орнықтылығы, өтпелі процестің ұзақтығы және басқарушы моменттердің өзгеру заңдары анықталады.

Осылайша құрылған MATLAB/Simulink моделі тобық буынына арналған реабилитациялық экзоскелеттің математикалық моделін зерттеуге, басқару алгоритмдерін сынауға және құрылғының болашақ тәжірибелік үлгісін әзірлеуге арналған тиімді құрал болып табылады.

MATLAB/Simulink ортасында тобық буыны экзоскелетінің басқару жүйесін модельдеу үшін бастапқы есептік параметрлер қабылданды. Параметрлерді таңдау кезінде адамның тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктері, экзоскелеттің конструкциялық сипаттамалары, электромеханикалық жетектердің жұмыс режимдері және реабилитациялық жаттығуларға қойылатын қауіпсіздік талаптары ескерілді. Математикалық модельде пайдаланылған негізгі параметрлер 2.1-кестеде келтірілген.

Жүйенің жалпыланған координаталары ретінде тобық буынының табиғи үш еркіндік дәрежесі қабылданды. Берілген қозғалыс траекториялары (2.68) сәйкес синусоидалық заң бойынша қалыптастырылды. Синусоидалық траекторияларды қолдану реабилитациялық қозғалыстардың бірқалыпты, үздіксіз және физиологиялық тұрғыдан қауіпсіз орындалуын қамтамасыз етеді. Сонымен қатар мұндай траекториялар басқару жүйесінің динамикалық сипаттамаларын, өтпелі процестерін және берілген қозғалысты қадағалау дәлдігін бағалау үшін қолайлы болып табылады.

Модельде қолданылған келтірілген инерция моменттері орташа адамның антропометриялық параметрлері мен экзоскелеттің массалық-инерциялық сипаттамаларын ескере отырып қабылданды. Тұтқыр үйкеліс коэффициенттері жетек механизмдеріндегі және қозғалыс түйіндеріндегі энергия шығындарын сипаттайды, ал серпімділік коэффициенттері экзоскелет элементтерінің эквивалентті қаттылығын және буын аймағындағы серпімді әсерлерді ескеру үшін енгізілді.

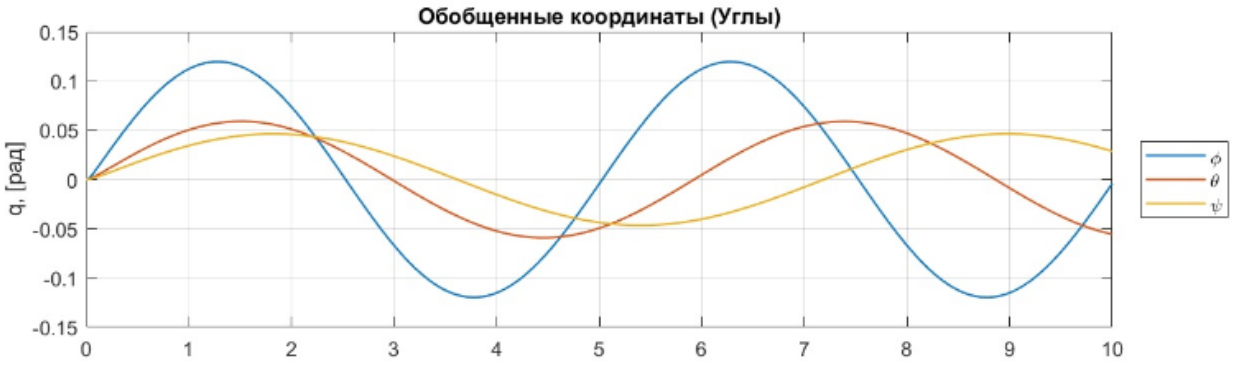
Осылайша, таңдалған бастапқы параметрлер тобық буыны экзоскелетінің нақты жұмыс жағдайларын модельдеуге, басқару алгоритмінің тиімділігін бағалауға және кейінгі эксперименттік зерттеулермен салыстыруға мүмкіндік береді.

Кесте 2.1 Математикалық модельдің бастапқы параметрлері

Параметр	Белгіленуі	Мәні	Өлшем бірлігі
Жалпыланған координаталар	$q=[q_1 q_2 q_3]^T$	–	–
Дорсальді/плантарлы бүгілу	q_1	± 15	°
Инверсия/эверсия	q_2	± 8	°
Аддукция/абдукция	q_3	± 6	°
Қозғалыс жиілігі	f_1	0.20	Гц
Қозғалыс жиілігі	f_2	0.17	Гц
Қозғалыс жиілігі	f_3	0.14	Гц
Келтірілген инерция моменті	J_1	0.0032	кг·м²
Келтірілген инерция моменті	J_2	0.0019	кг·м²
Келтірілген инерция моменті	J_3	0.0014	кг·м²

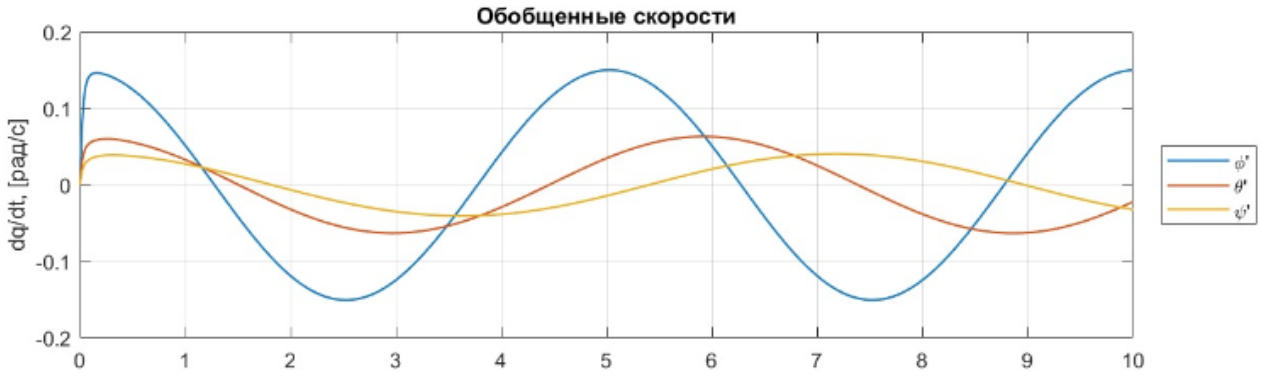
Тұтқыр үйкеліс коэффициенті	B_1	*0.42*	*Н·м·с/рад*
Тұтқыр үйкеліс коэффициенті	B_2	*0.30*	*Н·м·с/рад*
Тұтқыр үйкеліс коэффициенті	B_3	*0.22*	*Н·м·с/рад*
Серпімділік коэффициенті	K_1	*5.0*	*Н·м/рад*
Серпімділік коэффициенті	K_2	*3.2*	*Н·м/рад*
Серпімділік коэффициенті	K_3	*2.4*	*Н·м/рад*
Пациент серпімділігі	K_{h1}	*9.0*	*Н·м/рад*
Пациент серпімділігі	K_{h2}	*6.0*	*Н·м/рад*
Пациент серпімділігі	K_{h3}	*4.0*	*Н·м/рад*
Пациент демпфері	B_{h1}	*0.70*	*Н·м·с/рад*
Пациент демпфері	B_{h2}	*0.50*	*Н·м·с/рад*
Пациент демпфері	B_{h3}	*0.35*	*Н·м·с/рад*
Табиғи жиілік	ω_{n1}	*9.0*	*рад/с*
Табиғи жиілік	ω_{n2}	*8.0*	*рад/с*
Табиғи жиілік	ω_{n3}	*7.5*	*рад/с*
Демпферлеу коэффициенті	ζ_1	*0.98*	–
Демпферлеу коэффициенті	ζ_2	*0.96*	–
Демпферлеу коэффициенті	ζ_3	*0.95*	–

Модельдеу барысында келесідей нәтижелерге қол жеткізілді.



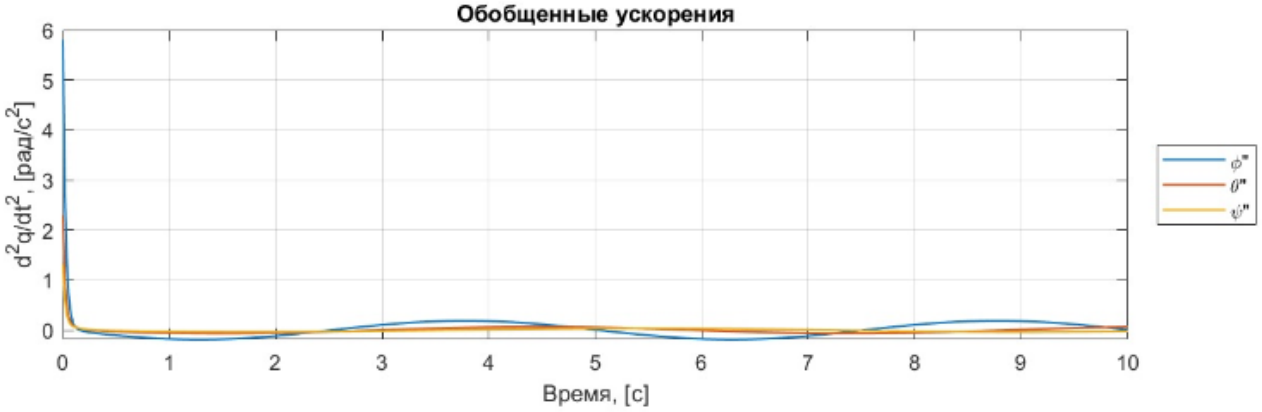
Сурет 2.5 Жалпыланған координаталардың уақыт бойынша өзгеруі

Жалпыланған координаталардың өзгеру графиктерінде экзоскелет платформасының үш бұрыштық еркіндік дәрежесі бойынша орнықты периодты қозғалысы байқалады. Ең үлкен амплитуда дорсифлексия/плантарфлексия қозғалысына сәйкес келеді, бұл тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктеріне сәйкес келеді. Координаталардың өзгеруі тербелістік тұрақсыздықсыз және күрт өтпелі процестерсіз бірқалыпты жүзеге асады.



Сурет 2.6 Жалпыланған жылдамдықтардың уақыт бойынша өзгеруі

Жалпыланған жылдамдықтардың графиктері барлық еркіндік дәрежелері бойынша бұрыштық жылдамдықтардың бірқалыпты өзгеретінін көрсетеді. Күрт секірістер мен жоғары жиілікті тербелістердің болмауы басқару жүйесінің дұрыс жұмысын және атқарушы механизм қозғалысының бірқалыптылығын дәлелдейді.



Сурет 2.7 Жалпыланған үдеулердің уақыт бойынша өзгеруі

Үдеулер графиктерінде бастапқы уақыт мезетінде жүйенің тыныштық күйінен шығып, қажетті қозғалыс режимінің қалыптасуына байланысты қысқа мерзімді өтпелі процесс байқалады. Өтпелі процесс аяқталғаннан кейін үдеулер тұрақтанып, шектеулі мәндерде сақталады, бұл динамикалық жүйенің орнықтылығын және реттегіштің дұрыс бапталғанын көрсетеді.

MATLAB Simulink ортасында үш еркіндік дәрежесі бар тобық буыны экзоскелетінің динамикалық моделі әзірленді. Модель механизмнің кинематикалық және динамикалық сипаттамаларын, соның ішінде инерциялық параметрлерді, гравитациялық күштерді, демпфирлеуші әсерлерді, сондай-ақ Кориолис және центрден тепкіш күштерді ескереді.

Платформаның қозғалысын басқару үшін жалпыланған координаталар бойынша берілген траекторияны қадағалауды қамтамасыз ететін пропорционалды-

дифференциалды (ПД) реттегіш қолданылды. Жалпыланған координаталар ретінде дорсифлексия/плантарфлексия, инверсия/эверсия және абдукция/аддукция бұрыштары қабылданды.

Модель экзоскелет платформасының бұрыштық координаталарының, жылдамдықтарының және үдеулерінің уақыт бойынша өзгеруін талдауға, сондай-ақ әртүрлі қозғалыс режимдеріндегі жүйенің орнықтылығы мен басқару сапасын зерттеуге мүмкіндік береді.

Модельдеу нәтижелері жүйенің орнықты жұмысын, координаталардың бірқалыпты өзгеруін және атқарушы механизм қозғалысы барысында тербелістік тұрақсыздықтың жоқтығын көрсетті.

Нәтижесінде тобық буынына арналған экзоскелеттің электромеханикалық жетектері үшін механикалық жүйенің бейсызықты динамикасын және оның параметрлерінің анықталмағандығын ескеретін адаптивті басқару заңы құрастырылды. Модельдің регрессиялық түрін және параметрлерді бейімдеу заңын қолдану инерциялық, серпімді және диссипативтік сипаттамалардың өзгерістерін компенсациялауға, сондай-ақ табан платформасының берілген реабилитациялық траектория бойынша тұрақты бағдарламалық қозғалысын қамтамасыз етуге мүмкіндік береді.

2.8 Тарау бойынша қорытынды

Бұл тарауда тобық буыны экзоскелетінің динамикалық моделі құрылып, MATLAB Simulink ортасында сандық модельдеу жүргізілді. Алынған нәтижелер ұсынылған математикалық модельдің адекваттылығын және басқару алгоритмінің тиімділігін растады. Жүйе берілген траекторияны тұрақты түрде қадағалап, өтпелі процестен кейін тербеліссіз орнықты режимге өтетіні көрсетілді. Сонымен қатар, адаптивті басқару заңы жүйенің параметрлік анықталмағандықтары мен сыртқы әсерлерді компенсациялау арқылы қозғалыстың дәлдігі мен тұрақтылығын қамтамасыз ететіні анықталды. Алынған нәтижелер келесі бөлімде ұсынылатын эксперименттік зерттеулердің теориялық негізі болып табылады.

3 ЭКЗОСКЕЛЕТ КОНСТРУКЦИЯСЫ, БАСҚАРУ ЖҮЙЕСІ ЖӘНЕ ВИРТУАЛДЫ СЫНАҚТАР

3.1 Экзоскелет құрылымының негізгі элементтері

Экзоскелеттің құрылымдық элементтерін жобалау және олардың өзара үйлесімділігін тексеру үшін SolidWorks 2023 бағдарламасы қолданылды. SolidWorks қазіргі таңда инженерлік салада кеңінен қолданылатын үш өлшемді (3D) модельдеу құралы болып табылады және күрделі мехатрондық жүйелерді виртуалды ортада дәл бейнелеуге мүмкіндік береді. SolidWorks Simulation ортасында жүргізілген виртуалды модельдеу нәтижелері ұсынылған құрылымның кинематикалық сәйкестігін және қозғалыс тұрақтылығын растады [94].

SolidWorks 2023 нұсқасы жобалау процесін жеделдететін және модель сапасын арттыратын бірнеше негізгі артықшылықтарға ие. Біріншіден, параметрлік модельдеу әрбір элементтің өлшемдері өзгерген жағдайда бүкіл құрылымды автоматты түрде бейімдеуге мүмкіндік берді. Екіншіден, асамблеялық талдау арқылы тобық экзоскелетінің барлық компоненттері біріктіріліп, олардың кинематикалық үйлесімділігі тексерілді. Үшіншіден, қозғалыс симуляциясы құрылғының кинематикалық сұлбасын динамикалық режимде сынауға, қозғалыс траекторияларын есептеуге мүмкіндік берді. Сонымен қатар, беріктік талдауы (FEA) әрбір элементке түсетін жүктемелерді есептеп, материалдардың сенімділігін бағалауға қолданылды.

Жасалған жартылай жарылған 3D модель экзоскелеттің негізгі түйіндері мен олардың өзара байланысын көрсетеді. Модельдің негізгі компоненттері: табан платформасы, жіліншік платформасы, қозғалтқыш және оның ұстағышы, бұрандалы жетек (ШВП), қосымша буындар.

