

Қ.И.Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық зерттеу университеті

ӘОЖ 621.362

Қолжазба құқығында

АСЫЛБЕКОВА ЛЯИДА РАМАЗАНҚЫЗЫ

**МЕДИЦИНАДА ЖЕРГІЛІКТІ ӘСЕР ЕТУҮҮ ШІН ПЕЛЬТЪЕ ЭЛЕМЕНТІ
НЕГІЗІНДЕ ТЕРМОЭЛЕКТРЛІК САЛҚЫНДАТУ ҚҰРЫЛҒЫЛАРЫН
ЖАСАУ**

8D07105 – «Биомедициналық инженерия»

Философия докторы (PhD) дәрежесін алу үшін
дайындалған диссертация

Ғылыми кеңесші: физика-математика
ғылымдарының кандидаты,
қауымдастырылған профессор
Алдияров Н.У.

Шетелдік ғылыми кеңесші:
техника ғылымдарының кандидаты,
доцент Евдулов О.В.
(Махачкала, Ресей Федерациясы)

Қазақстан Республикасы
Алматы 2025

МАЗМҰНЫ

Нормативтік сілтемелер	4
Қабылданған терминдер тізімі	5
Қабылданған қысқартулар тізімі	6
Кіріспе	7
1 Адам ағзасының жергілікті салқындатуын жүзеге асыру әдістері мен құрылғыларының және энергияны түрлендірудің термоэлектрлік әдістерінің қазіргі жағдайы	13
1.1 Адам ағзасына жылу әсерінің механизмдері мен әдістері	13
1.2 Термоэлектрлік салқындатуды медицинада қолдану	24
1.3 Адамның басын жергілікті салқындатудың әдістері мен техникалық құралдары	33
1.4 Адамның басын жергілікті салқындату үшін салқындатқыш термоэлектрлік құрылғыларды қолдану перспективалары және зерттеу міндеттерін қою	47
1.5 Бірінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы	49
2 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының математикалық моделі	51
2.1 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғыны зерттеу міндетінің жылу моделі және математикалық тұжырымы	51
2.2 Жергілікті салқындату кезіндегі адамның басының температуралық өрісін сандық есептеу әдістемесі	53
2.3 Термоэлектрлік құрылғымен жергілікті салқындату кезінде бастың температуралық өрісін есептеу нәтижелері	56
2.4 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғы құрамындағы термоэлектрлік модульдерді есептеу әдістемесі	64
2.5 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының салқындату блогындағы мәжбүрлі конвекция жүйесін жылу-физикалық есептеу әдістемесі	69
2.6 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғы құрамындағы термоэлектрлік модульдің ыстық дәнекерлерінен сұйық жылу алу жүйесін жылуфизикалық есептеу әдістемесі	72
2.7 Екінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы	74
3 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғыны эксперименттік зерттеу	75

3.1 Эксперименттік стендтің сипаттамасы және натуралық сынақтарды жүргізу әдістері	75
3.2 Эксперименттік зерттеулердің нәтижелері	77
3.3 Өлшеу қателігін бағалау	84
3.4 Үшінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы	86
4 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғыны жасау	88
4.1 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған салқындатқыш бас киім	88
4.2 Адамның қолына жергілікті әсер етуге арналған термоэлектрлік салқындатқыш құрылғы	91
4.3 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған салқындатқыш бас киімнің құрылымы	97
4.4 Төртінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы	107
Қорытынды	109
Пайдаланылған әдебиеттер тізімі	110
Қосымша А	117
Қосымша Б	118
Қосымша В	119
Қосымша Г	120

НОРМАТИВТІК СІЛТЕМЕЛЕР

Диссертациялық жұмыста келесі стандарттарға сәйкес сілтемелер қолданылған:

МЕСТ 20790-93, (МЕСТ Р 50444-92) – Медициналық құрылғылар, аппараттар мен жабдықтар, Жалпы техникалық шарттар.

МЕСТ 30324.0-95 (МЕСТ Р 50267.0-92, IEC 601-1-88) – «Медициналық электр жабдықтары. 1 бөлім. Қауіпсіздік туралы жалпы талаптар».

МЕСТ 6.38.90 – Құжаттаманың сәйкестендірілген жүйелері. Ұйымдастырушылық-жарлықтық құжаттама жүйесі. Құжаттарды рәсімдеуге қойылатын талаптар.

МЕСТ 7.32.2001 – Ақпарат, кітапхана және баспа істері жөніндегі стандарттар жүйесі. Ғылыми зерттеу жұмысы жөніндегі есеп. Рәсімдеу құрылымы мен ережелері.

МЕСТ 8.417 – 81 – Мемлекеттік өлшемдер біртұтаттығын қамтамасыз ету жүйесі. Физикалық шамалардың бірліктері.

ҚР СТ МЕСТ 15.011-2005 – Патенттік зерттеулер.

ҚАБЫЛДАНҒАН ТЕРМИНДЕР ТІЗІМІ

Бұл диссертацияда келесі терминдер мен сәйкес анықтамалар пайдаланылады:

Термоэлемент – тізбектей жалғанған әр текті өткізгіштер мен шалаөткізгіштерден тұратын, жылу энергиясын электр энергиясына (немесе керісінше) түрлендіруге арналған, іс-әрекеті термоэлектрлік құбылыстарды пайдалануға негізделген электр тізбегі (немесе тізбек бөлігі).

Термоэлектрлік модульдер (ТЭМ) немесе Пельтье модульдері – жұмыс принципі Пельтье эффектісіне негізделген термоэлектрлік түрлендіргіштер: екі жанасып тұрған жартылай өткізгіштерден тұратын пластина арқылы ток өткенде, пластинаның бір жағы қызады, ал екіншісі суытады.

Пельтье эффектісі – электр тогы әр түрлі материалдан жасалған екі өткізгіштің түйіспесі арқылы аққан кездегі жылудың бөлініп шығуы немесе жұтылуы.

Жергілікті салқындату – бүкіл денеге әсер етпей, ауыруды басатын, қабынуға қарсы, ісінуді басатын және басқа да емдік әсерлерге жету үшін дененің белгілі бір аймақтарына төмен температураны қолдануға негізделген емдік әдіс.

Алопеция – бастың немесе дененің белгілі бір аймақтарында шаштың ішінара немесе толық түсуіне әкелетін патологиялық шаш түсуі.

Бассүйек-ми салқындату (БСМС) – бастың сыртқы жабындары арқылы оның оттегі ашығуына төзімділігін арттыру үшін миды салқындату.

Сандық эксперимент – зерттеу объектісінің математикалық моделіне оның кейбір параметрлері негізінде модельдің басқа параметрлерін есептеуден және осының негізінде математикалық модельмен сипатталған объектінің қасиеттері туралы қорытынды жасаудан тұратын компьютерде жүргізілетін эксперимент.

ҚАБЫЛДАНҒАН ҚЫСҚАРТУЛАР ТІЗІМІ

ТЭҚ – Термоэлектрлік құрылғы

ТЭЖ – Термоэлектрлік жүйе

ТЭМ – Термоэлектрлік модуль

БСМС – Бассүйек-ми салқындату

КІРІСПЕ

Жұмыстың тақырыбының өзектілігі. Қазіргі уақытта термоэлектрлік салқындату әдісі заманауи техниканың көптеген салаларында кеңінен қолданылады. Атап айтқанда, радиоэлектроника, кванттық оптика, жоғары жиілікті техника, автономды және жаңартылатын энергия көздері, өлшеу құралдары және тұрмыстық техникаларда қолданылады. Термоэлектрлік әдістің басты артықшылықтары – жоғары сенімділігі, шағын өлшемдері, басқарудың қарапайымдылығы және жұмыс жылдамдығы болып табылады.

Соңғы жылдары бұл әдіс медицина саласында да өз орнын таба бастады. Әсіресе онкологиялық ауруларды емдеу кезінде туындайтын жанама әсерлердің бірі – алопецияны (шаштың түсуін) алдын алу мақсатында қолданыла бастады. Қазақстан Республикасы Денсаулық сақтау министрлігінің мәліметінше, елімізде жыл сайын 40 мыңға жуық жаңа онкологиялық ауру тіркеледі, ал 230 мыңнан астам науқас диспансерлік есепте тұр. Бұл көрсеткіштер мәселенің кең ауқымын көрсетеді.



1-сурет – 2020-2025 жылдарға арналған Қазақстандағы онкологиялық науқастар мен жаңа жағдайлардың динамикасы

1-суретте көрсетілгендей, Қазақстан Республикасы Денсаулық сақтау министрлігінің мәліметтері бойынша соңғы жылдары онкологиялық науқастар санының тұрақты өсу үрдісі байқалады: 2020 жылы 190 159-дан 2025 жылы 231 019-ға дейін, 21%-дан астам өсім. Сонымен қатар, жыл сайын 40 мыңға жуық жаңа жағдай анықталады, бұл онкологиялық аурулардың жоғары таралуын және сырқаттанушылықтың одан әрі өсу қаупінің жалғасуын дәлелдейді [1].

Шаштың түсуі науқастардың өзін-өзі қабылдауына, әлеуметтік өміріне және емделуге деген ішкі ынтасына теріс әсер етуі мүмкін. Шаштың түсуі тыртықты

және тыртықсыз болуы мүмкін. Бірінші жағдайда оның пайда болу себептері терінің және оның қосалқыларының өскіндері (ісіктері), терінің тыртықтануына әкелетін физикалық және химиялық әсерлер, бас терісінің инфекциялары (бактериялық, саңырауқұлақ, вирустық) болып табылады. Қатерлі ісікпен ауыратын науқастарда тыртықсыз алопецияның себептері шаш түйіншесінің бөлінетін жасушаларына дәрілік заттардың және иондаушы сәулелердің тежегіш әсері болып табылады. Екі жағдайда да бұл ауруларды емдеу қажет.

Қазіргі уақытта алопецияның алдын алу үшін дәрі-дәрмектер (андроген алмасуының тежегіштері, өсу факторларының стимуляторлары, гормоналды және гормоналды емес антиандрогендік препараттар, глюкокортикостероидтар, антиметаболиттер және иммуносупрессанттар, тромбоциттерге бай плазма, мезотерапия), хирургиялық (шаштың өсуі мен сапасы бұзылмаған жоғары аймақтардан шаш түйіншелерін автотрансплантациялау) және физиотерапиялық әдістер (дарсонвализация, ПУВА терапиясы, гальванизация, электрофорез, жарық терапиясы, жергілікті салқындату және криомассаж) қолданылады. Жоғарыда айтылғандардың ішінде арнайы салқындатқыш бас киімдер арқылы бастың түкті бөлігін салқындатуға негізделген әдіс үлкен назар аударуға лайық. Бұл әдіс техникалық құралдарды онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алу үшін қолдану көп жағдайда бас терісінің шаштарын қалпына келтіруді айтарлықтай жеделдетуі мүмкін. Жергілікті басты салқындатудың басты артықшылықтарының бірі гипоаллергенділік, емдеу шараларының қауіпсіздігі мен ыңғайлылығы және температураны бақылау мүмкіндігі болып табылады.

Осы орайда, химиотерапия кезінде бас терісін салқындату – алопецияның алдын алудың ең тиімді әдістерінің бірі болып табылады. Бұл әдіс терінің жергілікті температурасын төмендету арқылы бас терісіндегі қан айналымын баяулатып, дәрілік заттардың шаш түйіншелеріне әсерін азайтады. Зерттеулерге сәйкес, бас терісін салқындатудың тиімділігі химиотерапияның түріне, науқастың физиологиялық ерекшеліктеріне және қолданылатын құрылғының техникалық сипаттамасына байланысты. Мысалы, антрациклинді химиотерапия кезінде шашты сақтау деңгейі шамамен 40%, таксандар қолданғанда – 70%-дан астам, ал гемцитабин монотерапиясында бұл көрсеткіш 100%-ға дейін жетуі мүмкін.

Техникалық тұрғыдан алғанда, қазіргі уақытта бастың түкті бөлігінің температурасының төмендетілуі жұмыс режимдерін басқаруға арналған тиісті құрылғылары бар желдеткіш қондырғыларды, сұйық салқындату жүйелерін, бу компрессиялық тоңазытқыш машиналарын пайдалану арқылы қамтамасыз етіледі. Бұл түрдегі жабдықтардың кемшіліктері, бірінші жағдайда, бастың бетін қоршаған орта температурасынан төмен салқындату мүмкін еместігі және төмен тиімділігі, жұмыс кезінде пайда болатын шу, екінші жағдайда, сұйықтықты айдау үшін компрессордың міндетті болуы, жылу әсерінің нақты мөлшерін қамтамасыз ету мүмкін еместігі, үшіншіден, технологиялық орындаудың көлемділігі мен күрделілігі болып табылады.

Мұндай жағдайларда бастың түкті бөлігінің температурасының төмендетілуіне арналған аппараттық құрал ретінде жоғары пайдалану сенімділігімен, шағын өлшемдерімен және жоғары экологиялық тазалығымен, шуылсыздығымен және ұзақ қызмет ету мерзімімен сипатталатын суық көзі стандартты термоэлектрлік Пельтье модульдері (ТЭМ) болып табылатын құрылғыларды пайдалану өзекті болып табылады.

Бұл ретте қазіргі уақытта осы бағытта салқындатқыш құрылғылардың аппараттық бөлігімен және олардың сипаттамаларын нақты жұмыс жағдайларына сәйкес оңтайландырумен байланысты зерттеулердің айтарлықтай жетіспеушілігі бар екенін атап өткен жөн. Бұл жағдай онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алуға арналған бастың түкті бөлігінің температурасының төмендетілуіне арналған стационарлық және далалық жағдайларда да қолдануға болатын термоэлектрлік құрылғыны (ТЭҚ) әзірлеуге және зерттеуге байланысты диссертациялық зерттеуді жүргізудің өзектілігін анықтайды.

Сонымен қатар, термоэлектрлік салқындату құрылғылары тек онкология саласында ғана емес, басқа да бағыттарда кеңінен қолданылуы мүмкін. Мысалы, мигрень мен невралгия кезінде ауырсынуды азайту, ота мен бас жарақаттарынан кейінгі оңалту үрдістерінде, спорттық медицинада – қарқынды жаттығулардан кейін жылдам қалпына келтіру үшін, косметологияда шашты нығайту мен бас терісінің күйін жақсарту мақсатында пайдаланылады. Сонымен қатар, жоғары температурада жұмыс істейтін мамандар, өрт сөндірушілер, әскери қызметкерлер үшін жылу стрессінен қорғаушы құрылғы ретінде қолдануға болады.

Осы айтылғандардың барлығы тақырыптың ғылыми, медициналық және әлеуметтік маңыздылығын айқындай түседі. Сондықтан, термоэлектрлік салқындату жүйелерін медициналық мақсатта, нақтырақ айтқанда онкологиялық науқастардың өмір сапасын арттыру үшін қолдану – өзекті әрі келешегі зор зерттеу бағыты болып табылады.

Зерттеу тақырыбының даму дәрежесі. Ісікке қарсы терапия нәтижесінде туындаған алопеция мәселесі соңғы онжылдықтарда медицина және биомедициналық инженерия салаларындағы зерттеушілердің назарын аударды. Атап айтқанда, шаштың түсуін болдырмау әдістерін әзірлеуге және жетілдіруге, оның ішінде бас терісін жергілікті салқындатуға айтарлықтай көңіл бөлінді. Бүгінгі күні жергілікті салқындату әдісі шаш түйіншелерінің белсенділігін төмендету арқылы химиотерапиядан туындаған алопеция қаупін азайтатын дәрілік емес әдістердің бірі ретінде танылды. Қолданыстағы бас терісін салқындатуға арналған техникалық құралдар негізінен сұйықтықпен салқындату жүйелері және желдеткіш қондырғылар түрінде ұсынылған. Дегенмен, бұл технологиялардың бірқатар елеулі шектеулері бар: көлемділік, стационарлық жұмыс жағдайларының қажеттілігі, шу деңгейінің жоғарылауы, температураны бақылаудың жеткіліксіз дәлдігі, сондай-ақ клиникалық тәжірибеде ұзақ мерзімді пайдаланудың қолайсыздығы. Ғылыми және патенттік әдебиеттерде термоэлектрлік модульдерді, яғни Пельтье элементтерін

медициналық салқындату құрылғыларында қолдануға арналған жеке басылымдар бар. Бұл элементтер ықшам өлшемдерімен, жоғары сенімділігімен, шусыз жұмыс істеуімен және температураны дәл реттеу мүмкіндігімен зерттеушілердің назарын аударады. Дегенмен, қолданыстағы әзірлемелердің көпшілігі клиникалық сынақтан өтпеген зертханалық үлгілерімен шектеледі. Осылайша, салқындату жүйелерін құру саласында белгілі бір ғылыми-техникалық жетістіктердің болуына қарамастан, бас терісін жергілікті салқындату үшін қалпақша түріндегі термоэлектрлік құрылғыларды пайдалану жеткіліксіз зерттелген сала болып қала береді. Бұл жоғары дәлдікпен, сенімділікпен және пайдалану ыңғайлылығымен жаңа термоэлектрлік құрылғыны әзірлеуге, модельдеуге, тәжірибелік сынауға және енгізуге бағытталған кешенді ғылыми зерттеуді қажет етеді.

Зерттеу нысаны бастың түкті бөлігінің жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған арнайы құрылымдағы термоэлектрлік құрылғы болып табылады.

Зерттеу пәні бастың түкті бөлігін жергілікті салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғыдағы жылу және электрлік үрдістерді, сондай-ақ онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алудың тиімділігі мен сенімділігін арттыру мақсатында математикалық модельдеу және эксперименттік талдау әдістерін қамтиды.

Диссертациялық жұмыстың мақсаты жергілікті салқындатуды қолдану арқылы онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алуға арналған арнайы құрылымдағы портативті термоэлектрлік салқындатқыш құрылғыны жасау, құрылғының математикалық моделін құру және ондағы электрлік және жылу-физикалық үрдістерді зерттеу болып табылады.

Зерттеу міндеттері. Қойылған мақсатты ескере отырып, диссертациялық жұмыс шеңберінде шешуді талап ететін ғылыми міндеттер айқындалады:

1. Медицинадағы жылу эффектілерінің, атап айтқанда энергияны түрлендірудің термоэлектрлік әдісіне негізделген қолданыстағы әдістер мен техникалық құралдарды сыни талдау.

2. Онкологиялық науқастарда алопецияны жергілікті салқындату әдісімен алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының математикалық моделін құру.

3. Алынған нәтижелерді талдай отырып, құрастырылған математикалық модель бойынша сандық эксперимент жүргізу.

4. Құрылғының математикалық модельдеу және сандық эксперимент сатысында алынған оңтайлы шешімдер негізінде компьютерлік жобалау әдістерін қолданана отырып құрылғының тәжірибелік үлгісін (макетін) жасау.

5. Эксперименттік стендте қолданыстағы нормативтік құжаттар мен стандарттар негізінде әзірленген өлшеу әдістемесіне сәйкес салқындатқыш термоэлектрлік құрылғының макетінің натуралық сынақтарын жүргізу.

Зерттеу әдістері. Диссертациялық жұмыста қойылған мәселелерді шешу кезінде жүйелік тәсілдің принциптері, жылу алмасу үрдістерін математикалық

модельдеу әдістері, математикалық статистика элементтері, дифференциалдық теңдеулер жүйесін есептеудің сандық әдістері, автоматты басқару теориясы, эксперименттік зерттеулер жүргізу және компьютерде өлшеу нәтижелерін өңдеу әдістемелері қолданылды.

Ғылыми жаңалығы:

1. Термоэлектрлік модульдің суық беттеріне мәжбүрлі ауа конвекциясын қолдану есебінен салқындату мүмкіндігін 273-тен 291,5 К-ге (0-18,5°C) дейінгі температура аралығында жоғары дәлдікпен беретіндігімен және термоэлектрлік модульдің ыстық беттерінен жылуды алып кету сұйықтықпен салқындату жүйесінің көмегімен жүзеге асырылатындығымен ерекшеленетін термоэлектрлік құрылғы негізінде жүзеге асырылған бастың түкті бөлігін жергілікті салқындату әдісі.

2. Өртүрлі жылу-физикалық параметрлері бар объектілердің болуын, екінші және үшінші типтегі орталардың шекараларында жылу алмасу жағдайларын, термоэлектрлік модульдердің энергетикалық және геометриялық параметрлерін ескеретін күрделі пішінді қабатты құрылым үшін жылу өткізгіштіктің екі өлшемді стационарлық емес мәселесін шешуге негізделгендігімен ерекшеленетін бас-термоэлектрлік құрылғы жүйесінде болып жатқан жылу-физикалық үрдістерді зерттеуге арналған математикалық модель.

3. Термоэлектрлік модульдер мен желдеткішті қамтитын салқындату блогынан, термоэлектрлік модульдердің ыстық беттерінен жылуды алып кетуге қолданылатын сұйықтықпен салқындату жүйесінен, құрылғының жұмысын бақылау блогынан және науқастың басына кигізілетін қалпақшадан (шлемнен) тұратындығымен ерекшеленетін жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының конструкциясы.

Жұмыстың теориялық маңыздылығы термоэлектрлік модульдердің энергетикалық және геометриялық параметрлерін ескеретін күрделі пішінді қабатты құрылым үшін жылу өткізгіштіктің екі өлшемді стационарлық емес мәселесін шешуге негізделгендігімен ерекшеленетін бас-термоэлектрлік құрылғы жүйесінде болып жатқан жылу-физикалық үрдістерді зерттеуге арналған математикалық моделді құру болып табылады.

Жұмыстың практикалық маңыздылығы:

– алдын алу шараларының сенімділігін, тиімділігін және жайлылығын арттыруға мүмкіндік беретін жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының құрылымдық нұсқаларының жасалуы;

– ғылыми-зерттеу нәтижелерін медициналық мекемелер мен жоғары оқу орындарына енгізу;

– жұмыс нәтижелерін тәжірибеде, ең алдымен медициналық ұйымдар мен мекемелерде пайдалану өзектілігі;

– термоэлектрлік құрылғыны практикада қолдану бойынша ұсыныстар.

Қорғауға ұсынылатын тұжырымдар:

1. Онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алу үшін термоэлектрлік модульдер мен желдеткішті қамтитын салқындату блогы, термомодульдердің ыстық беттерінен жылуды алып кетуге арналған су блогы, бастың қажетті салқындату деңгейін қамтамасыз ету тұрғысынан термоэлектрлік модульдердің жұмысын реттеуді жүзеге асыратын бақылау блогы кіретін термоэлектрлік құрылғы негізіндегі бастың түкті бөлігінің жергілікті салқындату әдісін пайдалану орынды болып табылады.

2. Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алу үшін термоэлектрлік құрылғының математикалық моделі әртүрлі жылу-физикалық параметрлері бар объектілердің болуын, екінші және үшінші тектес орталардың шекараларында жылу алмасу жағдайларын, термоэлектрлік модульдің энергетикалық және геометриялық параметрлерін ескеретін күрделі нысандағы қабатты құрылым үшін екі өлшемді стационарлық емес жылу өткізгіштік мәселесін шешу негізінде құрылған.

3. Бастың түкті бөлігін 273-тен 291,5 К-ге (0-18,5°C) дейінгі температура аралығында әзірленген термоэлектрлік құрылғының көмегімен салқындату үшін оның құрамында «Криотерм» ЖШҚ шығарған DRIFT-0,8 типті екі стандартты термоэлектрлік модульді қолдану қажет, олардың әрқайсысының сипаттамалары келесі шектерде: қуат диапазоны 20-дан 80 Вт-қа дейін, түйіспелер арасындағы орташа температура айырмашылығы 50 К, тұтынылатын қуат 100-ден 500 Вт-қа дейін және қоректендіру тогы 3-11 А, салқындату коэффициенті 0,1-ден 0,5-ке дейін өзгереді.

Жұмыс нәтижелерінің сенімділік дәрежесі қолданылған теориялық тәсілдердің негізділігімен, математикалық модельдеу нәтижелерінің натуралық эксперименттер деректеріне сәйкестігімен, сонымен қатар ғылыми журналдардағы жарияланымдармен зерттеудің негізгі қорытындыларын растаумен қамтамасыз етіледі.

Зерттеу нәтижелерін апробациялау. Диссертациялық жұмыстың ғылыми зерттеу нәтижелері бойынша 6 ғылыми жұмыс жарияланды, оның ішінде 2 мақала Scopus (Q2/64) және (Q3/39) халықаралық дәйексөздер базасына енгізілген шетелдік басылымдарда, 2 мақала Қазақстан Республикасы Ғылым және жоғары білім министрлігінің Ғылым және жоғары білім саласында сапаны қамтамасыз ету комитеті ұсынатын ғылыми басылымындарында жарияланды және де пайдалы модельдерге Қазақстан Республикасының 2 патенті алынды.

1 АДАМ АҒЗАСЫНЫҢ ЖЕРГІЛІКТІ САЛҚЫНДАТУЫН ЖҮЗЕГЕ АСЫРУ ӘДІСТЕРІ МЕН ҚҰРЫЛҒЫЛАРЫНЫҢ ЖӘНЕ ЭНЕРГИЯНЫ ТҮРЛЕНДІРУДІҢ ТЕРМОЭЛЕКТРЛІК ӘДІСТЕРІНІҢ ҚАЗІРГІ ЖАҒДАЙЫ

1.1 Адам ағзасына жылу әсерінің механизмдері мен әдістері

Суықпен және жылумен емдеудің тарихы ежелгі дәуірден бастау алады және бірнеше мың жылдарға созылады. Бұл дененің ұлпаларына жылуды немесе суықты тасымалдай алатын немесе керісінше оларды тіндерден алып тастай алатын әртүрлі температуралық тітіркендіргіштерді қолдануға негізделген ең тиімді және жиі қолданылатын физиотерапиялық әдістердің бірі.

Салыстырмалы түрде соңғы уақытқа дейін медицинада негізінен қыздырғыш жылу әсері қолданылды. Қолданылатын жылудың сипатына қарай келесідей ажыратылады: ылғалды жылу – жергілікті су ванналары, душ, жылыту компресстері, емдік балшық, шымтезек, саз және т.б., екіншісі құрғақ жылу – жылыту төсеніштері, құм, парафин, озокерит, құрғақ ауа және электржарықты ванналары. Үйде су және электр жылыту төсеніштері, құйғыштар мен жылыту компресстері, қыздырылған құм және т.б. қолданылады. Медициналық мекемелерде терапия электр қыздыру шамдары – Минин шамдары, инфрақызыл сәулелер, балшық, парафин, озокерит, ал дене тіндерінде жылудың жоғарлауы үшін индуктотермия, жоғары жиілікті электр өрістері және микротолқындар қолданылады. Табиғи жылу тасымалдағыштарды пайдаланған кезде температуралық әсерден басқа (жоғары жылу сыйымдылығы, төмен жылу өткізгіштік және конвекцияның болмауына байланысты) олардың химиялық әсері (емдік балшықта бейорганикалық және органикалық қышқылдардың, балшық пен озокеритте биологиялық белсенді заттардың, парафиндегі минералды майлардың болуына байланысты) және механикалық (мысалы, парафинді қолданудың компрессиялық әсері) әсер етеді.

Адамның суық пен жылуды қабылдауына, демек, оның денесінің реакцияларына тек температура ғана әсер етпейді. Емдеу факторы мен әсер ету кезіндегі дене бетінің температурасының айырмашылығы өте маңызды рөл атқарады. Ол неғұрлым үлкен болса, дене термиялық емдеу шарасын неғұрлым айқын қабылдайды және оған белсенді жауап береді. Дененің әсер ететін аймағын да ескеру қажет. Дененің салқындатқышпен жанасу беті неғұрлым үлкен болса, дененің реакциясы соғұрлым айқын болады.

Біздің ағзамызда барлық өмірлік үрдістер белгілі бір температура 35-42°C аралығында жүретіні белгілі. Осы аралықта дене температурасының жоғарылауы барлық биохимиялық реакциялардың жылдамдығын арттырады және керісінше, температура төмендеген кезде олар айтарлықтай баяулайды. Олар 40-41°C температурада ең қарқынды түрде кездеседі. Қоршаған ортадан ағзаға түсетін энергияның әсерінен қан айналымы күшейеді, дене тіндеріндегі зат алмасу

жеделдейді, спастикалық құбылыстар айтарлықтай төмендейді, лимфа қозғалысының жылдамдығы және патологиялық өнімдердің кетуі артады. Температураның одан әрі жоғарылауымен барлық физиологиялық үрдістер жеделдетілмейді, керісінше, баяулайды; организмде бірқатар қайтымсыз өзгерістер болып (қан мен лимфаның тұтқырлығы өзгереді, протоплазма ісінеді, коллоидтардың дисперсиясы өзгереді және т.б.) өмір тоқтайды.

Дегенмен, жүргізілген зерттеулер көрсеткендей, суықпен әсер ету де айтарлықтай маңызды. Суықтың әсерінен, керісінше, қан тамырларының тарылуы пайда болады, қан мен лимфа қозғалысы баяулайды, жүйке-бұлшықет тіндері қозғыштығын жоғалтады, бұл ауырсынуды азайтады, ми қыртысында тежеу үрдістері күшейеді, пульс және тыныс алу баяулайды.

Бірақ жергілікті және қысқа мерзімді салқындату кезінде жүректің жиырылуының саны мен күші артады және осыған байланысты қан қысымы көтеріліп, тамыр соғуы жақсарады. Дененің салыстырмалы түрде кішкентай бөлігіне жергілікті суықпен әсер ету кезінде, тіндер салыстырмалы түрде төмен температураға дейін салқындатуға қабілетті, өйткені ақуыз молекулаларының құрылымы өзгермейді және ферменттер жойылмайды.

Температуралық әсерлердің бұл ерекшеліктері медицинада кеңінен қолданылады. Суықтың оң әсері көбінесе фазалық сипатта болатын организмнің физиологиялық реакциясына байланысты. Бірінші сәтте терінің суықпен тітіркенуі кезінде оның кішкентай тамырларының спазмы пайда болады (реакцияның бірінші кезеңі). Дененің орталық жүйке-эндокриндік реттеу механизмі арқылы тері температурасының төмендеуі туралы сигналдарға жауап ретінде жиырылмайтын термогенез механизмдері белсендіріледі, бұл негізінен бауыр мен көлденең жолақты бұлшықеттердегі метаболикалық үрдістердің жеделдеуін тудырады. Нәтижесінде астындағы тіндер мен ішкі ағзалардағы температура көтеріледі, бұл өз кезегінде ішкі ағзалардың терморецепторлары жүйесі және орталық жүйке жүйесі арқылы терідегі микроциркуляцияның компенсаторлық жоғарылауына әкеледі. Капиллярлардың саны артып, жұмыс істейтін люмен кеңейеді. Сырттай бұл терінің гиперемиясы (реакцияның екінші фазасы) арқылы көрінеді. Бұл кезең жағымды жылылық пен сергектік сезімімен бірге жүреді.

Бірқатар авторлардың еңбектерінде дененің суыққа бейімделу реакцияларының үлкен өлшемдері көрсетілген. Бұл реакцияларда адамдарда жылу берудің төмендеуін қамтамасыз ететін физикалық терморегуляция бірінші орынға шығады. Дегенмен, суық әсерге жылу берудің төмендеуі жылу генерациясының ұлғаюымен біріктіріледі. Салқындату кезінде жылу генерациясының жоғарылауы негізгі алмасудың, яғни көмірсулардың, ақуыздардың және ферменттердің жоғарылауы нәтижесінде пайда болады.

Бірқатар жағдайларға байланысты адамды $+10-12^{\circ}\text{C}$ төмен температураға дейін салқындату қауіпті. Бірақ тіпті бұл қалыпты деп аталатын салқындату ауыр ауруларды емдеу үшін пайдалы болып табылады.

Жергілікті қарқынды суықта жүректің жиырылуының саны азаяды, жиырылу күші артады, сонымен бірге импульстің жақсы толтырылуы және жиі қан қысымының айқын жоғарылауы байқалады.

Суықпен қысқа мерзімді тітіркену жүйкенің қозғыштығын арттырады. Суыққа ұзақ немесе өте қарқынды әсер ету, керісінше, жүйке тінінің қозғыштығы мен өткізгіштігінің төмендеуіне немесе толық тежелуіне әкеледі. Осылайша, ауырсынудың төмендеуі ауырсынуды сезінген аймаққа ғана емес, сонымен қатар сәйкес сезімдік жүйкеге де тікелей салқын әсер етуі мүмкін.

Жергілікті және жалпы температуралық әсерлер әртүрлі физиологиялық емдеу шараларында да қолданылады. Бұл әсіресе термиялық емдеу кезінде айқын көрінеді. Әдетте, жылыту үшін салыстырмалы түрде қолжетімді орталар таңдалады, оларда жылу энергиясының маңызды қорлары құрылуы мүмкін, содан кейін денеге баяу берілуі мүмкін. Мұндай орталардың физикалық қасиеттері олардың тағайындалуымен анықталады. Біріншіден, пайдаланылатын ортаның жоғары меншікті жылу сыйымдылығы (мысалы, су) немесе фазалық түрленудің меншікті жылуы (парафин, мұз) болуы керек. Екіншіден, теріге тікелей қолданылатын орталар ауырсынуды тудырмауы керек. Мысалы, тазарту үшін қолданылатын судың температурасы 45°C-қа дейін, ал шымтезек пен балшық 50°C-қа дейін қызады, өйткені бұл орталарда жылу алмасу суға қарағанда аз болады. Парафинді 60-70°C дейін қыздырады, өйткені оның жылу өткізгіштігі төмен, ал парафиннің теріге тікелей жанасатын бөліктері тез салқындап, кристалданады және оның қалған бөліктерінен жылу ағынын кешіктіреді.