Кесте 3.1 – Тобық экзоскелетінің 3D моделінің негізгі компоненттері

№	Элемент атауы	Сипаттамасы
1	Табан платформасы	Экзоскелетке аяқ бекітілетін негізгі тірек бөлігі, қозғалыс кезінде тұрақтылықты қамтамасыз етеді.
2	Жіліншік платформасы	Пайдаланушының жіліншік бөлігін бекітіп, аяқтың дұрыс орналасуын сақтайды және құрылғының басқа элементтерімен байланыс орнатады.
3	Қозғалтқыш	Экзоскелеттің қозғалысын басқаратын негізгі жетек элементі.
4	Қозғалтқыш ұстағышы	Қозғалтқышты құрылымға бекітеді, оның тұрақтылығын қамтамасыз етеді және күшті басқа бөлшектерге жеткізеді.
5	Бұрандалы гайка	Бұрандалы білікпен бірге айналмалы қозғалысты сызықтық қозғалысқа түрлендіреді.
6	Бұрандалы білік (ШВП)	Қозғалтқыштың айналмалы қозғалысын сызықтық қозғалысқа айналдырады, қозғалыстың дәлдігін және тегістігін қамтамасыз етеді.
7	Шарикті буын	Бірнеше жазықтықта қозғалыс еркіндігін қамтамасыз етіп, табиғи буын қозғалысын қайталайды.
8	Цилиндрлік буын	Құрылғының дұрыс жұмысын қамтамасыз ету үшін қажетті айналмалы қозғалыстарға мүмкіндік береді.

Экзоскелетте ШВП жетегі негізгі жетек ретінде таңдалды, себебі ол қозғалыстың дәлдігі мен тегістігін қамтамасыз етіп қана қоймай, науқастың аяқ-қолын кенеттен jerk-қозғалыстардан қорғап, қауіпсіздікті арттырады. ШВП-ның өзін-өзі бекіту (self-locking) қасиеті құрылғының қозғалтқышсыз да аяқ-қолды белгілі бір қалыпта ұстап тұруына мүмкіндік береді. Бұл қасиет реабилитация барысында пациентке ыңғайлы жағдай жасайды әрі жетектердің тозуын азайтады.

Жалпы алғанда, SolidWorks ортасында жасалған 3D модель әрі қарай прототип құрастыруға негіз болып, басқару алгоритмдерін сынауға және клиникалық талаптарға сәйкес қозғалыс диапазонын бағалауға мүмкіндік береді.

Экзоскелет құрылымының негізгі элементтері

Тобық буынына арналған экзоскелеттің құрылымдық элементтері оның функционалдығын, сенімділігін және реабилитациялық тиімділігін қамтамасыз ететін негізгі бөліктерден тұрады. Әрбір элементтің конструктивтік ерекшелігі жалпы жүйенің жұмыс сапасына тікелей әсер етеді.

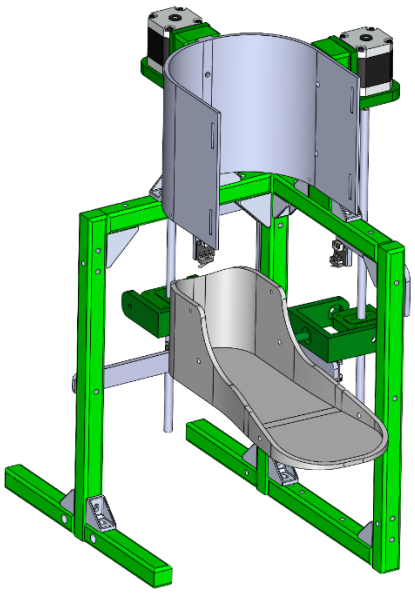
3.1-суретте экзоскелеттің толық жиналған күйдегі 3D-моделі көрсетілген. Бұл модельде табан платформасы, балтырға бекіту платформасы, жетек жүйесі (шарикті-винтті беріліс негізінде), сервоқозғалтқыштар және қосымша бекіткіш элементтер анық байқалады. Экзоскелеттің мұндай конфигурациясы табанды тұрақты ұстап тұрып, реабилитациялық қозғалыстарды (дорсифлексия, плантарфлексия, инверсия және эверсия) қауіпсіз орындауға мүмкіндік береді.

– Табан платформасы – пайдаланушының аяғын орналастыруға арналған, негізгі тірек бөлігі.

– Балтыр платформасы – аяқтың балтыр аймағын бекітіп, бүкіл құрылымды тұрақтандырады.

– ШВБ жетегі және қозғалтқыштар – қозғалысты дәл беріп, механикалық күшті қажетті бағытта түрлендіреді.

– Бекіткіш элементтер – барлық бөлшектердің үйлесімді жұмысын қамтамасыз етеді.



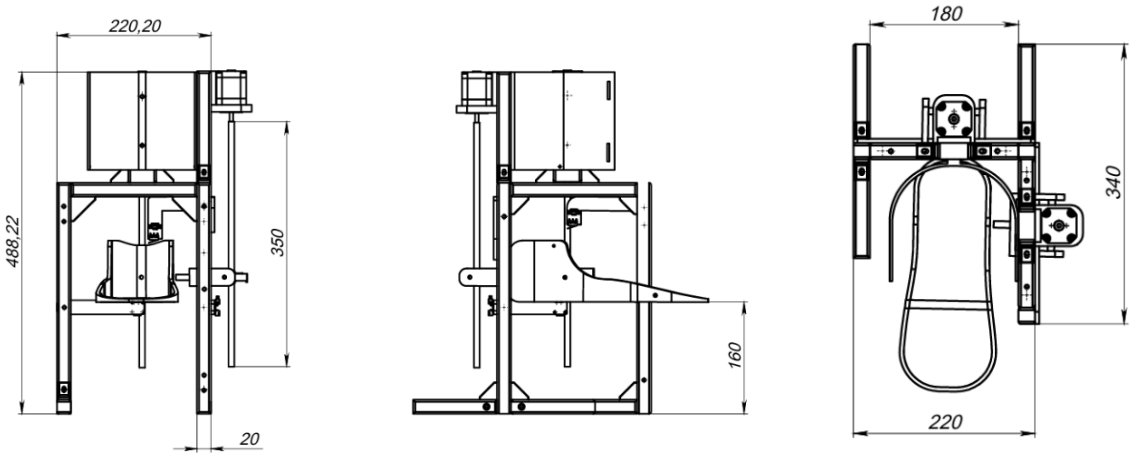
Сурет 3.1 –Экзоскелеттің құрастырылған 3D-моделі

3.2-суретте экзоскелеттің сызбалық өлшемдері берілген. Бұл сурет құрылымдық элементтердің нақты геометриялық параметрлерін көрсетеді: табан мен балтыр платформаларының ұзындығы, ені және биіктігі, қозғалтқыштың орналасуы, винтті беріліс ұзындығы. Бұл мәліметтер құрылғыны пайдаланушы анатомиясына сәйкестендіруге мүмкіндік береді.

Өлшемдер мысалдары:

- Табан платформасының ұзындығы – 285 мм,
- Балтыр бөлігінің биіктігі – 322–352 мм,
- Ені – 146–153 мм аралығында.

Бұл өлшемдер орташа статистикалық антропометриялық параметрлерге сәйкес таңдалып, құрылғының эргономикалық тиімділігін қамтамасыз етеді.



Сурет 3.2 – Экзоскелеттің негізгі өлшемдері

3.3-суретте тобық буынына арналған экзоскелеттің негізгі құрылымдық элементтері көрсетілген. Әрбір элементтің функциясы құрылғының жалпы жұмыс принципін түсінуге және оның тиімділігін бағалауға мүмкіндік береді.

Табан платформасы (7).

Экзоскелеттің негізгі тірек бөлігі болып табылады. Ол пайдаланушының аяғын тұрақты бекітуге және қозғалыс кезінде жүктемені біркелкі таратуға мүмкіндік береді. Биомеханикалық талаптарға сәйкес жасалғандықтан, табанның табиғи қозғалыстарын қайталауға жағдай жасайды.

Жіліншік (балтыр) платформасы (1).

Бұл бөлік пайдаланушының төменгі аяқ бөлігін (жіліншік) бекітуге арналған. Оның басты міндеті – аяқтың дұрыс физиологиялық қалпын сақтау және құрылғының басқа элементтерімен кинематикалық байланысын қамтамасыз ету.

Жетек жүйесі (ШВБ негізіндегі қозғалтқыш) (5).

Экзоскелеттің басты қозғалыс көзі. Шарикті-винтті беріліс (ШВБ) қозғалтқыштың айналмалы қозғалысын сызықтық қозғалысқа түрлендіріп, қозғалыстың жоғары дәлдігін және тегістігін қамтамасыз етеді. Бұл реабилитациялық қимылдарды қауіпсіз әрі тиімді қайталауға мүмкіндік береді.

Қозғалтқыш және қозғалтқыш ұстағышы (4, 6).

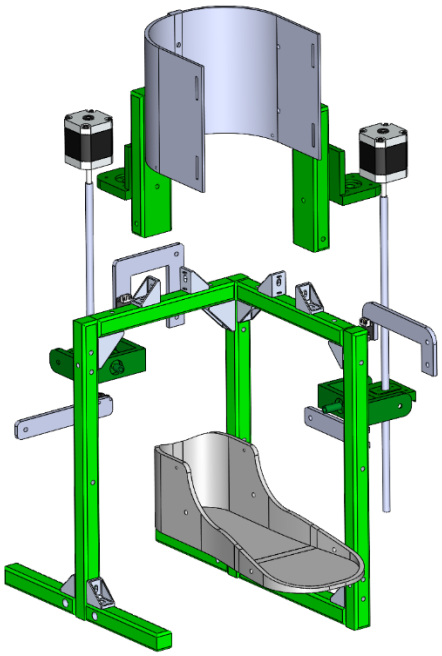
Қозғалтқыш экзоскелеттің негізгі қозғалтқыш элементі болып табылады, ал қозғалтқыш ұстағышы оның құрылымға сенімді бекітілуін қамтамасыз етеді. Бұл элементтер күшті дұрыс жеткізуді және жүйенің тұрақтылығын арттыруды көздейді.

Бұрандалы гайка және бұрандалы білік (3).

Бұл элементтер қозғалтқыштың қозғалысын табан платформасына жеткізіп, сызықтық қозғалыстарды қалыптастырады. ШВБ-ның артықшылығы – өздігінен бекітілу қасиеті, ол қосымша энергия жұмсамай науқастың аяғын тұрақты күйде ұстап тұруға мүмкіндік береді.

Шарикті және цилиндрлік буындар (2).

Бұл буындар экзоскелеттің қозғалыс еркіндігін қамтамасыз етіп, тобық буынының табиғи қимылдарын қайталайды. Шарикті буын көп жазықтықтағы қозғалыстарға жағдай жасаса, цилиндрлік буын айналмалы қозғалыстардың дұрыс орындалуына мүмкіндік береді.



Сурет 3.3 – Тобық экзоскелетінің құрылымдық элементтерінің жартылай жарылма (exploded) көрінісі.

3.2 Бұрандалы жетектің жұмыс принципі және артықшылықтары

Бұрандалы жетек (шарикті-винтті беріліс, ШВБ) - айналмалы қозғалысты сызықтық қозғалысқа түрлендіретін дәл механизм. Оның негізінде бұрандалы білік пен оған сәйкес гайка орналасқан. Қозғалтқыштың айналу моменті білікке беріледі, ал білік бойымен қозғалған шариктер үйкелісті азайтып, гайканың сызықтық орын ауыстыруын қамтамасыз етеді. Бұл процесс жоғары дәлдікті қозғалысты іске асыруға мүмкіндік береді. ШВБ жетегінің тағы бір ерекшелігі – өзіндік «бекіту» (self-locking) қасиеті, яғни қосымша энергия жұмсамай да платформа берілген қалыпта ұсталып тұрады.

Шарикті-винтті берілістің негізгі артықшылықтары келесідей:

– Жоғары дәлдік пен қайталанғыштық. Жетек қозғалысты нақты бұрыштық мәнге дейін жеткізіп, реабилитациялық процестегі физиологиялық параметрлерді қатаң сақтауға мүмкіндік береді.

– Төмен үйкеліс және тиімділік. Шариктердің айналуы нәтижесінде үйкеліс коэффициенті едәуір азаяды, бұл энергия шығынын төмендетіп, қозғалыстың тегістігін арттырады.

– Жоғары жүк көтергіштік. ШВБ жүйелері үлкен жүктемелерді қабылдай алады, бұл әсіресе науқастың дене салмағын қолдауда маңызды.

– Өзіндік бекіту қасиеті. Науқастың аяғын белгілі бір қалыпта ұстап тұру үшін қозғалтқыштың үздіксіз жұмыс істеуі қажет емес, бұл энергияны үнемдеп, жетек пен аккумуляторға түсетін жүктемені азайтады.

– Ұзақ мерзімді сенімділік. ШВБ элементтері механикалық тұрғыдан берік және ұзақ уақыт қолдануға жарамды, техникалық қызмет көрсетуді сирек талап етеді.

– Қауіпсіздік пен жайлылық. Қозғалыстың бірқалыпты әрі жұмсақ берілуі пациенттің буындарына артық күш түсірмей, реабилитация процесін қауіпсіз етеді.

Жалпы алғанда, бұрандалы жетек тобық буыны экзоскелеттері үшін оңтайлы шешім болып табылады. Ол қозғалыс дәлдігін қамтамасыз етіп қана қоймай, құрылғының сенімділігі мен тиімділігін арттырады. Осы себепті көптеген реабилитациялық роботтар мен экзоскелеттерде дәл осы жетек түрі қолданылады.

3.3 SolidWorks Simulation нәтижелері

Тобық буынына арналған реабилитациялық экзоскелетті жобалау процесі дәстүрлі инженерлік әдістерді заманауи модельдеу және талдау технологияларымен үйлестіреді. Мұндай тәсіл тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктеріне көбірек сәйкес келетін, тиімді әрі ыңғайлы құрылғы жасауға мүмкіндік береді. Осы мақсатқа жету үшін зерттеу барысында SolidWorks Simulation сияқты қуатты сандық талдау және модельдеу құралдары пайдаланылды, сонымен қатар қозғалыс талдау мүмкіндіктерін арттыратын арнайы Motion Simulation модулі қолданылды. Бұл құралдар реабилитациялық құрылғыға әсер ететін динамикалық жүктемелерді талдауға мүмкіндік береді.

Экзоскелетті әзірлеудегі негізгі кезеңдердің бірі - модельдеуде динамикалық артикуляцияға (қозғалыс құруға) қол жеткізу болып табылады. Бұл табиғи буын қозғалыстарын қайта жаңғыртуға және қозғалыстардың кинематикалық сипаттамалары мен жүктемелердің бөлінуін зерттеуге мүмкіндік береді.

Дорсифлексия фазасы. Дорсифлексия жағдайында табан 15° бұрышпен жоғары көтеріледі, бұл аяқтың табиғи қозғалысының маңызды бөлігі болып табылады. Бұл қозғалыс tibialis anterior бұлшықеттерін белсендіреді, табанды көтеруді ынталандырады және пациенттің қозғалыс ауқымын кеңейтеді. Сонымен қатар, бұл қимыл бұлшықет белсенділігін қалпына келтіруге және табанның қозғалтқыштық функцияларын жақсартуға бағытталған.

Нейтралды қалып. Нейтралды қалып табанның табиғи тыныштық жағдайын білдіреді, мұнда тобық буыны 90° бұрышта орналасады. Бұл қалып тұрақтылықты қамтамасыз етеді және реабилитация кезінде негізгі тірек фазасы ретінде қызмет атқарады. Реабилитация процесі барысында бұл қалып буын мен бұлшықеттердің қалыпты жағдайға бейімделуіне көмектеседі, ал экзоскелет пациенттің аяқ бұлшықеттерін белсендіруге жәрдемдеседі.

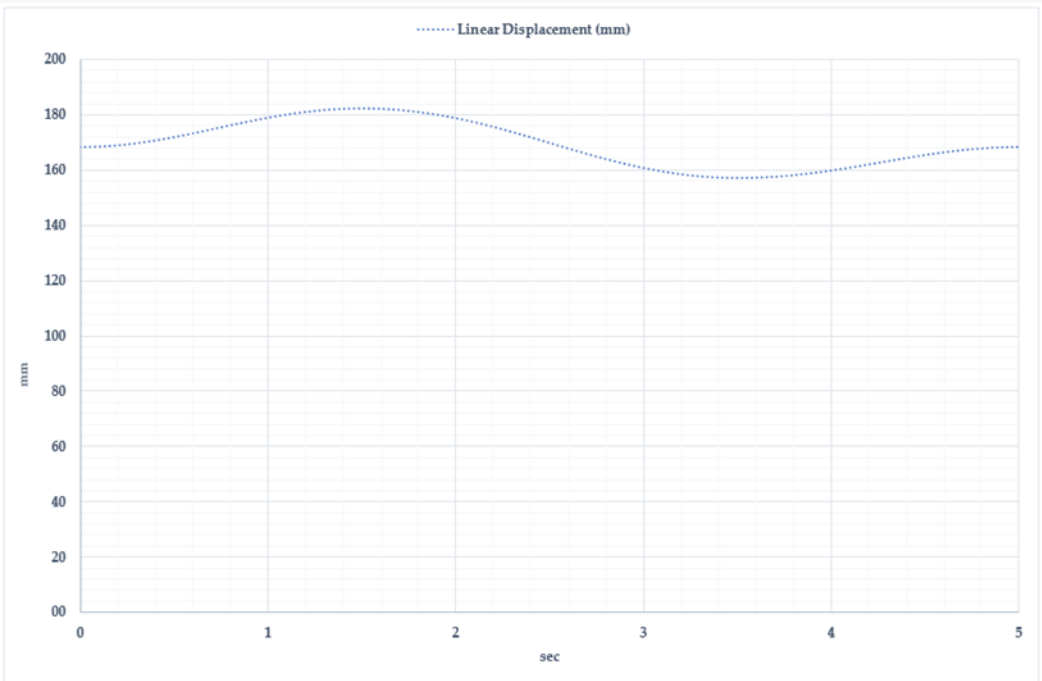
Плантарфлексия фазасы. Плантарфлексия жағдайында табан 20° бұрышпен төмен түсіріледі, бұл жүру кезіндегі итерілу фазасын қайталайды. Бұл қозғалыс артқы аяқ бұлшықеттерін белсендіруге және олардың икемділігін арттыруға арналған. Реабилитация барысында мұндай қозғалыстар пациенттің аяқ

бұлшықеттерін күшейтуге, қозғалыс амплитудасын ұлғайтуға және аяқ-қол үйлесімділігін жақсартуға көмектеседі.

3.4 суретте дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстарының уақыт бойынша талданған сызықтық орын ауыстыру параметрлерін көрсетеді. Бұл қозғалыстың өлшеу бастамасы немесе «эталондық нүктесі» нейтралды қалпы тобық буынының бұрышы 90° болған кездегі табанның табиғи жағдайын көрсетеді. Барлық сызықтық орын ауыстыру өлшемдері осы нүктеге қатысты тік ось (Y) бойымен жасалды. Эксперименттік және модельдік зерттеулер экзоскелеттің қозғалатын элементтерінің сызықтық орын ауыстыруы 155 мм мен 185 мм аралығында өзгеретінін көрсетті. Графиктен көрініп тұрғандай, толық қозғалыс циклі шамамен 5 секундқа созылады және екі негізгі фазадан тұрады.

Дорсифлексия фазасы. Қозғалыстың басында экзоскелет жүйесі табанды жоғары көтереді. Максималды орын ауыстыру 1,5–2 секунд ішінде 182–185 мм-ге жетеді. Бұл фазада атқарушы механизмдер мен қозғалтқыштар қажетті қозғалыс амплитудасын белсенді түрде қамтамасыз етеді.

Плантарфлексия фазасы. Бұл фазада табан төмен қозғалады, 3,5 секунд ішінде ең төменгі орын ауыстыруға (155–160 мм) жетеді. Бұл қозғалыс табанның итерілу фазасын имитациялайды, ал қозғалыс жүйесі моментті реттеу арқылы динамикалық жүктеме өзгерістеріне бейімделеді.



Сурет 3.4 – Дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстары кезінде сызықтық орын ауыстырудың уақытқа тәуелділігі.

Экзоскелеттің тиімді жұмысын қамтамасыз ету үшін қозғалыстың кинематикалық параметрлерін, соның ішінде уақытқа тәуелді жылдамдықтың өзгеруін талдау маңызды. Бұл параметрлер 3.5 суретте көрсетілген. Бұл сурет

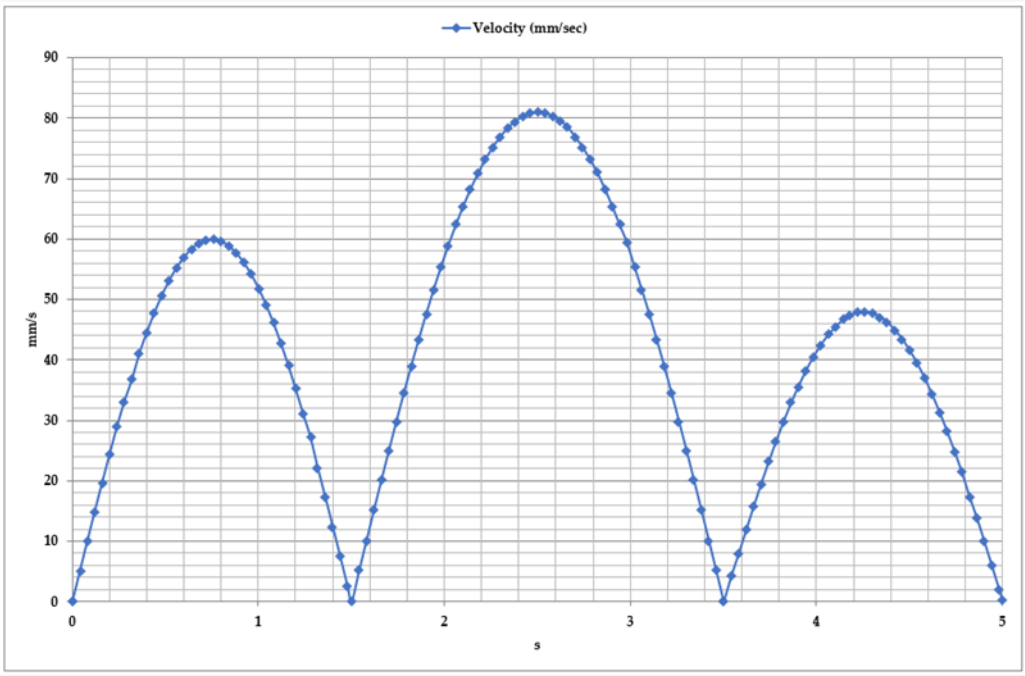
дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстарының жылдамдық профилін анықтауға бағытталған.

Жылдамдықты талдау толық қозғалыс циклі шамамен 2 секундқа созылатынын көрсетті. Графиктен қозғалыстың үш негізгі фазасын бөліп көрсетуге болады:

– Дорсифлексия фазасы. Табан жоғары қозғалғанда, жылдамдық 60–70 мм/с дейін өсіп, кейін қозғалыс соңында біртіндеп нөлге дейін төмендейді. Бұл экзоскелеттің механикалық атқарушы құрылғылары мен қозғалтқыштарының қозғалысты дәл басқару мүмкіндігін көрсетеді.

– Плантарфлексия фазасы. Табан төмен қозғалғанда, жылдамдық шамамен 90 мм/с-қа жетеді, бұл дорсифлексия фазасындағы мәннен сәл жоғары. Бұл қозғалыс аяқтың итерілу фазасын имитациялайды, ал экзоскелет бұл процесті тиімді басқару үшін динамикалық бейімделу алгоритмін қолданады.

– Жаңа циклдің басталуы. Бірінші қозғалыс циклі аяқталған соң, жаңа цикл басталады. Алайда үшінші циклде жылдамдықтың төмендеуі (шамамен 50 мм/с) байқалады, бұл жүйенің динамикасына сыртқы факторлар, мысалы, жүктеменің өзгеруі немесе басқару алгоритміндегі түзетулер әсер етуі мүмкін екенін көрсетеді.



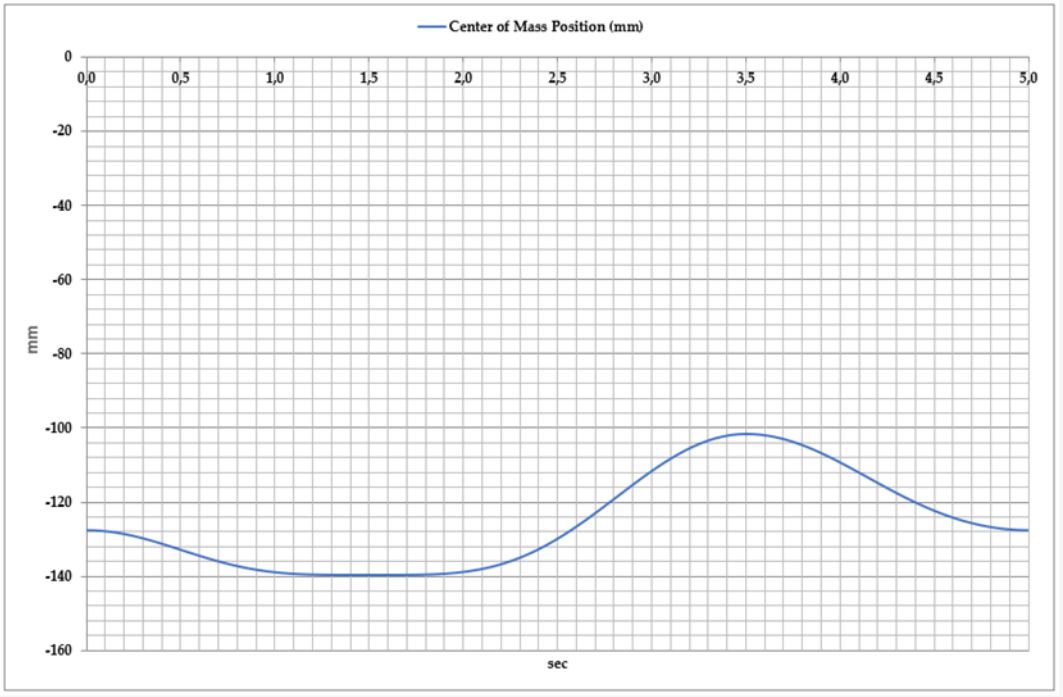
Сурет 3.5 – Дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстары кезіндегі жылдамдықтың уақытқа тәуелділігі.

Экзоскелеттің тұрақтылығы мен тиімді жұмысын қамтамасыз ету үшін қозғалыс кезіндегі салмақ орталығының (СоМ) динамикасын талдау маңызды, бұл Сурет 3.6-де көрсетілген. Бұл көрсеткіш экзоскелеттің қозғалыс үйлесімділігіне және реабилитациялық жаттығулардың тиімділігіне тікелей әсер етеді. Талдау нәтижесінде экзоскелет жұмысы кезінде салмақ орталығының мәні − 160 мм мен −

100 мм аралығында өзгеретіні анықталды. Бұл қозғалысты екі негізгі фазаға бөлуге болады:

– Дорсифлексия фазасы: Табан жоғары көтерілген кезде салмақ орталығы біртіндеп жоғарылайды. Оның ең жоғарғы мәні шамамен −100 мм-ге жетіп, 3,5 секунд шамасында байқалады. Бұл кезеңде экзоскелеттің механикалық жүйесі аяқтың көтерілуін қамтамасыз ету үшін динамикалық түрде бейімделеді.

– Плантарфлексия фазасы: Табан төмен түскен кезде салмақ орталығы қайтадан төмен жылжып, бастапқы шамасы −120 мм маңына қайтып келеді. Бұл қозғалыс аяқтың төмен итерілуін және қозғалыс кезіндегі жүктеменің қайта бөлінуін сипаттайды.



Сурет 3.6 – Дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстары кезіндегі салмақ орталығының (CoM) позициясының уақытқа тәуелділігі.

Сурет 3.7 экзоскелеттің тобық буынының бүйірлік қозғалыстарын қолдау қабілетін көрсетеді. Бұл қозғалыстарға инверсия және эверсия жатады, сәйкесінше табан ішке және сыртқа еңкейеді. Мұндай функционалдылық кешенді реабилитацияда аса маңызды, себебі ол табанның тұрақтылығын қалпына келтіруге, қозғалыс амплитудасын кеңейтуге және толық қозғалтқыштық функцияны қалыпқа келтіруге ықпал етеді.

– Ішке аддукция позициясы – инверсия: Бұл жағдайда табан ішке қарай еңкейіп, табанның ішкі (медиальды) жағы көтеріледі. Бұл қозғалыс табанның ішкі байламдары мен бұлшықеттерін күшейтіп, буынның тұрақтылығын арттыруға көмектеседі.

– Нейтралды позиция – тыныш күй: Бұл конфигурацияда тобық буыны табиғи теңгерімді күйінде қалады, табан толық босаңсыған. Мұндай позиция реабилитациялық жаттығулардағы бастапқы және аралық тірек нүктесі ретінде қызмет атқарады.

– Сыртқа абдукция позициясы – эверсия: Бұл жағдайда табан сыртқа қарай еңкейіп, табанның сыртқы (латеральды) жағы көтеріледі. Мұндай қозғалыс табанның сыртқы бұлшықеттерін белсендіреді және тобық буынының қозғалғыштығын қалпына келтіру үшін қажетті толық қозғалыс ауқымын қамтамасыз етеді.

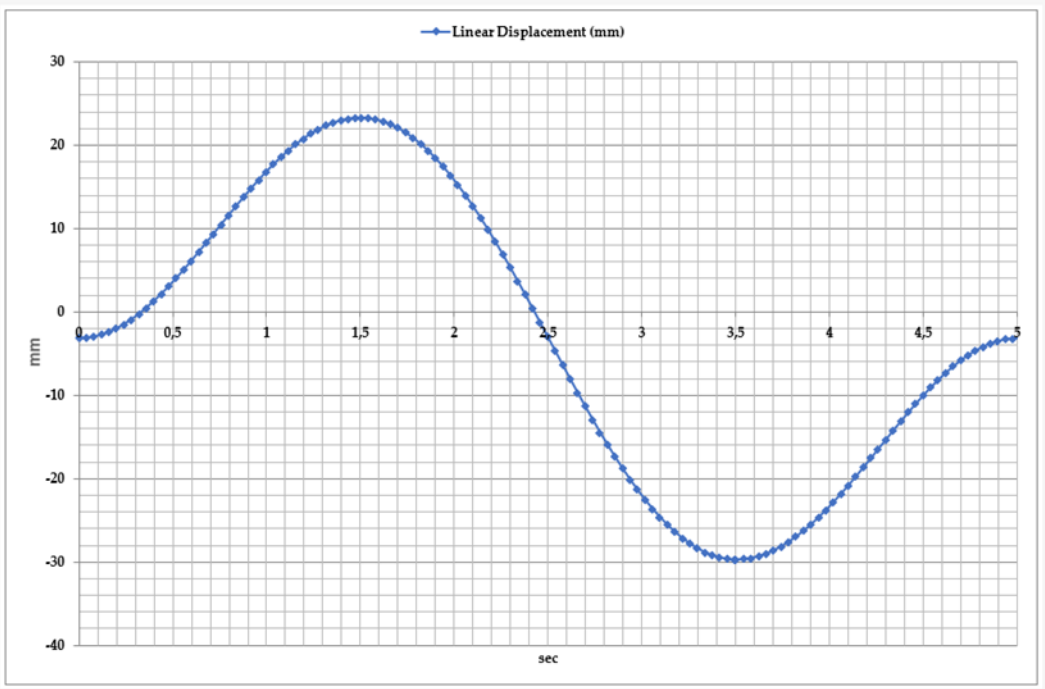
Тобық буынын кешенді түрде оңалту үшін инверсия және эверсия қозғалыстарының динамикасы талданады. Бұл табанның бүйірлік қозғалысын сипаттайды, мұнда экзоскелеттің сызықтық қозғалысы горизонталь ось (X) бойымен өлшенеді. Бұл жағдайда өлшеу нүктесі ретінде табан ішке де, сыртқа да еңкеймеген, табиғи тыныш күйдегі нейтралды позиция алынады. Табанның ішке еңкеюі графикте оң мәндерге сәйкес келетін инверсияны көрсетсе, теріс мәндер сыртқа еңкею – эверсияны сипаттайды.