Перифериялық тамырлардың арнасын және олардағы қан ағымының жылдамдығын өзгерту арқылы жылумен емдеу шаралары жүрек-тамыр жүйесінің қызметіне белсенді әсер етеді. Температураның тітіркенуі кезінде тері тамырларындағы қан ағымы 100-180 есе өзгеруі мүмкін, бұл терінің физикалық терморегуляция органы ретінде бірегей мүмкіндіктерін анықтайды. Жылу беруді реттеу негізінен қан айналымының өзгеруіне байланысты, әсіресе қолдар мен аяқтардың тіндерінде жүзеге асырылады. Қанның сұйық орта ретінде барлық дене ұлпаларының жылу өткізгіштігі ең жоғары, сондықтан терінің жылу өткізгіштігінде қанмен қамтамасыз ету маңызды рөл атқарады. Терінің қанмен қамтамасыз етілуінің өзгеруі жылудың дененің ішкі ортасынан тері бетіне өтуіне де, сыртқы ортадан ағзаға түсуіне де ықпал етуі мүмкін.

Емдеу кезінде температура қоздырғышының әсер ету күшін, әсер ету орнын, емдеу шарасының ұзақтығын және әсер ету аймағын өзгерту арқылы дененің әртүрлі мүшелері мен жүйелерінен әртүрлі реакциялар алуға болады. Жылумен емдеудің бірқатар әдістемелік әдістері осыған негізделген.

Термиялық тітіркенудің әсерінен теріге енген дененің күшті қорғаныс аппараты ретикулоэндотелий жүйесінің элементтерінің белсенділігі артады. Бұл спецификалық емес иммунитетке, терінің реактивтілігіне және тұтастай алғанда денеге де әсер етеді.

Жылу әсерінен ұлпа температурасының өзгеруі каталитикалық және ферментативті үрдістердің жылдамдығының өзгеруімен бірге жүреді. Тіндердің температурасының жоғарылауы гистогематологиялық кедергілердің өткізгіштігін арттырады. Оны төмендету, әдетте, жасушалардың өткізгіштігін төмендетеді және тіндердің тосқауылдық қасиеттерін арттырады. Бұл негізінен суықтың ісінуге қарсы әсеріне жауап береді.

Температуралық тітіркендіргіштің денеге әсер ету күші (бірдей температураларда) терінің бастапқы температурасымен, дененің функционалды күйімен және оның температуралық тітіркендіргіштерге дайындығымен анықталады. Осыған байланысты бірдей температуралық тітіркендіргіш әртүрлі қабылдануы мүмкін, бұл дененің екіұшты реакциясын тудырады.

Тері – сан алуан физиологиялық қызметтерді атқаратын және жүйке ұштарына – жұлын және вегетативті жүйке жүйелеріне қатысты перифериялық рецепторларға бай күрделі мүше болып табылады. Тері рецепторлары ауырсынуды, температураны және тактильді тітіркенуді қабылдайды. Қазіргі уақытта 1 см² теріге 100-200 ауырсыну нүктесі, 12-15 суық нүкте, 1-2 жылу нүктесі және 25-ке жуық қысым нүктесі болатыны қабылданған.

Сондай-ақ А.Т. Пшоник өзінің зерттеулерінде терінің қыртыстық байланыстарындағы суықты қабылдау жылуды қабылдауға қарағанда әлдеқайда айқын болатынын көрсетті. Сонымен бірге ол терінің температурасын қабылдау мен ми қыртысының байланысы екі жақты екенін атап өтті.

Температуралық қоздырғыш тамыр қабырғасының тегіс бұлшықет құрылымдарына тікелей әсер етуі мүмкін екендігі анықталды. Бұл жағдайда суықтың әрекеті соңғысының тонусын арттырады, ал жылудың әсері оны төмендетеді.

Тамырлардың жылу емдеу шарасына реакциясы дененің бүкіл бетіне таралады, бірақ ол жылуды тікелей қолдану орнында ең қарқынды түрде көрінеді. Жүрек аймағына жылу беру жүрек соғу жиілігінің жоғарылауына әкеледі. Бұл реакция жүректің бұлшықетіне жылудың тікелей әсерінен емес, терінің рецепторларының тітіркенуінен болады.

Дененің температуралық тітіркенуге реакциясын қалыптастыруға тек теріде ғана емес, сонымен қатар реттеу орталықтары жұлында, сопақша мида және ортаңғы мида орналасқан қан тамырлары мен ішкі ағзалардың қабырғаларына енгізілген тиісті рецепторлар қатысады. Осылайша, перифериялық рецепторлардан келетін тітіркенуден басқа, интерорецепторлардан импульстардың үздіксіз ағыны орталық жүйке жүйесіне және оның жоғары бөліміне – ми қыртысына түседі. Ми қыртысының аналитикалық және синтетикалық белсенділігі соншалықты жұқа, бұл жалпы организмде ғана емес, сонымен қатар жергілікті температураның тітіркенуінде де реактивті реакцияны тудырады. Бұл әсіресе терморегуляцияның рефлексогендік аймақтарында жылу немесе суық әсер еткенде айқын көрінеді. Сондықтан судың температурасы үнемі немесе бірте-бірте көтерілетін ыстық аяқ

ваннасы ми тамырларындағы қан айналымын арттырады, ал сол қол ваннасы жүрек тамырларындағы қан айналымын жақсартады.

Адам ағзасының барлық ұлпалары, мүшелері мен жүйелері біртұтас тұтастықты білдіреді және бір-бірімен белгілі бір қарым-қатынастарда болады. Сондықтан бірде-бір ауру жергілікті емес, бірақ әрқашан сегменттік байланысты функционалдық түзілімдерде рефлекторлық өзгерістерді тудырады, негізінен жұлынның сол сегменттерімен иннервацияланады. Рефлекторлық өзгерістер теріде, бұлшықеттерде, дәнекер тінінде және басқа тіндерде болуы мүмкін және өз кезегінде, бастапқы фокусқа әсер етеді және патологиялық үрдісті қолдайды. Жылу температуралық әсерлердің көмегімен ұлпалардағы бұл өзгерістерді жою арқылы біріншілік патологиялық үрдісті жоюға және дененің қалыпты жағдайын қалпына келтіруге ықпал етуге болады.

Температуралық әсерлер туралы айтатын болсақ, оның биологиялық белсенді нүктелерге әсер етуіне негізделген рефлексологиядағы әрекетін ерекше атап өту керек. Бүкіл жүйке жүйесіне рефлекторлық әсер тұтас және жеке мүшелердің қызметін реттеуде үлкен рөл атқарады. Бірнеше биологиялық белсенді нүктелер өте көп, және ауру мен басым синдромға байланысты олардың әртүрлілігін жылу әсерлерді (каутеризация және жылыту) немесе суық (криогенді) қолдану арқылы әртүрлі пайдалануға болады.

Адам ағзасының рефлексогендік аймақтарында физиотерапияның белгілі бір әдістерін қолдану (мысалы, жылу немесе суық әсер ету) нүктелік массаж физиотерапиясы ретінде анықталады. Нүктелік физиотерапия әдістері ағзаға келесі емдік әсер етеді:

- ауруды басатын (гипальгезия, сирек анальгезия);
- нейрогуморальды заттардың кейбір түрлерінің түзілуін күшейту;
- медиатор алмасуының көптеген компоненттерін қалыпқа келтіру;
- вегетативті-эндокриндік функцияларды қалыпқа келтіру;
- көптеген органдар мен жүйелердегі микроциркуляцияны жақсарту;
- артериялық және веналық қысымды қалыпқа келтіру;
- антидепрессант және седативті әсер.

Ішкі ағзалардың ауруларына байланысты ауырсыну пайда болатын тері бетінің сезімталдығы жоғары аймақтары Захарин-Гед аймақтары деп аталады. Физиологиялық тұрғыдан жоғары сезімталдық аймақтарының пайда болуы ішкі мүшелерден жұлынға симпатикалық талшықтар арқылы енетін ауырсынудың тітіркенуі осы сегменттің барлық сезімтал жасушаларына таралып, оларды қоздыратындығымен түсіндіріледі. Мұндай қозу онымен байланысты терінің аймақтарына проекцияланады.

Дәлелді себептермен аяқтың табан бетін дененің арнайы аймақтары ретінде де жіктеуге болады. Ол сақиналы рефлекторлық аппараттың шеткі сегменттерін құрайтын тері рецепторларының үлкен массасын шоғырландырады. Осы рецепторлар арқылы ішкі ағзалар мен ағзаның әртүрлі орталары сыртқы ортамен

байланыс жасайды. Сондықтан аяқ массажын жылу шараларымен (су ваннасы, парафинді қолдану және т.б.) біріктіру тиімді болып табылады. Жылумен массаждың физиологиялық әсерін айтарлықтай арттырады, белсенді тіндердің гиперемиясын тудырады, бұлшықеттердің қозғыштығын төмендетеді, бұлшықеттер мен қан тамырларының спазмын босаңсытады және ауырсынуды айтарлықтай төмендетеді.

Дененің жылу факторларының әсеріне реакциясы спецификалық емес және спецификалық компоненттерден тұрады. Салқындатқыштар үлкен аумақтарда, рефлексогендік аймақтарға әсер еткенде, реакцияда орталық гемодинамиканың, жүрек соғу жиілігінің және тыныс алудың, қан қысымының деңгейінің, зәр шығару және ас қорыту жүйесінің функционалдық күйіндегі және эндокриндік органдардың қызметінің өзгерістермен көрінетін спецификалық емес компонент басым болады. Жылу факторлардың жергілікті әсер ету әдістерін қолданғанда, жауап тері-висцеральды жол арқылы қалыптасады және терінің микроциркуляциялық төсегінің өзгеруімен, әсер ету аймағының тіндеріндегі метаболикалық үрдістердің қарқындылығымен және жүйке жолдарымен теріге байланысты ішкі мүшелерден көрінеді.

Осылайша, жылуды немесе суықты дененің шектеулі аймақтарында қолдану бүкіл ағзаның реакциясымен, барлық дерлік органдар мен жүйелердің белсенділігінің өзгеруімен бірге жүреді. Сондықтан әсердің параметрлері мен орналасуын өзгерту арқылы жылу және суық шараларды қолдана отырып, бүкіл ағзаның және жеке тіндердің өмірлік белсенділігіне, сондай-ақ олардағы әртүрлі патологиялық үрдістердің барысына мақсатты әсер етуге болады. Бұл жылу және криотерапия үшін өте кең көрсеткіштерді анықтайды.

Қазіргі уақытта жылумен емдеу терең ғылыми-теориялық негізге ие болып қана қоймай, оның пайдалылығын және күнделікті тәжірибеде жоғары емдік тиімділігін растады. Емдік физикалық факторларды уақытылы және орынды қолдану патологиялық үрдістің тезірек шешілуіне немесе инволюциясына, зақымдалған тіндердің тезірек және толық жазылуына ықпал етеді, асқинулардың дамуына жол бермейді, бұзылған функциялар мен науқастың жұмыс қабілетін қалпына келтіруге көмектеседі.

Осылайша, клиникалық хирургияда адамның әртүрлі мүшелерін салқындату әртүрлі мақсаттарда қолданылады: қабынуды азайту, патологиялық ошақты жою, бекіту, ауырсынуды басу, регенеративті үрдістерді ынталандыру және т.б. Сондықтан медициналық тәжірибеде суық тиген науқастарды емдеу әдістері жиі қолданылады. Мысалы, тромбофлебит пен беткейлік веналардың бастапқы кезеңдерін теріні хлорэтилмен мұздату арқылы емдеу әдісі кеңінен қолданыс тапты. Сол хлорэтил термиялық күйіктердің криотерапиясында кеңінен қолданылады. Бұл әдістердің кемшілігі – қолданылатын хладагенттің жоғары химиялық белсенділігі, сондықтан онымен жұмыс істеу кезінде өте мұқият болуды талап етеді.

Төмен температурада жеке мүшелер мен тіндердің мұндай сақталуы

трансплантацияға байланысты, қалыпты өмір сүру және жұмыс істеу қабілеті жеткілікті ұзақ уақыт сақталған кезде жүзеге асырылады.

Мұздату және еріту кезінде тіндерді бұзудың криогендік әдісін дәрігерлер бадамша бездерді, сүйелдерді және т.б. жою үшін пайдаланады. Осы мақсатта арнайы криогенді құрылғылар мен криозондтар жасалған.

Анестетикалық қасиеті бар суықты қолдану арқылы адамның миындағы кейбір ауруларға, мысалы, паркинсонизмге жауап беретін ядролық жасушаларды жоюға болады.

Төмен оң температураның әсері офтальмологиялық тәжірибеде әртүрлі ауруларды емдеуде (салқын лосьондар, мұз пакеттері және т.б.) ұзақ уақыт бойы кеңінен қолданылады.

Белгіленген төмен температура режиміне байланысты тіндерге криотерапия жергілікті қабыну реакциясының қарқындылығын төмендетуге, зақымдану орнындағы регенерация үрдістерін ынталандыруға, ауырсыну сезімталдығының толық жоғалуына дейін күңгірттенуіне ықпал етеді, сонымен қатар патологиялық ошақтың жойылуын және жарадағы тиімді гемостазды қамтамасыз етеді.

Төмен температураның қабынуға қарсы әсері олардың микроциркулярлық төсекке әсеріне негізделеді, нәтижесінде капиллярлардың өткізгіштігінің төмендеуі, қабыну аймағында гиперемияның жоғалуымен перивазальды ісінудің төмендеуі, тіндердің кейінгі терең неврозының дамуының алдын алу, жергілікті және жалпы интоксикацияның төмендеуі. Сондықтан жергілікті криотерапияның қабынуға қарсы әсері жұмсақ тіндердің ошақты іріңді-қабыну ауруларын, іріңді жараларды, күйіктерді, тромбофлебиттерді емдеуде, сонымен қатар ұйқы безіне оталар кезінде қабыну реакциясын азайту мүддесінде кеңінен қолданылады.

Фибриоскопия кезінде сұрыптау арқылы гастродуоденальды жараларды емдеу үшін хлорэтил қолданылатын әдісі белгілі. Бұл әдіс қарапайым және ыңғайлы, алайда өрт және жарылыс қаупі және хлорэтилдiң есірткілік әсері оны қолдану мүмкіндігін шектейді. Жақында суықтың қабынуға қарсы әсері жедел панкреатитті хирургиялық емдеу кезінде қолданылды. Ұйқы безін -15°C температураға дейін мұздату қабыну реакцияларын азайтуға көмектесетіні және панкреонекроздың дамуын болдырмайтыны анықталды.

Жақсы нәтиже фреон-12 фибскоп арқылы енгізілген зонд түріндегі криоаппликаторды қолдану арқылы асқазан-ішек жолдарының полиптерін криодиструкциялау арқылы алынады. Әдіс әсіресе диатермокоагуляцияны орындау қиын болған кезде кең полиптерге тиімді.

Белгілі әдістер мен құрылғылардың кемшіліктері қысқа мерзімді сақтауды және хладагентті арнайы ыдыстарда тасымалдау қажеттілігін, криогендік сұйықтықтарды өндіруден қашықтағы клиникаларда қолданудың мүмкін еместігін, сондай-ақ олардың жоғары инерциясын қамтиды.

Денені немесе оның бөліктерін салқындатуды қолдану қазіргі уақытта әрқайсысының өзіндік көрсеткіштері мен қарсы көрсетілімдері бар бірқатар нақты

анықталған әдістердің түрінде қалыптасты.

Жергілікті салқындату – бұл басқа дене жүйелеріне зиянды әсер етпейтін ең тиімді ауырсынуды басатын және гемостатикалық агент, оған себеп бұрын эксперименталды зерттеулер жүргізілген.

Клиникалық жағдайларда жергілікті салқындату жарақаттар, атап айтқанда сүйек сынуы, қабыну үрдістері және аяқ-қолдардағы қалпына келтіру оталары үшін пайдалы болды.

Іріңді жараларға оталар кезінде саусақтарды хлорэтилмен салқындату, Мелешевич А.В. (1969) бақылаулары бойынша репаративті кезеңнің қысқаруына ықпал етті. Сонымен қатар, варикозды тамырларға склерозды ерітіндіні енгізгеннен кейін жергілікті салқындату орынды деп саналады.

Әдебиеттер деректері оңтайлы жергілікті салқындату режимдерінің артериялық қан ағымын сақтай отырып, аяқ-қолдардың зақымдалған аймақтарына пайдалы әсерін көрсетеді.

Ашық сынықтарды 18-12°C жергілікті салқындатумен біріктіріп емдеу зақымдалған тіндердің өміршеңдігін сақтайды және аяқ-қолдардың ісінуінің дамуын болдырмайды.

Айналымдағы салқындатылған сұйықтығы бар арнайы құрылғылардың көмегімен аяқ-қолдарды салқындату салқындатқыштың айналу жылдамдығын және температурасын реттеуге мүмкіндік береді.

Аяқ-қолдардың жабық жарақаттарына жылу пен суықтың қарама-қарсы әсерін зерттеу жергілікті салқындату (13°C) алғашқы минуттарда қан тамырларының түйілуін, одан кейін белсенді гиперемияны тудыратынын көрсетті. 5 және 20 минут бойы жылу пен суыққа ауысу ұсынылады.

Теріні жергілікті салқындату (24-26°C дейін) зақымдалған аймақта қан айналымын төмендететіндіктен, оны біріктірілмеген сынықтар мен жалған буындардың гипертаскулярлық формаларын емдеу үшін қолдануға болады, ол үшін салқындатқыш 10-12°C дейін салқындатылған лонгетке жанасу әдісімен жеткізіледі.

Вазоконстрикторлық әсерді тудыру үшін қолданылуы мүмкін салқындату – жараның іріңдеуінің гипертаскулярлық түрлерін, асқынған сынықтарды және травматикалық остеомиелитті емдеудің патогенетикалық негізделген әдісі. Осы мақсатта ағынды сумен салқындату контакт әдісімен жүзеге асырылады. Су тері мен аяқтың термиялық асимметриясын теңестіреді.

Трофикалық жараларды және қызылшаны емдеу кезінде төмен температуралар да қолданылады. Сонымен қатар, оң әсер қабыну аймақтарында осындай температураның қысқа мерзімді әсерінен ғана байқалады. Төменгі аяқтың трофикалық жарасын емдеу үшін көмірқышқыл газының эфирмен қоспасы қолданылады, сонымен қатар трофикалық жараға сұйық азот шашады. Беткі тамырлардың тромбофлебитінің бастапқы кезеңдерінде хлорэтилді бүрку де жақсы клиникалық әсер береді.

Мұндай құрылғылардың кемшіліктері қысқа мерзімді сақтауды және хладагентті арнайы ыдыстарда тасымалдау қажеттілігін, криогендік сұйықтықтарды өндіруден қашықтағы клиникаларда пайдаланудың мүмкін еместігін, сондай-ақ олардың жоғары инерциясын қамтиды.

Осылайша, биологиялық тіндерге жергілікті температура әсерлері ерекше және бірегей емдік әсерге ие және бұл жерде табиғаттан тыс ештеңе жоқ. Жылу мен суықтың бірегей емдік қасиеттері объективті физиологиялық және иммунологиялық негіздеме табады.

Жалпы ағзаға да, соңғы жылдары айтарлықтай таралған адам ағзасының жеке мүшелеріне де жылу әсері бірдей маңызды.

Ағзаға жергілікті жылу әсер ету әдістерінің бірі адам ағзасының биологиялық белсенді нүктелеріне әсер ету әдісі болып табылады, яғни акупунктура. Жұмыстар термопунктура және рефлексология үшін осы әдісті жүзеге асыратын құрылғылардың конструкцияларын ұсынады. Соңғысы барлық мүшелер мен ұлпаларды байланыстыратын өмірлік энергия туралы іліммен байланысты. Бұл арналарда акупунктура нүктелері деп аталатын тері бетіне көптеген шығулар бар және бұл нүктелердің жүйелерінде белгілі бір тәртіп бар – олар белгілі бір меридиандар бойымен қатаң түрде таратылады.

Адам ағзасының барлық бөліктерінің арасында функционалдық байланыстардың орнатылуы физиотерапияда сегменттік рефлекторлық әдістердің дамуына негіз болды. Зерттеулер көрсеткендей, белгілі бір аймақтардағы дененің бетіне физикалық факторлармен әсер ету арқылы емдік мақсатта ағзаның өмірлік маңызды қызметіне әсер етуге болады.

Рефлексотерапиялық әсердің көптеген факторларының ішіндегі ең тиімдісі термиялық (жылыту және салқындату). Суықтың биологиялық белсенді нүктелерге әсері кеңінен қолданылды. Сонымен қатар, рефлексологияның әртүрлі түрлерінің тиімділігін салыстыру криозондтардың әсері реакцияда классикалық акупунктурадан асып түскенін көрсетті.

Осылайша, салқындатылған сұйық азотпен зондтың әсері классикалық акупунктурадан асып түсті: криорефлексотерапияда 84% жақсарту, инемен – 52,3%.

Белсенді нүктелердің реакцияларының электротермиялық сипатын негіздейтін соңғы теорияға сәйкес (бұл бағытты Киев ғалымдары Ромоданов А.П., Богданов Г.Б., Лященко Д.С. жемісті дамытқан) суыққа нүктелік әсер ету кеңінен қолданылады. Инелердің әсерін салқындату арқылы күшейткен жөн, бұл дәрігерден виртуоздық шеберлікті қажет етпестен белсенді нүктелерді емдеу техникасын айтарлықтай жеңілдетеді.

Классикалық нүктелерге жылу әсер ету принципі әлі ескірген жоқ. Аурудың созылмалы ағымы болған кезде жылу әсеріне артықшылық беріледі және функционалдық жеткіліксіздік белгілері басым болады ыстыққа сезімтал әсер ету нүктелері қол саусақтары мен аяқ саусақтарында, тырнақтардың түбінде

орналасқан. Ежелгі атластар бойынша 12 жұп арна солармен басталып, солармен аяқталады. Жылуға әртүрлі реакциялар (әр арнаның сол және оң жақ нүктелері) азырақ сезімтал нүкте табылған жағындағы арна бойындағы қандай да бір ақауларды көрсетеді.

Сондықтан кейбір жағдайларда дененің белсенді нүктелерін жылыту қолданылады. Дененің қарсылығын төмендететін бұл әдіс көбінесе бірдей көрсеткіштерге арналған акупунктурамен салыстырғанда анағұрлым айқын емдік әсер береді. Оның артықшылықтары сонымен қатар теріге зақым келтірмейтін әсерді және емдеу шарасының ыңғайлылығын қамтиды.

Жылыту емдеудің тәуелсіз әдісі ретінде, сондай-ақ акупунктурамен бірге қолданылады. Созылмалы неврит, артрит кезінде ыстық ине қолданылады. Жылу әсерлерінің екі негізгі түрі бар: қашықтықты және контактілі. Қашықтықтағы термопунктура жусан сигараларының көмегімен жүзеге асырылады. Сигардың жанып тұрған ұшы белгілі бір акупунктура нүктелеріне бағытталған инфрақызыл сәуле шығарады. Бұл әсер терінің жергілікті температурасының 43-45°C дейін күйіп қалмай жоғарылауына әкеледі. Қашықтықтан әсер етудің үш түрі қолданылады. Жылумен цзю-терапия кезінде науқас үнемі айқын жылуды сезінеді. Қызару мен терең жылыну сезімі пайда болғанға дейін 15-20 минут немесе одан да көп нүктеге әсер етеді. Бұл әдіс ауырсыну, бұлшықет тонусының жоғарылауы және құрысулар үшін қолданылады. Шаншу цзю-терапия кезінде сигараның жанып тұрған ұшын не жақындатады, не соғу нүктесінен алып тастайды. 2-3 минут бойы бірнеше нүктеге дәйекті түрде әсер етеді. Бұл әдіс бос сал ауруына, қызметі төмендеген ішкі органдардың ауруларына арналған. Қыздыру цзю-терапия кезде сигараның тұтанған ұшы көлденең бағытта алға-артқа үздіксіз қозғалады, бұл кезде науқас жағымды жылуды сезінеді. Терінің едәуір кең аймағын жылыту орташа қызару пайда болғанға дейін 10-15 минут ішінде жүзеге асырылады. Бұл нейродермит, экзема және басқа да тері ауруларына жақсы әсер етеді. Жусан сигара түтінінің бактерицидтік әсерінің белгілері бар. Жылуды пайдалану суық тиюдің алдын алу үшін, сондай-ақ жалпы күшейтетін терапия үшін тиімді болып табылады. Емдеу шараларының жағымсыз жақтары көбінесе аллергиялық реакцияларды тудыратын түтіннің көп мөлшері және өрт қаупі болып табылады. Сонымен қатар, каутерлеу техникасы үлкен шеберлікті талап етеді және маман емес адамдар үшін іс жүзінде қол жетімді емес.

Каутеризациямен емдеудің әсері сәулеленуге және жылудың ену тереңдігіне байланысты. Жергілікті терең енетін жылу иондануды тудырады, кең және беттік жылу седативті әсерге ие. Терінің белгілі бір жерлерін кептірілген дәрілік шөптердің жанып тұрған массасымен жылыту ежелгі уақытта белгілі болды және емдеу және алдын алу үшін кеңінен қолданылды. Қазіргі уақытта шығыс медицинасында жусан (*Artemisia vulgaris* var. *indica* Maxim) негізінен жылулық әсерлерге (цзю-терапия, термопунктура) қолданылады.

Зерттеулер көрсеткендей, термопунктура баламалы медицинаның көптеген түрлерімен өте жақсы үйлеседі. Бұл әсіресе саусақ нүктелі массажымен (рефлекторлық аймақтарға және аяқтың нүктелеріне басым әсер ететін) үйлесімде тиімді.

Ауырсынуды жеңілдету үшін металл плиталарды қолданудың Бусси әдісі кеңінен қолданылады. Пластиналарды қолданған кезде ауыратын емдік тітіркенуді толығымен жою өте маңызды. Бұл әдіс бұлшықет ауруы, перифериялық жүйке жүйесі, тірек-қимыл аппараты, тыныс алу және ас қорыту мүшелерінің аурулары үшін тиімді болып табылады.

Рефлексотерапияны жүргізу оның теориялық және практикалық негіздерін терең білуге және түсінуге негізделген шығармашылық тәсілді қажет ететінін атап өткен жөн.

Сонымен қатар, аппараттық құралдарды қолдана отырып, термопунктура әдістері барған сайын танымал болып келеді.

Физиологиялық зерттеулер тәжірибесінде жиі терінің шектеулі аймағын салқындату немесе жылыту қажет, ол үшін әртүрлі тері-температуралық құрылғылар қолданылады. Дегенмен, «температуралық қораптарды» және осы мақсатта қолданылатын басқа құрылғыларды сумен немесе мұзбен толтырылған термодтарды пайдалана отырып, температураны ынталандыруды жеткізу температураны ынталандырудың нақты дозасын қамтамасыз етпейді және одан әрі жетілдіруді талап етеді.

Рефлексогендік локализацияға сәйкес келетін тері аймақтарының электрлік кедергісі төмендегені және жоғары пьезоэлектрлік коэффициенті бар екендігі анықталды, бұл оларға әсер етудің төмен қарқындылығында да жүйке импульсін генерациялау немесе модуляциялау үшін жеткілікті потенциалдар айырмашылығын тудыруға мүмкіндік береді. Акупунктура аймақтары да төмен жылу өткізгіштікке ие, бұл жергілікті температураны ынталандыруды тиімді етеді.

Жоғарыда айтылғандарға байланысты температура факторының маңызды рөлі айқын болады. Сондықтан дененің температураны ынталандыруға жауаптары емдік мақсаттарда қолданылады, өйткені бірқатар ауруларда олар дененің қарсылығын арттыру құралы бола алады. Осы мақсатта жергілікті қолданылатын жылу немесе суықтың тиімділігі қолданылатын температураны тітіркенудің әдісі мен техникасына тығыз байланысты болады.

Дегенмен, бұл әдістердің әртүрлі кемшіліктері бар, мысалы, әртүрлі физикалық факторлардың біріктірілген әсерінің мүмкін еместігі, бұл емдеудің тиімділігін қамтамасыз ететін заманауи құралдардың болмауына әкеледі. Осыған байланысты, термоэлектрлік салқындату басқа салқындату әдістерімен салыстырғанда, бәсекелестіктен тыс болып шықты, өйткені салқындату объектісі де белгілі бір ұзақтықтағы импульстармен термиялық әсер етуді қажет етеді және оның көмегімен жай ғана қозғалыс бағытын ауыстыру арқылы. ток, салқындату режимінен жылыту режиміне және керісінше ауысу мүмкін.

1.2 Термоэлектрлік салқындатуды медицинада қолдану

Термоэлектрлік энергияны түрлендіру медициналық тәжірибеде жылу шараларының әртүрлі түрлерін орындау үшін кеңінен қолданылады. Бұл қосымшада термоэлектрлік энергияны түрлендіргіштердің мұндай қасиеті салқындату режимін қыздыру режиміне және керісінше қоректендірудің электр кернеуінің полярлығын өзгерту арқылы өзгерту мүмкіндігі жақсы жүзеге асырылады. Сонымен қатар, медициналық мақсаттағы термоэлектрлік құрылғының артықшылықтары олардың шағын габариттік өлшемдері, тыныш жұмысы, гравитациялық күштерден тәуелсіздігі және ұзақ қызмет ету мерзімі болып табылады.

Бүгінгі таңда денсаулық сақтауда термоэлектрлік салқындатуды қолдануға арналған еңбектердің едәуір бөлігі бар. Олар көптеген ауруларды емдеу үшін медицинаның әртүрлі салаларында термоэлектрлік салқындатқыш құрылғыларын қолданудың теориялық және практикалық аспектілерін қарастырады.

Зерттелген әдебиеттерге сәйкес, бүгінгі таңда термоэлектрлік салқындату медицинаның келесі салаларында қолданылатыны анықталды:

- физиотерапия;
- хирургия;
- офтальмология;
- кардиология;
- отоларингология;
- невропатология;
- реаниматология;
- косметология;
- гематология;
- неонатология;
- стоматология;
- анестезиология;
- гистология;
- микроскопия;
- биотехнология.

Физиотерапияда термоэлектрлік салқындатқыш құрылғылар негізінен дененің белгілі бір аймақтарын жергілікті салқындату немесе жылытуды қамтамасыз ететін криотермоаппликация үшін қолданылады. Мұнда термоэлектрлік энергия түрлендіргіштерінің олардың шағын өлшемдері мен салмағы, бір құрылғыда суық (жылу) көзінің және жылу алмасу жүйесінің болуы, сондай-ақ температураны дәл реттеу мүмкіндігі сияқты артықшылықтары барынша тиімді жүзеге асырылады. Бұл түрдегі құрылғылар арнайы зонд, аппликатор, таңғыш және шлем түрінде жасалады. Олар медицинаның хирургия,

офтальмология, кардиология, отоларингология, невропатология сияқты салаларында кеңінен қолданылады.

Хирургияда термоэлектрлік салқындатқыш құрылғылар пайдалану, ең алдымен, офтальмологиялық оталармен байланысты, соның ішінде линзаның криоэкстракциясы және көздің торлы қабығының криопепсиясы, сондай-ақ термиялық жаттығу мақсатында оның алдыңғы сегментіне жылу әсерін қамтитын офтальмологиялық оталарды жүргізумен байланысты. Көбінесе мұндай термоэлектрлік салқындатқыш құрылғыларда атқарушы элемент ретінде көп сатылы термоэлектрлік модульдер қолданылады.

Хирургиядағы термоэлектрлік салқындатқыштың тағы бір қолданылуы ашық жүрек оталары кезінде жылу режимдерін қамтамасыз ету, сондай-ақ тұзды ерітіндімен толтырылған перикард пен эпикард арасындағы қуысқа термоэлектрлік модульдер орнатылған кезде жүректің жергілікті салқындауы болып табылады.

Құрылғы [2] перитонит кезінде оның сіңіру қабілетін төмендету, антибиотиктерге сезімталдықты арттыру және тіндердің оттегіге сұранысын азайту үшін перитонийді салқындату үшін қолданылады. Бұл дизайнда тұрақты электр тогының көзінен қуат алатын жылу модульдерінен басқа, температура сенсорлары, микропроцессорлық басқару жүйесі және корсеттің бар болуы.

Іріңді хирургияда және тері пластикалық хирургиясында [3] қарастырылған құрылғы қолданылады. Құрылғыда арнайы су блогы болып табылатын салқындату қондырғысы бар, онда судың температурасын төмендету биологиялық объектімен жанасатын радиатормен жанасатын ТЭМ көмегімен жүзеге асырылады.

Оториноларингологияға қатысты салқындатқыш ТСҚ криостильділік шегіне жақын тіндердің температуралық параметрлерін құруға арналған техникалық құралдардың функцияларын орындайды. Осыған негізделген әдістер тамақ, мұрын және құлақ тіндеріндегі регенеративті үрдістерді ынталандыруға, қабыну үрдістерінің деңгейін төмендетуге және ісінуді жеңілдетуге көмектеседі. Бұл түрдегі конструкциялар қарастырылады және суық тию, тұмау, созылмалы тонзиллит, фарингит және саңырауқұлақ ауруларын емдеуге ұсынылады.

Нейропатологияда ТЭҚ негізінен дененің биологиялық белсенді нүктелеріне және жүйке түйіндері мен ұштарына термопункция жасау арқылы рефлексотерапия үшін қолданылады. Оларға [4] сипатталған жүйелер жатады. Олардың артықшылықтары төмен инерция және экспозиция режимдерін жылдам өзгерту мүмкіндігі. Кейбір жағдайларда мұндай құрылғыларда термиялық әсермен бірге ультрадыбыстық, микротолқынды сәулеленуін, магнит өрісін, механикалық қысуды және озонды қолдануға болады [22].