Зерттеулер көрсеткендей, инверсия және эверсия кезінде экзоскелеттің сызықтық орын ауыстыруы −35 мм мен +25 мм аралығында өзгереді. График қозғалыстың үш негізгі фазасын анықтайды:

– Инверсия фазасы: Алғашқы 2 секунд ішінде табан ішке қарай еңкейіп, ең жоғарғы орын ауыстыруы +25 мм-ге жетеді. Бұл қозғалыс табанның медиальды (ішкі) бұлшықеттерін белсендіреді және бүйірлік тұрақтылықты жақсартады.

– Нейтралды позиция: 2–3 секунд аралығында табан бастапқы қалпына оралып, екі фазаның арасындағы тепе-теңдікті қамтамасыз етеді. Бұл кезеңде экзоскелеттің жетектері динамикалық жүктемелерді реттеп, қозғалыстың бірқалыпты орындалуын қамтамасыз етеді.

– Эверсия фазасы: 3–4,5 секунд аралығында табан сыртқа қарай еңкейіп, −35 мм орын ауыстыруға жетеді. Бұл қозғалыс табанның латеральды (сыртқы) бұлшықеттерін белсендіруге және толық қозғалыс ауқымын қамтамасыз етуге қажет.



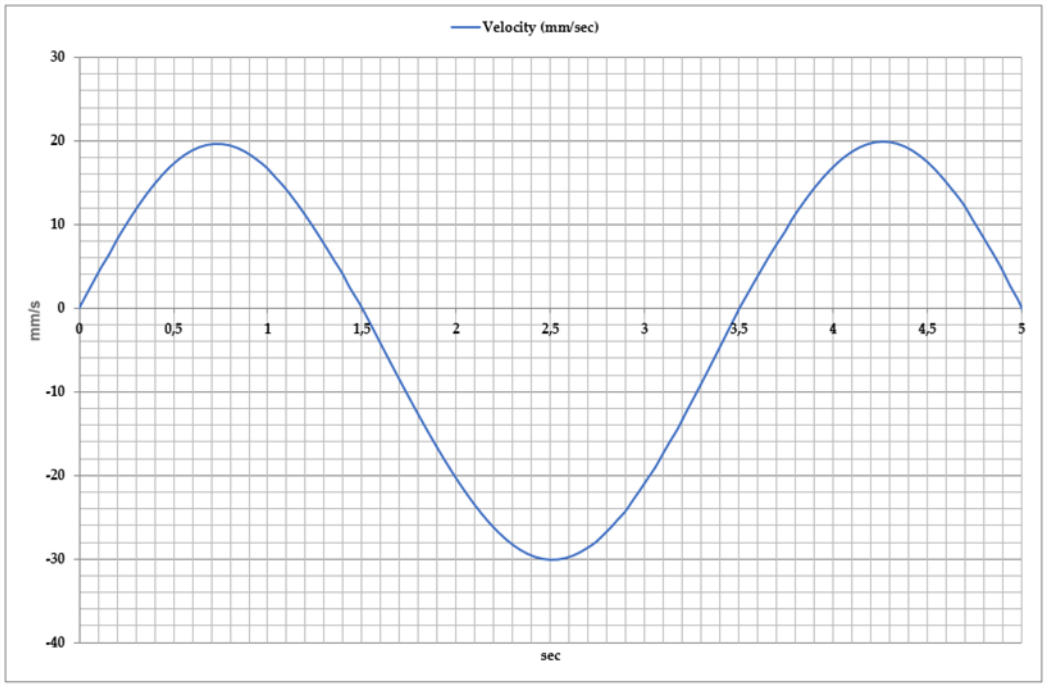
Сурет 3.7 – Инверсия және эверсия қозғалыстары кезіндегі сызықтық орын ауыстырудың уақытқа тәуелділігі.

Тобық буынын кешенді түрде қалпына келтіру үшін инверсия және эверсия қозғалыстарындағы жылдамдықтың өзгерісі 3.8-те суретте талданған. Бұл параметр экзоскелеттің қозғалыс тиімділігін бағалауға және пациенттің функционалдық қалпына келу процесі туралы түсінік алуға мүмкіндік береді. Зерттеулер көрсеткендей, инверсия және эверсия кезінде жылдамдық –35 мм/с-тен +25 мм/с-ке дейін өзгереді. Қозғалыс динамикасы үш негізгі фазадан тұрады.

– Инверсия фазасы: Алғашқы 1 секунд ішінде жылдамдық оң мәнге (шамамен 20 мм/с) жетеді, яғни табан ішке қарай еңкейеді. Бұл кезеңде экзоскелеттің басқару жүйесі табанның көтерілуін қамтамасыз етеді және бұлшықет белсенділігі артады.

– Эверсия фазасы: 1,5–3 секунд аралығында жылдамдық теріс мәнге ауысып, –35 мм/с-ке жетеді, бұл табанның сыртқа қарай еңкеюін білдіреді. Бұл фаза латералды тұрақтылықты арттыруға және аяқтың сыртқы бұлшықеттерін белсендіруге көмектеседі.

– Циклдің қайталануы: 3–5 секунд аралығында жылдамдық қайтадан оң мәнге оралып, жаңа инверсия фазасы басталады. Бұл процесс қозғалыс динамикасының тұрақтылығын қамтамасыз етеді.



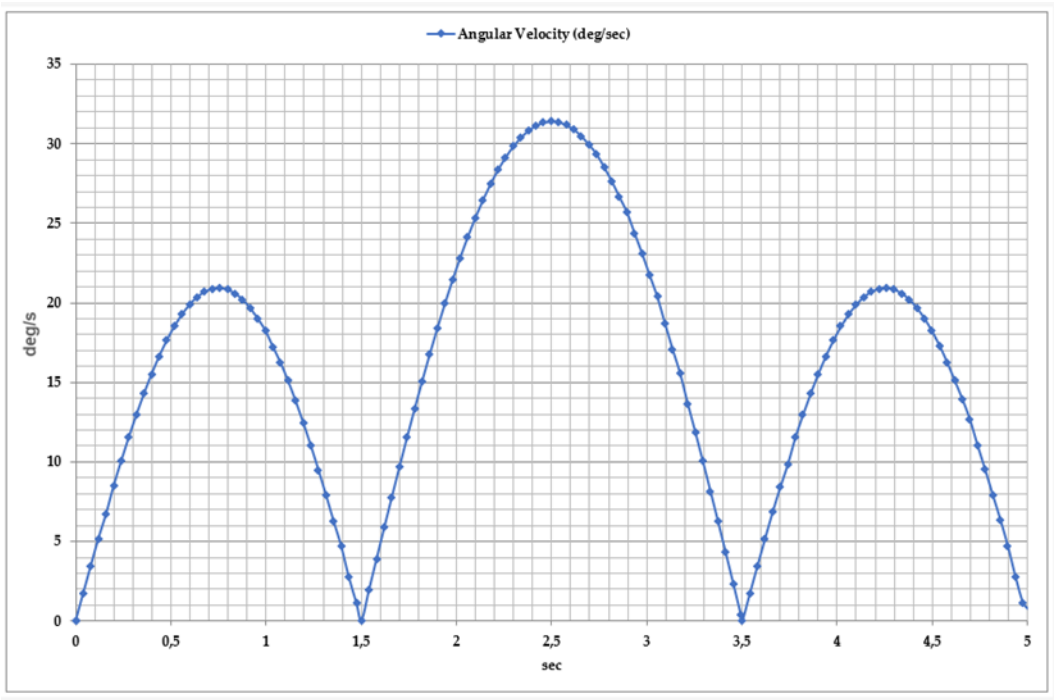
Сурет 3.8 – Инверсия және эверсия қозғалыстары кезіндегі жылдамдықтың уақытқа тәуелділігі.

Сурет 3.9-те көрсеткен параметр экзоскелеттің қозғалысты басқару қабілетін бағалауға және пациенттің функционалдық қалпына келу процесін талдауға мүмкіндік береді. Зерттеулер бұрыштық жылдамдықтың 0°/с-тан 30°/с-қа дейін өзгеретінін көрсетті. Қозғалыс динамикасы үш негізгі фазадан тұрады:

– Инверсия фазасы: Алғашқы 1 секунд ішінде бұрыштық жылдамдық 20°/с-қа жетіп, табан ішке қарай еңкейеді. Бұл кезеңде экзоскелеттің басқару жүйесі табанның көтерілуін қамтамасыз етеді, ал бұлшықет белсенділігі артады.

– Эверсия фазасы: 1–2 секунд аралығында жылдамдық нөлге дейін төмендеп, эверсия қозғалысы басталады. Бұл фаза аяқтың сыртқы бұлшықеттерін белсендіруге және латералды тұрақтылықты арттыруға көмектеседі.

– Қозғалыс циклі қайталануы: 2–5 секунд аралығында бұрыштық жылдамдық қайтадан өсіп, жаңа инверсия және эверсия фазалары басталады. Бұрыштық жылдамдықтың тұрақты және бақыланатын өзгерісі қозғалыс тиімділігін арттырады.



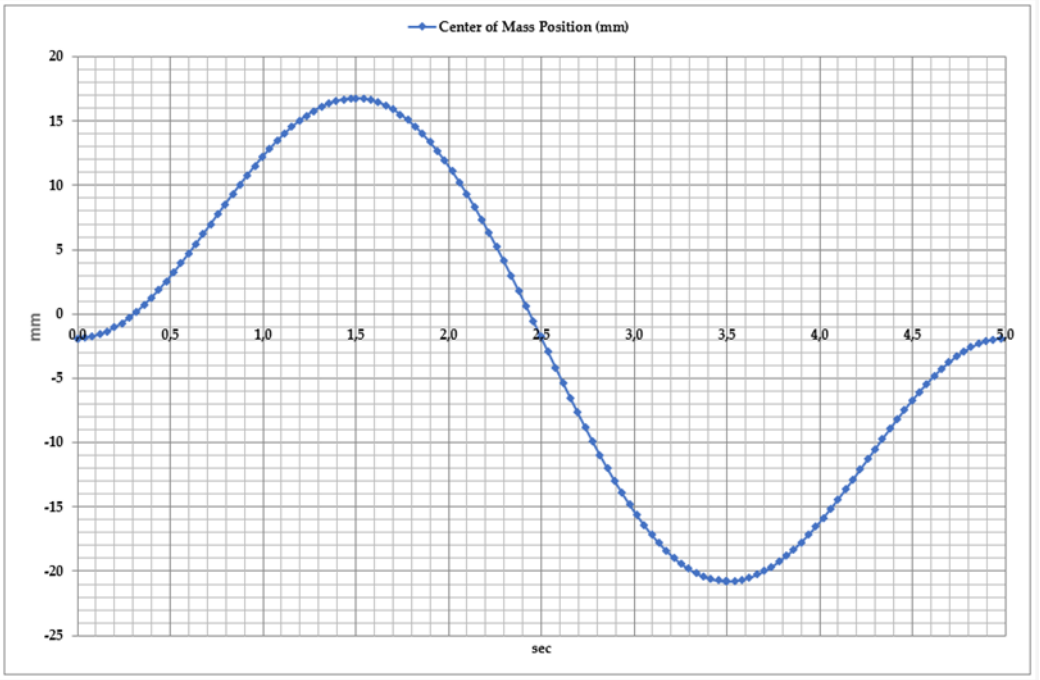
Сурет 3.9 – Инверсия және эверсия қозғалыстары кезіндегі бұрыштық жылдамдықтың уақытқа тәуелділігі.

Сурет 3.10-те инверсия және эверсия қозғалыстары кезінде жылдамдықтың −35 мм/с пен +25 мм/с аралығында өзгеретінін көрсетеді. Қозғалыс динамикасы үш негізгі фазадан тұрады:

– Инверсия фазасы: Алғашқы 1 секунд ішінде жылдамдық оң мәндерге (шамамен +20 мм/с) жетіп, табан ішке қарай еңкейеді. Бұл кезеңде экзоскелеттің басқару жүйесі табанның көтерілуін қамтамасыз етеді, ал бұлшықет белсенділігі артады.

– Эверсия фазасы: 1,5–3 секунд аралығында жылдамдық теріс мәндерге ауысып, −35 мм/с-қа дейін жетеді, бұл табанның сыртқа қарай еңкейгенін көрсетеді. Бұл фаза латералды тұрақтылықты арттыруға және аяқтың сыртқы бұлшықеттерін белсендіруге көмектеседі.

– Қозғалыс циклі қайталануы: 3–5 секунд аралығында жылдамдық қайтадан оң мәндерге ауысып, жаңа инверсия фазасы басталады. Бұл процесс қозғалыс динамикасының тұрақтылығын қамтамасыз етеді.



Сурет 3.10 – Инверсия және эверсия қозғалыстары кезіндегі жылдамдықтың уақытқа тәуелділігі.

3.4 Тарау бойынша қорытынды

Экзоскелеттің жұмысын модельдеу және симуляциялау барысында алынған тәжірибелік деректер құрылғының қозғалыстарды бірқалыпты және бақыланатын түрде қамтамасыз ететінін көрсетті. Бұл әртүрлі деңгейдегі функционалдық бұзылыстары бар пациенттердің оңалтуы үшін аса маңызды.

Қозғалтқыш моментінің бірқалыпты өзгеруі және экзоскелет компоненттерінің бұрыштық қозғалыстарының циклдік сипаты жүйенің әрбір науқастың жеке қажеттіліктеріне бейімделе алатынын дәлелдейді, осылайша оңтайлы қалпына келтіру жағдайларын қамтамасыз етеді.

Сызықтық жылдамдық пен бұрыштық ығысуға қатысты алынған нәтижелер сынақ барысында тұрақтылық пен қайталанғыштықты көрсетті. Бұл экзоскелеттің табиғи қозғалыстарды дәл ғана емес, сонымен қатар жоғары деңгейдегі нақтылық пен басқару мүмкіндігімен қайталай алатынын көрсетеді. Бұл факторлар оңалтудан өтуші науқастың сәтті қалпына келуі үшін шешуші мәнге ие.

4 ЭЛЕКТРОМЕХАНИКАЛЫҚ ЖЕТЕКТІҢ АДАПТИВТІ БАСҚАРУ ЖҮЙЕСІН ЭКСПЕРИМЕНТТІК ЗЕРТТЕУ ЖӘНЕ ТИІМДІЛІГІН БАҒАЛАУ

4.1 Эксперименттік прототип және сынаққа арналған стенд сипаттамасы

Тобық буынына арналған экзоскелеттің электромеханикалық жетектерін зерттеу мақсатында эксперименттік сынақ стенді әзірленді. Эксперименттің негізгі мақсаты математикалық модель негізінде синтезделген адаптивті басқару алгоритмінің жұмыс қабілеттілігін бағалау және экзоскелет қозғалыстарының физиологиялық талаптарға сәйкестігін тексеру болды.

Эксперименттік кешен келесі негізгі элементтерден тұрды:

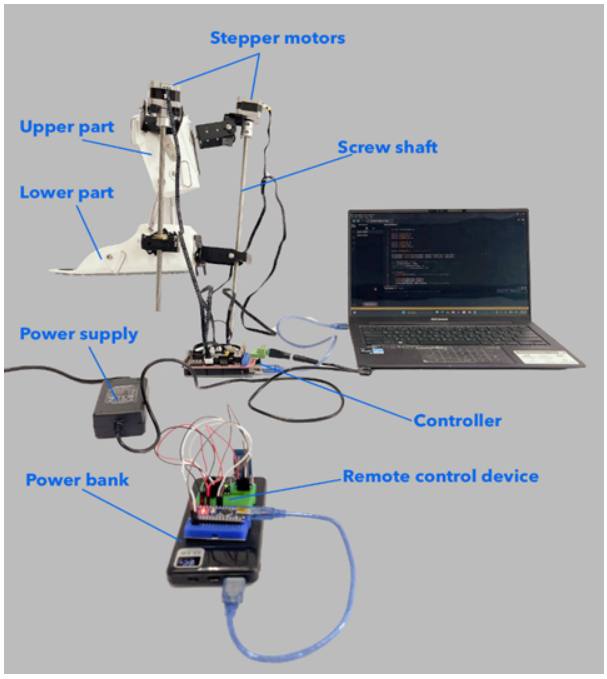
– тобық буыны экзоскелетінің прототипі;
– Arduino Mega 2560 микроконтроллері;
– NEMA17 қадамдық қозғалтқыштары;
– шарикті-винтті берілістер;
– MPU6050 инерциялық өлшеу модулі;
– Bluetooth HC-05 байланыс платформасы;
– дербес компьютер және MATLAB ортасы;
– қуат көзі және қорғау жүйесі.

Эксперименттік стенд екі негізгі функционалдық модульден тұрады:

1. Қашықтан басқару құрылғысы (Remote Control Device) – пайдаланушының аяқ қозғалыстарының параметрлерін тіркеуге арналған модуль. Құрылғы құрамына MPU-6050 инерциялық өлшеу блогы (акселерометр және гироскоп) кіреді, оның көмегімен тобық буынының бұрыштық орын ауыстырулары анықталады. Өлшенген деректер Arduino Nano микроконтроллерінде өңделіп, HC-05 Bluetooth модулі арқылы сымсыз байланыс арнасы бойынша орындаушы модульге жіберіледі.

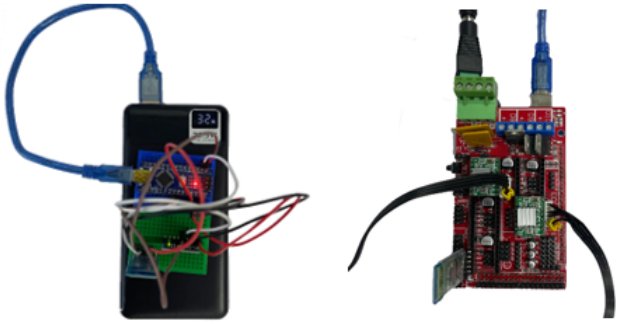
2. Орындаушы модуль (Executive Unit) – қашықтан басқару құрылғысынан алынған деректерді қабылдап, оларды экзоскелеттің атқарушы жетектерін басқару сигналдарына түрлендіруге арналған модуль. Басқару жүйесінің аппараттық негізін Arduino Mega 2560 микроконтроллері құрайды. Қозғалыс командалары RAMPS 1.4 кеңейту тақшасы мен TB6600 драйверлері арқылы NEMA 17 қадамдық қозғалтқыштарына беріледі. Нәтижесінде экзоскелеттің механикалық қозғалыстары қалыптастырылып, пайдаланушының тобық буыны қозғалыстары қайталанады.

Эксперименттік стендтің жалпы көрінісі 4.1 суретте көрсетілген. Стенд құрамына экзоскелеттің механикалық қаңқасы, басқару блогы, қуат көзі, сымсыз байланыс модулі және қашықтан басқару құрылғысы кіреді. Барлық элементтердің бірыңғай жүйеге біріктірілуі экзоскелеттің нақты уақыт режимінде жұмыс істеуін қамтамасыз етеді және басқару алгоритмдерінің тиімділігін эксперименттік жағдайда зерттеуге мүмкіндік береді.



Сурет 4.1 – Эксперименттік тобық экзоскелетінің прототипі мен оны басқаруға арналған аппараттық-бағдарламалық кешеннің жалпы көрінісі

Сымсыз байланыс платформасының құрылымдық сұлбасы 4.2 суретте келтірілген. Жүйе функционалдық тұрғыдан өзара байланысқан екі негізгі модульден тұрады. Бірінші модуль – қашықтан басқару құрылғысы, оның құрамына Arduino Nano микроконтроллері, MPU-6050 инерциялық өлшеу блогы және HC-05 Bluetooth модулі кіреді. Бұл модуль пайдаланушының аяқ қозғалыстарының бұрыштық параметрлерін тіркеп, оларды сымсыз байланыс арнасы арқылы жібереді. Екінші модуль – орындаушы блок болып табылады. Оның құрамына Arduino Mega 2560 микроконтроллері, NEMA 17 қадамдық қозғалтқыштары, TB6600 драйверлері, RAMPS 1.4 кеңейту тақшасы және HC-05 Bluetooth қабылдау модулі кіреді. Орындаушы модуль қабылданған деректерді өңдеп, оларды экзоскелеттің электромеханикалық жетектерін басқару сигналдарына түрлендіреді. Ұсынылған қашықтан басқару архитектурасы мен аппараттық платформаның тәжірибелік іске асырылуы халықаралық басылымда толық сипатталған [95].



Сурет 4.2 – Тобық экзоскелетінің сымсыз байланыс платформасының құрылымы: а) қашықтан басқару құрылғысы; б) орындаушы модуль

Эксперименттік зерттеулер кезінде экзоскелет қозғалысының келесі параметрлері тіркелді:

$$q_1(t) \ - \frac{\text{дорсифлексия}}{\text{плантарфлексия}}$$

$$q_2(t) \ - \frac{\text{инверсия}}{\text{эверсия}}$$

Сынақтар реабилитациялық жаттығуларға тән баяу периодтық режимде жүргізілді.

Эксперименттік зерттеулерді жүргізу барысында тобық буынының негізгі физиологиялық қозғалыс диапазондарына сәйкес келетін биомеханикалық параметрлер қабылданды. Зерттеу үшін пайдаланылған жалпыланған координаталардың амплитудалық мәндері 4.1-кестеде келтірілген.

Кесте 4.1 – Эксперименттік зерттеулерде пайдаланылған қозғалыс параметрлері

Координата	Амплитуда
q_1	±15°
q_2	±8°

Мұндағы q_1 - дорсифлексия–плантарфлексия қозғалысын, ал q_2 – инверсия–эверсия қозғалысын сипаттайды. Таңдалған параметрлер тобық буынының физиологиялық қозғалыс ерекшеліктерін ескере отырып қабылданды және реабилитациялық жаттығулар кезінде қауіпсіз қозғалыс режимдерін қамтамасыз етеді.

Адаптивті басқару алгоритмінің математикалық негіздері 2.6-бөлімде қарастырылған. Эксперименттік прототипте аталған алгоритм Arduino Mega 2560 микроконтроллерінде бағдарламалық түрде жүзеге асырылды

4.2 Эксперименттік зерттеулер нәтижелері

Эксперименттік зерттеулердің негізгі мақсаты әзірленген экзоскелет прототипінің жұмыс қабілеттілігін бағалау, басқару алгоритмдерінің тиімділігін тексеру, сымсыз байланыс платформасының сенімділігін анықтау және орындалатын қозғалыстардың физиологиялық шектерге сәйкестігін зерттеу болды. Осы мақсатта экзоскелеттің тобық буынына тән екі негізгі қозғалыс режимі қарастырылды: сагиттал жазықтықтағы дорсифлексия–плантарфлексия және фронтал жазықтықтағы инверсия–эверсия қозғалыстары.

Дорсифлексия және плантарфлексия қозғалыстарын зерттеу

Эксперименттің бірінші кезеңінде экзоскелеттің сагиттал жазықтықтағы қозғалыстары зерттелді. Бастапқы күй ретінде табанның физиологиялық бейтарап жағдайы қабылданды, бұл кезде балтыр мен табан арасындағы бұрыш шамамен 90º-қа тең болады. Аталған қалып басқару жүйесінің бастапқы күйі ретінде таңдалып, әрі қарай қозғалыс екі бағытта жүзеге асырылды.

Алдымен экзоскелет табанды жоғары бағытта қозғалтып, дорсифлексия қозғалысын орындады. Кейін жүйе бастапқы қалыпқа қайта оралып, табанды төмен бағытта қозғалту арқылы плантарфлексия қозғалысын іске асырды. Осылайша, нейтрал күй қозғалыстың екі бағыты арасындағы ауысу нүктесі ретінде пайдаланылды.

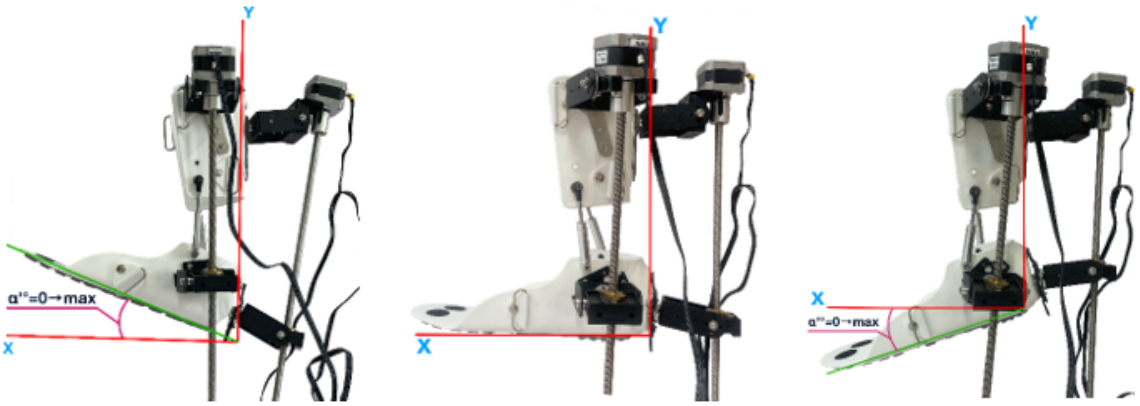
Сынақ барысында тобық буынының бұрыштық орын ауыстырулары, қозғалыс бірқалыптылығы, басқару сигналының тұрақтылығы және жетектердің жұмыс режимдері тіркелді. Алынған нәтижелер басқару алгоритмінің берілген траекторияны дәл қадағалайтынын және экзоскелеттің физиологиялық шектерден шықпай жұмыс істейтінін көрсетті.

Сагиттал жазықтықтағы қозғалыстарды зерттеу барысында экзоскелеттің жұмысы үш негізгі күй бойынша бағаланды: нейтрал позиция, дорсифлексия және плантарфлексия.

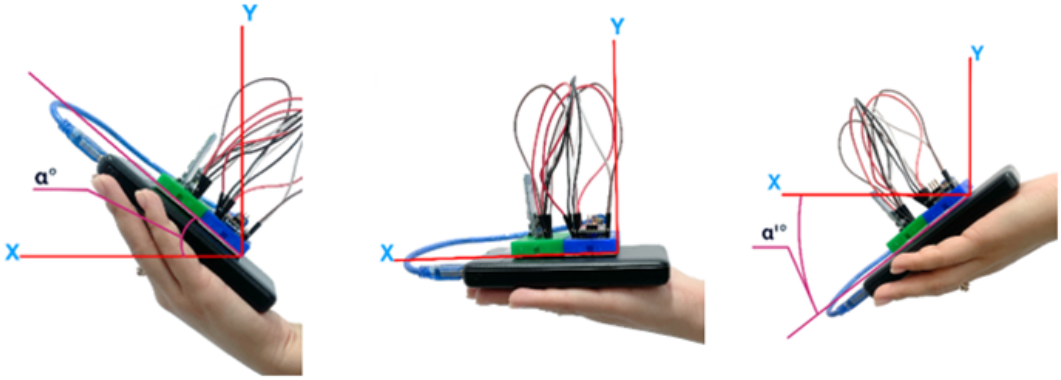
Нейтрал позиция. Қашықтан басқару құрылғысы бастапқы қалыпта орналасқан кезде (4.4б-сурет), MPU-6050 сенсорынан қозғалыс командасы берілмейді. Осыған сәйкес экзоскелет те нейтрал күйде сақталады (4.3б-сурет). Бұл жағдайда табан физиологиялық қалыпта бекітіліп, жетектер қозғалыс орындамайды. Нейтрал позиция барлық қозғалыс циклдерінің бастапқы және соңғы күйі ретінде қабылданды.

Дорсифлексия фазасы. Қашықтан басқару құрылғысы алға қарай еңкейтілген кезде (4.4а-сурет), MPU-6050 сенсоры еңкею бұрышын тіркеп, сәйкес басқару сигналы Bluetooth арнасы арқылы орындаушы модульге жіберіледі. Нәтижесінде экзоскелет табанды жоғары бағытта қозғалтып, дорсифлексия қозғалысын орындайды (4.3а-сурет). Қозғалыс бұрышы 25º мәніне жеткеннен кейін басқару жүйесі қозғалысты тоқтатып, экзоскелетті бастапқы нейтрал қалыпқа қайтарады.

Плантарфлексия фазасы. Қашықтан басқару құрылғысы артқа қарай еңкейтілген жағдайда (4.4в-сурет), жүйе сәйкес басқару командасын қалыптастырады және экзоскелет табанды төмен бағытта қозғалтады (4.3в-сурет). Бұл кезде плантарфлексия бұрышы 40º мәніне дейін өзгереді. Берілген шектік мәнге жеткеннен кейін жетектер табанды қайтадан нейтрал позицияға келтіреді.



Сурет 4.3 – Экзоскелет прототипінің сагитталды жазықтықтағы қалыптары: (а) дорсифлексия, (б) бейтарап қалып, (в) плантарфлексия.



Сурет 4.4 – Қашықтан басқару құрылғысының X өсі бойындағы сагиталды жазықтықтағы әртүрлі бұрыштық жағдайлары: (а) дорсифлексияға басқару сигналы, (б) бейтарап қалып, (в) плантарфлексияға басқару сигналы.

Осылайша жүргізілген эксперименттер қашықтан басқару құрылғысынан алынған бұрыштық ақпараттың экзоскелеттің нақты қозғалысына дұрыс түрлендірілетінін және басқару жүйесінің дорсифлексия мен плантарфлексия қозғалыстарын физиологиялық рұқсат етілген диапазонда сенімді түрде орындай алатынын көрсетті.

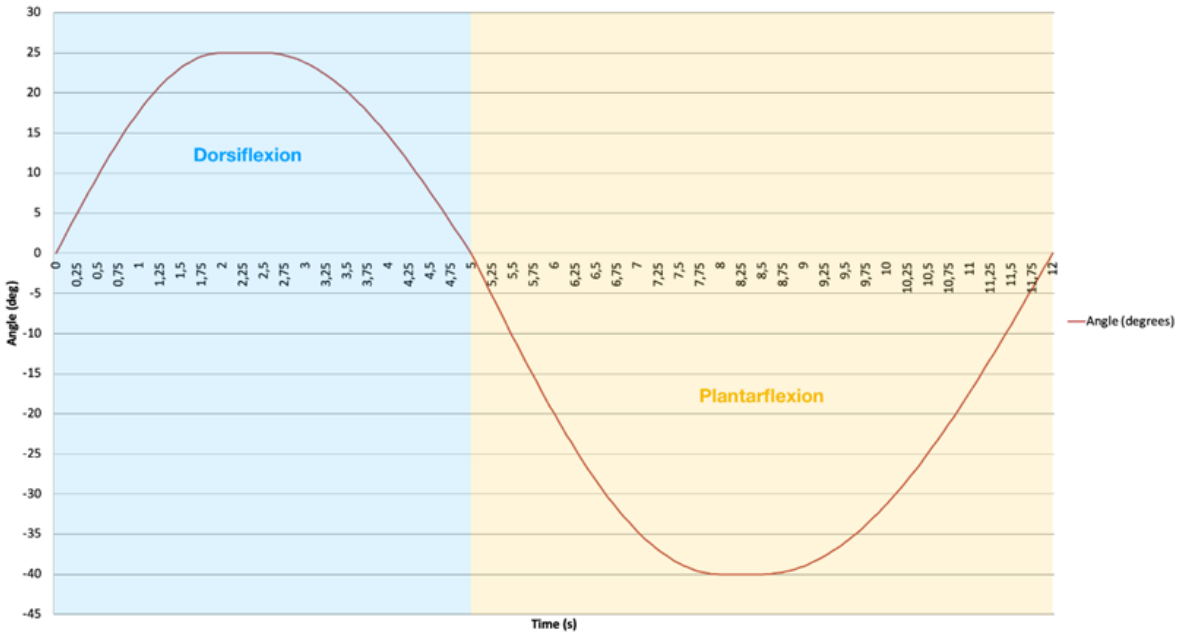
Эксперименттік зерттеулер нәтижесінде экзоскелет прототипінің қозғалысы қайталанатын циклдік режимде жүзеге асырылатыны анықталды. Бір толық қозғалыс циклының ұзақтығы шамамен 12 секундты құрады және ол екі негізгі фазадан тұрды: дорсифлексия және плантарфлексия.