Церебральды гипертермияны түзету үшін [5] суықтың көзі ТЭМ, басқару блогы, қуат көзі және бір-бірімен жалғанған сыртқы және ішкі қабықтан тұратын шлем болатын салқындату блогы бар құрылғыны ұсынады. Шлем самайды мен төменгі жақ аймағын жабуға, басына бекітуге және салқындату қондырғысында өңделген ауа ағынымен үрлеуге байланысты терісінің температурасын төмендетуге

арналған. Құрылғының дизайны қарқындылықты арттыруға және әсер ету объектісінен жылуды біркелкі шығаруды қамтамасыз етуге мүмкіндік береді.

Косметологияда ТЭЖ негізінен екі жолмен қолданылады: косметикалық шаралар кезінде жылу мен суықтың көзі ретінде, сондай-ақ жүйелердің электрондық компоненттерінің жылулық жұмыс жағдайларын қамтамасыз ету үшін. Термоэлектрлік энергияны түрлендіргіштер негізінде жасалған техникалық құралдарды косметология үшін термиялық агенттер ретінде қолдану сипатталған. Мұнда жылулық әсерлер мен механикалық массажды, бас терісінің ауруларын - таз, фолликулит, псориаз емдеу мүмкіндігін қоса алғанда, тырнақ пластинкаларына, бет бетіне жылулық әсер ету үшін ТЭЖ қарастыру керек.

Отадан кейін қалпына келтіру және жараларды емдеу үшін ТЭЖ пайдалану [6] қарастырылады. Бұл конструктивтік шешімде термоэлементтер орнатылған, сұйық жылу алмастырғыш арқылы жылуды кетіру жүзеге асырылатын тігістермен жабылған жараларға металл шиналарды қолдану ұсынылады. Термоэлементтер жараның тез жазылуына ықпал ететін термиялық пульсация режимін жүзеге асырады. Термоэлектрлік модуль аяқ-қолдарды айналмалы иммобилизациялау жүйесінің терапевтік модулінің бөлігі болып табылады, ол басқарылатын вакуумдық және термиялық массаж жасауға мүмкіндік береді.

Термоэлектрлік модульдің салқындату және жылыту режимдерін жылдам өзгерту мүмкіндігі монотонды технологиялық оталарды орындайтын операторларды кәсіби таңдау үшін тітіркендіргіш әсерлерге организмнің реакциясын бағалау үшін қолданылады. Бұл әдіс үздіксіз өндірістік желілерде жұмысшыларды кәсіби іріктеу әдісін сипаттайтын [2] жұмысында жүзеге асырылады. Салқындату және жылыту эффектілерінің ауыспалы әдісі адамның басына орнатылған құрсау арқылы адам операторының сергектік деңгейін қамтамасыз ету үшін суық түйіспелер маңдай бетімен жанасуы үшін қолданылды. Әдісті жүзеге асыру кезінде адамның үрдіске үйреніп кетуіне жол бермеу үшін аperiodтық жылу эффектісі қамтамасыз етіледі.

Рефлексодиагностика үшін арналған ТЭЖ қарастырған кезде, оларда жылу эффекті жүйесінен басқа, дененің реакциясын жазуға арналған техникалық құралдардың міндетті болуын атап өту керек. [7] сипатталған конструкцияларда реакция уақытын автоматты түрде санау жүйелері, импульстік белсенділікті тіркеу жүйелері және плетизмографиялық сенсорлар сияқты қолданылады.

Гематологияда ТЭЖ трансфузиялық агенттерді сақтау үшін, сондай-ақ адам ағзасына енгізілген кезде олардың температурасын реттеу үшін қолданылады. Соңғы құрылыс [8] қарастырылады. Ол бір реттік трансфузиялық жүйенің түтігі орналастырылған, ол арқылы трансфузиялық агент өткізілетін жылу алмасу жүйесін қамтиды. Жылу алмасу жүйесі жылу алмасу жүйесінің кірісі мен шығысында орналасқан температура датчиктеріне қосылған басқару блогы арқылы электр тогы арқылы қоректенетін ТЭМ секциялары арқылы салқындатылады немесе жылытылады.

Биологиялық материалдар мен дәрілік заттарды қысқа мерзімді сақтау және тасымалдау кезінде температуралық режимдерді қамтамасыз ету қаралған ТЭҚ-да тиімді іске асырылады. Дәрілік заттарға арналған жылжымалы терморегуляциялық құрылғыда [9], суық көздің энергия шығынын азайту ТЭМ дәрілік заттар бар контейнерге арналған камераның оны дәл қоршауға арналғандығына байланысты қамтамасыз етіледі, ал терморегуляциялық қондырғы сыйымдылық камерасының ішінара аймағын ғана салқындатуға мүмкіндік береді.

[10] жұмысында кезеңдерде әртүрлі салқындату деңгейін қамтамасыз ететін көп сатылы ТЭМ мүмкіндіктерін жүзеге асыратын термоэлектрлік портативті тоңазытқыштың конструкциясы сипатталған. Бұл құрылғы көп сатылы ТЭМ бірінші каскадына қосылған контейнерде орналасқан бағаналы жасушаларының тереңірек салқындатылуын қамтамасыз етеді, ал қан үлгілері ТЭМ екінші каскадына орналастырылады, бұл азырақ терең салқындатуды қамтамасыз етеді. Осы орындаудың арқасында биологиялық объектілерді тасымалдау жүйесі энергетикалық сипаттамаларын жақсартты.

[11]-де қарастырылған құрылғы молекулалық-генетикалық сот-медициналық зерттеулерді өндіру үшін ұзақ қашықтыққа оңтайлы суық температура жағдайында биологиялық шығу іздерін, сондай-ақ ДНҚ үлгілерін тасымалдауға мүмкіндік береді. Құрылғының құрамына Пельтье элементтерімен салқындатылған биологиялық материалдарды тасымалдауға арналған контейнер кіреді, оны электр энергиясымен қоректендіру портативті аккумулятордан USB қосқышы арқылы жүзеге асырылады.

Неонатология үшін ТЭҚ жаңа туған нәрестемен бірге кюvette микроклиматты қамтамасыз ету функцияларын орындай алады, сонымен қатар жергілікті жылу әсерлері үшін де қолданылуы мүмкін. [12] сипатталған жүйе осы функциялардың екеуін де орындауға мүмкіндік береді. Онда негізгі термоэлектрлік қондырғы жаңа туған нәрестеге арналған матрацтың температурасын реттейді, ал қосымша, қажет болған жағдайда, бастың жергілікті гипо- немесе гипертермиясын жүзеге асырады.

Қазіргі уақытта стоматологияда ТЭҚ сүйек тінін, дәрі-дәрмектерді, термостаттау қосылыстарын сақтауға және тіс эмальының сезімталдығын нақты бағалауға арналған құрылғылар ретінде қолданылады.

Биотехнологияға ТЭҚ қолдануына биологиялық объектілер үлгілерінің термиялық тұрақтандыруын, биотехнологияның жылу режимдерін, мысалы, электрофорез кезінде қамтамасыз ететін құрылғылар жатады. Сондай-ақ нөлдік гравитация жағдайында биотехнологиялық үрдістердің ағынын қамтамасыз ету үшін ғарышта қолдануға арналған жүйелер мен құрылғыларды атап өткен жөн.

Зерттелген әдебиеттер сонымен қатар ТЭҚ қолданылатын медицинаның басқа салаларын да қарастырды. Оларға анестезиология, гистология, микроскопия жатады, мұнда жылу электр станцияларының объектілерді жергілікті салқындату мен жылытуды жүзеге асыру мүмкіндігі жүзеге асырылады.

Медицинада ТЭҚ практикалық қолдану, басқалармен қатар, өнеркәсіптік өндірілген өнімдердің негізінде жүзеге асырылады. Олардың өндірушілері арасында «Криотерм» ЖШҚ (Санкт-Петербург), «НПО Кристалл» ЖШҚ (Королев қ., Мәскеу облысы), «СКТБ NORD» (Мәскеу қ.), «Термиона» ЖШҚ (Зеленоград), NPO RIF корпорациясы (Воронеж), Марлоу () сияқты компаниялар мен кәсіпорындарды атап өтуге болады. АҚШ), Melcor (АҚШ), Еуропалық Термодинамика Лим. (Ұлыбритания), Kamatsu Electronics (Жапония), Fandis (Италия), Hebei Yuxiang Electronic Co., Ltd. (Қытай), Zhengzhou Defrigus Electric Device Co., Ltd. (Қытай), Xiangtan Xiangyi Instrument Ltd. (Қытай), Vivax (Франция), Shinningpc Industrial Co., Ltd. (Қытай), Suprel Metalwork Co., Ltd. (Қытай) және т.б [13-21]. 1.23-1.27 суреттерде медициналық мақсаттағы кейбір ТЭҚ сыртқы түрі көрсетілген.



1.23-сурет – Биологиялық термостат («Криотерм» ЖШҚ, Ресей)



1.24-сурет – ДНҚ зерттеулерін жүргізуге арналған құрылғы («Криотерм» ЖШҚ, Ресей)



1.25-сурет – Талданатын үлгілерді орналастыруға арналған термостатикалық кассета («Криотерм» ЖШҚ, Ресей)



1.26-сурет – Чиллер («Кристалл» ҰКП ЖШҚ, Ресей)



1.27-сурет – Термoeлектрлік контейнер (НПО РИФ корпорациясы Ресей)



1.28-сурет – Термoeлектрлік салқындатқыш (Marlow компаниясы, АҚШ)



1.29-сурет – Термoeлектрлік салқындатқыш (Melcor компаниясы, АҚШ)



1.30-сурет – Термoeлектрлік салқындатқыш (European Thermodynamics Ltd. компаниясы, Ұлыбритания)



1.30-сурет – Медициналық тоңазытқыш (Zhengzhou Defrigus Electric Device Co. ЖШС, Қытай)



1.31-сурет – Вакцинаны сақтауға арналған тоңазытқыш (Xiangtan Xiangyi Instrument ЖШС, Қытай)



1.32-сурет – Vivax CryoPro косметологиялық құрылғысы (Vivax компаниясы, Франция)

Термоэлектрлік технологияны медицинада қолданудың қарастырылған салаларын талдай отырып, жылу электр станцияларын пайдаланудың негізгі мақсаты салқындату және жылдам өзгеретін функциясы бар қалыпты температура диапазонындағы жылыту режимдері, салыстырмалы түрде төмен қуатты (100-150 Вт) әмбебап жылу көзін құру екенін атап өткен жөн, сондай-ақ биологиялық материалдар мен дәрілік заттарды сақтау үшін қолданылатын салыстырмалы түрде төмен қуатты (0,5-0,7 кВт-қа дейін) тоңазытқыш қондырғылары. Сонымен қатар, жоғарыда айтылғандай, термоэлектрлік салқындату қазіргі уақытта стоматологияда дәрі-дәрмек пен биологиялық материалды сақтау үшін қолданылады, сонымен қатар аурудың болуын экспресс-талдау үшін тіс эмалінің сыртқы тітіркендіргіштерге сезімталдығын анықтау үшін қолданылады.

Дегенмен, термоэлектрлік салқындатудың бұрын аталған артықшылығын ескере отырып, бірінші кезекте ТЭҚ жинақылығымен және шектеулі бетте жеткілікті үлкен жылу ағынын қамтамасыз ету мүмкіндігімен байланысты, 240 К

температура шегінде пародонт ауруларын криологиялық емдеудің қолданыстағы әдістерін қолдану орынды болып көрінеді. Осыған сәйкес, бұл жағдайда суықтың көзі ретінде қарқынды жылуды қамтамасыз ету үшін салыстырмалы қуатты ТЭМ, сондай-ақ термоэлементтердің ыстық адгезияларынан жылудың қарқынды бөлінуін қамтамасыз ете отырып, каскадты дизайндағы термомодульдер негізінде іске асырылатын жүйе пайдаланылуы тиіс. Бұл жағдайда әсер ету аймағының рельефін қайталай отырып, термоэлектрлік суық көзді әсер ету объектісімен (периодонтальды аймақ) байланыстырудың тиімді жүйесін пайдалану маңызды.

Жүргізілген әдеби шолуға сүйене отырып, аталған талаптарға сәйкес келетін термоэлектрлік құрылғылар жоқ екенін атап өткен жөн. Сондықтан адам басының жергілікті салқындатудың қолданыстағы әдістерін тиімді енгізуді қамтамасыз ететін термоэлектрлік құрылғыны жасау маңызды және белгілі бір ғылыми жаңалыққа ие болып көрінеді.

1.3 Адамның басын жергілікті салқындатудың әдістері мен техникалық құралдары

Бүгінгі таңда адамның сыртқы бас жамылғысы немесе жоғарғы тыныс алу жолдары арқылы мида салқындатуды жүзеге асыру үшін аспаптардың эксперименттік әзірлемелерінің көптеген түрі кездеседі. Мұндай құралдардың жұмыс істеу негізінде салқындатқышты салқындату үшін салқындатқыш агрегаты (әдетте компрессорлық типті) және криоаппликатор арқылы салқындатқыштың мәжбүрлі айналымын қамтамасыз ететін гидравликалық жүйе қолданылады. Көптеген аспаптарда салқындатқыш ретінде $+5^{\circ}\text{C}$ температурадағы суды пайдаланады. Мұндай аспаптарды салқындату режимдерін басқару салқындату бөлігінің биологиялық тінінің температурасын төмендетудің берілген деңгейіне қол жеткен кезде криоаппликатор арқылы салқындатқыш айналымының жылдамдығын реттеу жолымен жүзеге асырылады.

Жергілікті әсер ету кезінде жылуды беттік бұру негізінен жылу өткізгіштігі есебінен жүзеге асырылатынын және адам ағзасының меншікті жылу өніміне қарағанда қуатты болуы қажет екенін атап өткен жөн. Бұл ретте салқындаудың ұзақ кезеңін талап ететін ағзаның жылу орталығынан жылу ағынын жеңу қажет.

Төмен температура, емдік мақсатта ағзаға әсер ететін физикалық факторлардың бірі ретінде, медициналық тәжірибеде ағзаның хирургиялық араласуға реакциясын төмендету, ауыр гипоксияның дамуын болдырмау және мидың оттегі ашығуына төзімділігін арттыру әдісі ретінде кеңінен қолданылады. Бассүйек-ми салқындату (БСМС) әдісі әртүрлі гипоксиялық және гипоксиядан кейінгі жағдайларды кешенді емдеуде қолданылады. Мысалы, бас миының жарақаттануы кезінде, церебральды қан айналымы мен газ алмасуы бұзылып, церебральды ісіну пайда болғанда, БСМС бастың 30°C температурасына дейін

салқындату арқылы бассүйек ішіндегі қысымның жоғарылауын және церебральды ісінуді болдырмауға мүмкіндік береді. Жедел медициналық жәрдемдегі емдік салқындату әдістерінің негізі жылуды кетірудің келесі принциптері болып табылады: дене бетінің үлкен бөліктерін сыртқы салқындату, мүшелердің бос жерлерін салқындату (асқазан, тік ішек), қанды экстракорпоральды және тамыр ішілік салқындату. Сонымен қатар, бассүйек-ми салқындату әдісін бөліп көрсету керек (оттегінің ашығуына төзімділігін арттыру үшін бастың сыртқы қабаттары арқылы миды салқындату). БСМС-дың келесі түрлері бар: орташа салқындату 37-35°C (дененің салқындатуға бейімделуімен және терморегуляцияны сақтауға бағытталған компенсаторлық функциялардың дамуымен сипатталады), орташа салқындату 34-30°C (дене функцияларының тұрақсыздығымен және жылу генерациясының жоғарылауымен сипатталады) және терең салқындату 29-30°C (дененің өмірлік маңызды функциялары минимумға дейін азаяды – кейбір шартты рефлексдер жоғалады, перифериялық нервтердің өткізгіштігі төмендейді, өкпенің желдетілуі және ағзаның O_2 тіндерінің жойылуы, сонымен қатар жүрек соғу жиілігі 64% төмендейді, қан қысымы төмендейді).

БСМС сонымен қатар биологиялық тіндердің оттегінің жетіспеушілігіне төзімділігін арттырудың тиімді әдісі болып табылады, өйткені ол нейровегетативті жүйені блоктайды. Бассүйек-ми салқындату кезінде адамның басының температурасы бүкіл дененің жалпы салқындауына қарағанда 2-3 есе тез төмендейді. Бұл әдістің артықшылықтары фармакологиялық агенттердің көмегімен дер кезінде қол жеткізуге болмайтын нейровегетативті блокаданың тез басталуын қамтиды. БСМС орташа тереңдігі 20-25 минуттан кейін пайда болады, тік ішек температурасы 37-35°C құрайды. 25-30 минуттан кейін пайда болатын терең БСМС кезінде тік ішек температурасы 30-24°C, ал ми тінінің температурасы 25°C құрайды. Егер орташа БСМС тұрақсыз салқындату фазасы болса, онда терең салқындату кезінде органдар мен тіндердегі өзгерістер тұрақтанады. Осылайша, терең БСМС сатысында қан қысымы 51,5% дейін төмендейді, минуттық қан көлемі тек 59,5% құрайды, қан қысымы және бауырдағы қан айналымы екі есе азаяды.

Адамның миының оттегі ашығуының алғашқы минуттарында мыңдаған жасушалар өледі, бұл қайтымсыз өзгерістерге әкелуі мүмкін, сондықтан ми жасушаларының жаппай өлімін барынша азайту маңызды болып табылады. Бұл метаболизм үрдістердің тежелуіне, оттегінің тұтынылуының төмендеуіне және гипоксияға төзімділіктің жоғарылауына әкелетін адамның басының жергілікті салқындатуға байланысты жүзеге асырылады. Медициналық тәжірибеде адамның басының бетімен жанасатын салқындатқыштың (су, ауа және т.б.) оңтайлы температурасы +2°C температура болатыны анықталды. Төменгі температура терінің тонуына байланысты адам ағзасына қауіпті. Бұл жағдайда науқастың дене температурасы бірнеше нүктелерде өлшенеді (құлақ қалқаны деңгейінде құлақ арнасының ішінде, мұрын-жұтқыншақ, өңеш және тік ішекте). Құлақ қалқанының деңгейіндегі құлақ арнасының ішіндегі температура бас сүйегінің ішкі қоймасынан

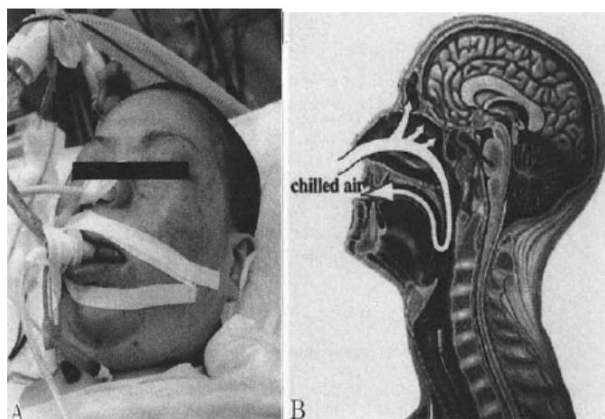
25 мм тереңдіктегі ми қыртысының температурасына сәйкес келеді. Салқындату тік ішектегі температура 33-32°C, өңеште 32-31°C төмен болмайынша созылады. БСМС жүргізгеннен кейін науқасты 35°C жоғары емес дене температурасына дейін белсенді түрде жылыту ұсынылады [22-31].

Қазіргі уақытта бастың сыртқы қабығы немесе жоғарғы тыныс жолдары арқылы адам миының салқындатылуына арналған құрылғылардың оннан астам тәжірибелік әзірлемелері бар [32-45]. Мұндай құрылғылардың жұмысы салқындатқышты салқындату үшін тоңазытқыш қондырғыға (әдетте компрессорлық типті) және криоаппликатор арқылы салқындатқыштың мәжбүрлі айналымын қамтамасыз ететін гидравликалық жүйеге негізделген. Көптеген құрылғылар салқындатқыш ретінде +5°C температурадағы суды пайдаланады. Мұндай құрылғылардың салқындату режимдері салқындатылған аймақтың биологиялық тінінде температураның төмендеуінің белгіленген деңгейіне жеткенде криоаппликатор арқылы салқындатқыштың айналу жылдамдығын реттеу арқылы бақыланады.

Жергілікті салқындату кезінде беттік жылуды кетіру негізінен жылу өткізгіштікке байланысты жүзеге асырылады және адамның ағзасының өз жылуын өндіруге қарағанда әлдеқайда қуатты болуы керек. Бұл жағдайда дененің жылу орталығынан жылу ағып кетуді жеңу қажет, бұл жеткілікті ұзақ салқындату кезеңін қажет етеді.

Жұмыс принципі адамның миын жоғарғы тыныс алу жолдары арқылы салқындату болып табылатын құрылғылардың белгілі әзірлемелері бар (1.33-1.38 сурет) [44-51]. Мұндай құрылғыларда науқастың танауларына енгізілген катетер бар, одан салқындатылған тұзды ерітінді құйылады немесе салқындатылған ауа үрленеді. Дегенмен, мұндай құрылғылардың негізгі кемшілігі оларды бас миының жарақаттары, мұрынның сынуы және тыныс алу органдарының аурулары үшін қолдануға болмайды, бұл олардың практикалық қолдану аясын айтарлықтай тарылтады.

Доха мен әріптестер қолданған салқындату индукциясы әдісі 8-12 л/мин салқындатылған ауаны (24°C) 16 футтық Фолей баллон катетері арқылы бір танау тесігіне жіберді, екінші мұрын тесігі мұрын шарымен жабылып, ауа ауыз арқылы сыртқа шығарылды. Бұл толық түсінікті емес, бірақ Фолей катетерінің шары мұрыннан ауа ағып кетпес үшін үрленген сияқты, бұл мұрыннан жылу жоғалуын азайтып, мұрын эрозиясына ықпал етуі мүмкін. Ауаның ауыз арқылы шығуын қамтамасыз етудің маңыздылығы атап өтіледі. Бұл әдіс бас сүйегінің негізі сынған кезде және синуситте қарсы болады (1.33-сурет).



1.33-сурет – Жоғарғы тыныс жолдары арқылы адам миын салқындату құрылғысы (Жапония) [44-46]

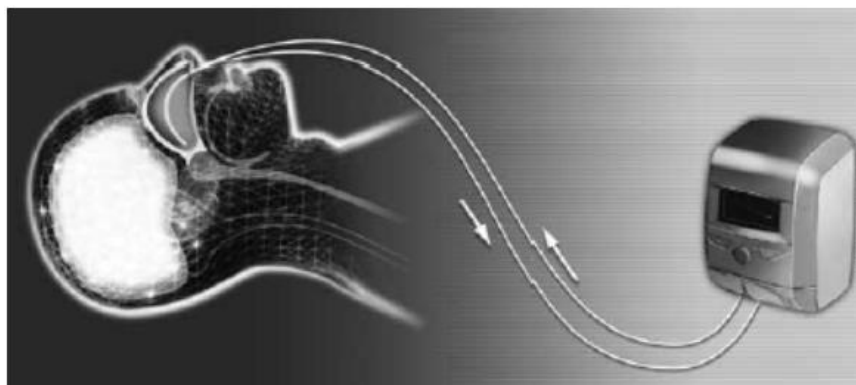
Жылдам салқындату құрылғысын биомедициналық инженерия студенттері мен Джон Хопкинс университетінің профессоры Харикришна Тандри ауруханаға дейінгі жағдайда қолдану үшін әзірлеген. Ол ауа резервуарынан, қысым реттегішінен және басқару механизмінен және мұрын тесігіне енгізілген екі мұрын канюласынан тұрады. Мұрыннан булану жылу жоғалуын арттыру және миды салқындату үшін салқын, құрғақ ауа мұрын арқылы үрленеді. Жануарларға сынақтар жүргізілді, бірақ біз адамдарға сынақтар жүргізіліп жатқандығы туралы ақпарат беру туралы сұрауға жауап алмадық (1.34-сурет).



1.34-сурет – Жылдам салқындатуға арналған құрылғы (АҚШ) [49]

Quickcool мұрын ішілік жүйесі жеке пайдалануға арналған портативті сорғы мен жұқа қабырғалы баллонды катетерден тұрады. Катетерлер екі жақты мұрын қуысына енгізіледі және миды және аз дәрежеде денені салқындату үшін суық физиологиялық ерітіндімен перфузияланады. Жабық контурдың температурасы бойынша кері байланыс жоқ. Құрылғы дені сау еріктілерде сыналған, емделушілерде қолданылған және қазіргі уақытта жүрек тоқтауы, бас-ми жарақаты

және субарахноидальды қан құйылу кезінде сынақтан өтуде. Дені сау еріктілерде тестілеу мидың температурасын өлшеу үшін магнитті-резонансты спектроскопияны қолданды: «60 минут ішінде мұрын ішілік салқындатудан кейін ми температурасының төмендеуі МРС арқылы өлшенген $-1,7 \pm 0,8^{\circ}\text{C}$ және фазалық карта әдісі бойынша өлшенген $-1,8 \pm 0,9^{\circ}\text{C}$ болды» (1.35-сурет).



1.35-сурет – Quickcool мұрын ішілік жүйесі (Швеция) [50]

Фарингальды салқындатқыш манжет жүрек тоқтаған кезде қолдануға арналған. Жұтқыншақты салқындату манжеті трахея интубацияланғаннан кейін жұтқыншаққа енгізіледі және ол арқылы 5°C температурада 500 мл/мин жылдамдықпен тұзды ерітінді айналады. Жабық контурдың температурасы бойынша кері байланыс жоқ. Ұйқы артерияларының жұтқыншаққа жақын орналасуы ұйқы артериясындағы, демек, мидағы қанның салқындауына көмектесетіні айтылады (1.36-сурет).



1.36-сурет – Фарингальды салқындатқыш манжет (Жапония) [51]

Адам миының салқындатылуына арналған Rhinochill аккумулятормен жұмыс істейтін мұрынды салқындату құралы, ол ең алдымен салқындатуды индукциялауға арналған, әсіресе жүрек ұстамасы бар науқастарда ауруханаға дейінгі кезеңде қолдану үшін. Екі жақты мұрын канюлялары (дөңгелектелген ұштары және дорсальды бетінде бүріккіш порттары бар) енгізіледі және оттегімен араласқан

инертті перфторкөміртекті салқындатқышты мұрын қуысына шашыратады, ол буланып, үрдісте жылуды кетіреді. Газ буланбайтын кез келген перфторкөміртеппен бірге танау немесе ауыз арқылы шығады. Артық қысымды түсіретін клапаны бар. Жабық циклде температуралық кері байланыс жоқ. Ол ұзақ мерзімді пайдалануға арналмаған (шамамен 1 сағат) және перфторкөміртегі қымбат болып табылады. Риночилл жүрек тоқтағаннан кейін адамдарда сыналған және бас миының жарақаты бар науқастарда қолданылған. Қолдануға қарсы көрсетілімдер бас сүйегінің негізінің және мүмкін мұрын мен орбитаның сынуы, сондай-ақ қорғалмаған тыныс алу жолдарын қамтиды (1.37-сурет).



1.37-сурет – Rhinochill адам миын салқындатуға арналған құрылғы (АҚШ) [47, 48]

Емдік салқындатуға арналған аппарат қан кетумен ауыр ми жарақатына жарамды деп сипатталған. Ешқандай науқастар туралы деректер берілмейді. Ол бір қалтада салқындатқыш сұйықтық ағыны болса, жергілікті салқындату үшін немесе барлық қалталар пайдаланылса, көбірек жаһандық бас салқындату үшін жасалған (1.38-сурет).



1.38-сурет – Емдік салқындатуға арналған аппарат (Ресей) [38]

Холод 2 және Холод 2Ф салқындату қондырғыларын Смирновтар сипаттаған. Олар салқындатқыш ретінде суды немесе су мен спирттің 10-20% қоспасын пайдаланды және дөңгелекті шкафта орналасқан жинау камерасы, электр сорғы, жылу алмастырғыш және температура реттегіші бар шлем болды. Шлем адамның басына қондыру үшін арнайы қалыпқа келтірілді (антропологтар бастың әртүрлі өлшемдеріне сәйкес келетін пішін бойынша кеңес алды) және бас жағында саңылаулары бар біркелкі бөлінген түтіктер мен бастың астында бас тіреуіш ретінде де қызмет ететін салқындатқыш сұйықтықты жинау камерасы болды. Шлем топсаның көмегімен науқастың басына реттелді, ал салқындатқыш сұйықтықты жинау камерасы биіктігі бойынша реттелді; Холод 2Ф құрылғысында олар алынбалы болды. Салқындату сұйықтығы жылу алмастырғыш арқылы шлемнің үстіңгі жағына, түтіктер арқылы айдалды және басына перпендикуляр шашыранды. «Тоқтатулар» салқындатқыш ағындарының қол жетімділігін шектеді, бұл қалай екені белгісіз, бірақ бұл шлемнің сыртына сұйықтықтың шашырауын болдырмау үшін жасалды. Салқындату сұйықтығы осы мақсатқа арналған тесіктері бар жинау камерасына ағып, қайта айналымға жіберілді. Салқындату сұйықтығының температурасын салқындату кезінде -3°C -тан $+14^{\circ}\text{C}$ -қа дейін және қыздыру кезінде 33°C -тан 43°C -қа дейін автоматты түрде реттеуге болады. Басты салқындатудың бұл әдісі резеңке дулыға сияқты басқа әдістерге қарағанда тиімдірек деп саналды, өйткені ол өткізгіш емес, конвективті болды және «шашпен жасалған қолайсыз жағдайларды» жеңді (1.39-сурет).



1.39-сурет – «Холод 2Ф» салқындату құрылғысы (Ресей) [32-34]

Blanketrol-II бассүйек-ми салқындату құрылғысы бір науқасқа арналған бүкіл дененің салқындатылуына арналған Kool-Kit жүйесінің бөлігі болып табылады, бұл бас пен дененің біріктірілген құрылғысының мысалы болып табылады, бірақ әрбір

бөлікті бөлек пайдалануға болады. Суық су Blanketrol II құрылғысының бас таңғышы арқылы айналады. Бас киім таңғышына қысым жасалмайды. Компания бас киім таңғышы адамның басын салқындату үшін қолданылған деп есептеді, бірақ ешқандай зерттеулер туралы мәліметтер жоқ (1.40-сурет).



1.40-сурет – Blanketrol-II бас сүйек-миды салқындатуға арналған құрылғы (АҚШ) [35]

Coolsystem ауыр бас миының жарақаттарын емдеуге арналған церебральды салқындату құрылғысы, Харрис және әріптестері осы құрылғыны пайдалану тәжірибесін сипаттады. Артықшылықтары қолданудың қарапайымдылығы мен жылдамдығы болды, бұл құрылғының тасымалдануына, сондай-ақ пайдаланудың қарапайымдылығына ықпал етті. Кемшіліктері судың температурасын реттеу мәселелері, қапқтың баспен жеткіліксіз байланысы (қапқа қысымға ұшырағанына қарамастан) және қажетті интракраниальды температура мен интракраниальды/зәр шығару температурасының градиентіне қол жеткізілмеді. Зерттеушілер судан басқа салқындатқыш жақсырақ болуы мүмкін деп болжады.

Дегенмен, Харрис пен әріптестері денені жылыту арқылы қуықтың температурасы 36°C деңгейінде сақталған кезде 33°C интракраниальды температураға жетуді мақсат етті. Бұл қиын мақсат болып табылады. Табыстың болмауы бас салқындату құрылғысының шектеулеріне байланысты болды, бірақ ми мен дене температурасының мұндай үлкен айырмашылығына адамдарда церебральды және дене айналымын бір-бірінен оқшауламай қол жеткізуге болатыны күмәнді, дегенмен жануарлардың градиенттерінде тіпті тік айырмашылықтарға қол жеткізілді (1.41-сурет).



1.41-сурет – Мидың ауыр травматикалық жарақаттарын емдеудегі церебральды салқындатуға арналған Coolsystem құрылғысы [36].

Sovika GmbH компаниясының адам басын салқындату құрылғысы гель толтырылған төсемдері бар портативті, бірнеше рет пайдалануға болатын құрылғы болып табылады. Көлденеңінен 4°C температурада сақталады, бас пен мойынға орап, пішінін береді. Бұл құрылғы қазіргі уақытта инсультпен ауыратын науқастарда i-Cool пилоттық зерттеуінде сыналуда (1.42-сурет).



1.42-сурет – Sovika GmbH адам басын салқындату құрылғысы (Германия) [37]

Адамның басын салқындатуға арналған шлем үлгісіндегі термоэлектрлік құрылғыға «микроконтроллер негізіндегі басқару тақтасы, төрт түрлі температураны өлшеу тізбегі, электронды басқару тақтасының модулі, су айналымы жүйесі, коммутациялық қуат көзі және шлем» кіреді. Температура диапазоны -5°C -тан $46,15^{\circ}\text{C}$ -қа дейін, өйткені құрылғыны ісіктердің гипертермиялық терапиясы үшін де қолдануға болады деп күтілуде (1.43-сурет).



1.43-сурет – Адам басын салқындату үшін шлем түріндегі термоэлектрлік құрылғы (Түркия) [43]



1.44-сурет – Жаңа туылған нәрестелерді салқындату үшін термоэлектрлік жүйе Olympic Cool-cap System (АҚШ) [41, 42]

Сондай-ақ, адамның басын сыртқы әсерлер арқылы салқындатуға арналған құрылғылардың әзірлемелері бар (1.38-1.44-сурет) [32-38]. Мұндай құрылғылар бастың салқындатқыш шлемінен және салқындатқыштан (ауа, су, спирт ерітіндісі және т.б.) тұрады. Дегенмен, жоғарыда аталған әзірлемелерді қолдана отырып, адам миының температурасын қажетті $+30-32^{\circ}\text{C}$ дейін төмендетудің эксперименталды растауы әлі жоқ.