Қозғалыс циклінің бірінші фазасында (0–5 с) экзоскелет табанды нейтрал қалыптан жоғары бағытта қозғалтып, дорсифлексия қозғалысын орындады. Бұл кезде тобық буынының бұрышы 0°-тан 25°-қа дейін өзгерді. Қозғалыс соңында

табан берілген шектік бұрышқа жетіп, басқару жүйесінің командасы бойынша бастапқы қалыпқа қайтарылды.

Екінші фазада (5,25–12 с) экзоскелет плантарфлексия қозғалысын орындады. Нәтижесінде табан нейтрал қалыптан төмен бағытта қозғалып, бұрыштық орын ауыстыру шамасы 0°-тан 40°-қа дейін жетті. Берілген бұрыштық мәнге жеткеннен кейін жүйе қозғалысты аяқтап, келесі циклді бастау үшін бастапқы күйге қайта оралды.

Эксперимент барысында тіркелген бұрыштық орын ауыстырулардың уақыт бойынша өзгеру графигі 4.5-суретте көрсетілген.



Сурет 4.5 – Экзоскелет прототипінің қозғалыс бұрышының уақыт бойынша өзгеруі: дорсифлексия және плантарфлексия циклдері

Графиктен қозғалыс траекториясының берілген бағдарламаға сәйкес қалыптасатыны және басқару жүйесінің қозғалыс параметрлерін тұрақты түрде қадағалайтыны байқалады. Дорсифлексия кезінде бұрыштың бірқалыпты өсуі, ал плантарфлексия кезінде оның бірқалыпты кемуі жетектердің тұрақты жұмысын көрсетеді.

Эксперимент нәтижелері қозғалыстың барлық кезеңдерінде тобық буыны үшін белгіленген физиологиялық қозғалыс диапазонының (RoM – Range of Motion) сақталғанын көрсетті. Басқару алгоритмінде енгізілген бағдарламалық шектеулер бұрыштық орын ауыстырулардың рұқсат етілген мәндерден асуына жол бермеді. Шектік мәндерге жеткен жағдайда жүйе қозғалысты автоматты түрде тоқтатып немесе кері бағытқа ауыстырып отырды. Бұл экзоскелетті пайдалану кезінде қозғалыстың қауіпсіздігін қамтамасыз етіп, буынға түсетін артық механикалық жүктемелердің алдын алды.

Эксперименттік сынақтардың толық әдістемесі мен алынған нәтижелер халықаралық журналда жарияланған [95].

Эверсия және инверсия қозғалыстарын зерттеу

Эксперименттің екінші кезеңінде экзоскелеттің фронтал жазықтықтағы қозғалыстары зерттелді. Бұл жағдайда тобық буынының инверсия және эверсия қозғалыстарын орындау мүмкіндігі, басқару жүйесінің дәлдігі және қозғалыс амплитудасының физиологиялық шектерге сәйкестігі бағаланды.

Экзоскелет прототипінің фронтал жазықтықтағы әртүрлі қалыптары 4.6-суретте көрсетілген. Мұнда табанның сыртқа қарай ауытқуы (эверсия), бейтарап қалпы және ішке қарай ауытқуы (инверсия) бейнеленген.



Сурет 4.6 – Экзоскелет прототипінің фронтал жазықтықтағы қалыптары:
а) эверсия; б) бейтарап қалып; в) инверсия

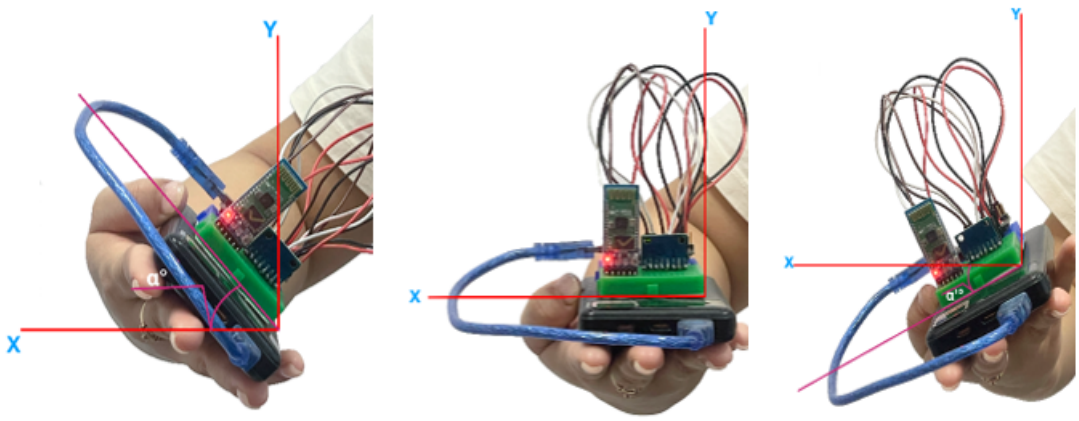
Эксперимент барысында басқару жүйесінің жұмысы үш негізгі күй бойынша бағаланды: бейтарап қалып, эверсия және инверсия.

Бейтарап қалып. Қашықтан басқару құрылғысы көлденең күйде орналасқан кезде (4.7б-сурет), MPU-6050 сенсорынан басқару сигналы қалыптаспайды. Осыған сәйкес экзоскелет табаны да бейтарап қалыпта сақталады (4.6б-сурет). Бұл күй инверсия мен эверсия қозғалыстары арасындағы бастапқы және соңғы позиция ретінде қабылданды.

Эверсия фазасы. Қашықтан басқару құрылғысы оң жаққа еңкейтілген кезде (4.7а-сурет), басқару жүйесі сәйкес команданы қалыптастырып, экзоскелет табанын сыртқа қарай бұрады. Нәтижесінде табанның ауытқу бұрышы 15^{o}-қа дейін жетеді (4.6а-сурет). Берілген шектік мәнге жеткеннен кейін жүйе табанды қайтадан бейтарап қалыпқа қайтарады.

Инверсия фазасы. Қашықтан басқару құрылғысы сол жаққа еңкейтілген жағдайда (4.7в-сурет), экзоскелет табаны ішке қарай бұрылып, инверсия қозғалысын орындайды. Бұл кезде бұрыштық орын ауыстыру шамасы 20^{o}-қа дейін

жетеді (4.6в-сурет). Қозғалыс аяқталғаннан кейін табан қайтадан бастапқы қалыпқа оралады.



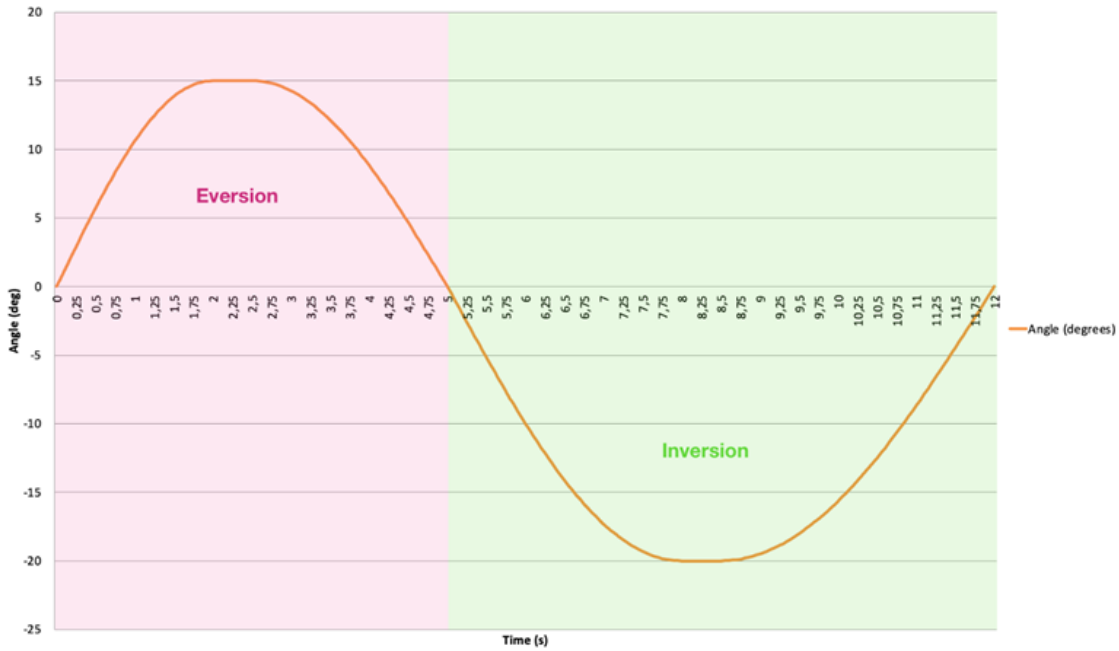
Сурет 4.7 – Қашықтан басқару құрылғысының фронтал жазықтықтағы қалыптары: а) эверсияны басқару; б) бейтарап қалып; в) инверсияны басқару

Эксперимент нәтижелері бойынша инверсия–эверсия қозғалыстары да циклдік режимде орындалатыны анықталды. Бір толық қозғалыс циклының ұзақтығы шамамен 12 секундты құрады. Оның ішінде:

– 0-5,25 с аралығында эверсия фазасы орындалып, табан бұрышы 0°-тан 15°-қа дейін өзгерді;

– 5,25-12 с аралығында инверсия фазасы жүзеге асырылып, табан бұрышы 0°-тан 20°-қа дейін өзгерді.

Эксперимент барысында тіркелген бұрыштық орын ауыстырулардың уақыт бойынша өзгеру графигі 4.8-суретте келтірілген.



Сурет 4.8 – Экзоскелет прототипінің инверсия–эверсия қозғалыстары кезіндегі бұрыштық орын ауыстыруының уақыт бойынша өзгеруі

График нәтижелері экзоскелеттің қозғалыстарының бірқалыпты және тұрақты сипатта орындалатынын көрсетті. Эверсия кезінде бұрыштың біртіндеп артуы, ал инверсия кезінде оның бірқалыпты кемуі басқару алгоритмінің дұрыс жұмыс істейтінін дәлелдейді. Қозғалыс барысында күрт ауытқулар немесе тұрақсыздық құбылыстары байқалмады.

Жүргізілген зерттеулер инверсия және эверсия қозғалыстарының адам тобығына тән физиологиялық қозғалыс заңдылықтарына сәйкес орындалатынын көрсетті. Бұл қозғалыстар тобық буынының латералды тұрақтылығын бағалау кезінде, сондай-ақ байламдардың жарақаттануы мен операциядан кейінгі оңалту кезеңінде маңызды рөл атқарады.

Сонымен қатар, басқару жүйесіне енгізілген қозғалыс амплитудасын шектеу алгоритмі бұрыштық орын ауыстырулардың физиологиялық рұқсат етілген диапазоннан шығуына жол бермеді. Шектік мәндерге жеткен жағдайда жүйе қозғалысты автоматты түрде тоқтатып немесе бастапқы қалыпқа қайтарды. Бұл пайдаланушының қауіпсіздігін қамтамасыз етіп, буынға түсетін артық механикалық жүктемелердің алдын алды.

Эксперимент нәтижелері экзоскелет прототипінің қозғалыстарының тегіс, тұрақты және бақыланатын сипатта орындалатынын растады. Қозғалыс циклдерінің қайталануы адам тобығының табиғи кинематикасын жоғары дәлдікпен қайталауға мүмкіндік береді және құрылғыны реабилитациялық жаттығуларда қолданудың тиімділігін көрсетеді.

Зерттеу барысында HC-05 Bluetooth модульдері негізінде құрылған сымсыз байланыс платформасының сенімді жұмысы да расталды. Қашықтан басқару құрылғысының кеңістіктегі орны өзгерген кезде экзоскелет прототипінде сәйкес қозғалыстардың пайда болуы басқарушы және атқарушы модульдердің синхронды жұмыс істейтінін көрсетті. Алынған нәтижелер ұсынылған басқару жүйесінің клиникалық және үй жағдайындағы реабилитациялық процестерде қолдануға жарамды екенін дәлелдейді.

4.3 MATLAB/Simulink модельдеу нәтижелерін эксперименттік нәтижелермен салыстыру

Эксперименттік зерттеулердің бірінші кезеңінде MATLAB/Simulink ортасында алынған нәтижелер нақты прототип көрсеткіштерімен салыстырылды.

Дорсифлексия қозғалысы үшін бағдарламалық траектория:

$$q_1 = 15\sin(0.2\pi t) \qquad (4.1)$$

түрінде берілді.

Алынған нәтижелер бойынша нақты қозғалыс траекториясы есептік мәндерді жоғары дәлдікпен қайталады.

Эксперимент нәтижесінде:

– максималды бұрыштық ауытқу 1.2°;

– орташа ауытқу 0.56°;

– орнығу уақыты 0.42 с болды.

Инверсия–эверсия қозғалысы кезінде:

$$q_2 = 8\sin(0.17\pi t) \qquad (4.2)$$

траекториясы қолданылды.

Нәтижелер бойынша:

– максималды қателік 0.8°;

– орташа қателік 0.39°;

– тербеліс байқалмады.

Алынған нәтижелер математикалық модельдің эксперименттік деректермен жақсы сәйкес келетінін көрсетті.

Модельдеу және тәжірибе арасындағы айырмашылық барлық қозғалыс координаталары үшін 5%-дан аспады.

Адаптивті басқару жүйесінің дәлдігін бағалау

Басқару сапасын бағалау үшін орташа квадраттық қателік көрсеткіші қолданылды:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(q_{di} - q_i)^2} \qquad (4.3)$$

Эксперимент нәтижелері бойынша:

Қозғалыс	*RMSE*
Дорсифлексия	0.62°
Инверсия	0.47°

Сонымен қатар максималды қателік анықталды:

$$e_{max} = max \mid q_d - q \mid \qquad (4.4)$$

Нәтижелер:

Қозғалыс	e_{max}
q_1	1.20°

Қозғалыс	e_{max}
q_2	0.80°

Адаптивті басқару нәтижелері классикалық ПИД реттегішпен салыстырылды [100,101].

Көрсеткіш	*ПИД*	*Адаптивті*
Орташа квадраттық қателік(RMSE)	0.95°	0.62°
Орнығу уақыты	0.71 с	0.42 с
Асып кету	8.4%	2.1%

Нәтижелер ұсынылған адаптивті басқару жүйесінің басқару дәлдігін едәуір жақсартатынын көрсетті.

Экзоскелеттің реабилитациялық қозғалыстарды орындау тиімділігін бағалау

Реабилитациялық қозғалыстарды бағалау үшін экзоскелеттің физиологиялық қозғалыс диапазонын қайталау мүмкіндігі зерттелді.

Эксперименттер нәтижесінде:

– дорсифлексия – 15°;

– плантарфлексия – 40°;

– инверсия – 20°;

– эверсия – 15° қозғалыстары сенімді орындалды.

Жетектердің жұмыс режимін зерттеу кезінде қозғалыс жылдамдығының бірқалыпты өзгеретіні анықталды.

Эксперимент барысында қозғалыстың секірмелі өзгерістері байқалмады.

Шарикті-винтті берілістердің өзін-өзі бекіту қасиеті аяқ платформасын қажетті қалыпта сенімді ұстауға мүмкіндік берді.

Жүйенің орташа электр қуатын тұтынуы 42–55 Вт аралығында болды.

Бұл көрсеткіш автономды реабилитациялық құрылғы үшін қолайлы болып табылады.

Эксперименттік нәтижелерді талдау және талқылау

Жүргізілген зерттеулер ұсынылған экзоскелеттің биомеханикалық талаптарға сәйкес жұмыс істейтінін көрсетті.

Эксперимент нәтижелері математикалық модельдің дұрыстығын растады.

Адаптивті басқару алгоритмі:

– параметрлік белгісіздіктерге орнықты болды;

– қозғалыс дәлдігін арттырды;

– орнығу уақытын азайтты;

– жетектерге түсетін динамикалық жүктемені төмендетті.

Ұсынылған жүйе әдебиетте сипатталған көптеген тобық экзоскелеттерімен салыстырғанда құрылымының қарапайымдылығымен, басқару дәлдігімен және портативтілігімен ерекшеленеді.

Bluetooth негізіндегі қашықтан басқару архитектурасы телереабилитация жүйелерінде қолдануға мүмкіндік береді.

Алынған нәтижелер ұсынылған құрылғыны медициналық оңалту жүйелерінде пайдалану мүмкіндігін дәлелдейді.

4.4 Тарау бойынша қорытынды

Тарауда тобық буыны экзоскелетінің адаптивті басқару жүйесіне эксперименттік зерттеулер жүргізілді. Әзірленген сынақ стенді мен прототип негізінде басқару алгоритмінің жұмыс қабілеттілігі тексерілді. MATLAB/Simulink модельдеу нәтижелері мен нақты эксперименттік деректер арасында жоғары сәйкестік байқалды. Эксперименттер барысында қадағалау қателігінің аз екендігі және адаптивті басқару жүйесінің классикалық ПИД реттегішке қарағанда жоғары дәлдік пен орнықтылық қамтамасыз ететіні анықталды. Алынған нәтижелер ұсынылған электромеханикалық жетекті тобық экзоскелетінің реабилитациялық мақсаттарда тиімді қолданылуын және диссертацияда ұсынылған ғылыми шешімдердің дұрыстығын толық растады.

ҚОРЫТЫНДЫ

Диссертациялық жұмыста тобық буынына арналған электромеханикалық жетекті экзоскелетті әзірлеу және оның адаптивті басқару жүйесін зерттеу бойынша кешенді ғылыми-зерттеу жұмыстары жүргізілді. Зерттеу барысында тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктері талданып, экзоскелеттің кинематикалық және динамикалық модельдері құрылды, адаптивті басқару алгоритмі әзірленді, тәжірибелік прототип жасалып, оның жұмыс қабілеттілігі эксперименттік түрде тексерілді.

Жүргізілген ғылыми зерттеулер нәтижесінде келесі негізгі қорытындылар алынды:

1. Тобық буынының анатомиялық және биомеханикалық ерекшеліктері талданып, дорсифлексия–плантарфлексия, инверсия–эверсия және аддукция–абдукция қозғалыстарының физиологиялық диапазондары анықталды. Алынған мәліметтер экзоскелеттің құрылымдық параметрлерін негіздеуге және жобалау талаптарын қалыптастыруға мүмкіндік берді.

2. Тобық буыны қозғалыстарын сипаттайтын үш еркіндік дәрежесі бар кинематикалық модель құрылды. Экзоскелеттің кеңістіктік қозғалыстары жалпыланған координаталар арқылы сипатталып, тура және кері кинематика есептері шешілді. Құрылған модель экзоскелеттің жұмыс кеңістігін және қозғалыс мүмкіндіктерін бағалауға мүмкіндік берді.

3. Лагранждың екінші текті теңдеулері негізінде экзоскелеттің динамикалық моделі әзірленді. Қозғалыс теңдеулерінің матрицалық түрі алынып, инерциялық, серпімділік және диссипативтік әсерлер ескерілді. Ұсынылған динамикалық модель экзоскелеттің электромеханикалық жетектерін басқару алгоритмдерін синтездеу үшін негіз ретінде пайдаланылды.

4. Электромеханикалық жетектерді басқаруға арналған адаптивті басқару алгоритмі әзірленді. Ұсынылған басқару жүйесі параметрлік ауытқулар мен сыртқы әсерлер кезінде қозғалыс дәлдігін сақтауға мүмкіндік береді. MATLAB/Simulink ортасында жүргізілген модельдеу нәтижелері басқару жүйесінің орнықтылығы мен тиімділігін растады.

5. Тобық буыны экзоскелетінің конструкциясы әзірленіп, оның үшөлшемді моделі SolidWorks ортасында жасалды. Құрылымдық элементтердің кинематикалық үйлесімділігі мен жұмыс қабілеттілігі зерттелді. Жүргізілген виртуалды сынақтар экзоскелеттің физиологиялық қозғалыстарды орындауға қабілетті екенін көрсетті.

6. Экзоскелеттің тәжірибелік прототипі дайындалып, оның құрамына Arduino Mega 2560 басқару жүйесі, NEMA 17 қадамдық қозғалтқыштары, шарикті-винтті жетектер, MPU-6050 инерциялық датчиктері және HC-05 Bluetooth байланыс модульдері енгізілді. Ұсынылған аппараттық-бағдарламалық кешен нақты уақыт режимінде жұмыс істеуге мүмкіндік берді.

7. Эксперименттік зерттеулер барысында сагиттал жазықтықтағы дорсифлексия–плантарфлексия және фронтал жазықтықтағы инверсия–эверсия қозғалыстары зерттелді. Нәтижесінде экзоскелет дорсифлексия қозғалысын 25^{o}-қа дейін, плантарфлексия қозғалысын 40^{o}-қа дейін, эверсия қозғалысын 15^{o}-қа дейін және инверсия қозғалысын 20^{o}-қа дейін сенімді орындайтыны анықталды. Қозғалыстардың барлық циклдері физиологиялық рұқсат етілген диапазонда орындалды.

8. Bluetooth негізіндегі сымсыз басқару платформасының жұмыс қабілеттілігі тәжірибелік түрде расталды. Қашықтан басқару құрылғысының кеңістіктегі орнының өзгеруі экзоскелет қозғалыстарымен дәл сәйкестендірілді. Бұл ұсынылған жүйені телереабилитация және үй жағдайындағы оңалту жүйелерінде қолдануға мүмкіндік береді.

Зерттеу нәтижелерінің ғылыми жаңалығы келесі тұжырымдармен анықталады:

– тобық буынының биомеханикалық ерекшеліктерін ескеретін үш еркіндік дәрежесі бар экзоскелеттің кинематикалық құрылымы негізделді;

– экзоскелеттің электромеханикалық жетектеріне арналған динамикалық модель әзірленді;

– қозғалыс дәлдігін қамтамасыз ететін адаптивті басқару алгоритмі ұсынылды;

– Bluetooth негізіндегі қашықтан басқару жүйесімен жабдықталған тәжірибелік прототип жасалып, оның жұмыс қабілеттілігі эксперименттік түрде дәлелденді.

Зерттеу жұмысының практикалық маңыздылығы әзірленген экзоскелеттің тобық буыны жарақаттары, неврологиялық бұзылыстар және операциядан кейінгі оңалту кезінде қолдану мүмкіндігімен анықталады. Ұсынылған техникалық шешім медициналық реабилитация орталықтарында, ғылыми-зерттеу зертханаларында және үй жағдайындағы оңалту жүйелерінде пайдаланылуы мүмкін.

Жалпы алғанда, диссертациялық жұмыста қойылған мақсат толық орындалды. Тобық буынына арналған адаптивті басқару жүйесі бар электромеханикалық жетекті экзоскелеттің математикалық модельдері әзірленіп, басқару алгоритмдері негізделді, тәжірибелік прототип жасалып, оның жұмыс қабілеттілігі эксперименттік зерттеулер арқылы расталды. Алынған нәтижелер медициналық робототехника және реабилитациялық инженерия саласындағы ғылыми зерттеулерді одан әрі дамытуға негіз болады.

ПАЙДАЛАНҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

1. De Groote W, Côté P, Wong JJ, Hogg-Johnson S, Chen T, Battistella L, Wong GKC, Hartvigsen J, Hayden JA, Mullerpatan R, Rathore FA, Alsobayel H, Nordin M, Kajungu D, Lim JY, Lozano R, Duttine A, Cowan M, Riley L, Chatterji S, Cieza A. Development of a World Health Organization indicator and corresponding questions to measure effective coverage of rehabilitation. EClinicalMedicine. 2025 Jul 1;85:103317. doi: 10.1016/j.eclinm.2025.103317. PMID: 40686681; PMCID: PMC12271921.

2. https://www.who.int/teams/noncommunicable-diseases/sensory-functions-disability-and-rehabilitation/global-estimates-of-the-need-for-rehabilitation (accessed on 22 April 2024).

3. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation (accessed on 22 April 2024).

4. Brockett, C.L.; Chapman, G.J. Biomechanics of the ankle. Orthop. Trauma 2016, 30, 232–238.

5. Mattacola, C.G.; Dwyer, M.K. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. J. Athl. Train. 2002, 37, 413–429.

6. Chen, E.T.; McInnis, K.C.; Borg-Stein, J. Ankle sprains: Evaluation, rehabilitation, and prevention. Curr. Sports Med. Rep. 2019, 18, 217–223.

7. Chinn, L.; Hertel, J. Rehabilitation of Ankle and Foot Injuries in Athletes. Clin. Sports Med. 2010, 29, 157–167.

8. Gaddi, D.; Mosca, A.; Piatti, M.; Munegato, D.; Catalano, M.; Di Lorenzo, G.; Turati, M.; Zanchi, N.; Piscitelli, D.; Chui, K.; et al. Acute Ankle Sprain Management: An Umbrella Review of Systematic Reviews. Front. Med. 2022, 9, 868474.

9. Valderrabano, V.; Barg, A.; Paul, J.; Pagenstert, G.; Wiewiorski, M. Foot and ankle injuries in professional soccer player. Sport Orthop. Traumatol. 2014, 30, 98–105.

10. https://eksobionics.com/eksonr/

11. https://golifeward.com/products/rewalkpersonal-exoskeleton/

12. https://corporate.ottobock.com/en/company/newsroom/media-information/exoskeletons

13. https://global.honda/en/newsroom/news/2008/c081107-eng.html

14. Kalsoom, A.; Shah, M.F.; Farooq, M.U. Advancements in State-of-the-Art Ankle Rehabilitation Robotic Devices: A Review of Design, Actuation and Control Strategies. Machines 2025, 13, 429. https://doi.org/10.3390/machines13050429

15. Pei, Y.; Han, T.; Zallek, C.M.; Liu, T.; Yang, L.; Hsiao-Wecksler, E.T. Design and Clinical Validation of a Robotic Ankle-Foot Simulator with Series Elastic Actuator for Ankle Clonus Assessment Training. IEEE Robot. Autom. Lett. 2021, 6, 3793–3800.

16. Nursultan, Z.; Marco, C.; Balbayev, G. A Portable Robotic System for Ankle Joint Rehabilitation. Electronics 2023, 12, 4271.

17. Takahashi, K.Z.; Lewek, M.D.; Sawicki, G.S. A Neuromechanics-Based Powered Ankle Exoskeleton to Assist Walking Post-Stroke: A Feasibility Study. J. Neuroeng. Rehabil. 2015, 12, 23.

18. Yeung, L.F.; Ockenfeld, C.; Pang, M.K.; Wai, H.W.; Soo, O.Y.; Li, S.W.;

Tong, K.Y. Randomized Controlled Trial of Robot-Assisted Gait Training with Dorsiflexion Assistance on Chronic Stroke Patients Wearing Ankle-Foot-Orthosis. J. Neuroeng. Rehabil. 2018, 15, 51.

19. Sawicki, G.S.; Ferris, D.P. A Pneumatically Powered Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO) with Myoelectric Activation and Inhibition. J. Neuroeng. Rehabil. 2009, 6, 23.

20. Liu, Q.; Wang, C.; Long, J.J.; Sun, T.; Duan, L.; Zhang, X.; Zhang, B.; Shen, Y.; Shang, W.; Lin, Z.; et al. Development of a New Robotic Ankle Rehabilitation Platform for Hemiplegic Patients after Stroke. J. Healthc. Eng. 2018, 2018, 3867243.

21. Doroftei, I.; Cazacu, C.M.; Alaci, S. Design and Experimental Testing of an Ankle Rehabilitation Robot. Actuators 2023, 12, 238.

22. Wang, C.; Sun, Z.; Wei, J.; Xia, J.; Duan, L.; Cai, W.; Liu, Q.; Long, J.; Wang, Y. Systemic Design of an NARR for Hemiplegic Survivors. J. Eng. 2019, 2019, 522–529.

23. Zhang, M.; Mcdaid, A.; Veale, A.J.; Peng, Y.; Xie, S.Q. Adaptive Trajectory Tracking Control of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot with Joint-Space Force Distribution. IEEE Access 2019, 7, 85812–85820.

24. A. Wu, X. Yang, J. -Y. Kuan and H. M. Herr, "An Autonomous Exoskeleton for Ankle Plantarflexion Assistance," 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Montreal, QC, Canada, 2019, pp. 1713-1719, doi: 10.1109/ICRA.2019.8793913.

25. Otálora S, Ballen-Moreno F, Arciniegas-Mayag L, Cifuentes CA, Múnera M. Biomechanical Effects of Adding an Ankle Soft Actuation in a Unilateral Exoskeleton. Biosensors (Basel). 2022 Oct 14;12(10):873. doi: 10.3390/bios12100873. PMID: 36291010; PMCID: PMC9599070.

26. L. Jiang, H. Zhang, Q. Wu, and H. Wang, “J-Exo: An exoskeleton with telescoping linear actuators,” Robotics and Autonomous Systems, vol. 171, 104576, 2024, doi: 10.1016/j.robot.2024.104576.

27. N. Zhetenbayev, M. Ceccarelli and M. Russo, DESIGN AND TESTING OF ALMATY ANKLE EXOSKELETON V.2, International Journal of Mechanics and Control, Vol. 26, No. 01, pp. 129-144, 2025, https://doi.org/10.69076/jomac.2025.0012

28. Zhang, X., Zhang, Y., Li, J., & Chen, H. (2024). A Lightweight Ankle Exoskeleton Driven by Series Elastic Actuator. In Advances in Human-Centric Robotics: Proceedings of ICIRA 2024 (pp. 145–156). Springer, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-99-6498-7_13

29. B. Chen, C. Shi, B. Zi, L. Qin, and Q. Qingsong, “Development and validation of robotic ankle exoskeleton with parallel nonlinear elastic actuator,” J. Mech. Des., vol. 146, no. 11, 2024, doi: 10.1115/1.4065561.

30. Zhang X, Liu Y-X, Wang R and Gutierrez-Farewik EM (2024) Soft ankle exoskeleton to counteract dropfoot and excessive inversion. Front. Neurorobot. 18:1372763. doi: 10.3389/fnbot.2024.1372763

31. Venkata Sai Prathyush, I.; Ceccarelli, M.; Russo, M. Control Design for CABLEankle, a Cable Driven Manipulator for Ankle Motion Assistance. Actuators 2022,

11, 63. https://doi.org/10.3390/act11020063

32. Russo, M.; Ceccarelli, M. Analysis of a Wearable Robotic System for Ankle Rehabilitation. Machines 2020, 8, 48.

33. Russo, M.; Ceccarelli, M. A Wearable Device for Ankle Motion Assistance. In Advances in Italian Mechanism Science; Springer: Berlin, Germany, 2020; pp. 173–181.

34. Technaid. (2024). Ankle-H3: Research exoskeleton for ankle motion assistance. Exoskeleton Report. Retrieved from https://exoskeletonreport.com/product/ankle-h3/

35. Haleem A, Javaid M, Singh RP, Suman R. Telemedicine for healthcare: Capabilities, features, barriers, and applications. Sens Int. 2021;2:100117. doi: 10.1016/j.sintl.2021.100117. Epub 2021 Jul 24. PMID: 34806053; PMCID: PMC8590973.

36. Weinstein R.S., Lopez A.M., Joseph B.A., Erps K.A., Holcomb M., Barker G.P., Krupinski E.A. Telemedicine, telehealth, and mobile health applications that work: opportunities and barriers. Am. J. Med. 2014 Mar 1;127(3):183–187. doi: 10.1016/j.amjmed.2013.09.032.