Қолданыстағы адамның басын салқындатуға арналған құрылғылардың салыстырмалы сипаттамалары 1.1-кестеде келтірілген.

Кесте 1.1 – Қолданыстағы адамның басын салқындатуға арналған құрылғылардың салыстырмалы сипаттамалары [32-44]

№	Құрылғының атауы	Сал- мағы, кг	Көле- мі, см	Энер- гия тұту- нуы, Вт	Салқын өнімділі- гі, Вт	Өндіру- ші ел	Ескерту
Адамның басын жоғарғы тыныс жолдары арқылы салқындатуға арналған аспаптар							
1	Жоғарғы тыныс жолдары арқылы адам миын салқындатуға арналған құрылғы	—	—	—	—	Жапония	Әзірлеме
2	Жылдам салқындатуға арналған құрылғы	—	—	—	—	АҚШ	Әзірлеме
3	Quickcool интроназалы жүйесі	—	—	—	—	Швеция	әзірлеме
4	Фарингалды салқындату манжеті	—	—	—	—	Жапония	әзірлеме
5	Rhinochill адамның миын салқындатуға арналған құрылғы	4.8	39×26 ×16	—	—	АҚШ	сериялы өндіріс
Сыртқы жабындар арқылы адам басын салқындатуға арналған аспаптар							
6	Емдік салқындатуға арналған аппарат	65	94×45 ×52	—	—	Ресей	әзірлеме
7	Салқындатуға арналған құрылғы «Холод 2Ф»	—	—	—	—	Ресей	әзірлеме
8	Blanketrol-II краниocereбралды салқындатуға арналған құрылғы	67	43×43 ×95	—	—	АҚШ	сериялы өндіріс
9	Coolsystem ауыр бас сүйек-ми жарақаттарын емдеуде церебральды салқындатуға арналған құрылғы	—	—	—	—	АҚШ	әзірлеме

10	Sovika Gmbh адам басын салқындатуға арналған құрылғы	—	—	—	—	Германия	сериялы өндіріс
11	Адам басын салқындатуға арналған шлем түріндегі термоэлектрлік құрылғы				200	Түркия	әзірleme
12	Olympic Cool-cap System жаңа туған нәрестелерді салқындату үшін термоэлектрлік жүйе	52	132×4 3×57	500- 700	—	АҚШ	сериялы өндіріс

Әдетте, сыртқы жабындар арқылы адамның басын салқындату үшін қолданыстағы жабдықтар, басым көпшілігінде компрессиялық тоңазытқыш қондырғыларына негізделген үлкен стационарлық құрылғылар болып табылады. Жұмысы термоэлектрлік салқындату [41-43] негізіндегі құрылғылардың екі ғана әзірлемелері белгілі: адамның басын салқындату үшін шлем түріндегі термоэлектрлік құрылғы (1.43-сурет) және жаңа туған нәрестелерді салқындату үшін термоэлектрлік жүйе Olympic Cool-cap жүйесі (1.44-сурет).

Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғы мотоцикл шлемі түрінде жасалған (1.43-сурет). Салқындату шлемінде термиялық параллель және электрлік тізбектей қосылған 120 термоджұп бар. Мұндай құрылғының салқындату қуаты 200 Вт, дегенмен, бұл дамудың негізгі кемшілігі салқындатқыш шлемнің үлкен массасы болып табылады – 9 кг, бұл медициналық тәжірибеде мұндай құрылғыны пайдалану кезінде белгілі бір қолайсыздықтар тудырады. Сонымен қатар, мұндай құрылғы тек әзірleme болып табылады және оның медициналық сынақтары туралы мәліметтер жоқ.

Жаңа туған нәрестелерді салқындатуға арналған Olympic Cool-cap System термоэлектрлік жүйесінің алдыңғы әзірлемелерден айырмашылығы, [39,40] (1.44-сурет) жаңа туған нәрестелердегі гипоксиялық-ишемиялық энцефалопатиямен байланысты неврологиялық зақымдануды болдырмау немесе айтарлықтай азайту үшін сериялық шығарылады және медициналық тәжірибеде қолданылады. Құрылғының салқындатқыш шлемі қалпақтан (салқындату құрылғысынан су айналатын арналар желісі бар), сорғыш қалпақтан және сыртқы оқшаулағыш қалпақтан тұрады. Құрылғы жаңа туған нәрестенің басын +32°C температураға дейін біркелкі және бақыланатын салқындатуды қамтамасыз етеді. Салқындату шлемінің қажетті температурасын ұстап тұру үшін сыртқы қақпақ жылу оқшаулауды қамтиды және қосымша металл фольгамен жабылған [41,42]. Мұндай құрылғының кемшілігі оның үлкен салмағы мен өлшемді параметрлері болып табылады, салқындату қондырғысының өлшемдері 132x44x57 см, ал салмағы 52 кг.

Дегенмен, бүгінде ересектердің миын салқындату үшін мұндай термоэлектрлік құрылғылар жоқ. Осылайша, ересек адамның басын салқындату

үшін заманауи портативті құрылғыларды жасау үшін осы мақсаттарда термоэлектрлік энергияны пайдалану перспективаларын анықтау қажет.

Адамның бас терісін жергілікті салқындату әртүрлі салаларда, соның ішінде медицинада, спортта, кәсіби қызметте және косметологияда маңызды әдіс болып табылады. Мұндай салқындатудың негізгі мақсаттары гипертермия кезінде денені қорғаудан химиотерапия кезінде тіндердің зақымдануын болдырмауға дейін, сонымен қатар когнитивті өнімділік пен жалпы жайлылықты арттыруға дейін. Қолданыстағы әдістер мен құралдардың алуан түрлілігін әрекеттің физикалық принципі және қол жеткізілген әсердің тереңдігі бойынша жіктеуге болады.

Кондуктивті салқындату бас терісі мен суық көз арасындағы тікелей термиялық байланысқа негізделген, жылуды тарату өткізгіштік арқылы жүреді. Пассивті өткізгіш салқындату жоғары жылу сыйымдылығы бар алдын ала салқындатылған материалдарды пайдалану арқылы жүзеге асырылады. Бұл әдіске +4°C-тан -10°C-қа дейінгі температураға дейін салқындатылатын және спорттық медицина мен косметологияда қолданылатын гельдік бинттер мен қалпақшалар кіреді. Бұл санатқа сонымен қатар 15-30 минуттық қысқа мерзімді салқындатуды қамтамасыз ететін салқындатқышы бар механикалық белсендірілген термосерпімді таңғыштар кіреді.

Белсенді кондуктивті салқындату айналмалы салқындатылған сұйықтықты немесе термоэлектрлік элементтерді пайдалану арқылы үздіксіз жылуды бөлумен сипатталады. Бұл саладағы ең озық шешімдер бірнеше сағат бойы нақты температураны сақтайтын және химиотерапиядан туындаған алопецияның алдын алуда «алтын стандарт» болып саналатын циркуляциялық салқындату жүйелері болып табылады. Балама - салқындату мүмкіндігі шектеулі болғанымен, дыбыссыз жұмыс пен температураны дәл бақылауды қамтамасыз ететін Пельтье негізіндегі құрылғылар.

Конвективтік салқындату ауа ағынының бастың үстінен өтуіне немесе тері бетіндегі заттардың булануына негізделген. Ауаны салқындату ыстық цехтардағы жұмысшылар мен спортшылар киетін қорғаныс құралдарына орнатылған мамандандырылған жүйелерді қолдану арқылы мәжбүрлі конвекция арқылы жүзеге асырылады. Сондай-ақ шланг қосылымдары арқылы тазартылған, салқындатылған ауаны жеткізетін желдету жүйелері бар.

Фазалық салқындату теріге ұшпа заттарды қолдану арқылы қол жеткізіледі, олардың булануы айтарлықтай энергияны қажет етеді. Бұл әдіс салқындықтың субъективті сезімін тудыратын, бірақ тіндердің температурасын айтарлықтай төмендетпейтін ментол, камфора немесе алкоголь бар косметика арқылы жүзеге асырылады.

Криогендік әдістер қарқынды, қысқа мерзімді әсер ету үшін өте төмен температураны пайдаланады. Криомассаж физиотерапияда және дерматологияда қолданылатын криоаппликаторларды немесе мұзды қолдану арқылы контактілі салқындату арқылы жүзеге асырылады. Неғұрлым қарқынды әсер патологиялық

түзілімдерді жою және метаболикалық процестерді ынталандыру үшін сұйық азоттың бағытталған ағынын пайдаланатын салқындатқыш ағыны бар криотерапия арқылы қамтамасыз етіледі.

Басты жергілікті салқындату саласындағы ағымдағы зерттеулер түбегейлі жаңа шешімдердің пайда болуын көрсетеді. Максималды тиімділікке жету үшін әртүрлі физикалық салқындату принциптерін біріктіретін гибриді жүйелер ерекше қызығушылық тудырады. Мысалы, киілетін құрылғылардағы әзірлемелер Пельтье элементтерін мәжбүрлі конвекция жүйелерімен біріктіріп, жылуды тарату тиімділігін айтарлықтай арттырады.

Биометриялық датчиктердің көрсеткіштері негізінде жұмыс параметрлерін автоматты түрде реттеуге қабілетті бейімделген салқындату жүйелерін дамыту перспективалы бағыт болып саналады. Мұндай жүйелер терінің температурасын, жүрек соғу жиілігін және басқа физиологиялық параметрлерді бақылай отырып, салқындату қарқындылығын пайдаланушының ағымдағы күйіне динамикалық түрде реттей алады.

Портативті және энергияны үнемдейтін шешімдерді жасауға үлкен көңіл бөлінуде. Материалтанудағы соңғы жетістіктер жақсартылған терморегуляциялық қасиеттері бар жаңа фазалық ауыспалы материалдарды жасауға мүмкіндік берді. Бұл материалдар дәстүрлі гель толтырғыштармен салыстырғанда жылу энергиясын айтарлықтай көп жинақтай алады.

Арнайы салқындату жүйесін таңдаған кезде бірқатар практикалық факторларды ескеру қажет. Процедураңыз ұзақтығы маңызды параметр болып табылады – пассивті жүйелер қысқа мерзімді салқындату үшін өте қолайлы, ал ұзақ процедуралар үшін белсенді айналым жүйелері қажет. Жабдықтың ұтқырлығы спортшылар мен мобильді мамандар үшін маңызды, ал стационарлық жүйелер медициналық мекемелер үшін қолайлы.

Энергия тиімділігі әсіресе батареяның қызмет ету мерзімі қуат тұтынуына тікелей байланысты болатын портативті құрылғылар үшін маңызды. Заманауи әзірлемелер энергияны үнемдейтін термоэлектрлік модульдер мен тиімді жылуды тарату жүйелерін пайдалану арқылы осы параметрді оңтайландыруға бағытталған.

Эргономика мен пайдаланудың қарапайымдылығы бірдей маңызды. Заманауи салқындату жүйелері бастың анатомиялық ерекшеліктерін ескере отырып жасалған, суықтың біркелкі таралуын және ұзақ пайдалану кезінде жайлылықты қамтамасыз етеді. Жабдықтың салмағына және теріге тиетін материалдарға ерекше назар аударылады.

Белгілі бір әдіс пен техникалық құралдарды таңдау ұзақ мерзімді бақыланатын салқындату, қысқа мерзімді симптомдарды жеңілдету немесе терапиялық араласу сияқты мақсаттармен анықталады. Бұл саланың даму перспективалары салқындату жүйелерінің тиімділігін, тасымалдануын және қолжетімділігін арттыруда, сондай-ақ физиологиялық параметрлерге негізделген жекелендірілген режимдерді әзірлеуде жатыр. Жаңа материалдар мен

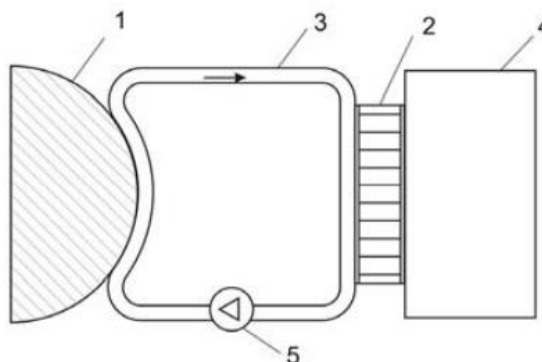
технологиялардың пайда болуы пайдаланушының жеке қажеттіліктеріне және қоршаған орта жағдайларына бейімделуге қабілетті интеллектуалды салқындату жүйелерін құру мүмкіндігін ашады. Осы саладағы одан әрі зерттеулер адам қызметінің әртүрлі салаларында бастарды салқындатудың жергілікті әдістерін практикалық қолдануды кеңейтуге ықпал етеді.

1.4 Адамның басын жергілікті салқындату үшін салқындатқыш термоэлектрлік құрылғыларды қолдану перспективалары және зерттеу міндеттерін қою

Жоғарыдағы келтірілген жұмыстарды талдаудан [32-44] адамның басын салқындату үшін қолданыстағы жабдықтардың басым көпшілігі компрессорлық тоңазытқыш қондырғыларына негізделген үлкен габаритті стационарлық құрылғылар екені анық. Мұндай құрылғылардың орташа салмағы 50-70 кг, көлемі 0,2-0,3 м³, энергия шығыны 500-700 Вт және салқындату қуаты шамамен 200 Вт (1.1-кесте). Бұл жағдайда құрылғыларды электрмен жабдықтау тек 110-220 В айнымалы ток желісінен қамтамасыз етіледі. Бұл, өз кезегінде, мұндай құрылғыларды стационарлық емес емдеу жағдайында (мысалы, медициналық көлікте – автомобильдерде, тікұшақтарда, ұшақтарда және т.б.) пайдалануды шектейді.

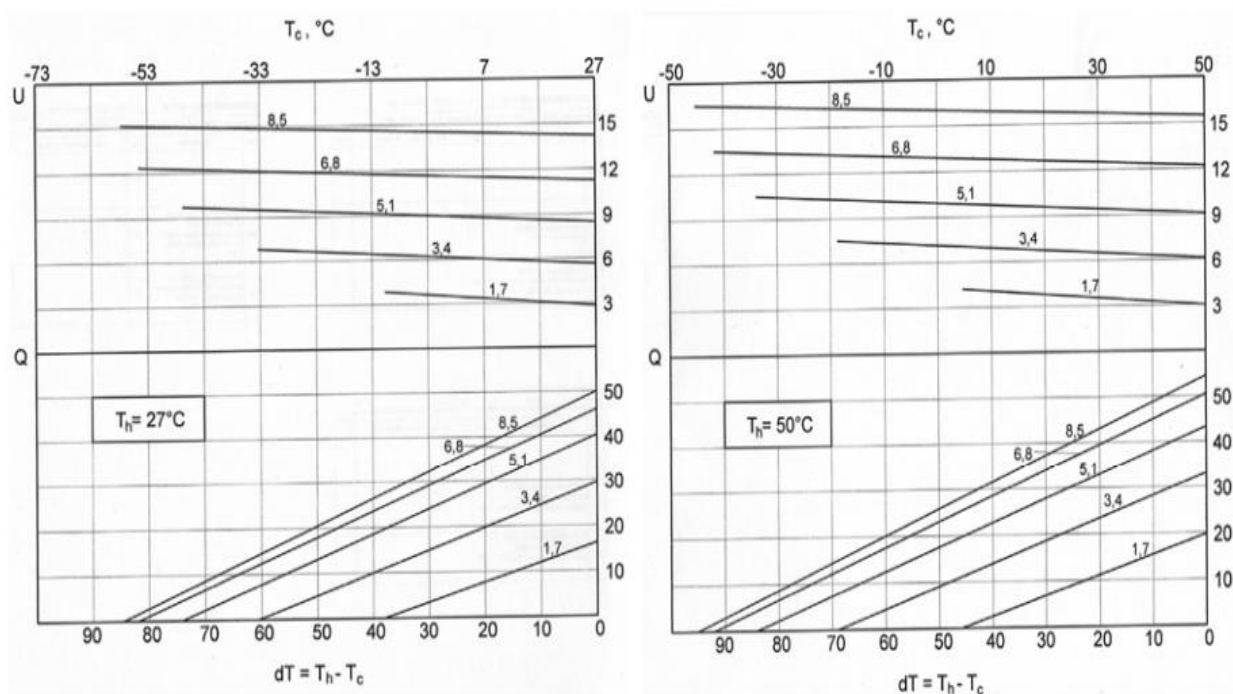
Термоэлектрлік салқындату негізінде адамның басын салқындату үшін портативті термоэлектрлік құрылғыны жасауға болатынына оңай көз жеткізуге болады, ол қолданыстағы аналогтармен салыстырғанда айтарлықтай аз салмақ пен өлшем сипаттамаларына ие болады. Ол үшін қарапайым бағалау есептеулерін орындайық.

Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғының үлгісін қарастырайық (1.45-сурет).



1.45-сурет – Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғының моделі: 1 – адамның басы, 2 – термоэлектрлік салқындату жүйесі, 3 – сұйық жылу алмасу жүйесі, 4 – сұйық (немесе ауа) радиаторы, 5 – циркуляциялық сорғы

Медициналық талаптардан [22-31] адамның басының бетінің ең төменгі рұқсат етілген температурасы $+2^{\circ}\text{C}$ болатын белгілі. Медициналық мекемелерде қоршаған ортаның орташа температурасы әдетте $+20^{\circ}\text{C}$ құрайды. Адам басынан 1 термоэлектрлік салқындату жүйесіне 2 жылу беру сұйық жылу алмасу жүйесі 3 арқылы жүзеге асырылады. Бұл жағдайда термоэлектрлік салқындату жүйесінен 2 қоршаған ортаға жылу беру екі жолмен жүзеге асуы мүмкін – сұйық немесе ауа. Ең жақсы сұйық жылу алмастырғыштар үшін температураның жоғалуы $7-8^{\circ}\text{C}$ [56, 57], ең жақсы ауа радиаторларын пайдаланған жағдайда $10-20^{\circ}\text{C}$ [56, 58]. Шығындарды ескере отырып, термоэлектрлік модульдердегі температура айырмашылығы сұйық жылу алмасудың екеуін де пайдаланған кезде $\Delta T \approx 30^{\circ}\text{C}$ -тан, сұйық және ауаның жылу алмасу жүйесін пайдаланған кезде $\Delta T \approx 45^{\circ}\text{C}$ -қа дейін болады. Мысалы, 1.46-суретте берілген мәселені шешу үшін пайдалануға болатын ТЭМ жүктеме сипаттамалары берілген.



1.46-сурет – ТЭМ жүктеме сипаттамалары

1.46-суреттен $\Delta T \approx 30-45^{\circ}\text{C}$ термоэлектрлік модуль бойынша берілген температура айырмашылығы үшін оңтайлы электр тогы кезінде бір модульдің салқындату қабілеті $Q \approx 20-30$ Вт болатыны белгілі. Бұдан шығатыны, құрылғының салқындату қабілетін 200 Вт деңгейінде қамтамасыз ету үшін 7-10 дана термоэлектрлік модульдер қажет. Жылу алмасу жүйесін ескере отырып, мұндай құрылғының көлемі 10-15 литр, ал салмағы 5-7 кг болады.

Сонымен қатар, термоэлектрлік салқындатуға негізделген құрылғыны көлік құралының борттық желісінен 12-24 В тұрақты токқа оңай бейімдеуге болады.

Осылайша, адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғылар дәстүрлі компрессорлық құрылғылармен салыстырғанда (сәйкесінше салмағы мен көлемі 10 және 20 есе аз, сондай-ақ энергияны тұтынуының 2,5-3 есе аз болуы) сөзсіз артықшылықтарға ие және сонымен бірге 200 Вт деңгейінде қажетті салқындату өнімділігін қамтамасыз етеді.

Адамның басын салқындатуға арналған құрылғыны құрастырған кезде адам ағзасының ерекше жылу-физикалық үрдістерін ескеру қажет. Роботтарда [52-54] адамның басын сыртқы жабындар арқылы салқындату бойынша жүргізілген зерттеулер адамның миын салқындату әдісі жеткілікті тиімді емес екенін көрсетті, өйткені мидың беткі қабатының температурасы тек $+36^{\circ}\text{C}$ дейін төмендейді. Бірақ ұйқы артериялары өтетін аймақта мойынды салқындату арқылы адамның миын ($+34^{\circ}\text{C}$ дейін) тиімдірек салқындатуды көрсететін жұмыс да белгілі [55]. Миды салқындатудың екі әдісін де қолдану тиімдірек болатыны анық. Сондықтан, мұндай мақсат үшін құрылғыда бас үшін салқындатқыш шлем, және мойынға арналған салқындатқыш манжет болуы керек.

Жүргізілген талдау компрессорлық тоңазытқыш қондырғыларына негізделген қолданыстағы аналогтармен салыстырғанда массасы мен көлемі аз болатын адамның басын салқындату үшін портативті термоэлектрлік құрылғыны жасауға болатындығын көрсетеді. Мұндай құрылғылардың медицинада кең практикалық қолданылуы мүмкін, бұл денсаулық сақтау жүйесіндегі жедел медициналық көмектің тиімділігі мен сапасын арттырады. Диссертациялық жұмыс осыған арналған.

Диссертацияның мәселелерін шешу нәтижесінде салмағы, өлшемі, энергиясы және құндық параметрлерінің жақсаруымен сипатталатын жергілікті салқындатуды қолдану арқылы онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алуға арналған ТЭҚ әзірленетін болады.

1.5 Бірінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы

Бұл тарауда ұсынылған шолу жергілікті салқындатуға арналған зерттеулердің айтарлықтай саны онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алуда осы әдістің жоғары клиникалық тиімділігін растайтынын көрсетті. Сонымен қатар, қолданыстағы салқындату жүйелерін егжей-тегжейлі талдау оларды медициналық тәжірибеде кеңінен енгізуге кедергі келтіретін елеулі кемшіліктердің бар екенін анықтады. Қазіргі әдебиеттерге шолу мынаны көрсетті.

1. Жергілікті салқындатуды қолданудың ең даму келешегі бар бағыты химиотерапия кезінде шаштың түсуінің алдын алу болып табылады, бұл шаш фолликуласының жасушаларының метаболикалық белсенділігінің төмендеуіне және бас терісіндегі аймақтық қан ағымының төмендеуіне байланысты.

2. Сұйықтық, компрессорлық және желдеткішпен салқындату жүйелері

негізіндегі басты жергілікті салқындатудың қолданыстағы техникалық құрылғылары олардың көлемділігіне, төмен энергия тиімділігіне, шуылына, жұмысының күрделілігіне және біркелкі температура өрісін сақтау мүмкін еместігіне байланысты медициналық қолданыстың талаптарына сәйкес келмейді.

3. Пельтье модульдері негізіндегі термоэлектрлік құрылғылар бірқатар бірегей қолдану артықшылықтарына ие жинақылық, дыбыссыз жұмыс, жоғары сенімділік, режимді өзгертуді кері қайтару мүмкіндігі және автоматты басқару жүйелерімен біріктіру, бұл оларды мамандандырылған медициналық құрылғыларды жасаудың ең даму келешегі бар бағыты етеді.

4. Бүгінгі күні бас терісін біркелкі салқындату, температураны дәл бақылау және қауіпсіздік, эргономика және энергия тиімділігі талаптарын бір мезгілде сақтау мәселелерін кешенді шешуді қамтамасыз ететін құрылғылар жоқ.

Осылайша, әдебиеттерге аналитикалық шолу басты жергілікті салқындату үшін тиімді және қауіпсіз термоэлектрлік құрылғыны құру мәселесі өзекті болып қала беретінін және бірқатар ғылыми-техникалық мәселелерді шешуді талап ететінін көрсетті.

Осы диссертациялық зерттеу аясында келесі міндеттер қойылды:

1. Медицинадағы жылу эффектілерінің, атап айтқанда энергияны түрлендірудің термоэлектрлік әдісіне негізделген қолданыстағы әдістер мен техникалық құралдарды сыни талдау.

2. Онкологиялық науқастарда алопецияны жергілікті салқындату әдісімен алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының математикалық моделін құру.

3. Алынған нәтижелерді талдай отырып, құрастырылған математикалық модель бойынша сандық эксперимент жүргізу.

4. Құрылғының математикалық модельдеу және сандық эксперимент сатысында алынған оңтайлы шешімдер негізінде компьютерлік жобалау әдістерін қолданана отырып құрылғының тәжірибелік үлгісін (макетін) жасау.

5. Эксперименттік стендте қолданыстағы нормативтік құжаттар мен стандарттар негізінде әзірленген өлшеу әдістемесіне сәйкес салқындатқыш термоэлектрлік құрылғының макетінің натуралық сынақтарын жүргізу.

2 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының математикалық моделі

2.1 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғыны зерттеу міндетінің жылу моделі және математикалық тұжырымы

Модельдеу үшін қолданылатын жергілікті салқындатуға ұшырайтын адамның басының жылу моделі 2.1-суретте көрсетілген. Ол келесі аймақтардан тұратын жарты шар: бас терісі – 1, тері асты қабаты – 2, бас сүйегі – 3, ми – 4 [59]. Модель орталық тік оське қатысты симметриялы, сондықтан оның екі өлшемді бейнесі қарастырылады (2.1-сурет).



2.1-сурет – Адамның басын салқындату үшін термоэлектрлік құрылғыны әзірлеуді, жылу моделін, компьютерлік модельдеу мәліметтерін қамтитын сұлба

Адамның басын жергілікті түрде салқындату кезінде оның жоғарғы беті бойымен термоэлектрлік модуль (ТЭМ) блогының салқындату қабілетіне сәйкес келетін жылу ағыны бар деп есептеледі. Сонымен қатар, аталған аумақтардың әрқайсысының өзіндік жылу-физикалық сипаттамалары бар, олардың мәні аудан ішінде тұрақты болып табылады.

Жергілікті салқындату кезінде адамның басының температуралық өрісін есептеуге арналған бастапқы теңдеулер 2.1-суретке сәйкес әрбір аймақ үшін стационарлық емес жылу өткізгіштіктің екі өлшемді дифференциалдық теңдеулері болып табылады, бұл ретте таңдалған аумақтардың әрқайсысында жылу бөлудің біркелкі бөлінген көзі болады [60]. Олар келесі түрге ие:

$$\begin{aligned}\lambda_1 \left(\frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} \right) + Q_1 &= \rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau} \\ \lambda_2 \left(\frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} \right) + Q_2 &= \rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau}, \\ \lambda_3 \left(\frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} \right) + Q_3 &= \rho_3 C_3 \frac{\partial T_3}{\partial \tau}, \\ \lambda_4 \left(\frac{\partial^2 T_4}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial y^2} \right) + Q_4 &= \rho_4 C_4 \frac{\partial T_4}{\partial \tau}\end{aligned}\tag{2.1}$$

Бастапқы шарттар:

$$T_1 = T_2 = T_3 = T_4 = 309,6 \text{ К кезінде } \tau = 0.$$

Шекаралық шарттар бастың таңдалған аймақтарының жанасу шекараларында жылу ағындарының теңдігін, сондай-ақ бастың сыртқы бетіндегі ТЭМ салқындату қабілетіне сәйкес келетін жылу ағынының болуын анықтайды және келесі түрде ұсынылуы мүмкін:

$$q_{\text{ТЭМ}} = \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n} \quad \text{ТЭЖ – бас терісінің жанасу бетінде,}$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} \quad \text{бас терісі – тері астындағы қабаттың жанасу бетінде,}$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} \quad \text{тері астындағы қабат – бас сүйегінің жанасу бетінде,}$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = \lambda_4 \frac{\partial T_4}{\partial n} \quad \text{бас сүйек – мидың жанасу бетінде бастың орталық көлденең}$$

қимасына қатысты температурасы 309,6 К болатын бетінен жылу ағындарының болуы қабылданады.

мұндағы T – температура; λ – жылу өткізгіштік коэффициенті; C – жылу сыйымдылығы; ρ – тығыздық; x, y – координаталар; Q – бас аймағындағы уақыт бірлігінде көлем бірлігіне бөлінетін жылу мөлшері; $q_{\text{ТЭМ}}$ – ТЭЖ және бас терісі арасындағы жанасу бетінің бірлігіне уақыт бірлігінде сіңірілетін жылу мөлшері (бұл жағдайда $S_{\text{ТЭМ}}$ бас терісімен жанасу аймағына бөлінген ТЭМ қуатына $Q_{\text{ТЭМ}}$ сәйкес келеді); айнымалы индекстер 2.1-суретке сәйкес келеді; n – ТЭЖ және бастың жанасу бетіне нормаль, $n = xh + yg$; h, g – бірлік векторлары болып табылады.

Дифференциалдық теңдеулер жүйесін (2.1) сәйкес бастапқы және шекаралық шарттары бар сандық ақырлы элементтер әдісін [61] қолдану арқылы шешу стационарлық режимде екі және бір өлшемді түрде салқындатуға ұшыраған бас аймағының температуралық өрісін, сондай-ақ ТЭМ-нің әртүрлі сипаттамалары үшін оның әртүрлі нүктелеріндегі температураның өзгеруін, жылу алмасу жүйелерін, қоршаған ортамен жылу алмасу жағдайларын анықтауға мүмкіндік береді. Бұл жағдайда талап етілетін мәселені шешу кезінде жоғары өнімділігімен және осы тектес есептерді шешудің қысқа мерзімімен сипатталатын Elcut қолданбалы бағдарламалық пакеті (өндіруші – «Тор» ЖШҚ, Санкт-Петербург қаласы, Ресей) [62] пайдаланылды.

Термоэлектрлік жүйенің (ТЭЖ) бөлігі болып табылатын және бас аймағының температуралық өрісін анықтайтын ТЭМ салқындату қабілетінің мәндерін талдау негізінде соңғысының параметрлерін есептеуге болады. Бұл жағдайда талап етілетін шамалар ТЭМ-ге кіретін термоэлементтердің геометриялық өлшемдері, қоректендіруші электр тогының шамасы, кернеу, тұтынылатын электр энергиясы, өнімділік коэффициентінің мәні, термоэлементтердің түйісулері арасындағы оңтайлы температура айырмашылығы болып табылады. Бұл сипаттамаларды анықтау ТЭМ-ді есептеудің стандартты әдістері [63], сондай-ақ қолданыстағы қолданбалы бағдарламалық пакеттері [64] негізінде жүзеге асырылуы мүмкін. ТЭЖ бөлігі ретінде ТЭМ-нің ыстық беттерінен жылуды алуды есептеу де қолданыстағы стандартты есептеу әдістерін қолдану арқылы анықталады.

2.2 Жергілікті салқындату кезіндегі адамның басының температуралық өрісін сандық есептеу әдістемесі

Дифференциалдық теңдеулер жүйесін (2.1) ақырлы элементтер әдісімен есептеу келесі реттілікпен жүргізілді [61].

Бастапқыда (2.1) теңдеулердің ақырлы элементті көрінісі келесі түрде

енгізіледі:

$$\tilde{T}(x, y, \tau) = \sum_{k=1}^K N_k(x, y) T_k(t), \quad k = 1, 2, \dots, K \quad (2.2)$$

мұндағы жоғарыдағы сызық есептің жуық шешіміне сәйкес келеді; K – түйін нүктелерінің жалпы саны; $N_k(x, y)$ – сынақ функциясы; $T_k(t)$ – бастың әрбір аймағы үшін бастапқы жылу өткізгіштік теңдеуінен анықталған коэффициенттер белгісіз.

Қатынастардың әрқайсысы (2.2) түрінде жазылуы мүмкін:

$$L(T) = 0, \quad (2.3)$$

(2.2) орнына (2.3) ауыстырғанда, соңғы өрнек (2.1) бірдей қанағаттандырылады.

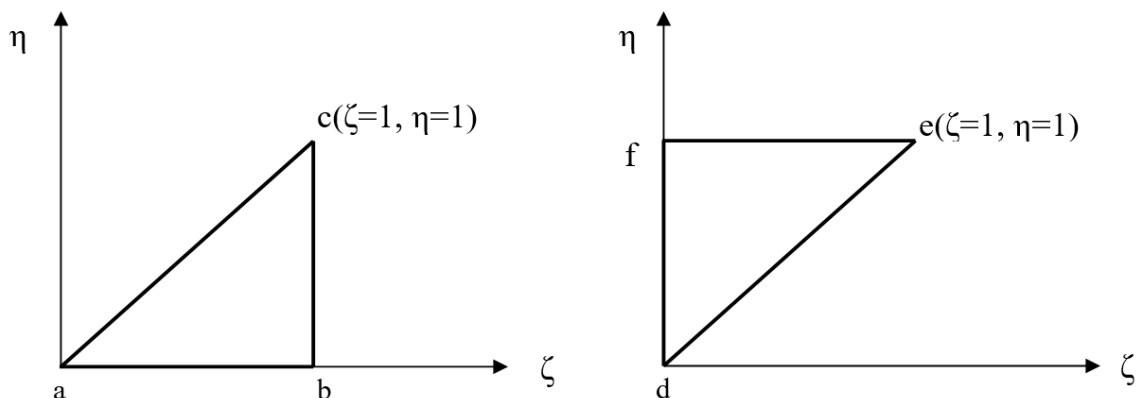
Содан кейін: $L(T) = R$,

мұндағы R – теңдеудің үйлеспеушілігі.