37. Parimbelli E., Bottalico B., Losiouk E., Tomasi M., Santosuosso A., Lanzola G., Quaglini S., Bellazzi R. Trusting telemedicine: a discussion on risks, safety, legal implications and liability of involved stakeholders. Int. J. Med. Inf. 2018 Apr 1;112:90–98. doi: 10.1016/j.ijmedinf.2018.01.012.

38. Wang X., Zhang Z., Zhao J., Shi Y. Impact of telemedicine on healthcare service system considering patients' choice. Discrete Dynam Nat. Soc. 2019 Jan 1 2019.

39. Bashshur R.L., Shannon G.W., Krupinski E.A., Grigsby J., Kvedar J.C., Weinstein R.S., Sanders J.H., Rheuban K.S., Nesbitt T.S., Alverson D.C., Merrell R.C. National telemedicine initiatives: essential to healthcare reform. Telemedicine and e-Health. 2009 Jul 1;15(6):600–610. doi: 10.1089/tmj.2009.9960.

40. Heinzelmann P.J., Lugn N.E., Kvedar J.C. Telemedicine in the future. J. Telemed. Telecare. 2005 Dec;11(8):384–390. doi: 10.1177/1357633X0501100802.

41. Welker CG, Chiu VL, Voloshina AS, Collins SH, Okamura AM. Teleoperation of an Ankle-Foot Prosthesis With a Wrist Exoskeleton. IEEE Trans Biomed Eng. 2021 May;68(5):1714-1725. doi: 10.1109/TBME.2020.3046357. Epub 2021 Apr 21. PMID: 33347402.

42. Hussain, S.; Jamwal, P.K.; Vliet, P.V.; Brown, N.A. Robot assisted ankle neuro-rehabilitation: State of the art and future challenges. Expert Rev. Neurother. 2021, 21, 111–121.

43. Yin, K.; Jin, Y.; Du, H.; Xue, Y.; Li, P.; Ma, Z. Virtual Neuromuscular Control for Robotic Ankle Exoskeleton Standing Balance. Machines 2022, 10, 572. https://doi.org/10.3390/machines10070572

44. Barria, P.; Pino, A.; Tovar, N.; Gomez-Vargas, D.; Baleta, K.; Díaz, C.A.R.; Múnera, M.; Cifuentes, C.A. BCI-Based Control for Ankle Exoskeleton T-FLEX: Comparison of Visual and Haptic Stimuli with Stroke Survivors. Sensors 2021, 21, 6431. https://doi.org/10.3390/s21196431

45. Awad, L.N., Esquenazi, A., Francisco, G.E. et al. The ReWalk ReStore™ soft

robotic exosuit: a multi-site clinical trial of the safety, reliability, and feasibility of exosuit-augmented post-stroke gait rehabilitation. J NeuroEngineering Rehabil 17, 80 (2020). https://doi.org/10.1186/s12984-020-00702-5

46. Awad, L.N., Esquenazi, A., Francisco, G.E. et al. The ReWalk ReStore™ soft robotic exosuit: a multi-site clinical trial of the safety, reliability, and feasibility of exosuit-augmented post-stroke gait rehabilitation. J NeuroEngineering Rehabil 17, 80 (2020). https://doi.org/10.1186/s12984-020-00702-5

47. https://exoskeletonreport.com/product/restore-exo-suit/

48. https://wyss.harvard.edu/technology/soft-exosuits-for-lower-extremity-mobility/

49. https://www.technaid.com/products/robotic-ankle-technaid/

50. https://www.technaid.com/products/robotic-exoskeleton-exo-exoesqueleto-h3/

51. https://exoskeletonreport.com/product/ankle-h3/

52. Lerner ZF, Gasparri GM, Bair MO, Lawson JL, Luque J, Harvey TA, Lerner AT. An Untethered Ankle Exoskeleton Improves Walking Economy in a Pilot Study of Individuals With Cerebral Palsy. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2018 Oct;26(10):1985-1993. doi: 10.1109/TNSRE.2018.2870756. Epub 2018 Sep 17. PMID: 30235140; PMCID: PMC6217810.

53. Orekhov, G., Fang, Y., Cuddeback, C.F. et al. Usability and performance validation of an ultra-lightweight and versatile untethered robotic ankle exoskeleton. J NeuroEngineering Rehabil 18, 163 (2021). https://doi.org/10.1186/s12984-021-00954-9

54. Coley C, Kovelman S, Belschner J, Cleary K, Schladen M, Evans SH, Salvador T, Monfaredi R, Fooladi Talari H, Slagle J, Rana MS. PedBotHome: A Video Game-Based Robotic Ankle Device Created for Home Exercise in Children With Neurological Impairments. Pediatr Phys Ther. 2022 Apr 1;34(2):212-219. doi: 10.1097/PEP.0000000000000881. PMID: 35385456; PMCID: PMC9009250.

55. https://journals.lww.com/pedpt/citation/2022/04000/commentary_on__pedbot home__a_video_game_based.19.aspx

56. Ayas, M. S., & Altas, I. H. (2017). Fuzzy logic based adaptive admittance control of a redundantly actuated ankle rehabilitation robot. Control Engineering Practice, 59, 44–54. https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2016.11.015

57. Xie, S. Q., & Jamwal, P. K. (2011). An iterative fuzzy controller for pneumatic muscle driven rehabilitation robot. Expert Systems with Applications, 38(7), 8128–8137. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2010.12.154

58. Ayas MS, Altas IH, Sahin E. Fractional order based trajectory tracking control of an ankle rehabilitation robot. Transactions of the Institute of Measurement and Control. 2016;40(2):550-564. doi:10.1177/0142331216667810

59. Raz D, Joshi V, Umberger BR, Ozay N. Ankle Exoskeletons May Hinder Standing Balance in Simple Models of Older and Younger Adults. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2025;33:1145-1155. doi: 10.1109/TNSRE.2025.3549641. Epub 2025 Mar 20. PMID: 40063425; PMCID: PMC12013802.

60. Nagaraja S, Rubio JE, Tong J, Sundaramurthy A, Pant A, Owen MK, Samaan

MA, Noehren B and Reifman J (2025) Effects of an active ankle exoskeleton on the walking biomechanics of healthy men. Front. Bioeng. Biotechnol. 13:1533001. doi: 10.3389/fbioe.2025.1533001

61. World Health Organization (WHO). Rehabilitation: Key Facts. Available online: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation (accessed on 22 April 2024).

62. Ostraich, B.; Riemer, R. Design of a Multi-Joint Passive Exoskeleton for Vertical Jumping Using Optimal Control. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 2022, 30, 2815–2823.

63. Birlescu, I.; Tohanean, N.; Vaida, C.; Gherman, B.; Neguran, D.; Horsia, A.; Tucan, P.; Condurache, D.; Pisla, D. Modeling and Analysis of a Parallel Robotic System for Lower Limb Rehabilitation with Predefined Operational Workspace. Mech. Mach. Theory 2024, 198, 105674.

64. He, L.; Xu, C.; Guan, X. Design Methodology and Experimental Study of a Lower Extremity Soft Exosuit. Electronics 2023, 12, 2502.

65. Kenas, F.; Saadia, N.; Ababou, A.; Ababou, N.; Zabat, M.; BenSiSaid, K. Neural Network-Based Estimation of Lower Limb Joint Kinematics: A Minimally Intrusive Approach for Gait Analysis. Med. Nov. Technol. Devices 2024, 23, 100318.

66. Harsh Harikrishnan Soni, Pranjal Sharma, Mervin Joe Thomas, C.M.C. Krishnan, Abhilash Singh (2025). Recent advancements in soft ankle/knee exoskeletons technologies: systems, actuation and control. Robotics and Autonomous Systems, Volume 193, November 2025, 105092. https://doi.org/10.1016/j.robot.2025.105092

67. Gavrila Laic RA, Firouzi M, Claeys R, Bautmans I, Swinnen E, Beckwée D. A State-of-the-Art of Exoskeletons in Line with the WHO's Vision on Healthy Aging: From Rehabilitation of Intrinsic Capacities to Augmentation of Functional Abilities. Sensors (Basel). 2024 Mar 30;24(7):2230. doi: 10.3390/s24072230. PMID: 38610440; PMCID: PMC11014060.

68. Dong, M., Zhou, Y., Li, J. et al. State of the art in parallel ankle rehabilitation robot: a systematic review. J NeuroEngineering Rehabil 18, 52 (2021). https://doi.org/10.1186/s12984-021-00845-z

69. Marian G. Alvarez-Perez, Mario A. Garcia-Murillo, J. Jesús Cervantes-Sánchez. Robot-assisted ankle rehabilitation: a review, disability and rehabilitation. Assist Technol. 2020;15(4):394–408.

70. Miao Q, Zhang M, Wang C, et al. Towards optimal platform-based robot design for ankle rehabilitation: the state of the art and future prospects. J Healthc Eng. 2018;2018:1–9.

71. Hussain S, Jamwal PK, Ghayesh MH. State-of-the-art robotic devices for ankle rehabilitation: mechanism and control review. Proc Instit Mech Eng. 2017;231(12):1224–34.

72. Zhang M, Davies TC, Xie S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation—a systematic review. J NeuroEng Rehabil. 2013;10(1):30.

73. Chen K, Wu YN, Ren Y, et al. Home-based versus laboratory-based robotic

ankle training for children with cerebral palsy: a pilot randomized comparative trial. Archiv Phys Med Rehabil. 2016;97(8):1237–43.

74. Mirelman A, Bonato P, Deutsch JE. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. Stroke. 2009;40(1):169–74.

75. Zhu G, Zeng X, Zhang M, et al. Robot-assisted ankle rehabilitation for the treatment of drop foot: A case study. In: IEEE/ASME International conference on mechatronic & embedded systems & applications (MESA). 2016, pp. 1-5.

76. Khalid YM, Gouwanda D, Parasuraman S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. In: Proceedings of the institution of mechanical engineers part H journal of engineering in medicine. 2015, p. 452–63.

77. Zeng X, Zhu G, Zhang M, et al. Reviewing clinical effectiveness of active training strategies of platform-Based ankle rehabilitation robots. J Healthcare Eng. 2018; 2018:1–12.

78. Юревич Е.И. Основы робототехники. — 4-е изд., перераб. и доп. — СПб.: БХВ-Петербург, 2018. — 304 с.

79. Попов Е.П., Верещагин А.Ф., Зенкевич С.Л. Манипуляционные роботы: динамика и алгоритмы управления. — 3-е изд. — М.: Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2019. — 520 с.

80. Кобрин В.С., Никитюк И.Е. Биомеханика опорно-двигательного аппарата человека. — М.: Юрайт, 2021. — 376 с.

81. Витензон А.С., Петрушанская К.А. Биомеханика нормальной и патологической ходьбы человека. — М.: Медицина, 2019. — 336 с.

82. Борисов О.В., Григорьев А.В. Роботизированные экзоскелеты: принципы построения и управление. — СПб.: Политехника, 2022. — 287 с

83. Артоболевский И.И. Теория механизмов и машин. — М.: Альянс, 2020. — 640 с.

84. Юревич Е.И. Основы робототехники. – Санкт-Петербург: БХВ-Петербург, 2005. – 416 с.

85. Попов Е.П., Верещагин А.Ф., Зенкевич С.Л. Манипуляционные роботы: динамика и алгоритмы. – Москва: Наука, 1978. – 400 с.

86. Шоланов К.С. Основы мехатроники и робототехники. – Алматы: ЭВЕРО, 2015. – 126 с.

87. Борисов О.И., Пыркин А.А. Адаптивное и робастное управление робототехническими системами. – Санкт-Петербург: НИУ ИТМО, 2016. – 380 с.

88. Москаленко В.В. Электрический привод. – Москва: Академия, 2007.– 368с.

89. Ключев В.И. Теория электропривода. – Москва: Энергоатомиздат, 2001. – 704 с.

90. Терехов В.М., Осипов О.И. Системы управления электроприводов. – Москва: Академия, 2006. – 304 с.

91. Бесекерский В.А., Попов Е.П. Теория систем автоматического

управления. – Санкт-Петербург: Профессия, 2003. – 752 с.

92. Васильев Д.В., Чуич В.Г. Системы автоматического управления. Примеры расчета. - М.: Высшая школа, 1967. - 419 с.

93. Slotine J.-J. E., Li W. Applied Nonlinear Control. – Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1991. – 459 p.

94. Sergazin, G.; Ozhiken A.; Zhetenbayev, N.; Ozhikenov, K.; Tursunbayeva, G.; Nurgizat, Y.; Uzbekbayev, A.; Ayazbay, A.-A, «Development of an Ankle Exoskeleton: Design, Modeling, and Testing», Sensors, Volume 25, Issue 7 (April-1 2025), pp 2020, https://doi.org/10.3390/s25072020

95. Ozhiken A.; Sergazin G.; Ozhikenov K.; Wang H.; Zhetenbayev N.; Tursunbayeva G.; Nurmangaliyev A.; Uzbekbayev A., «Research and Experimental Testing of a Remotely Controlled Ankle Rehabilitation Exoskeleton Prototype», Sensors 2025, 25, 6784., https://doi.org/10.3390/s25216784

96. Ожикенов К.А., Рахметова П.М., Ожикен А.К. Разработка математической модели адаптивного управления роботом манипулятора // Труды Международных Сатпаевских чтений «Научное наследие Шахмардана Есенова». – Алматы: КазНИТУ им. К.И. Сатпаева, 2017. – С. 626–629.

97. Ozhiken A.; Ivanov K.; Gonzalez-Cruz C.A.; Ceccarelli M.; Cafolla D., «Design and Experiences of a Planetary Gear Box for Adaptive Drives», In: EuCoMeS 2018. Mechanisms and Machine Science, vol. 59. Springer, Cham, https://doi.org/10.1007/978-3-319-98020-1_33

98. Ожикен А.К., Рахметова П.М. Исследование и разработка динамики движения систем адаптивного управления робота манипулятора // Актуальные проблемы информатики, механики и робототехники. Цифровые технологии в машиностроении: тезисы докладов междунар. науч.-практ. конф. – Алматы: ТОО «Издательство Ғылым НАН РК», 2018. – С. 124.

99. Tuleshov A.; Ozhiken A.; Ozhikenov K.; Kuatova M.; Ibrayev G.-G.A.; Gritsenko I.; Kerimkulov D.; Boltaboyeva A., «Modeling the Dynamics of a Heavy-Duty Mobile Robot Based on Gauss's Principle of Least Constraint», Journal of Applied and Computational Mechanics, 2025, 11(4), pp. 946–960, https://doi.org/10.22055/jacm.2024.47902.4833

100. Ожикен А.К., Тулешов А.К., Ожикенов К.А., Мамутов М.С., Алмазұлы А., Қанатұлы Н. Адаптивная система управления движением манипулятора // Вестник Национальной инженерной академии Республики Казахстан. – 2025. – № 1(95). – С. 160–169. https://doi.org/10.47533/2025.1606-146X.17

101. Өжікен А.Қ., Тулешов А.К., Ожикенов К.А., Рысбек И.Ж., Кәрім Ә.А. Манипулятор үшін беріктілігі жоғары басқарудың адаптивті жүйесін әзірлеу // Вестник КазАТК. – 2025. – № 2(137). – С. 133–141. https://doi.org/10.52167/1609-1817-2025-136-2-133-141

102. Karasheva M.; Saudanbekova A.; Utepbergen A.; Akkulova S.; Niyetkaliyev A.; Ozhikenov K.; Ozhiken A.; Alimbayev C.; Shylmyrza U.; Aimukhanbetov Y., «Sensor-Driven Control Strategies for Post-Stroke Shoulder Rehabilitation Exoskeletons:

A Systematic Review», MethodsX, 2025, vol. 15, 103648, https://doi.org/10.1016/j.mex.2025.103648

103. Есиркепов Ш.Т., Епрпшева М., Ниеткалиев А.С., Өжікен А.Қ., Шылмырза Ұ.Ж., Игембай Е.А. Разработка, проектирование и внедрение высокотехнологичных роботизированных систем для медицинской реабилитации: монография. – Алматы: ТОО «Lantar books», 2026. – 341 с. ISBN 978-601-361-911-8