Қажетті мәндерді анықтау үшін Галеркин теңдеулер жүйесі құрастырылады, оның түрі төмендегідей:

$$\int_D N_m(x, y) R(x, y, t) dx dy = 0, \quad m = 1, \dots, K$$

Қажетті есепті шешу кезінде үшбұрышты пішінді изопараметрлік элементтер пайдаланылды (2.2-2.3-сурет). 2.2-2.3-суреттерде осы элементтердің екі түрі көрсетілген.



2.2-сурет – Екі типті үшбұрышты изопараметрлік элементтер

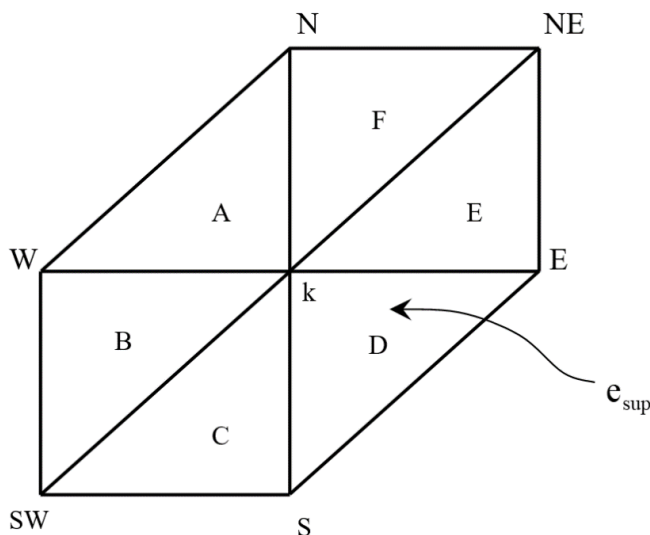
(2.2) теңдеулермен сипатталған есептің жуық шешімі келесі түрде болады:

$$\begin{aligned} \tilde{T}(x, y) &= T_a N_a(\zeta, \eta) + T_b N_b(\zeta, \eta) + T_c N_c(\zeta, \eta), & \text{егер } x, y \in e_{abc}, \\ \tilde{T}(x, y) &= T_d N_d(\zeta, \eta) + T_e N_e(\zeta, \eta) + T_f N_f(\zeta, \eta), & \text{егер } x, y \in e_{def}, \end{aligned}$$

мұндағы $N_k(\zeta, \eta)$ – негізгі функциялар.

Негізгі функциялар келесі қатынастардан анықталады:

$$\begin{aligned} N_a(\zeta, \eta) &= 1 - \zeta, & N_b(\zeta, \eta) &= \zeta - \eta, & N_c(\zeta, \eta) &= \eta, \\ N_d(\zeta, \eta) &= 1 - \eta, & N_f(\zeta, \eta) &= \eta - \zeta, & N_e(\zeta, \eta) &= \zeta. \end{aligned}$$



2.3-сурет – k тор нүктесін қоршап тұрған e_{sup} алты үшбұрышты элемент

Сәйкессіздікті азайту үшін біз барлық $N_k(x, y)$ негізгі функцияларға ортогональ $R(x, y)$ функциясын таңдаймыз. $N_k(x, y)$ өрнектері k тор нүктелерінің айналасында орналасқан элементтерде ғана жергілікті қолдауға ие екенін ескере отырып, біз мынаны аламыз:

$$(R, N_k) = K_A + K_B + K_C + K_D + K_E + K_F,$$

мұндағы

$$K_p = \iint_{e_p} \left(\frac{\partial \tilde{T}}{\partial x} \frac{\partial N_k}{\partial x} + \frac{\partial \tilde{T}}{\partial y} \frac{\partial N_k}{\partial y} + 2N_k \right) dx dy, \quad p = A, B, C, D, E, F.$$

A, ..., F элементтері k торының нүктесін қоршайды (2.3-сурет).

$K_A, K_B, K_C, K_D, K_E, K_F$ интегралдардың мәні келесі түрде есептеледі:

$$K_A = D_{bb} T_k + D_{cb} T_N + D_{ab} T_W + 2h_c E_b,$$

$$K_B = D_{ee} T_k + D_{fe} T_W + D_{de} T_{SW} + 2h_c E_e,$$

$$K_C = D_{cc} T_k + D_{ac} T_{SW} + D_{cb} T_S + 2h_c E_c,$$

$$K_D = D_{ff} T_k + D_{df} T_S + D_{fe} T_E + 2h_c E_f,$$

$$K_E = D_{aa} T_k + D_{ab} T_E + D_{ac} T_{NE} + 2h_c E_a,$$

$$K_F = D_{dd} T_k + D_{de} T_{NE} + D_{df} T_N + 2h_c E_d,$$

мұндағы h_c – тор қадамы.

$$D_{pq} = \int_0^1 \int_0^1 \left(\frac{\partial N_p}{\partial \zeta} \frac{\partial N_q}{\partial \zeta} + \frac{\partial N_p}{\partial \eta} \frac{\partial N_q}{\partial \eta} \right) d\zeta d\eta,$$

$$E_r = \int_0^1 \int_0^1 N_r d\zeta d\eta,$$

D_{pq} және E_r интегралдарының сандық мәндері келесі мәндер қабылдайды [65]:

$$D_{pq} (a-b, b-c, d-f, e-f) = -1,$$

$$D_{pq} (a-c, d-e) = 0,$$

$$D_{pq} (a-a, c-c, d-d, e-e) = 1,$$

$$D_{pq} (b-b, f-f) = 2,$$

$$E_r (r=a, c, d, e) = 0,5,$$

$$E_r (r=b, f-e) = 0.$$

Қарастырылған әдісті қолдана отырып, адамның басының жергілікті салқындатуға ұшыраған температуралық өрісі есептелді. Сандық эксперимент компьютер және Elcut қолданбалы пакетін қолдану арқылы жүзеге асырылды.

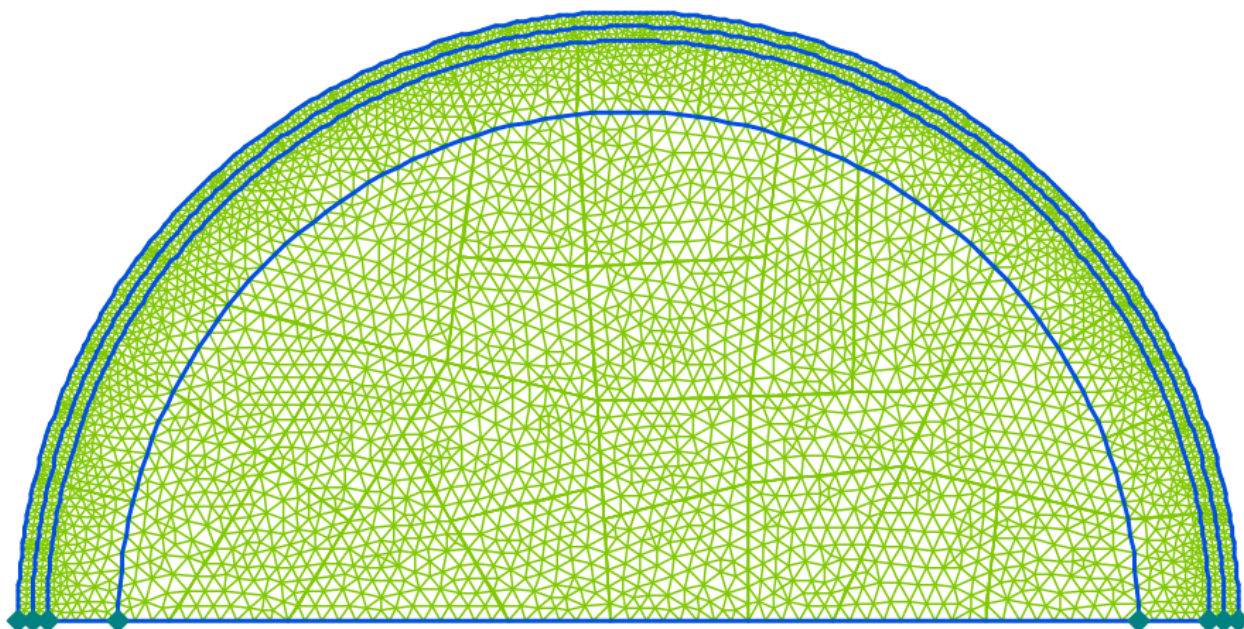
2.3 Термoeлектрлік құрылғымен жергілікті салқындату кезінде бастың температуралық өрісін есептеу нәтижелері

Жергілікті салқындату кезінде бастың температуралық өрісін анықтау міндетінің жылу моделі мен математикалық тұжырымы негізінде 2.2-тармақта көрсетілген әдістемеге сәйкес сандық тәжірибе жүргізілді.

Есептеу 2.1-кестеде келтірілген бастапқы мәліметтерді пайдалана отырып жүргізілді [59]. Бас аймақтарының өлшемдері келесідей: бас терісінің қалыңдығы – 2 мм, тері асты қабатының қалыңдығы – 2 мм, бас сүйегінің қалыңдығы – 10 мм, жарты шеңбердің радиусы (бастың көлденең қимасы) – 170 мм, мидың көлденең қимасының диаметрі – 142 см. Қоршаған орта температурасы 295 К. Екі өлшемді модель ақырлы элементтер торы бар бастың құрылымы 2.4-суретте көрсетілген.

Кесте 2.1 – Бас аймақтарының жылу-физикалық параметрлері

Бастың құрамдас бөлігі	Жылу өткізгіштігі, Вт/(м·К)	Тығыздығы, кг/м ³	Жылу сыйымдылығы, Дж/кг·К
бас терісі	0,47	1000	3680
тері астындағы қабат	0,16	850	2300
бас сүйегі	1,16	1500	1591
ми	0,49	1080	3850

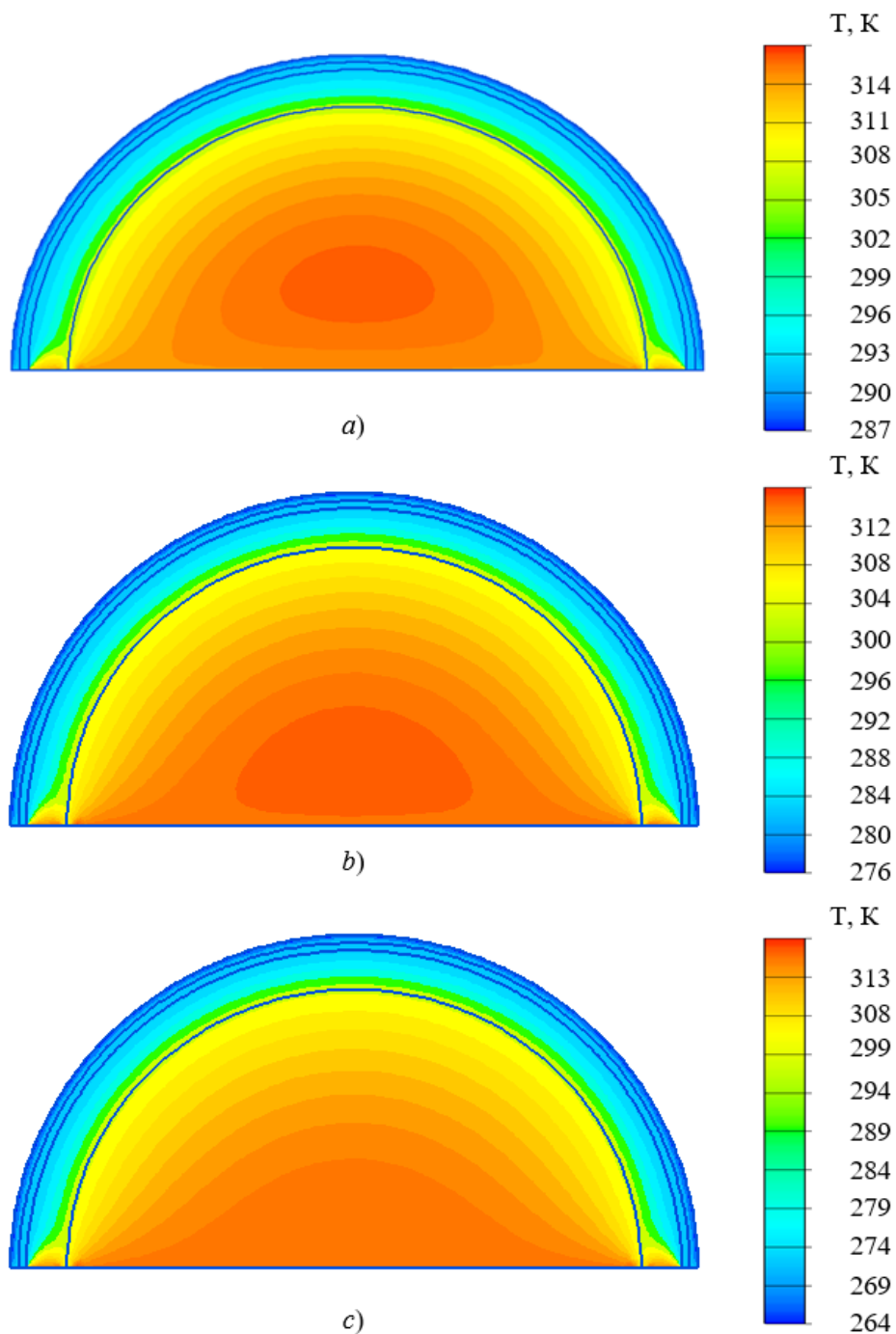


2.4-сурет – Ақырлы элементті торы бар екі өлшемді бас моделі

2.5-2.12-суреттерде сандық модельдеу нәтижелері көрсетілген. 2.5-суретте әсер ету объектісі стационарлық режимге жеткенде, сәйкесінше 60 Вт, 90 Вт, 120 Вт, ТЭЖ-ге енгізілген ТЭМ қуаттары үшін бастың екі өлшемді температуралық өрістері көрсетілген. Олардың негізінде оның жергілікті салқындату кезіндегі бас аймағының температуралық өрісінің заңдылығына сапалы талдау жүргізуге болады (2.5-сурет).

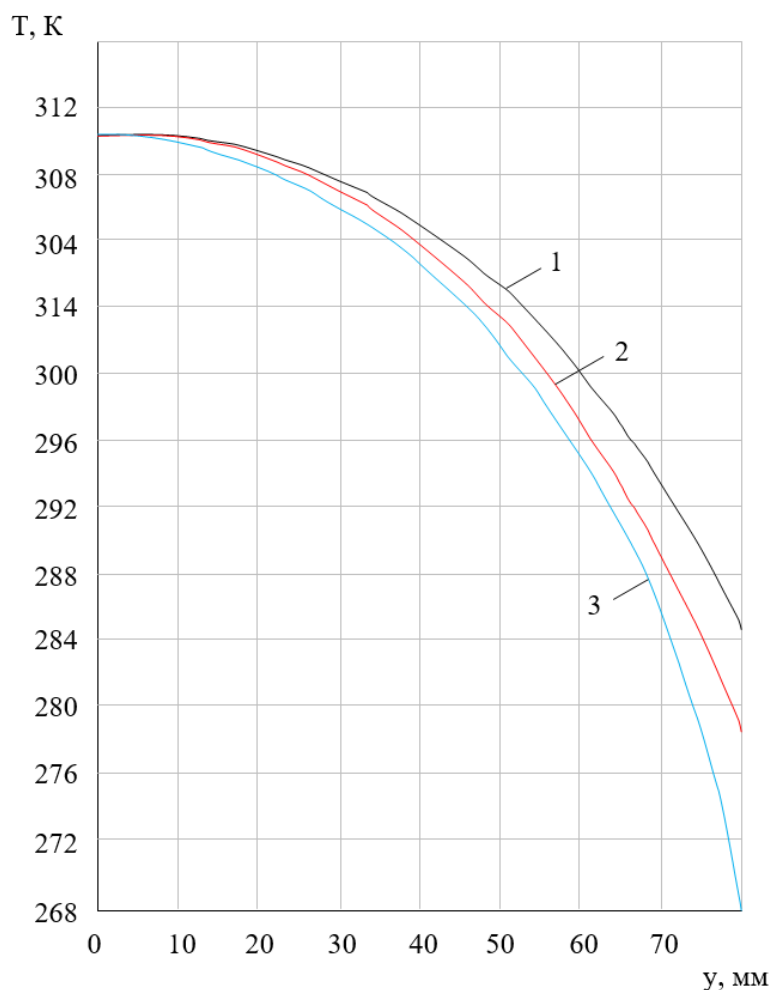
Есептеу нәтижелеріне сәйкес, барлық үш жағдайда да ТЭЖ жылу әсеріне ұшыраған бас терісінің бетінен радиалды бағытта бас аймағының ортасына дейін температураның жоғарылауы байқалады. Бұл жағдайда температураның өзгеруі біркелкі болады, бұл бастың таңдалған аймақтарының жылу-физикалық қасиеттерінің тұрақтылығымен, сондай-ақ ТЭЖ-ден бас терісінің сыртқы бетіне жылу ағынының тұрақтылығымен байланысты, ол математикалық модельді құру кезінде қабылданады. ТЭЖ-ге кіретін ТЭМ-дердің қуатының жоғарылауымен бастың барлық аймақтарының температурасы төмендейді, температураның төмендеуі де жоғарыда аталған шектеулерге байланысты біркелкі болады.

Бастың температуралық өрісінің сандық сипаттамаларын талдау үшін кеңістіктік және уақыттық координаталардағы температураның өзгеруінің бір өлшемді графиктері неғұрлым ақпаратты болып табылады.



2.5-сурет – 60 Вт (а), 90 Вт (б), 120 Вт (в) қуатымен ТЭҚ-мен салқындату кезіндегі бастың екі өлшемді температуралық өрісі

2.6-суретте 60 Вт, 90 Вт және 120 Вт ТЭМ қуаттары үшін бас бөлігінің орталық радиалды бағыты бойынша температураның өзгеру графиктері көрсетілген, ТЭҚ – стационарлық температуралық режимге әсер ету объектісі жүйесі үшін қарастырылады (2.6-сурет).

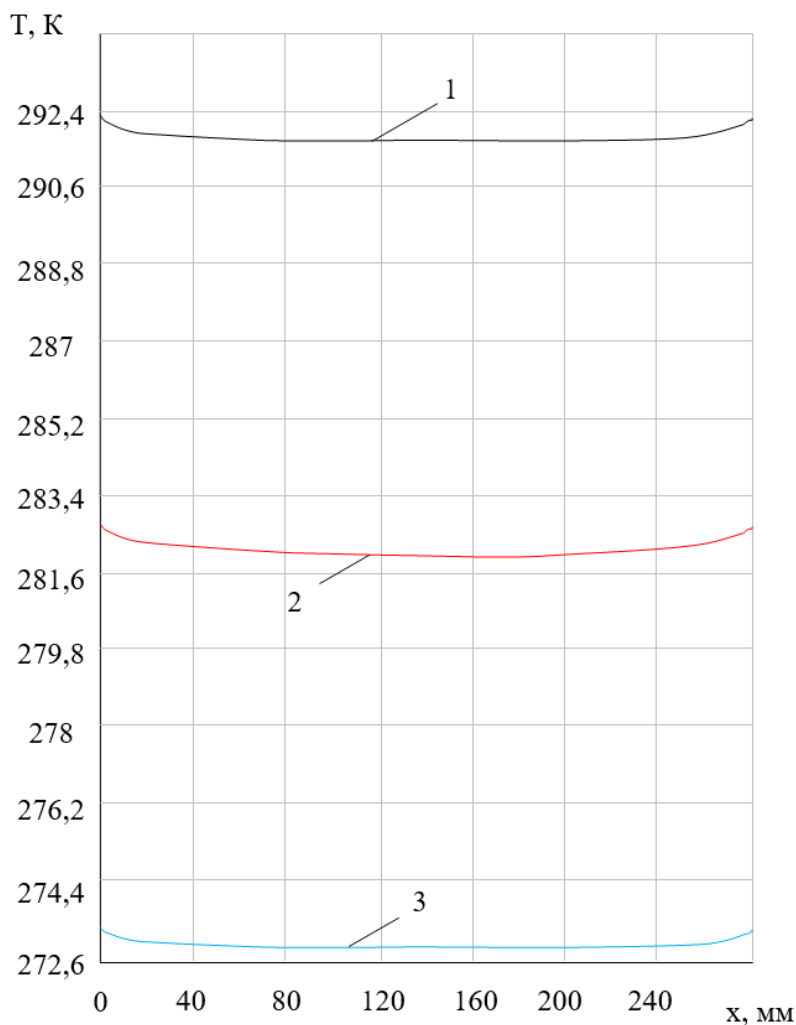


2.6-сурет – Әр түрлі ТЭМ қуат мәндері үшін бас бөлігінің орталық радиалды бағыты бойынша температураның өзгеруі: 1 – $Q_{\text{ТЭМ}}=60$ Вт, 2 – $Q_{\text{ТЭМ}}=90$ Вт, 3 – $Q_{\text{ТЭМ}}=120$ Вт

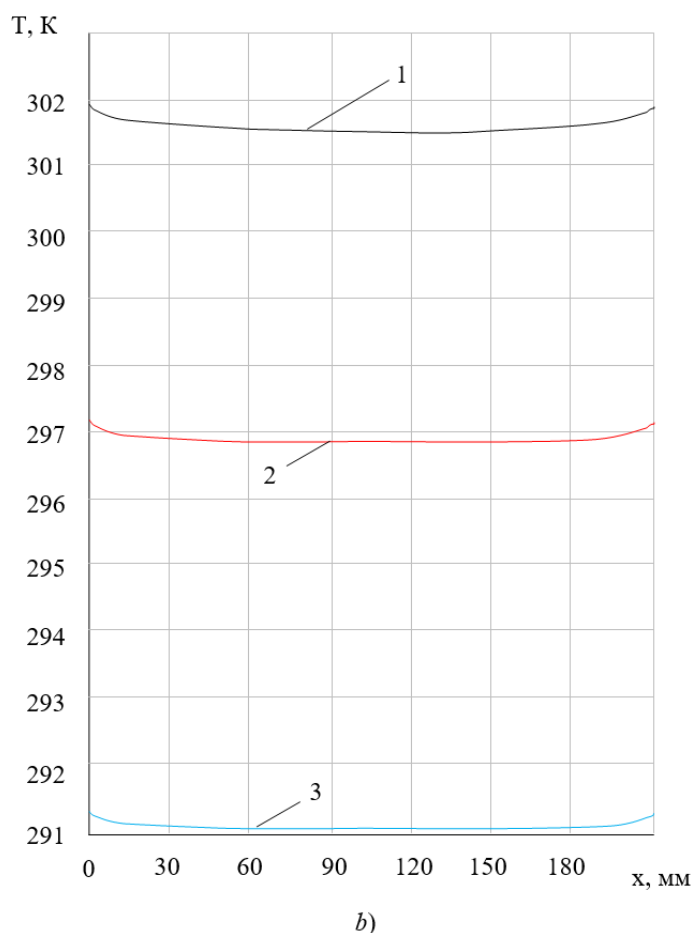
Ұсынылған мәліметтерге сәйкес, анықтамалық орталықтан бастап (ми аймағының орталығы) бастың температурасы төмендейді және келесі пропорцияларда болады: ТЭМ қуаты 60 Вт үшін 309,6 К-ден 288 К-ге дейін, ТЭМ қуаты 90 Вт үшін 309,6 К-ден 279,5 К-ге дейін, ТЭМ қуаты 120 Вт үшін 309,6 К-ден 268 К-ге дейін. Температураның төмендеуі, жоғарыда айтылғандай, біркелкі. Бұл жағдайда барлық қарастырылған үш жағдай үшін радиалды бағыттағы температураның өзгеруінің ТЭМ қуатына қатынасы шамамен бірдей (60 Вт үшін 0,36 К/Вт, 90 Вт үшін 0,39 К/Вт, 120 Вт үшін 0,35 К/Вт). Алопецияны алдын алуға қатысты емдеу шаралары тұрғысынан бас терісі аймағындағы температураны анықтау маңызды. Есептеу жүргізілген шарттар үшін оның орталығындағы температура 60 Вт, 90 Вт және 120 Вт үшін 292 К, 281 К және 273 К құрайды. Бұл жағдай әзірленген термоэлектрлік құрылғының көмегімен алопецияны алдын алуға арналған медициналық емдеу шараларының орындылығын көрсетеді. Оған ТЭЖ-

дегі ТЭМ қуатының бұрын қарастырылған мәндері үшін бас терісі аймағының доғасының ортасы бойындағы температураның өзгерістерінің графиктері көрсетілген 2.9-сурет дәлел болып табылады. Тәуелділіктерден көрінетіндей, оның орталығындағы бас терісі аймағының доғасы бойындағы температура айырмашылығы 1 К-ден аспайды.

Бас терісі аймағының доғасының ортасының салқындатуын болдырмау үшін ми аймағының температурасын талдау да қызығушылық тудырады. 2.7-суретте әртүрлі ТЭМ қуат мәндері үшін бас сүйегінен 2 мм тереңдікте ми аймағының доғасының ортасы бойымен температураның өзгеруі көрсетілген. Ұсынылған деректерге сәйкес, мидың ең төменгі температурасы ТЭМ қуаты 120 Вт кезінде 290,7 К құрайды. Қолданыстағы медициналық стандарттарға сәйкес бұл температура мәні 2 сағаттан кем емес уақыт өте қолайлы болғандықтан [8], әзірленген ТЭЖ көмегімен жүзеге асырылатын емдеу шаралары қолданыстағы санитарлық нормаларға сәйкес келеді (2.7-сурет).



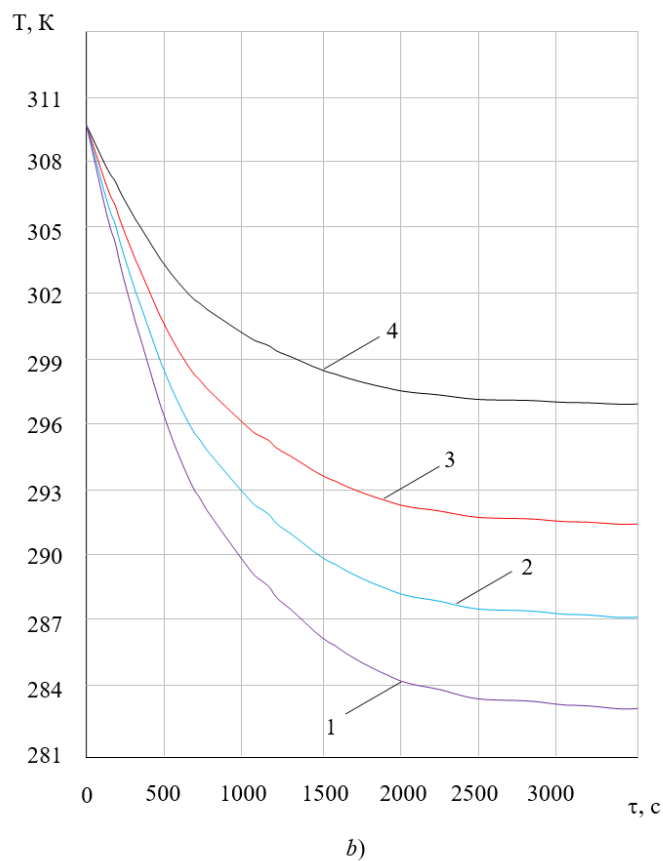
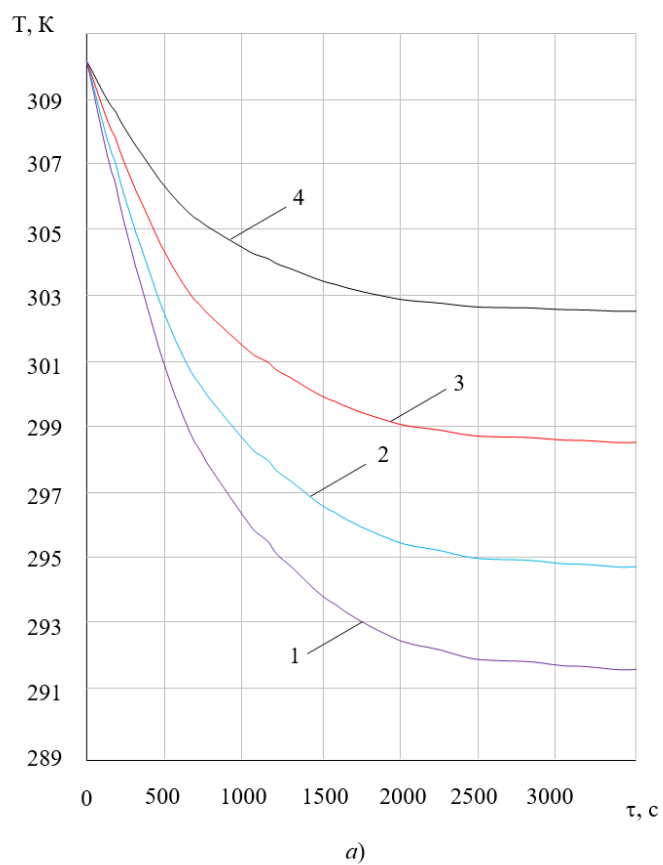
a)

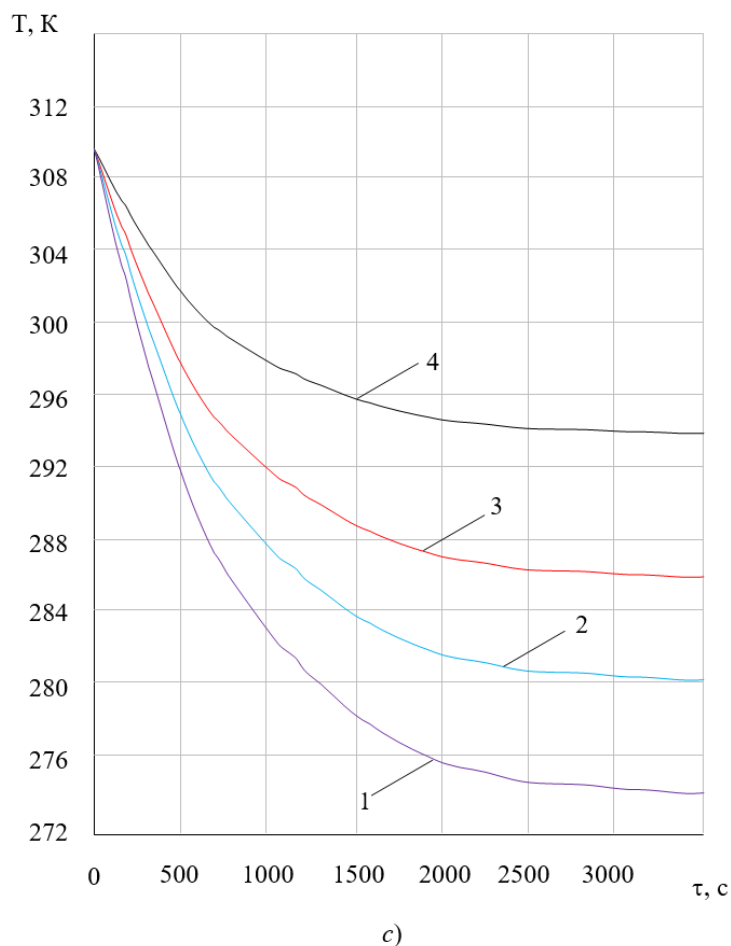


2.7-сурет – Бас терісі аймағының доғасының ортасы бойымен температураның өзгеруі (а) және әртүрлі ТЭМ қуат мәндері үшін ми аймағының бас сүйегінен 2 мм тереңдікте тартылған доға (b): 1 – $Q_{TЭМ}=60$ Вт, 2 – $Q_{TЭМ}=90$ Вт, 3 – $Q_{TЭМ}=120$ Вт

Термомодульдер қуаты 60 Вт, 90 Вт және 120 Вт болатын бас терісі аймағы үшін оның орталығындағы температура тиісінше 291,5 К, 282 К және 273 К құрайды, бұл жағдайда бас терісі аймағына жылу әсері оның бүкіл аймағында шамамен бірдей болады. Тәуелділік графиктерінен көрінетіндей, оның орталығындағы бас терісі аймағының доғасы бойындағы температура айырмашылығы 1 К-ден аспайды. Ми аймағының доғасының центрінің температурасының бас сүйегінен 2 мм тереңдікте өзгеруіне кезінде, мидың ең төменгі температурасы ТЭМ қуаты 120 Вт кезінде 291,1 К құрайды.

Басты салқындату үшін арналған ТЭЖ динамикалық параметрлерін талдау үшін ТЭМ әртүрлі қуат мәндерінде уақыт бойынша оның бақылау нүктелерінің температурасының өзгеруі графиктері алынды. Зерттеу нәтижелері 2.11-2.13-суреттерде көрсетілген. Суреттердегі қисықтар 1 – бас терісінің ортасындағы температура уақытының өзгеруі, 2 – тері асты қабатының ортасындағы температура уақытының өзгеруі, 3 – бас сүйегінің ортасындағы температура уақытының өзгеруі, 4 – бас сүйектен 2 мм қашықтықта мидың температурасының уақытының өзгеруі.





2.8-сурет – Қуаттары 60 Вт (а), 90 Вт (б) және 120 Вт (с) болатын ТЭЖ салқындатылған кезде бастың бақылау нүктелеріндегі температураның уақыт бойынша өзгеруі: 1 – бас терісінің ортасы, 2 – тері асты қабаты, 3 – бас сүйегі, 4 – бас сүйектен 2 мм қашықтықтағы ми

Осы графиктерге сәйкес бастың барлық аймақтары үшін стационарлық режимге жету уақыты шамамен бірдей және шамамен 25-26 минутты (1600-1700 с) құрайды. Бұл жағдай әсер ету аймағының (бастың) салыстырмалы түрде үлкен габариттік өлшемдерімен, сондай-ақ оның орташа есеппен 2800-3000 Дж/К·кг болатын жоғары жылу сыйымдылығымен түсіндіріледі (2.1-кесте).

ТЭЖ – режимге әсер ету объектісі жүйесінің пайдалану уақытының бастапқы сәтінде ТЭЖ мәжбүрлі жұмыс режимін пайдалану арқылы (максималды суық өнімділік режимін пайдалану) қысқартуға болады. Жүйенің қажетті температуралық деңгейге шығу ұзақтығын төмендетудің тағы бір нұсқасы – құрылғыны қажетті салқындату деңгейіне жеткізу үшін емдеу шараларын орындау алдында құрылғыны қосу және содан кейін ғана медициналық емдеу шарасын орындау. Бұл жағдайда ТЭЖ қажетті жұмыс режиміне шығу уақыты айтарлықтай азаяды. Жұмыс нәтижелеріне [9] сәйкес айырмашылық шамамен 1,3 есе болады.

2.4 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғы құрамындағы термоэлектрлік модульдерді есептеу әдістемесі

Зерттелетін ТЭЖ құрамына кіретін ТЭМ есептеу әдістемесі [68]-де көрсетілген стандартты сипатқа және келесі реттілікке ие.

Бастапқы деректер алдыңғы тарауда талқылانған бас аймағының температуралық өрісін есептеу сатысында анықталған $Q_{ТЭМ}$ шамалары ($Q_{ТЭМ}=q_{ТЭМ}/S_{ТЭМ}$, мұндағы $S_{ТЭМ}$ – ТЭМ мен әсер ету объектісінің жанасу ауданы), сондай-ақ термоэлементтерде және қоршаған орта жағдайында қолданылатын жартылай өткізгіш заттың электрлік және жылу-физикалық параметрлері болып табылады. Изделетін шамаларға термоэлементтердің өлшемдері және олардың саны, ТЭМ-ді беретін электр тогының шамасы, кернеу және тұтынылатын электр энергиясы жатады. Термомодульдерді есептеу келесі реттілікпен жүзеге асырылады. Төменде қолданылған қатынастар [64, 65] алынған.

n термоэлементтерден тұратын ТЭМ қарастырайық. Мұндай термомодуль үшін оның аудан бірлігіне келетін суық өнімділігі мына өрнекпен анықталады:

$$Q_{ТЭМ} = nGT_{x.ТЭМ} \frac{s_{тэ}}{\ell_{тэ}} \frac{t-1}{t+1} (N_{тэ} - t), \quad (2.4)$$

мұндағы $N_{тэ} = \sqrt{1 + 0,5Z_{тэ}(T_{x.ТЭМ} + T_{г.ТЭМ})}$, $T_{x.ТЭМ}$ – ТЭМ-дегі термоэлементтердің суық түйіспелерінің температурасы, $T_{г.ТЭМ}$ – ТЭМ-дегі термоэлементтердің ыстық түйіспелерінің температурасы, $t = \frac{T_{г.ТЭМ}}{T_{x.ТЭМ}}$,

$Z_{тэ} = \frac{e^2}{(\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n})^2}$ – бір термоэлементтің сапа коэффициенті, e – бір

термоэлементтің термо-ЭҚК коэффициенті, $G = \frac{2N_{тэ}}{N_{тэ} - 1} \frac{\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n}}{\sqrt{\lambda_p \rho_n} + \sqrt{\lambda_n \rho_p}} \sqrt{\lambda_n \lambda_p}$,

$\lambda_p, \rho_p, \lambda_n, \rho_n$ – p- және n-типті термоэлемент тармақтарының жылу өткізгіштігі мен кедергісінің меншікті коэффициенттері, $s_{тэ}, \ell_{тэ}$ – термоэлемент тармақтарының көлденең қимасының ауданы мен ұзындығы.

Аудан бірлігіне келетін ТЭМ жылу өнімділігінің ұқсас қатынасы келесі түрдегідей болады:

$$Q'_{ТЭМ} = nGT_{г.ТЭМ} \frac{s_{тэ}}{\ell_{тэ}} \frac{t-1}{t+1} (tN_{тэ} - 1), \quad (2.5)$$

ТЭМ-ді қоректендіретін электр тогының күші мына формуламен анықталады:

$$I_{\text{ТЭМ}} = \frac{(N_{\text{тэ}}^2 - 1)Q_{\text{ТЭМ}}}{eN_{\text{тэ}}(N_{\text{тэ}}T_{\text{г.ТЭМ}} - T_{\text{х.ТЭМ}})}, \quad (2.6)$$

ТЭМ-ді құрайтын термоэлементтердің геометриялық өлшемдері (биіктігі және көлденең қимасының ауданы) $\frac{s_{\text{тэ}}}{\ell_{\text{тэ}}}$ қатынасы бойынша, сондай-ақ қоректенетін электр тогының белгілі мәнімен анықталады:

$$\frac{\ell_{\text{тэ}}}{s_{\text{тэ}}} = \frac{e(T_{\text{г.ТЭМ}} - T_{\text{х.ТЭМ}})\sigma_p}{I_{\text{ТЭМ}}(N_{\text{тэ}} - 1)\left(1 + \frac{\sigma_p s_p}{\sigma_n s_n}\right)} \quad (2.7)$$

$$\frac{\ell_{\text{тэ}}/s_p}{\ell_{\text{тэ}}/s_n} = \sqrt{\frac{\lambda_p \sigma_p}{\lambda_n \sigma_n}}, \quad (2.8)$$

мұндағы σ_p, σ_n – тиісінше p-типті және n-типті термоэлементтердің тармақтарының меншікті электр өткізгіштіктері.

Тұтынылатын электр энергиясы келесі қатынас бойынша анықталады:

$$W_{\text{ТЭМ}} = I_{\text{ТЭМ}}^2 R_{\text{ТЭМ}}, \quad (2.9)$$

мұндағы $R_{\text{ТЭМ}} = n \frac{\ell_{\text{тэ}}}{s_{\text{тэ}}} (\rho_n + \rho_p)$ – ТЭМ электр кедергісі.

Салқындату коэффициентінің мәні мына формула бойынша есептеледі:

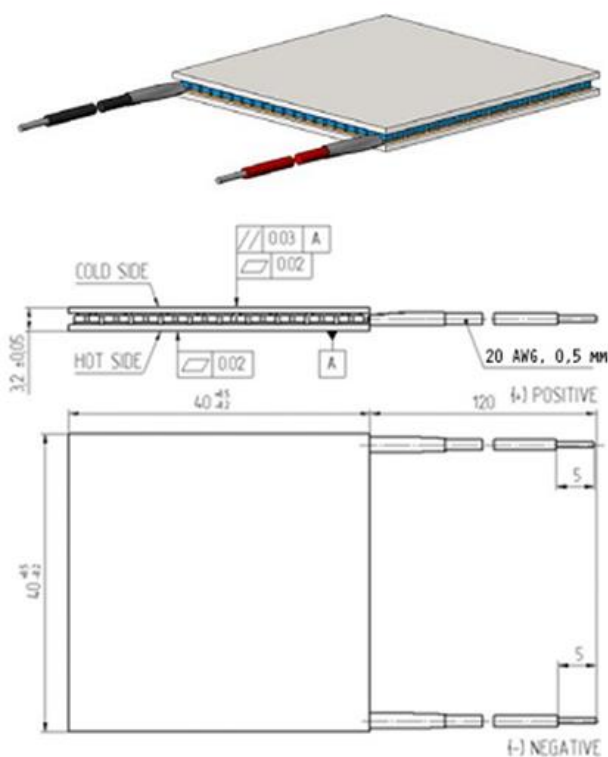
$$\eta = \frac{Q_{\text{ТЭМ}}}{W_{\text{ТЭМ}}} \quad (2.10)$$

(2.4)-(2.10) өрнектерінің негізінде ТЭМ операциялық мүмкіндіктерін көрсететін параметрлері анықталады.

Қарастырылған әдістеме стандартты ТЭМ өндірушілерімен әзірленген тиісті бағдарламалық қамтамасыз ету үшін жасақтамаларының негізі болып табылады. Thermoelectric system calculation (өндіруші – «Криотерм» ЖШҚ, Санкт-Петербург

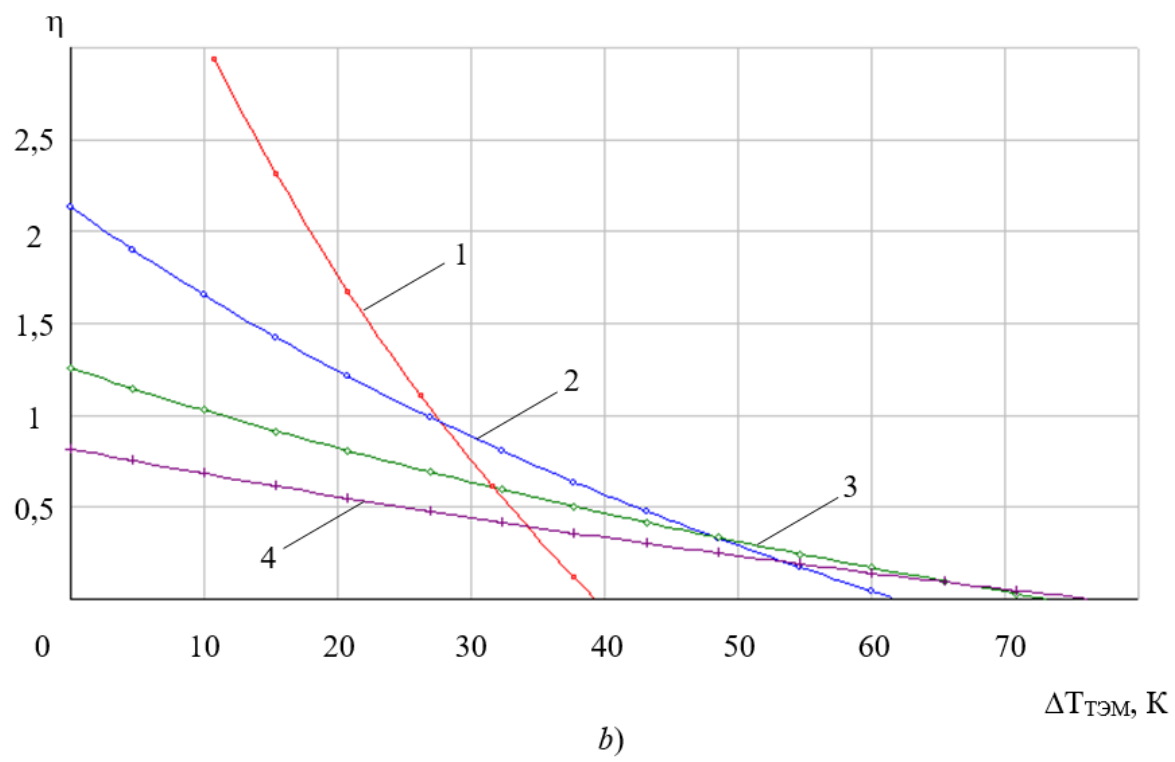
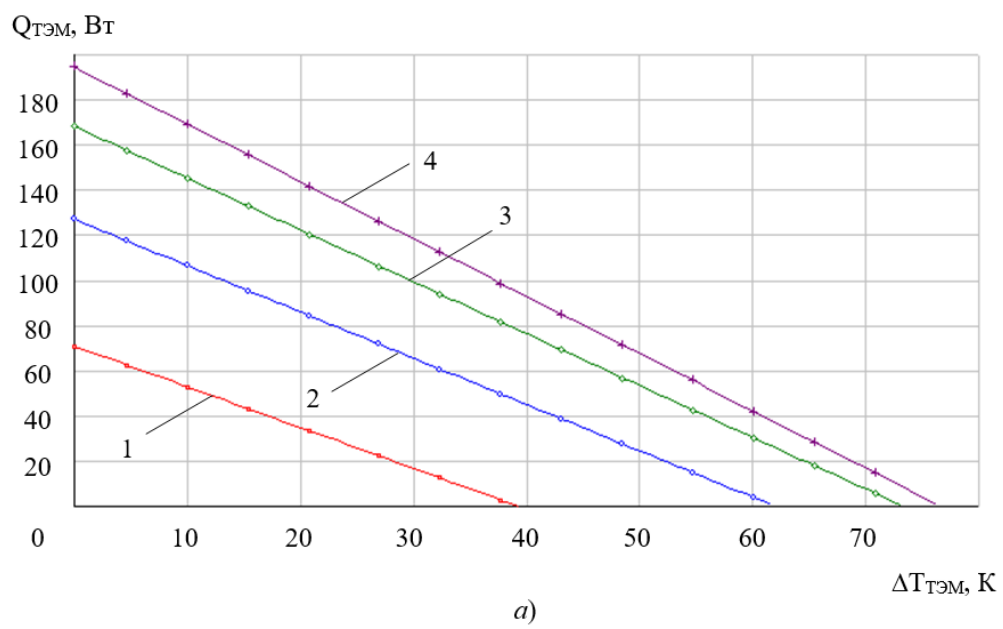
қаласы) [7] қолданбалы бағдарламасының көмегімен ТЭЖ-де қолданылатын ТЭМ параметрлері есептелді.

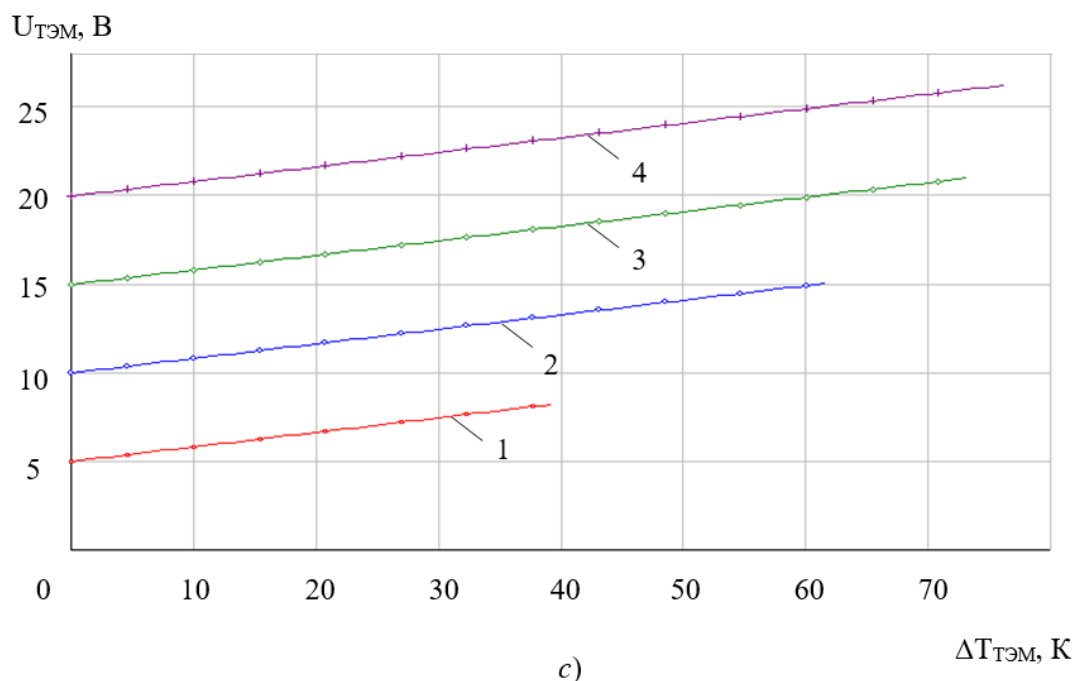
Басты салқындатумен байланысты емдеу шараларының талаптары мен режимдеріне сәйкес суықтың көзі ретінде келесі параметрлерге ие DRIFT-0,8 типті екі ТЭМ-ді (өндіруші – «Криотерм» ЖШҚ, Санкт-Петербург қаласы) пайдалану ұсынылады: қуат тогының максималды күші $I_{ТЭМ.max}=11,9$ А, максималды қуат $Q_{ТЭМ.max}=195$ Вт, максималды кернеу $U_{ТЭМ.max}=26,3$ В, өткелдер арасындағы максималды температура айырмашылығы $\Delta T_{ТЭМ.max}=77$ К, $R_{ТЭМ}=1,65$ Ом. ТЭМ сыртқы түрі мен өлшемдері 2.9-суретте көрсетілген (2.9-сурет).



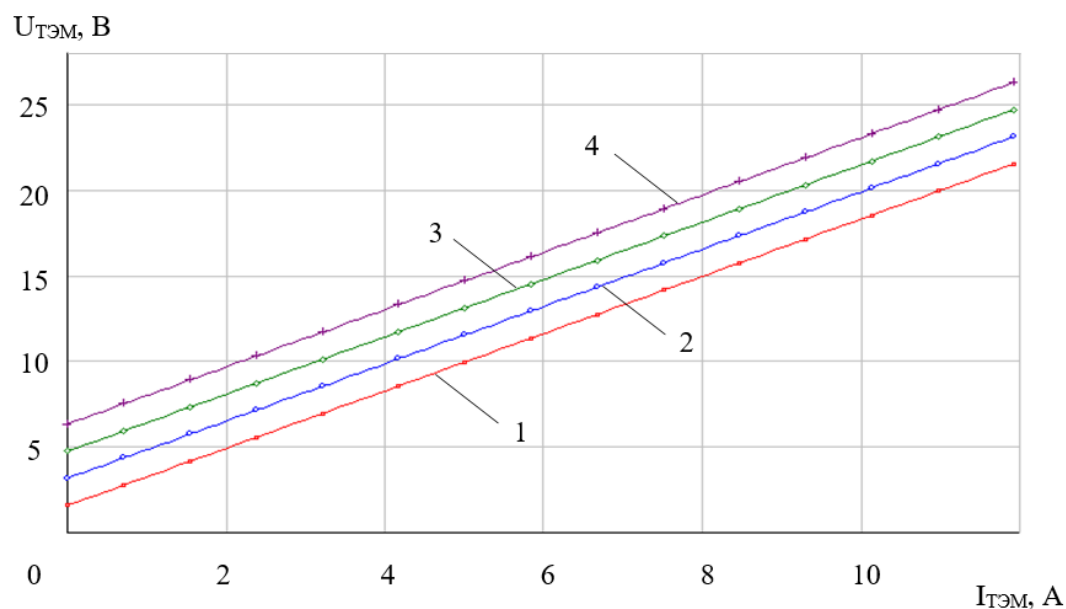
2.9-сурет – DRIFT-0,8 типті өлшемдері бар ТЭМ сыртқы түрі

2.10-2.12-суреттерде берілген ТЭМ-нің негізгі сипаттамаларын сипаттайтын тәуелділіктерді көрсетеді. Келесі тәуелділік графиктері қарастырылған: қуаттың өзгеруі, тоңазытқыш коэффициенті, қуат тогының әртүрлі мәндері үшін дәнекерлер арасындағы температура айырмашылығынан ТЭМ қуат кернеуі, дәнекерлер арасындағы температура айырмашылығының әртүрлі мәндері үшін вольт-амперлі сипаттамасы, қоректендіру тогынан суық өткелдегі температураның өзгеруі, тұтынылатын энергиядан ТЭМ қуаты, қоректендіру тогынан өнімділік коэффициенті. Графиктер 320 К ыстық дәнекерлеу температурасында берілген.

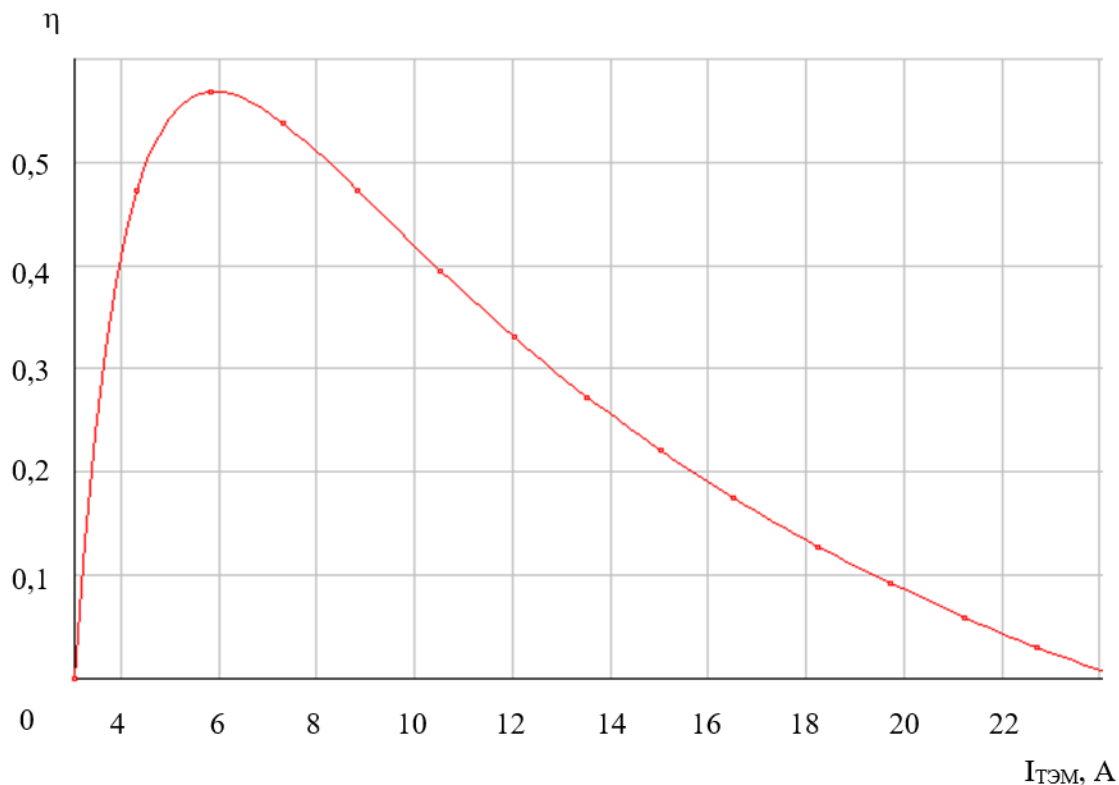




2.10-сурет – Қуаттың (а), өнімділік коэффициентінің (б) және қоректендіру кернеуінің (с) ТЭМ қоректендіру тогының әртүрлі мәндеріндегі түйіспелер арасындағы температура айырмашылығына тәуелділігі 1 – $I_{TЭМ}=3$ А, 2 – $I_{TЭМ}=6$ А, 3 – $I_{TЭМ}=8,9$ А, 4 – $I_{TЭМ}=11,9$ А



2.11-сурет – Термоэлементті дәнекерлеу арасындағы температура айырмашылығының әртүрлі мәндеріндегі ТЭМ-нің ток-кернеу сипаттамасы: 1 – $\Delta T_{TЭМ}=19$ К, 2 – $\Delta T_{TЭМ}=39$ К, 3 – $\Delta T_{TЭМ}=58$ К, 4 – $\Delta T_{TЭМ}=72$ К



2.12-сурет – ТЭМ салқындату коэффициентінің қоректендіру тогына тәуелділігі

Ұсынылған деректерге сәйкес ТВ-199-1,4-1,5 (DRIFT-0.8) типті ТЭМ жұмыс қуатының диапазоны 20-дан 80 Вт-қа дейінгі диапазонда болады, бұл ретте түйіспелер арасындағы орташа температура айырмашылығы 50 К. Бұл жағдайда жағдайда қоректендіру тогы 100-ден 500 Вт-қа дейінгі қуат тұтынуымен 3-11 А болады. Тоңазыту коэффициенті 0,1-ден 0,5-ке дейін өзгереді.

2.5 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының салқындату блогындағы мәжбүрлі конвекция жүйесін жылу-физикалық есептеу әдістемесі

ТЭҚ салқындату блогында ауа конвекциясы жүйесі ретінде желдеткішпен үрленген термомодульдердің суық бетімен тығыз механикалық байланыста болатын тегіс немесе қырлы металл құрылымы болуы керек.

Мұндай жүйені есептеу кезінде бас терісінің бетіне жіберетін жылу ағынының тығыздығын q_r анықтау қажет [60].

Ауа жүйесі үшін жалпы жағдайда бұл параметр мына қатынастан анықталады:

$$q_r = \alpha_r (T_{ТЭМ_x} - T_r) \psi, \quad (2.11)$$

мұндағы α_{Γ} – жылуды кетіру бетінен қоршаған ортаға жылу беру коэффициенті, T_{Γ} – бас бетінің температурасы, ψ – бетті қырқу тиімділігінің коэффициенті (тегіс жылу беру беті үшін $\psi=1$). α_{cp} мәні жылу берудің қарқындылығына және жылуды тарататын беттегі жабын қабатының жылу кедергісіне байланысты $\frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}$:

$$\alpha_{\Gamma} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{\Gamma.ки}} + \frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}}, \quad (2.12)$$

мұндағы айнымалы $\alpha_{\Gamma.ки}$ конвекция және сәулелену арқылы жылудың берілуін ескереді.

Беттік қабаттың тиімділік коэффициенті бүйір бетіндегі қабырғалардың болуын, олардың пішіні мен геометриялық өлшемдерін, сондай-ақ олардың тиімділік дәрежесін анықтайды және арақатынаспен көрсетіледі:

$$\psi = \frac{th(m_{то} h_p)}{m_{то} h_p}, \quad (2.13)$$

мұндағы $m_{то} = \sqrt{\frac{P_{то}}{\lambda_{p.то} F_{p.то}}}$, $P_{p.то}$ – жылуды тарату жүйесінің жиектерінің

көлденең қимасының периметрі; $\lambda_{p.то}$ – жылу тарату жүйесінің жиектерінің жылу өткізгіштік коэффициенті; $F_{p.то}$ – жылу тарату жүйесінің жиегінің көлденең қимасының ауданы; $h_{p.то}$ – жылу тарату жүйесінің жиегінің биіктігі.

Сәулелену арқылы жылу беру коэффициенті мына формуламен есептеледі:

$$\alpha_{\Gamma.и} = \frac{5,67\varepsilon_{пр} \left[\left(\frac{T_{ст1}}{100} \right)^4 - \left(\frac{T_{ст2}}{100} \right)^4 \right]}{T_{ст1} - T_{ст2}}, \quad (2.14)$$

мұндағы $T_{ст1}$, $T_{ст2}$ – жылу алмасу орын алатын беттердің температурасы (бұл жағдайда $T_{ст1} = T_{ТЭБг}$); $\varepsilon_{пр}$ – осы беттердің қараңғылығының төмендетілген дәрежесі.

Зерттелетін жағдайда ТЭМ-нің суық өткелдерінің температурасы салыстырмалы түрде шағын шектерде өзгереді, сондықтан сәулелену әсерінен олардың бетінен бөлінетін жылуды елемеуге болады. Бұл жағдайда жылу алмасуға негізгі үлесті конвективті компонент қосады.

Конвективтік жылу беру коэффициенті мына формула бойынша есептеледі:

$$\alpha_{г.к} = \frac{Nu \lambda_{cp}}{\ell_0}, \quad (2.15)$$

мұндағы Nu – Нуссельт саны; λ_{cp} – қоршаған ортаның жылу өткізгіштік коэффициенті; ℓ_0 – өлшемді анықтаушы (ТЭМ ұзындығы).

Ауаның мәжбүрлі жылу алмасуы кезіндегі әртүрлі беттерге арналған Нуссельт критерийі:

1. Тегіс қабырғасыз бет үшін:

$$Nu = \begin{cases} 0,58 Re^{0,5} & \text{при } Re > 4 \cdot 10^4 \\ 0,032 Re^{0,8} & \text{при } Re \geq 10^4 \end{cases}$$

2. Қабырғалы бет үшін:

$$Nu = \begin{cases} 1,4 \left[\sqrt{1 + 0,443 \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}}} - \left(1 + 0,113 \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} \right) \right] & \text{при } \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} < 7 \\ 0,64 + 0,023 \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} & \text{при } 7 \leq \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} < 20 \\ 0,5 \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} & \text{при } \frac{Grb_{p.to}}{2D_{p.to}} \geq 20 \end{cases}$$

3. Бұдыр радиатор жүйесі үшін:

$$Nu = 0,21 Re^{0,65}$$

мұндағы Re – Рейнольдс саны, $D_{p.to}$ – қабырға ұзындығы; $b_{p.to}$ – қабырғалар арасындағы қашықтық; Gr – Грасгоф саны; Pr – Прандтль саны.

Осы тәуелділіктерді ескере отырып:

$$q_{г} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{г.ки}} + \frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}} (T_{г.э.х} - T_{г}) \frac{th(m_{то} h_{p.to})}{m_{то} h_{p.to}},$$

мұндағы $\alpha_{г.ки}$ (15)-(18) формулаларымен анықталады.

Радиатор құрылымдарының параметрлері [68] жұмыстарға сәйкес $q_{г}$ мәнін пайдалана отырып, сондай-ақ желдеткіштің белгілі тәуелділіктер арқылы есептеледі.

2.6 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғы құрамындағы термоэлектрлік модульдің ыстық дәнекерлерінен сұйық жылу алу жүйесін жылуфизикалық есептеу әдістемесі

Сұйық жылуды кетіру жүйесінің жылу техникалық есептеулерін орындау кезінде оның ағынының режимін, салқындатқыштың дизайнын және күйін ескеру маңызды. Сұйықтықтың мәжбүрлі ағыны ламинарлы, өтпелі және турбулентті болып бөлінеді. Көрсетілген режимдердің әрқайсысы Рейнольдс сандарының белгілі бір диапазонына сәйкес келеді. Құбырлы арналарда ағын $Re < 2300$ кезінде ламинарлы және $Re > 10^4$ кезінде турбулентті болады. Өтпелі ағын Рейнольдс сандарының $2,3 \cdot 10^3$ -тен 10^4 -ке дейінгі диапазонына сәйкес келеді.

Сұйық жылуды кетіру жүйелерінің маңызды ерекшелігі – салқындатқыш ағып жатқан ұзын түзу сызықты арналардың болуы, бұл ретте арналардың ұзындығы бастапқы жылу қимасынан айтарлықтай үлкен болуы мүмкін, ал жылу беру қарқындылығы іс жүзінде сұйықтықтың жылдамдығы мен температурасына тәуелді емес.

Сұйық жылуды кетіру жүйелерінің көптеген түрлері үшін арналардың қысқа ұзындығына байланысты жылу беру бастапқы гидродинамикалық және жылулық секциялар шегінде жүреді, сонымен қатар көлік аймағына кіре берістегі жағдайларға байланысты. Мұндай жүйелерде қисық арналардың болуы салқындатқышта орталықтан тепкіш күштердің пайда болуына әкеледі, бұл жалпы жағдайда жылу алмасуға белгілі бір әсер етуі мүмкін.

Сұйық жылуды кетіру жүйесінің жылу алмасу бетіндегі салыстырмалы түрде жоғары жвлу жүктемелер кезінде салқындатқыштағы температураның таралуының біркелкі еместігінен туындаған мәжбүрлі ағында еркін конвекция пайда болуы мүмкін. Еркін конвекцияның әсері болмаған кезде тұтқыр сұйықтықтардың ағынына сәйкес келетін тұтқыр режимнен айырмашылығы, тұтқыр-гравитациялық режимде тұтқыр және көтеру күштері салыстырмалы болады.

Бұл жағдайда шығарылатын жылу ағынының есептік мәні мына формула бойынша анықталады:

$$q_{\text{ж}} = \alpha_{\text{ж}} (T_{\text{ТЭМГ}} - T_{\text{ж}}),$$

мұндағы $\alpha_{\text{ж}}$ – сұйықтыққа жылу беру коэффициенті; $T_{\text{ж}}$ – жылуды тарату жүйесінің арнасында ағып жатқан сұйықтықтың орташа массалық температурасы.

Салқындату жүйесінің тасымалдау аймағындағы тұтқыр режимде ($Re < 2300$) сұйықтыққа жылу берудің орташа коэффициенттерін [2] формуласы арқылы есептеуге болады:

$$Nu = 1,55 \left(\frac{1}{Pe} \frac{\ell}{d} \right)^{-\frac{1}{3}} \left(\frac{\mu_c}{\mu_{\text{ж}}} \right)^{-0,14} \phi_{\ell}, \quad (2.19)$$

$$\frac{1}{Re} \frac{\ell}{d} \leq 0,05 \quad \text{және} \quad 0,07 \leq \frac{\mu_c}{\mu_{ж}} \leq 1500, \quad \text{мұндағы } \phi_{\ell} - \text{гидродинамикалық}$$

бастапқы учаскеге түзету, Pe – Пекле саны.

$$\text{Кірістегі жылдамдықтың біркелкі таралуы кезінде және } \frac{1}{Re} \frac{\ell}{d} \leq 0,1$$

$$\phi_{\ell} = 0,6 \left(\frac{1}{Re} \frac{\ell}{d} \right)^{-\frac{1}{7}} \left(1 + 2,5 \frac{1}{Re} \frac{\ell}{d} \right). \quad (2.20)$$

(2.19) және (2.20) өрнектерде Re , Pe және Nu сандарына кіретін анықтаушы өлшемдер тасымалдау аймағының ішкі диаметрі мен ұзындығы болып табылады.

Сұйықтық ағынының тұтқыр-гравитациялық режимінде жылу алмасуды есептеу кезінде келесі өрнек қолданылады:

$$Nu = 0,35 \left(Pe \frac{\ell}{d} \right)^{0,3} \left(Gr Pr \frac{\ell}{d} \right)^{0,18}. \quad (2.21)$$

Турбулентті режим жағдайында түзу тегіс арналардағы жылу беруді $\frac{\ell}{d} \geq 50$ кезінде есептеу үшін келесі қатынас қолданылады:

$$Nu = 0,023 Re_{ж}^{0,8} Pr_{ж}^{0,43} \left(\frac{Pr_{ж}}{Pr_c} \right)^{0,25}. \quad (2.22)$$

Сұйықтық ағынының өтпелі режимінде ($2,3 \cdot 10^3 < Re < 10^4$) жылу беру есепке алу айтарлықтай қиын болатын параметрлердің айтарлықтай санына байланысты. Жылу беруді есептеу есептелгендерге сәйкес шарттарда алынған тәжірибелік мәліметтерден тікелей жүргізіледі [61].

Басты салқындату үшін ТЭҚ математикалық моделі қарастырылған. Құрылғы бас терісін, маңдай және самай аймақтарын жабатын шлемнен тұратын құрылым, оның басымен жанасу беті тікелей дулығаға орналастырылған ТЭМ блогы арқылы салқындатылады немесе салқындатқышты қолдану арқылы онымен жанама байланыс болады. Математикалық модель үш есепті шешуден тұрады: салқындату жүріп жатқан бас аймағының температуралық өрісін есептеу, ТЭҚ құрамына кіретін ТЭМ параметрлерін анықтау және термомодульдердің құрамына кіретін термоэлементтердің ыстық түйіспелерінен жылуды жою жүйесін есептеу. Математикалық модельдеу нәтижесінде ТЭМ қуатына байланысты кеңістіктік және уақыттық координаттардағы ТЭМ басқару нүктелеріндегі температураның өзгеру графиктері алынды, жылу модульдерінің энергетикалық параметрлері анықталды, «Криотерм» ЖШҚ өндіруші фирмасының стандартты ТЭМ тізімінен алынды.

Басты салқындату үшін арналған ТЭҚ-ны теориялық зерттеу нәтижесінде белгілі бір өндірушінің DRIFT-0,8 типті екі стандартты ТЭМ-ін жобалау кезінде қолдану арқылы мидың температурасын 291 К-ге дейін төмендетуге болатыны анықталды. Сонымен қатар, олардың әрқайсысының сипаттамалары келесі шектерде: қуаттылық диапазоны 20-дан 80 Вт-қа дейін, тораптар арасындағы орташа температура айырмашылығы 50 К кезінде, қуат тогының күші 3-11 А 100-ден 500 Ваттқа дейін, тоңазытқыш коэффициенті 0,1-ден 0,5-ке дейін өзгереді.

2.7 Екінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы

Екінші тарауда берілген теориялық зерттеулердің нәтижелері «ТЭҚ – науқастың басы» жүйесіндегі жылу алмасу үрдістерін математикалық модельдеу жергілікті салқындату кезіндегі температуралық жағдайларды болжау үшін тиімді құрал екенін көрсетті. Талдау мынадай қорытынды жасауға мүмкіндік берді.

1. Жеке термофизикалық параметрлері бар бастың негізгі құрылымдық элементтерін (бас терісі, тері асты қабаты, бас сүйегі, ми) қамтитын жылу-математикалық модель әзірленді. Стационарлы емес жылуөткізгіштік теңдеулерін ақырлы элементтер әдісімен шешу стационарлық және өтпелі режимдерде температуралық өрістерді алуға мүмкіндік берді.

2. Сандық тәжірибелер көрсеткендей, ТЭМ қуатын 60-тан 120 Вт-қа дейін арттыру бас терісі бетінің температурасын 292-273 К дейін төмендетуді қамтамасыз етеді, бұл кезде ми температурасы 290 К-ден төмен түспейді, бұл медициналық қауіпсіздік талаптарына сәйкес келеді.

3. Жүйенің стационарлық режимге өту уақыты шамамен 25 минутты құрайды. Бұл көрсеткішті азайту үшін ТЭМ-нің мәжбүрлі жұмыс режимін немесе құрылғыны алдын ала салқындатуды қамтамасыз ету қажет.

4. Термоэлектрлік модульдердің параметрлерін есептеу әдістері ТЭҚ-да пайдалану үшін оңтайлы сипаттамаларды анықтауға мүмкіндік берді. Ең қолайлысы 20-80 Вт қуат диапазонын, 3-11 А ток күшін және 0,1-0,5 өнімділік коэффициентін қамтамасыз ететін DRIFT-0,8 модульдері болып табылады.

5. Жылуды алып кету жүйелерін талдау тұрақты жылу режимін қамтамасыз ететін және құрылғының сенімділігін арттыратын ауа және сұйық конвекция жүйелерін пайдалану қажеттілігін көрсетті.

Осылайша, теориялық зерттеулер тиімділік пен қауіпсіздік талаптарын қанағаттандыра отырып, термоэлектрлік бас салқындатуды жүзеге асыру мүмкіндігін растады.

3 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған құрылғыны эксперименттік зерттеу

Бұл тарауда онкологиялық науқастардағы алопецияны алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының прототипін эксперименттік зерттеудің нәтижелері келтірілген. Оның негізгі жұмыс параметрлерін анықтау, құрылғының сипаттамаларына жұмыс факторларының әсерін эксперименттік түрде тексеру және математикалық модельдің дәлдігін бағалау үшін құрылғының натуралық сынақтары жүргізілді.

Осы міндеттерді шешу үшін өлшеулерді жүргізу, мәліметтерді интерпретациялау және алынған нәтижелерді талдау үшін әзірленген әдістемеге сәйкес мамандандырылған стендте термоэлектрлік құрылғының үлгісі зерттелді. Эксперимент шеңберінде Пельтье модульдерінің әртүрлі жұмыс режимдеріндегі құрылғының температуралық сипаттамаларына зерттеулер жүргізілді, салқындату жылдамдығының берілген кернеу мен токқа тәуелділігі анықталды, сондай-ақ сыртқы жағдайлардың (қоршаған ортаның температурасы мен ылғалдылығы) салқындату тиімділігіне әсері зерттелді.

Сонымен қатар, бас терісі имитаторының беткі қабатында температура өрісінің таралуының біркелкілігіне, ұзақ уақыт жұмыс істеу кезінде жылу режимінің тұрақтылығына және алынған тәжірибелік мәліметтердің математикалық модельдеу нәтижелеріне сәйкестігіне ерекше назар аударылды. Есептелген және эксперименттік сипаттамаларды салыстыру модельдің сәйкестігін растайтын сәйкестіктерді де, құрылғының дизайны мен басқару алгоритмдерін жетілдіру қажеттілігін көрсететін ауытқуларды да анықтауға мүмкіндік берді.

Осылайша, осы тарауда ұсынылған зерттеулер термоэлектрлік құрылғы моделінің өнімділігін жан-жақты бағалауға, оның оңтайлы жұмыс параметрлерін анықтауға және клиникалық тәжірибеде пайдалану үшін дизайнды одан әрі жетілдіру бойынша ұсыныстарды тұжырымдауға мүмкіндік береді.

3.1 Эксперименттік стендтің сипаттамасы және натуралық сынақтарды жүргізу әдістері

Қатерлі ісікпен ауыратын науқастарда алопецияны алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғының прототипін эксперименталды түрде зерттеу мақсатында құрылымдық сұлбасы 3.1-суретте көрсетілген өлшеуіш стенд әзірленді. Стенд құрамына термоэлектрлік салқындату құрылғысының моделі салқындатқыш бас киімі, жылыту алаңы орнатылған бас манекені (адамның басы пішінінің имитаторы), ТЭМ-ді электр энергиясымен қамтамасыз ету үшін тұрақты электр тогының реттелетін көзі, басқару блогы, температура датчиктері және салқындату блогы кіреді (3.1-сурет).

Эксперименттік зерттеулердің объектісі ретінде ТЭМ мен желдеткіштен тұратын салқындату блогынан, жылу модульдерінің ыстық түйіспелерінен жылуды алып кетуге арналған су блогынан, бастың қажетті салқындату деңгейін қамтамасыз ету тұрғысынан ТЭМ жұмысын реттейтін басқару блогынан тұратын салқындатқыш бас киім, яғни шлем түріндегі термоэлектрлік салқындату құрылғысының үлгісі алынды. Суық көзі ретінде Санкт-Петербург қаласындағы «Криотерм» ЖШҚ шығарған DRIFT-0,8 типті ТЭМ пайдаланылды.

Термоэлектрлік салқындату құрылғысының эксперименттік зерттеулерін жүргізу кезінде ТЭМ жылыту жастығы (грелка) орнатылған адамның басын имитациялайтын манекенмен тікелей байланысады және ТЭМ-нің ыстық түйіспелерінен жылуды алып кету үшін желдеткішпен жабдықталған мәжбүрлі ауамен салқындату жүйесі қолданылады.

Тұрақты электр тогының көзі ретінде қуаты 1000 Вт және қоректендірудің шығыс тогы 32 А болатын Gophert 3232 зертханалық қоректендіру блогы пайдаланылды. Қоректендіру тогы мен кернеуі қоректендіру блогына орнатылған амперметр мен вольтметр арқылы жазылды. Жүйенің қажетті нүктелеріндегі температураны өлшеу үшін температура датчиктері пайдаланылды.



3.1-сурет – Термоэлектрлік құрылғының прототипі

Бақылау нүктелері ретінде қарастырылды:

- ТЭМ-дің суық және ыстық түйіспелерінің бетіндегі температура;
- желдеткішпен үрленген радиатордағы температура;
- салқындатқыш бас киім ішіндегі температура;
- жылыту жастықшасының температурасы.

Эксперименттік зерттеу алдында жылу және электр контактілерінің сенімділігі тексерілді. Сынақтар тең жағдайларда төрт тәжірибе сериясында жүргізілді, бұл нәтижелердің сенімділігін арттыруға және кездейсоқ факторлардың әсерін азайтуға мүмкіндік берді. Әрбір режим үшін температураның уақытқа тәуелділік графиктері, сондай-ақ қуат көзі параметрлері алынды.

Тәжірибелер аяқталғаннан кейін нәтижелер статистикалық талдау әдістерін қолдану арқылы өңделді, бұл параметрлердің орташа мәндерін анықтауға, өлшеу қателіктерін бағалауға және алынған деректерді математикалық модельдеу арқылы алынған есептелген сипаттамалармен салыстыруға мүмкіндік берді.

3.2 Эксперименттік зерттеулердің нәтижелері

Алдыңғы бөлімшеде сипатталған онкологиялық науқастардағы алопецияны алдын алуға арналған термоэлектрлік салқындатқыш құрылғының тәжірибелік үлгісін эксперименттік зерттеулерді жүргізуге арналған өлшеуіш стендінің негізінде жүйенің жұмыс параметрлерін, сондай-ақ әзірленген математикалық модельдің практикаға сәйкестігін анықтауға болатын бірқатар тәжірибелер жүргізілді.

Эксперименттік зерттеулерді жүргізудегі басты міндет зерттелетін термоэлектрлік салқындату құрылғысының және биологиялық объектінің имитаторының бақылау нүктелеріндегі температураны уақыт бойынша ТЭМ-нің әртүрлі қоректену токтарында өлшеу болды. Алынған нәтижелерді есептеу деректерімен салыстыру сонымен қатар алынған мәндер арасындағы айырмашылықты есептеу және эксперименттің дәлдігін көрсететін сипаттамаларды анықтау арқылы жүзеге асырылды.

Термоэлектрлік салқындату құрылғысының натуралық сынақтарын жүргізу барысында келесі бастапқы деректер орнатылды:

- биологиялық объектінің имитаторның температурасы – 310 К;
- қоршаған ортаның температурасы – 293 К;
- температураны сақтау дәлдігі – 0,5 К;
- уақыттың бастапқы сәтіндегі термоэлектрлік құрылғының барлық құрылымдық бөліктерінің температурасы – 293 К.

3.4-3.7-суреттерде 3 А, 6 А, 8,9 А, 11,9 А қоректендіру токтары үшін сәйкесінше ТЭМ суық және ыстық түйіспелерінде, желдеткішпен үрленетін радиаторда, салқындатқыш бас киім ішіндегі температураның уақыт бойынша

өзгеру графиктері көрсетілген (3.4-3.7-сурет).



3.2-сурет – Термоэлектрлік құрылғының прототипін эксперименттік зерттеу нәтижесі

Ұсынылған деректерге сәйкес, жылу модульдерінің қоректендіру тогының осындай мәндерімен биологиялық объектінің имитаторының температурасы 284,7 К, 279,06 К, 277,56 К, 275,46 К дейін төмендейді. Сонымен бірге, ТЭЖ құрылымының шығу ұзақтығы – әсер етудің биологиялық объектісі бұрынғы алынған режимге толығымен сәйкес келетін станциялық жұмыс нәтижелеріне сәйкес келеді және шамамен 1600-1700 с құрайды.

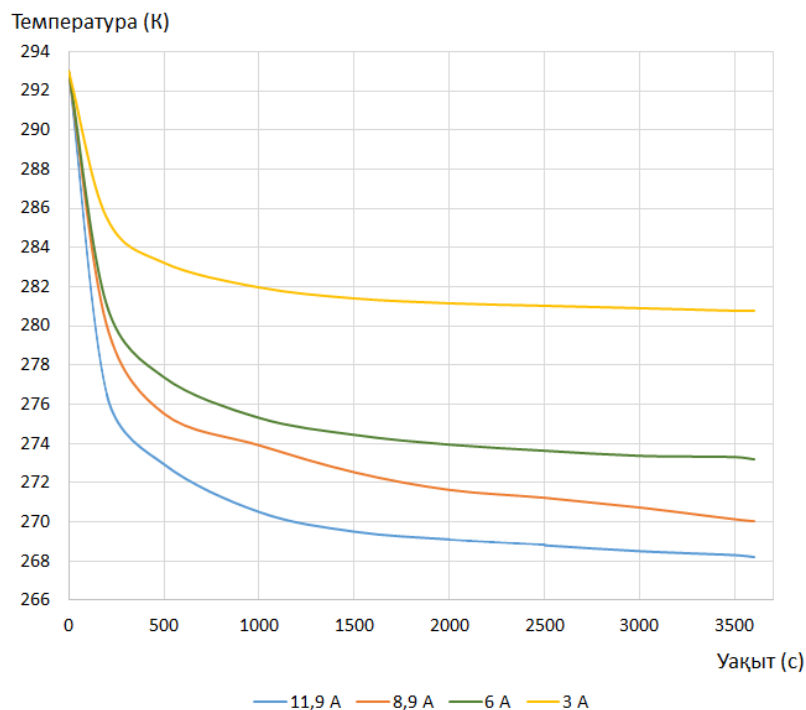
Құрылғының жұмыс режиміне жетуіне кететін уақытты қысқарту үшін жалпы шаралар ретінде келесі шараларды қолдануға болады:

- инерциялық сипаттамалары да жақсартылған қуаттырақ ТЭМ пайдалану;
- оңтайлы режимде жұмыс істеп тұрған ТЭЖ пайдалану үшін емдеу шаралары басталғанға дейін ТЭЖ-ға электр энергиясын алдын ала беру;
- жылу модульдерінің мәжбүрлі жұмыс режимін қолдану, мысалы, максималды салқындату сыйымдылығы режимінен бастап және максималды салқындату коэффициенті режимімен жалғастыру.

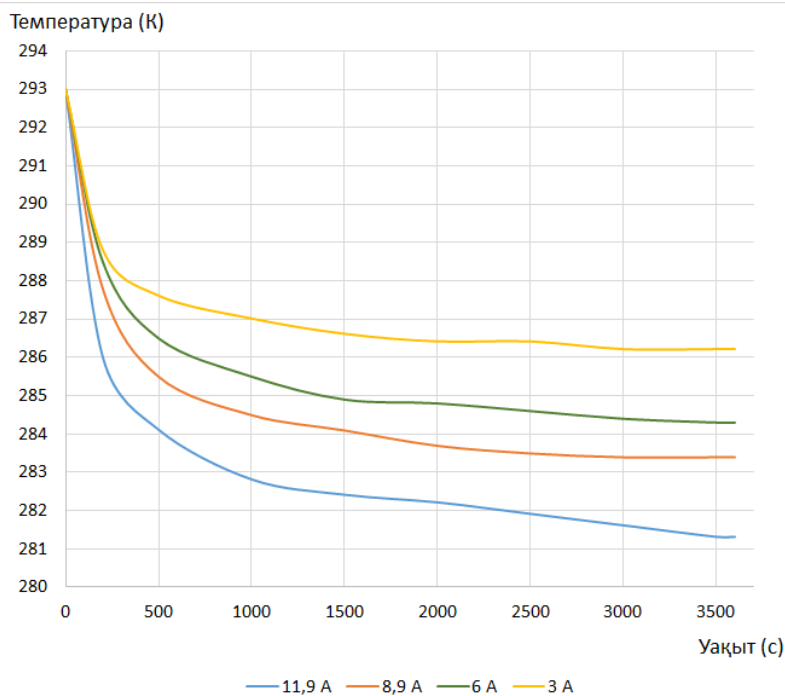


3.3-сурет – Термоэлектрлік құрылғының прототипінде орнатылған температура датчиктерінің бастапқы көрсеткіштері

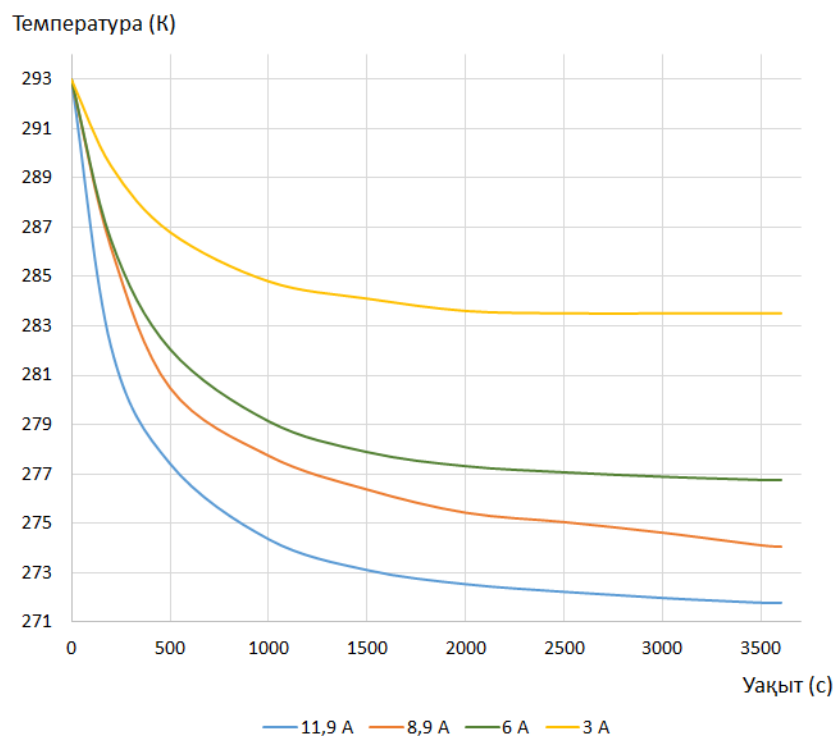
Эксперимент нәтижелері теориялық есептеулерге, ал температуралардың уақытқа тәуелділік сипаты ұсынылған математикалық модельге сәйкес келетіндігін көрсетеді. Алынған деректер бас терісінің жергілікті салқындату әсерін жүзеге асыру үшін қажетті физиологиялық маңызды мәндерге құрылғының салқындату мүмкіндігін растайды, бұл онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алудың негізгі шарты болып табылады.



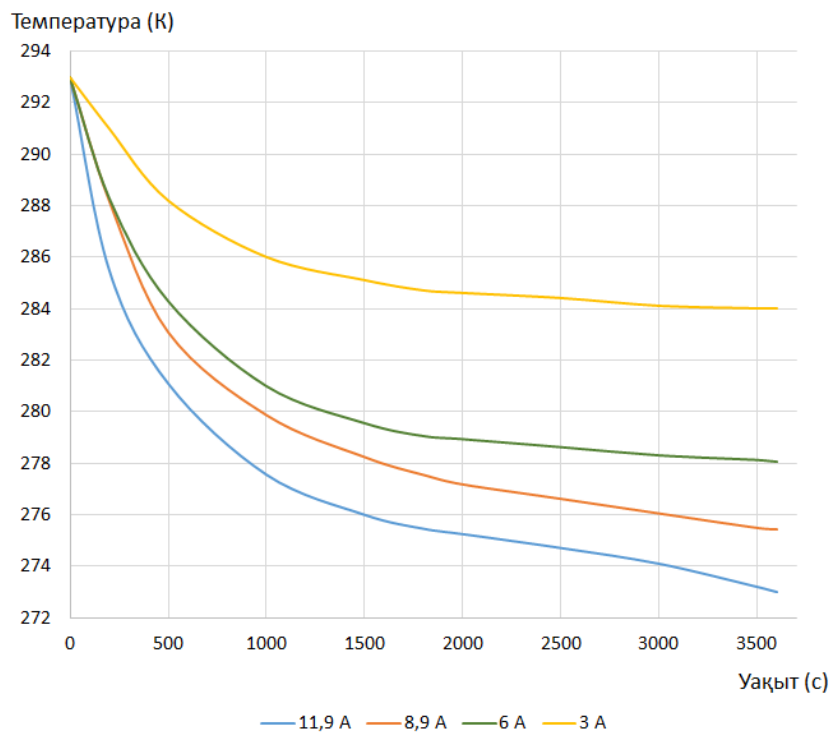
3.4-сурет – Әр түрлі қоректендіру токтарындағы ТЭМ-нің суық тораптарындағы температураның уақыт бойынша өзгеруі: 1- $I_{ТЭМ}=3$ А, 2- $I_{ТЭМ}=6$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=8,9$ А, 4- $I_{ТЭМ}=11,9$ А



3.5-сурет – Әр түрлі қоректендіру токтарындағы ТЭМ ыстық түйіспелеріндегі температураның уақыт бойынша өзгеруі: 1- $I_{ТЭМ}=3$ А, 2- $I_{ТЭМ}=6$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=8,9$ А, 4- $I_{ТЭМ}=11,9$ А



3.6-сурет – Әр түрлі қуат токтарында желдеткішпен үрленген радиатордағы температураның уақыт бойынша өзгеруі: 1- $I_{ТЭМ}=3$ А, 2- $I_{ТЭМ}=6$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=8,9$ А, 4 - $I_{ТЭМ}=11,9$ А



3.7-сурет – Салқындатқыш бас киім ішіндегі температураның әртүрлі қуат токтарында өзгеруі: 1- $I_{ТЭМ}=3$ А, 2- $I_{ТЭМ}=6$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=8,9$ А, 4- $I_{ТЭМ}=11,9$ А



3.8-сурет – Термоэлектрлік құрылғының прототипінде орнатылған температура датчиктерінің көрсеткіштерінің өзгеруі

Берілген тәуелділіктерден туындайтындай, температура қисықтарының уақыт курсы бұрын алынған теориялық нәтижелерге сәйкес келеді. ТЭМ-нің қоректендіру тогының жоғарылауымен оның қуаты артады, суық өтпелердің температурасы төмендейді, ал желдеткішпен үрленетін радиатор мен ыстық өтпелердің температурасы артады. Атап айтқанда, қоректендіру тогы 11,9 А болғанда, жүйенің тұрақты жұмыс режиміне жеткенде ТЭМ-нің суық тораптарының температурасы 272,3 К, ыстық тораптар – 284,3 К, желдеткіш үрлейтін радиатор 275,88 К құрайды. ТЭМ-нің қоректендіру тогының төмендеуі сәйкесінше суық өтпелердің температурасының жоғарылауына және модульдің ыстық өтпелерінің температурасының төмендеуіне әкеледі. ТЭМ-нің қоректендіру тогын 11,9 А-дан 6 А-ға дейін төмендету суық өтпелердің температурасын 274,19 К-ге дейін арттырады, ал ыстық өтпелердің температурасын 283,7 К-ге дейін төмендетеді.

3.5-суретте көрсетілген тәуелділіктер ТЭЖ жұмысының сенімділігін ТЭМ-нің әртүрлі қоректендіру ағындарында оның ыстық түйіспелерінен жылуды алу тиімділігі тұрғысынан бағалауға мүмкіндік береді. Ұсынылған графиктерге сәйкес, пайдаланылған модульдің ыстық қосылу температурасының мәні (DRIFT-0,8 түрі) қоректендіру тоғының максималды мәніне дейін рұқсат етілген шектерде болады (қоректену тоғы 11,9 А ТЭМ ыстық қосылу температурасы қоршаған ортаның температурасы 293 К кезінде 272,3 К). Бұл жағдай қарастырылған жағдайларда ТЭМ ыстық түйіспелерінен айтарлықтай тиімді жылуды кетіруді анықтайды және онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алуға әзірленген жүйесі сенімді жұмыс істейді деп сенуге негіз береді. Бұл жағдайда ТЭМ-нің ыстық тораптарынан жылуды шығару қарқындылығын арттыру үшін сыртқы суық көзбен алдын ала салқындатылатын сұйық салқындату жүйесінің алмалы-салмалы су блогын немесе суық көз ретінде мұзды пайдаланған жөн.

Жасалған ТЭЖ жұмысының сенімділігі көп жағдайда ТЭМ-нің ыстық тораптарынан жылуды тиімді шығаруға байланысты болады. 3.4-суретте мұндай жылуды таратудың мүмкіндіктерін бағалау үшін жылу модульдерінің қоректендіру тоғының әртүрлі мәндері үшін биологиялық объект симуляторын біркелкі салқындату кезінде ТЭМ суық тораптарының температурасының уақыт бойынша өзгеруі туралы деректер келтірілген.

Бұл қисық сызықтар ТЭМ-нің эталондық түйіспелерінің температурасы қажетті температура диапазонында екенін көрсетеді. Осылайша, 8,9 А-ға тең ТЭМ қоректендіру тоғы кезінде ТЭМ-нің эталондық тораптарының температурасы 283,8 К-ден аспайды. Бұл ТЭМ түйіспелерінен жылуды тиімді шығаруды қамтамасыз ету үшін ауа жылу қабылдағышты пайдалану жеткілікті екенін көрсетеді. Бұл ТЭЖ-нің максималды беру тоғына дейін жылу электр орталығының сенімді жұмысын қамтамасыз етеді.

Тәжірибе нәтижелері бойынша есептелген және эксперименталды мәліметтерді салыстыру жүргізілді. 3.4-3.7-суреттерде тәжірибе нүктелерінен басқа теориялық зерттеулердің нәтижелері де көрсетілген.

Ұсынылған деректер сандық модельдеу және эксперимент нәтижелерінің қанағаттанарлық жинақтылығын анықтайды. Өлшенген мәндерден есептелген ең үлкен ауытқу 9% аспайды. Теориялық және эксперименттік деректер арасындағы максималды сәйкессіздік ТЭЖ құрылымы – биологиялық объектінің имитаторы – стационарлық режимге жеткен уақыт аралығында болады. Тәжірибелік және есептелген мәліметтер арасындағы айырмашылыққа әсер ететін себептерге құрылғы бөліктерінің және әсер ету объектісінің имитаторының жетілмеген контактілері, сондай-ақ өлшеу құралдарының дәлдігі жатады.

Осылайша, термоэлектрлік құрылғы моделінің толық ауқымды сынақтарының нәтижелері бірқатар принципті маңызды қорытындылар жасауға мүмкіндік береді. Біріншіден, таңдалған құрылымның жұмысқа қабілеттілігі және оның қойылған міндеттерге сәйкестігі расталды, құрылғы бас терісінің жергілікті салқындату

әсерін жүзеге асыру үшін қажетті шектерде биологиялық объект имитаторының температурасының тұрақты төмендеуін қамтамасыз етеді. Екіншіден, негізгі параметрлердің ТЭМ қоректендіру тогына тәуелділігі анықталды: токтың жоғарылауы суық түйіспелері температурасының төмендеуіне және бір мезгілде ыстық түйіспелері температурасының жоғарылауына әкеледі, бұл теориялық түсініктерге толығымен сәйкес келеді.

Эксперименттік және есептелген деректерді салыстыру қанағаттанарлық нәтиже көрсетті: сәйкессіздік 9%-дан аспайды, бұл математикалық модельдің дұрыстығын және оның әртүрлі жұмыс режимдерінде құрылғының сипаттамаларын болжауға жарамдылығын растайды. Бұл нәтиже әрі қарай жобалау тұрғысынан ерекше маңызды, өйткені ол көп еңбекті қажет ететін және толық ауқымды тәжірибелердің ұзақ сериясын жүргізбестен параметрлерді оңтайландыру үшін математикалық модельдеуді қолдануға мүмкіндік береді.

Алынған мәліметтердің практикалық маңыздылығы онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алу үшін ықшам және тиімді термоэлектрлік құрылғыны құру мүмкіндігін растайды. Сонымен бірге, нәтижелер жылуды алып кету жүйесін одан әрі оңтайландыру, оның ішінде сұйық салқындату нұсқаларын немесе ТЭМ ыстық түйіспелері жылуды алу тиімділігін арттыру үшін біріктірілген сұлбаларын қарастыру қажеттілігін көрсетеді.

3.3 Өлшеу қателігін бағалау

Өлшеу қателігін бағалау – алынған нәтижелердің сенімділігін орнатуға бағытталған кез келген ғылыми тәжірибеде немесе инженерлік зерттеулерде міндетті және ажырамас қадам. Термоэлектрлік жүйенің (ТЭЖ) прототипінің толық ауқымды сынақтарын жүргізу жағдайында өлшеу деректерінің дәлдігі ерекше маңызды, өйткені ол құрылғының жұмыс сипаттамалары мен тиімділігі туралы қорытынды жасауға негіз болады.

Қателерді бағалаудың негізгі мақсаты тек ауытқулардың болуын растау ғана емес, сонымен бірге өлшенетін шаманың шын мәні жататын шекараларды сандық анықтау болып табылады. Бұл жай ғана эксперименттік деректерді жазудан олардың мағыналы талдауына және негізделген интерпретациясына көшуге мүмкіндік береді. Өлшеу нәтижелерін өңдеудің статистикалық әдістері, соның ішінде стандартты ауытқуды, дисперсияны және сенімділік интервалдарын есептеу осы мәселені шешу үшін қажетті математикалық негізді қамтамасыз етеді.

Бұл бөлімде ТЭЖ сынақтары кезінде алынған өлшемдердің дәлдігін бағалау тәсілдері жүйеленген. Қатенің кездейсоқ құрамдас бөлігін есептеуге, негізгі өлшенетін параметрлерге (ток және температура) сенімділік интервалдарын анықтауға және нәтижелердің қайталану мүмкіндігін талдауға ерекше назар аударылады. Жүргізілген жұмыс қолданылған өлшеу әдісі эксперименттік

деректердің қажетті дәлдігі мен сенімділігін қамтамасыз етеді деп айтуға мүмкіндік береді, бұл зерттелетін ТЭЖ үлгісінің өнімділігі мен тиімділігі туралы кейінгі қорытындылар үшін негіз болып табылады.

Өткізілген натуралық зерттеулердің сенімділігін қамтамасыз ету үшін өлшеулердің дәлдігін бағалауға және ықтимал қателерді талдауға ерекше назар аударылды. Тәжірибе нәтижелері математикалық модельдеу және құрылғының жұмыс параметрлерін кейіннен анықтау деректерімен салыстыру үшін негіз болатындықтан, алынған мәліметтердің сенімділік деңгейін орнату, кездейсоқ және жүйелік ауытқуларды анықтау, тәжірибелердің қайталану дәрежесін бағалау маңызды болды.

Тәжірибелік үлгідегі ТЭЖ натуралық сынақтарының нәтижесінде алынған мәліметтер өлшеу дәлдігі үшін талданды. Осы мақсаттар үшін статистикалық деректерді өңдеудің қолданыстағы әдістері қолданылды. Өлшеу дәлдігін бағалау сәйкес таралу заңдарына сүйене отырып, өлшеу қателігін анықтайтын сандық сипаттамаларды анықтау арқылы жүзеге асырылды [72]. Бұл талдау өлшемдердің сенімділігін, сондай-ақ олардың негізінде жасалған тұжырымдар мен қорытындыларды анықтауға мүмкіндік берді. Құрылғыны натуралық сынақтан өткізу кезеңінде алынған мәліметтер жиынтығын статистикалық бағалау кезінде келесі міндеттер шешілді:

- әрбір өлшенетін көрсеткіштің орташа нақтыланған мәні табылды;
- қатенің кездейсоқ құрамдас бөлігі бағаланды және мүмкін жағдайларда талдаудан алынып тасталды;
- орташа өлшеу нәтижесінің дәлдігі бағаланды.

Әрбір өлшемнің орташа қателігі өлшенетін шама мен оның орташа арифметикалық мәні арасындағы айырмашылық ретінде ізделді. Бұл жағдайда математикалық күту мына формула бойынша есептелді:

$$\vartheta_i = x_i - \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} = x_i - \frac{x_1 + x_2 + x_3 + x_4}{4}$$

мұндағы $n = 4$ – бір тәжірибенің қайталану саны, x_i – i -ші қайталанатын тәжірибедегі өлшенген шаманың мәні.

Дисперсия мына өрнек арқылы анықталды:

$$D = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}$$

мұндағы орташа квадраттық ауытқу келесі түрде алынды:

$$\tilde{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n-1}}$$

Берілген ұсыныстарға сәйкес [73] сенімділік аралығы анықталды, оның шекараларында берілген сенімділік ықтималдығы $P=0,9$ кезінде өлшенген шаманың шынайы мәні болды. Ол үшін:

$$\Delta_{0,9} = S\tilde{\sigma}_{\tilde{x}}$$

мұндағы n tr – Стьюдент коэффициенті.

Өлшеу қателігін есептеу нәтижесінде ток күшін анықтаудағы орташа сенімділік интервалы $\pm 0,12$ А, ал стандартты ауытқулар бойынша ток күшін өлшеу дәлдігі $\pm 0,14$ А. Температураны анықтаудағы орташа сенімділік интервалы $\pm 0,27$ К болды.

Осылайша, жүргізілген талдау алынған мәліметтердің жеткілікті дәлдігін және олардың негізінде жасалған қорытындылардың сенімділігін растады. Қателік деңгейі өлшемдердің рұқсат етілген мәндерінен аспайды және эксперимент нәтижелерін математикалық модельдің есептелген деректерімен дұрыс салыстыруды қамтамасыз етеді. Бұл өз кезегінде эксперименттердің жоғары қайталану мүмкіндігін және қолданылған зерттеу әдістемесінің сенімділігін көрсетеді.

Талдау көрсеткендей, алынған өлшеу қателері зерттеудің осы түрі үшін қолайлы шектерде болды. Ток үшін салыстырмалы өлшеу қателігі 1,5%, ал температура үшін 0,9% аспады, бұл тәжірибелердің жеткілікті дәлдігін көрсетті. Қатенің кездейсоқ құрамдас бөлігі қалыпты түрде үлестірілді, бұл статистикалық деректерді өңдеудің қолданылған әдістерінің дұрыстығын растайды.

Жүйелі қателерді азайту үшін өлшеу жабдығы алдын ала калибрленді және тұрақты эксперименттік жағдайлар қамтамасыз етілді. Алынған нәтижелер деректердің жақсы қайталану мүмкіндігін көрсетеді және ТЭҚ прототипінің өнімділік сипаттамаларын одан әрі талдау үшін пайдаланылуы мүмкін.

3.4 Үшінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы

Осы тарауда ұсынылған термоэлектрлік құрылғының прототипінің тәжірибелік зерттеулері оны практикалық жүзеге асырудың іргелі мүмкіндігін және қолданбалы математикалық модельдің тиімділігін растады. Мамандандырылған сынақ стендісінде жүргізілген сынақтар жүйенің жұмыс параметрлерін анықтауға, бақылау нүктелеріндегі температураның өзгеру динамикасын бағалауға, теориялық есептеулер мен практикалық нәтижелер арасындағы сәйкестік дәрежесін белгілеуге

мүмкіндік берді. Зерттеу нәтижелерінің қысқаша мазмұны келесіні көрсетті.

1. Эксперименттік деректер термоэлектрлік құрылғының көмегімен жергілікті салқындатуға арналған медициналық процедуралардың орындылығын растады: биологиялық объект симуляторының температурасы әртүрлі ТЭМ қуат беру режимдерінде 275-285 К дейін төмендеді.

2. Температура қисықтарының уақытқа тәуелділіктері «ТЭҚ – әсер ету объектісі» жүйесінің тұрақты жұмыс режиміне 1600-1700 секундтан кейін жететінін көрсетті, бұл математикалық модельдеу нәтижелерімен сәйкес келеді.

3. ТЭМ беру тогының ұлғаюымен суық өтпелердің температурасының төмендеуі және ыстық өтпелердің температурасының жоғарылауы байқалады, ал жұмыс мәндерінің диапазоны құрылғының сенімді жұмысын қамтамасыз ететін рұқсат етілген шектерде қалады.

4. Теориялық және эксперименттік мәліметтерді салыстыру қанағаттанарлық конвергенцияны көрсетті: максималды ауытқу 9%-дан аспады. Ең үлкен сәйкессіздік жүйе стационарлық режимге өткен кезде байқалды, бұл үлгінің конструктивтік ерекшеліктеріне және өлшеу құралдарының қателігіне байланысты болды.

5. Өлшеулердің статистикалық қателігін бағалау алынған мәліметтердің жоғары сенімділігін көрсетті: температура үшін сенімділік интервалы $\pm 0,27$ К, ток күші үшін - $\pm 0,12$ А болды, бұл жасалған қорытындылардың дұрыстығын растайды.

Осылайша, эксперименттер әзірленген термоэлектрлік құрылғы моделінің тиімділігін және оның өнімділігін болжауды қамтамасыз ететін ұсынылған математикалық модельдің сенімділігін растады.

Қол жеткізілген нәтижелерге қарамастан, одан әрі зерттеулер келесі мәселелерді шешуге бағытталуы керек:

1. Науқастың нақты анатомиялық ерекшеліктерін және бас терісінің бүкіл бетін біркелкі салқындату қажеттілігін ескере отырып, құрылғы дизайнын оңтайландыру.

2. Ауаны және сұйықты салқындатудың аралас сұлбаларын қоса алғанда, ТЭМ-нің ыстық тораптарынан жылуды кетірудің жетілдірілген жүйелерін әзірлеу.

3. Оңтайлы қуат беру режимдерін таңдау және жақсартылған жылу модульдерін пайдалану арқылы құрылғының энергия тиімділігін арттыру.

4. Медициналық тәжірибеде құрылғының тиімділігі мен қауіпсіздігін бағалау үшін кеңейтілген клиникалық сынақтарды өткізу.

5. Клиникалық жағдайларда құрылғыны сериялық өндіру және пайдалану бойынша ұсыныстарды әзірлеу.

4 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардағы алопецияны алдын алуға арналған термоэлектрлік құрылғыны жасау

Жүргізілген теориялық және эксперименттік зерттеулер негізінде онкологиялық науқастардағы алопецияны емдеуге арналған термоэлектрлік құрылғылардың бірқатар дизайн нұсқалары әзірленді. Бұл тарауда олардың сипаттамасы берілген, бас терісін салқындату тиімділігін қамтамасыз ететін негізгі техникалық шешімдер қарастырылған, сонымен қатар эргономика және пайдалану қауіпсіздігі тұрғысынан алынған нұсқалардың салыстырмалы талдауы жүргізілді.

Ұсынылған құрылымдық нұсқалар Пельтье модульдерін әртүрлі қуатта қолданудың, сондай-ақ жылуды алып кетудің балама сұлбаларын пайдалануға негізделген. Жобалау кезінде бас терісіне температура өрісінің таралуының біркелкілігі, құрылғының энергиялық тиімділігі, оны натуралық тәжірибеде пайдалану мүмкіндігі және науқастың пайдалануының қарапайымдылығы сияқты факторлар ескерілді.

Сонымен қатар, бұл тарауда келесі мәселелерге назар аударылады:

- салқындату беті мен бас терісі арасындағы жылу байланысын оңтайландыру;
- оқшаулағыш материалдар мен конструкторлық шешімдерді қолдану арқылы жылу шығынын азайту;
- дизайнның жеңілдігі мен сенімділігін қамтамасыз ететін материалдарды және дайындау технологияларын таңдау;
- нақты уақыт режимінде құрылғының жұмыс параметрлерін бақылауға және критикалық режимдердің пайда болуын болдырмауға мүмкіндік беретін бақылау және басқару жүйелерін енгізу.

Жобалау жұмыстарының нәтижесінде жоғары салқындату тиімділігін, пайдаланудың қарапайымдылығын және пайдалану қауіпсіздігін біріктіретін портативті медициналық құрылғыны жасау бойынша ұсыныстар жасалды. Бұл тәсіл бас терісінің жергілікті салқындату технологиясын клиникалық тәжірибеге кеңінен енгізуге және ісікке қарсы терапиядан өтіп жатқан онкологиялық науқастардың өмір сүру сапасын жақсартуға мүмкіндіктер ашады.

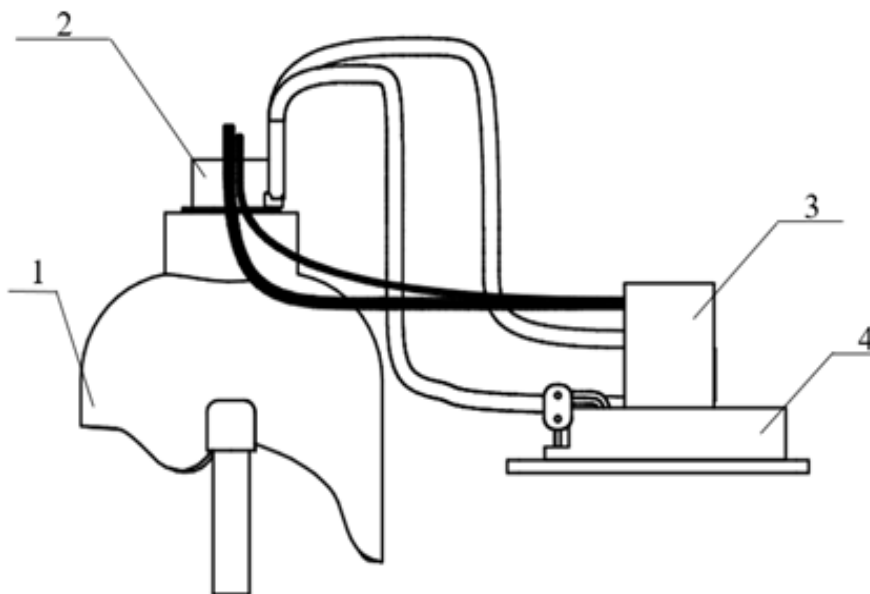
4.1 Онкологиялық науқастардағы алопецияны алдын алуға арналған салқындатқыш бас киім

Қатерлі ісікпен ауыратын науқастарда алопецияның алдын алуға арналған мамандандырылған құрылғының дамуы науқастардың өмір сүру сапасын жақсартуға бағытталған. Бұл мәселені шешудің ең тиімді әдістерінің бірі термоэлектрлік модульдерді қолдану арқылы жүзеге асырылатын бас терісін жергілікті салқындатуды қолдану болып табылады.

Термоэлектрлік салқындату дәстүрлі жүйелермен салыстырғанда бірқатар артықшылықтарға ие: ықшамдығы, шуылсыздығы, температураны дәл реттеу мүмкіндігі және салқындатқышты пайдалану қажеттілігінің болмауы. Осы қасиеттердің арқасында мұндай құрылғыларды клиникалық тәжірибеде де, үйде де қолдануға болады, бұл олардың қолдану аясын кеңейтеді және пайдаланудың қарапайымдылығын арттырады.

Бұл диссертациялық жұмыста тасымалдау мүмкіндігі бар портативті термоэлектрлік салқындату құрылғысы әзірленді, бұл оны пайдалануды жеңілдетеді. Адамның басын салқындату құрылымында термоэлектрлік салқындату құрылғысын пайдалану арқылы жүзеге асырылады: каскадты жалғанған екі Пельтье элементтері; термоэлектрлік салқындату құрылғысына орналастырылған Пельтье элементінің ыстық жағынан жылуды шығаруға арналған сұйық салқындату жүйесінің су блогы, су блогы жүйенің радиаторына екі икемді шлангпен қосылған; радиаторы бар желдеткіш ауаны салқындату жағынан шлемнің ішкі бөлігіне таратады (4.1, 4.2-сурет).

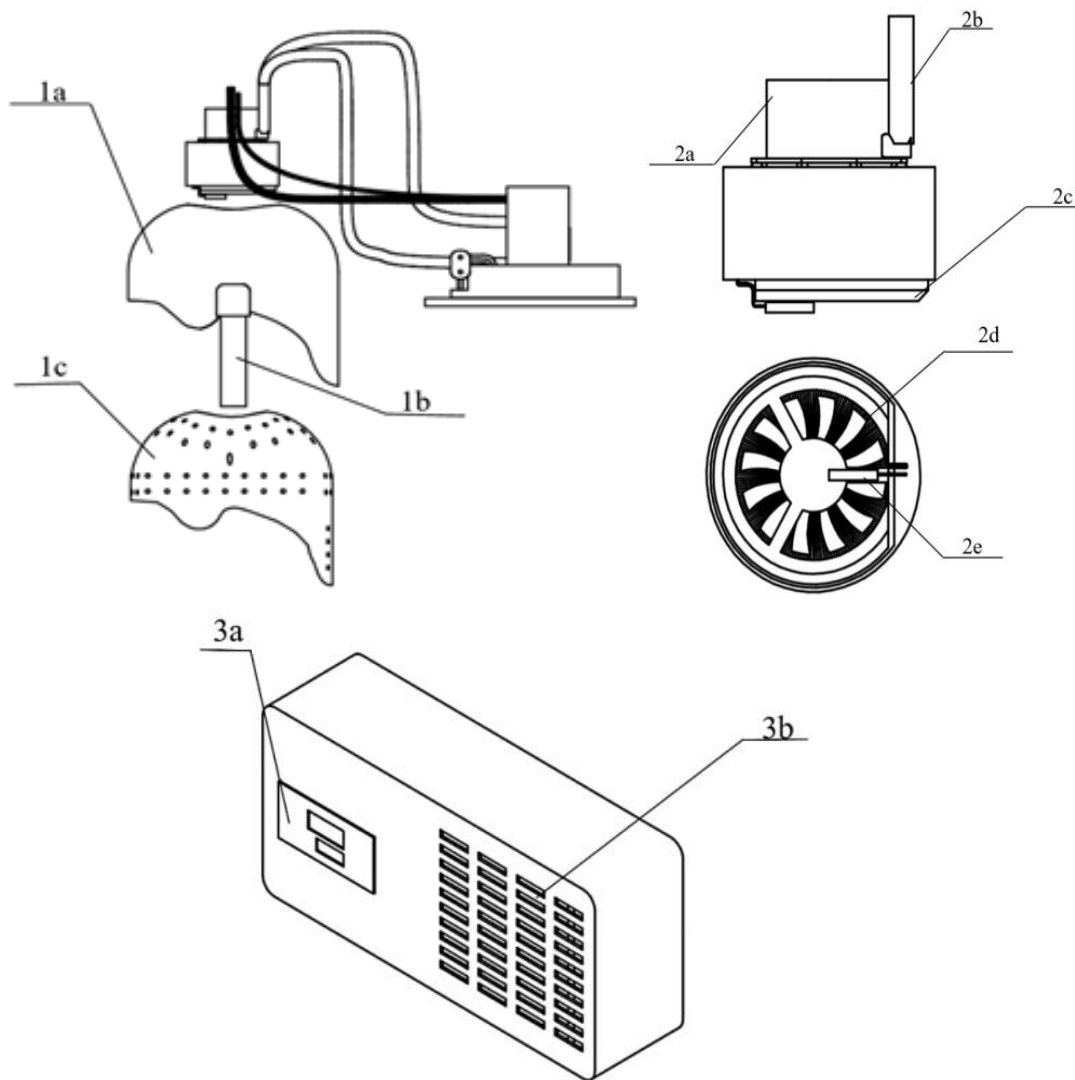
4.1-суретте салқындату құрылғысының жалпы сұлбасы көрсетілген: 1 – салқындатқыш бас киім (шлем), 2 – салқындату блогы, 3 – басқару блогы, 4 – қоректендіру блогы [74].



4.1-сурет – Салқындату құрылғысының жалпы сұлбасы

4.1-суретте көрсетілгендей, шлем 1 салқындату блогынан 2, басқару блогынан 3 және қоректендіру көзінен 4 тұрады. Сұйық салқындату жүйесінің радиаторы бар желдеткіш, басқару блогы 3, қорек көзі 4 бір корпуста орналастырылған. Қуат көзі 4 құрылғыны тұрақты желіге, көліктің бортық желісіне немесе портативті батареяға қосу мүмкіндігімен жасалған.

4.2-суретте салқындатқыш шлемнің құрамдас бөліктері көрсетілген, оның құрамында: 1a – шлемнің сыртқы қабаты, 1b – тығыздағыш таңғыш, 1c – шлемнің ішкі қабаты, 2a – сұйық салқындату жүйесінің су блогы, 2b – иілгіш шлангтар, 2c – Пельтье элементтері, 2d – радиаторы бар желдеткіш, 2e – температура датчигі, 3a – температураны реттеуге арналған термостат, 3b – сұйық салқындату жүйесінің желдеткіші.



4.2-сурет – Салқындату құрылғысының құрамдас бөліктері

4.2-суретте көрсетілгендей, шлем бір-бірімен байланысқан сыртқы және ішкі 1a және 1b қабаттарынан тұрады. Сонымен қатар, шлем 1 ішкі қабаты 1c пайдаланушының бас терісінің беті арасында салқындатқыш қондырғыдан 2 жеткізілетін салқындатқыш ауаның айналымы үшін қуысты қалыптастыру мүмкіндігімен жасалған. Шлем оны қолданушының басына бекітуге қызмет ететін тығыздағыш таңғышпен 1b жабдықталған.

Құрылғы келесідей пайдаланылады. Шлем пайдаланушының басына бекітіледі, ал тығыздағыш таңғыш бас терісі мен дулығаның ішкі қабығы арасында пайда болған қуысты нығыздайды. Ауа ағыны салқындату қондырғысынан бас терісін салқындатуды қамтамасыз ететін шлем қуысына беріледі. Салқындату үрдісінде шлем қуысындағы ауа температурасы бақыланады.

Шлем портативті және оны алып жүруге болады, бұл оны пайдалануды жеңілдетеді. Жасалған құрылғыны пайдалану, дизайнда қарапайым, бастың біркелкі салқындатылуын қамтамасыз етеді және салқындатудың қарқындылығын арттыруға мүмкіндік береді. Термоэлектрлік құрылғыны жедел медицинада және мидың температурасын төмендету қажеттілігімен байланысты медицинаның басқа салаларында да қолдануға болады.

4.2 Адамның қолына жергілікті әсер етуге арналған термоэлектрлік салқындатқыш құрылғы

Қазіргі таңда термоэлектрлік салқындату әдісі радиоэлектроникада, кванттық оптикада, өлшеу техникасында, метрологияда, медициналық аппараттарда, кондиционерлеу құрылғыларында және көптеген салаларда кеңінен қолданылады. Термоэлектрлік салқындату әдісінің басқа салқындату әдістерінен артықшылығы жоғарғы сенімділігінде, габариттік өлшемінің кішілігінде, басқарудың қарапайымдылығы және жылдамдылығында болып табылады.

Медицинада адам ағзасы және дене мүшелерін салқындату арқылы емдеу қабыну процесін төмендетуде, регенеративты процесстердің патологиялық қозуын жою үшін, анестезия ретінде, адам миының гипоксиясы кезінде, косметологияда және т.б. жағдайларда кеңінен қолданылады. Адам ағзасы мен дене мүшелерін салқындатудың көптеген әдістері бар. Тромбофлебитті бастапқы кезеңінде тері жамылғысының аймағын хлорэтилмен салқындату арқылы емдеу әдісі кең таралған. Бұл әдісте арнайы қауіпсіздік шараларын сақтау қажет. Адам ағзасының мүшелері және жеке ұлпаларын трансплантациялау кезінде криоконсервация деп аталатын салқындату әдісі қолданылады. Бадамша без және сүйелді жою үшін криогенді әдіс қолданылады. Жергілікті салқындату әдісі паркинсонизм ауруының ядро жасушаларын жоюда және анестезия ретінде қолданылады. Жоғарыда айтылған адам ағзасының, дене мүшелерін салқындату арқылы емдеу әдістерінің және әдістерді жүзеге асыратын құралдардың кемшіліктері: тасымалдаудың қиындығы, сақтаудың қысқа уақыттылығы, құралдардың инерциондығы.

Клиникалық хирургияда адам ағзасының әртүрлі мүшелері мен аймақтарын салқындату әртүрлі мақсаттарда қолданылады: қабыну процестерін азайту, бекіту, ауырсынуды басу, қалпына келтіру процестерінің патологиялық фокусын жою және т.б. салқындату әсерін қолдана отырып, ауруларды тиімді емдеу мен алдын-алудың әртүрлі мысалдарын келтіруге болады. Мысалы, тромбофлебиттің бастапқы

кезеңдерін хлорэтилмен теріні жергілікті салқындату арқылы емдеу әдісі кең таралған. Хлорэтил термиялық күйіктерді криотерапияда да қолданылады. Алайда, бұл жағдайларда арнайы қауіпсіздік шараларын қамтамасыз ету қажет, өйткені қолданылатын салқындатқыштың химиялық белсенділігі жоғары.

Төмен температурада көрсетілгендерден басқа, трансплантация кезінде адам ағзасының жеке тіндері мен мүшелерін криоконсервациялау да жүзеге асырылады, бұл олардың өмір сүру және қалыпты жұмыс істеу қабілетін ұзақ уақыт сақтайды. Мұздату және еріту кезінде тіндерді бұзудың криогендік әдісі медицинада бездерді, сүйелдерді және т.б. жою үшін қолданылады.

Анестетикалық қасиеті бар жергілікті мұздатуды қолданған кезде науқастың миында паркинсонизм сияқты кейбір ауруларға жауап беретін ядролық жасушаларды алып тастауға болады. Төмен температураның әсері офтальмологияда әртүрлі ауруларды емдеуде және алдын-алуда кеңінен қолданылады. Процедуралар ретінде суық лосьондар, мұз ыдысы және т. б. қолданылады.

Тіндерге және жеке органдарға криовоз әсері жергілікті қабыну реакциясының қарқындылығын төмендетеді, ауырсыну сезімталдығын әлсіретеді, зақымдану аймағында регенерация процестерін ынталандырады, сондай-ақ жарадағы тиімді гемостазды қамтамасыз етеді.

Төмен температуралардың қабынуға қарсы әсері олардың микроциркулярлық арнаға әсеріне негізделеді, бұл капиллярлардың өткізгіштігінің төмендеуіне, қабынған аймақта гиперемияның жойылуымен перивазальды ісінуге, болашақта тіндердің неврозының дамуына жол бермеуге, жергілікті және жалпы интоксикацияның төмендеуіне әкеледі. Сондықтан жұмсақ тіндердің фокустық іріңді-қабыну ауруларын, іріңді жараларды, тромбофлебиттерді, күйіктерді және т. б. емдеуде кеңінен қолданылады.

Адамның қолын жергілікті салқындатуға арналған термоэлектрлік салқындатқыш құрылғы медициналық жабдыққа қатысты және қан кетуді тоқтату үшін адамның қолына жергілікті салқындату әсері үшін пайдаланылуы мүмкін.

Төтенше жағдайларда адамның өмірі мен денсаулығын сақтаудың негізгі аспектілерінің бірі – бұл көп жағдайда қан кетуді тоқтату, қан жоғалтуды толтыру, сондай-ақ дәрі-дәрмектерді енгізу және шұғыл хирургиялық араласуды қамтитын жедел және уақытылы медициналық араласу болып табылады. Бұл жағдайда әсіресе маңызды және жиі шешуші әрекет әртүрлі құралдарды қолдану арқылы қан кетуді жылдам тоқтату болып табылады. Бұл жағдай қан кетудің адамның өміріне үлкен қауіп төндіретіндігімен анықталады, тіпті салыстырмалы түрде аз 15-20% қан жоғалту өлімге әкелетін нәтижеге әкелуі мүмкін. Сондықтан қан кетуді дер кезінде және уақытылы тоқтату көптеген жағдайларда адамның өмірін сақтап қалуға, травматикалық шоктың дамуын болдырмауға және кейінгі қалпына келтіруді айтарлықтай жеңілдетуге мүмкіндік береді.

Қазіргі уақытта қан кетуді тоқтату әдістері төрт негізгі топқа бөлінеді:

механикалық, химиялық, биологиялық және термиялық. Далалық жағдайларда қан жоғалтуды жоюдың ең қарапайым әдісі механикалық болып табылады (турникет, бинт, тампондар және т.б. қолдану). Қан кетуді тоқтатудың тағы бір әдісі – химиялық немесе биологиялық (криопреципитат, дицинон, кальций глюконаты, викасол, протамин сульфаты және т.б. сияқты дәрі-дәрмектерді қолдану). Алайда, бірінші жағдайда қан кетуді тоқтатудың төмен тиімділігі байқалуы мүмкін, мысалы, қан ұюының нашарлығымен, екіншісінде – тиісті дәрі-дәрмектердің болмауымен байланысты. Осыған байланысты қан жоғалтуды тоқтатудың жаңа әдістерін қолдану өзекті болып табылады, бұл қан кету аймағын жергілікті салқындатуға негізделген термиялық әдісті де қамтиды. Суықтың жергілікті қолданылуының әсері тамырлардың спазмын тудырудан тұрады, бұл зақымдалған тамыр арқылы қан ағымының көлемінің төмендеуіне әкеледі және осылайша жарақат орнында қан ұйығыштарының бекітілуіне ықпал етеді. Жарақаттың кез келген дерлік түрінде, алғашқы медициналық көмек көрсету тәжірибесінде, бұл жағдайда мұз пакеті қолданылады. Көрсетілген әдістер жеткілікті тиімді болғанына қарамастан, олардың негізгі кемшіліктері – тұрақты суықтың көзі жоқ дала жағдайында пайдаланудың қиындығы, қан кетуді тоқтату емдеу шарасының ыңғайсыздығы және тіндердің тоңу қаупі болып табылады.

Мұндай жағдайларда қан жоғалту аймағын жергілікті салқындату негізінде қан кетуді тоқтатудың қарастырылған әдісін жүзеге асыруға мүмкіндік беретін жаңа техникалық құралдарды әзірлеу және зерттеу өзекті болып табылады.

Термоэлектрлік қасиетке ие материалдарды жасау және іздеу бойынша соңғы зерттеулер болашақта термоэлектрлік тоңазыту машиналарының тиімділігінің айтарлықтай артуына әсер етеді. Термоэлектрлік салқындатуды қолдануға қызығушылықтың қайта өрлеуі суықтың дәстүрлі әдістерін (озон қабатын бұзу, парникті әсер және т.б.) пайдалану кезінде туындайтын экологиялық мәселелерге байланысты. Термоэлектрлік тоңазытқыштар экологиялық тұрғыдан мүлдем қауіпсіз, тозатын және үйкелетін элементтері жоқ, демек жұмыста шусыз, дірілдің болмауымен сипатталады, жұмыс денелерін тазалаудың штаттық құрылғыларын талап етпейді, ұзақ уақыт бойы тұрақты жұмыс істеуге қабілетті. Термоэлектрлік құрылғылар басқа да артықшылықтарға ие:

- суыту ғана емес, сондай-ақ жылыту мүмкіндігі;
- суықты шығаратын компоненттердің айрықша сенімділігі;
- өте жылдам салқындату мүмкіндігі;
- электр тогын өзгерту арқылы температураны реттеудің жоғары дәлдігі және термореттеу мүмкіндігі;
- термоэлектрлік модульдердің параметрлерінің күштен тәуелсіздігі;
- кеңістіктегі ауырлық пен бағдар, сондай-ақ жоғары механикалық жүктемелерге аз сезімталдық;
- техникалық қызмет көрсету қажеттілігінің болмауы.

Терапиялық процедуралардың бір немесе басқа түрін жүргізуге арналған

термоэлектрлік салқындату құрылғыларының моделін құру үшін адамның қолының құрылымы мен морфологиясымен түбегейлі ерекшеленетін екі негізгі аймағын бөліп алу керек: тікелей иық бөлігі және білек.

Жергілікті жерлерде медициналық қызметкерлер қолдана алатын шағын (портативті) салқындатқыш құрылғыларды енгізу маңызды мәселе болып табылады, өйткені олар неврологиялық төтенше жағдайларға жауап беретін бірінші қызметкерлер болып табылады. Көптеген құрылғылар жедел жәрдем машиналарында тасымалдануы үшін тым үлкен және оларға дала жағдайында электр қоректендіру көздері қол жетімсіз болып табылады. Жалпы, қолданыста бар салқындатқыш құрылғылардың көпшілігі миға бағытталмаған және бүкіл дененің салқындауын тудыратын массивті блоктар болып табылады. Сәйкесінше, жергілікті салқындату үшін салқындатқыш құрылғыға қажеттілік бар және де ол тасымалданатын және инвазивті емес бола отырып, қол және білек аймағына арнайы бағытталуы мүмкін.

Қазіргі уақытта жоғарыда аталған әдістерге негізделген әртүрлі құрылғылар белгілі.

Қан кетуді тоқтатуға арналған белгілі құрылғының [Ресей Федерациясының патенті №2603323, жарияланған: 27.11.2016 Бюл. №33, МПК А61F 7/00] құрамында механикалық әсерден оңай бұзылатын жұқа қалқамен екі камераға бөлінген ыдыс түріндегі суық көзі бар. Камералардың біріне су, екіншісіне криогидраттың еру температурасы төмен тұз құйылады. Су толтырылған камерада сфералық элементтер сыртқы бетінде шиналармен жабдықталған бекітілмеген күйде орналастырылған. Құрылғыда Hook & Loop бекіткішімен жабдықталған былғарыдан немесе матадан жасалған екі жолақ түріндегі бекіту құрылғысы бар.

Белгілі құрылғының кемшілігі – бекітетін бөлік бұзылған жағдайда нашар мүмкіндіктерге ие үш өлшемді құрылымды құрайтын бірнеше сфералық элементтердің шыбықтармен біріктіру қаупі болып табылады.

Қан кетуді тоқтатуға арналған белгілі құрылғының [Ресей Федерациясының патенті №2689021, жарияланған: 23.05.2019 Бюл. № 15, МПК А61F 7/00] құрамында механикалық әсерден құлап қалатын жұқа қалқа арқылы екі камераға бөлінген ыдыс түріндегі суық көзі бар, камералардың бірі сумен толтырылған, оның ішіне сфералық элементтер орналастырылған, сыртқы беті бойында шыбықтармен және төмен температурада – тұзбен және дисгидратпен жабдықталған. Ілмекпен жабдықталған былғарыдан немесе матадан жасалған екі жолақ түріндегі бекіту құрылғысы, әрекет ету объектісімен жанасатын ыдыстың шеткі бетіне серпімді материал қабатының жағылуымен, бекіту құрылғысының ыдыстың бүйір беттері бойымен бекітілуімен және суы бар камераның әрбір сфералық бөлікте орналасқан шектегіштер арқылы бөліктерге бөлінуімен сипатталады.

Белгілі құрылғының кемшілігі оның қозғалмайтындығы, салқындатқыш қондырғының жалпы өлшемдері және дизайнның күрделілігі болып табылады.

Мәлімделген құрылғының ең жақын аналогы ретінде белгілі құрылғы

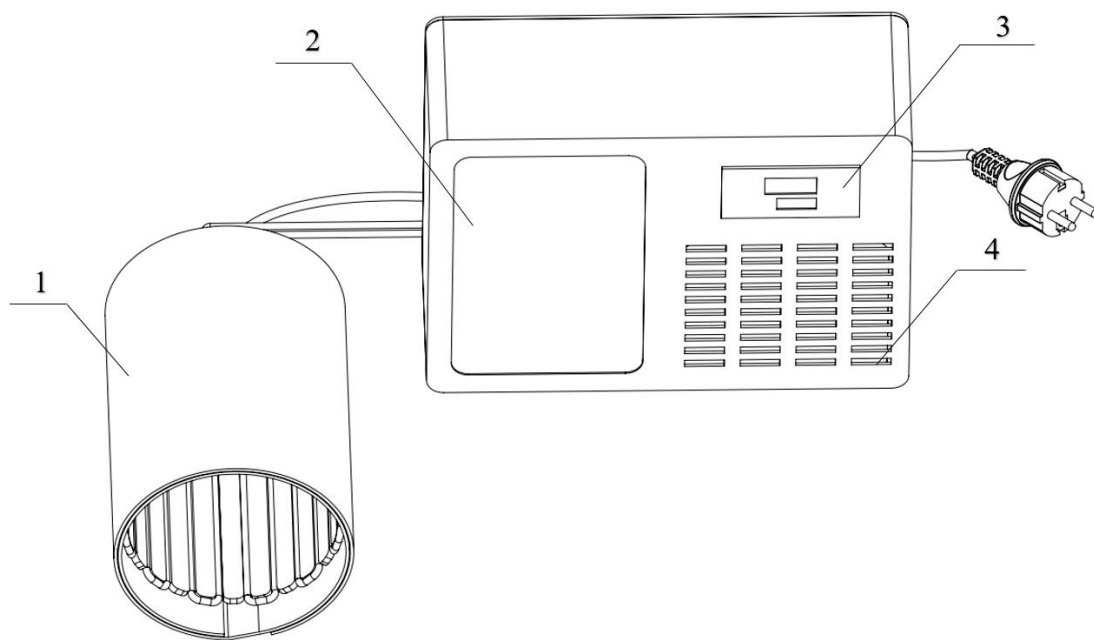
қабылданады.

Құрылғыны жасауға бағытталған техникалық мәселе – дала жағдайында салқындату әдісін қолдану арқылы қан кетуді тоқтату үшін адамның қолына жергілікті салқындату әсері.

Нәтижесінде қан кетуді тоқтатудың тиімділігін арттырудан, зардап шеккен аймаққа салқындату әсерінің ұзақтығын азайтудан және тиісінше тіндердің тоңу қаупін азайтудан тұратын техникалық нәтижеге қол жеткізіледі.

Көрсетілген техникалық нәтижеге құрылғының құрылымында каскадты қосылған Пельтье элементтерін, бөлек блокқа орналастырылған сұйық салқындату жүйесінің екі су блогын қолдану арқылы қол жеткізіледі, бірінші су блогы Пельтье элементінің ыстық жағынан жылуды кетіру үшін пайдаланылады, ал екіншісінде су блогының ішіндегі сұйықтық суыту арқылы суытылады, бұл жерде екі блоктың салқындату бөлігін суыту арқылы су блогтың бірінші элементіне қосылатын суды салқындатады, шлангтар арқылы салқындатылған сұйықтық ағып, манжеттегі алюминий пластиналарын салқындатады, ал температура режимі температура датчигінің көмегімен термостатпен реттеледі (4.3-сурет).

4.3-суретте мәлімделген құрылғыға кіретін термоэлектрлік салқындату құрылғысының жалпы схемасы көрсетілген, оның құрамында: 1 - манжет, 2 - салқындату блогы, 3 - басқару блогы, 4 - қуат көзі [75].

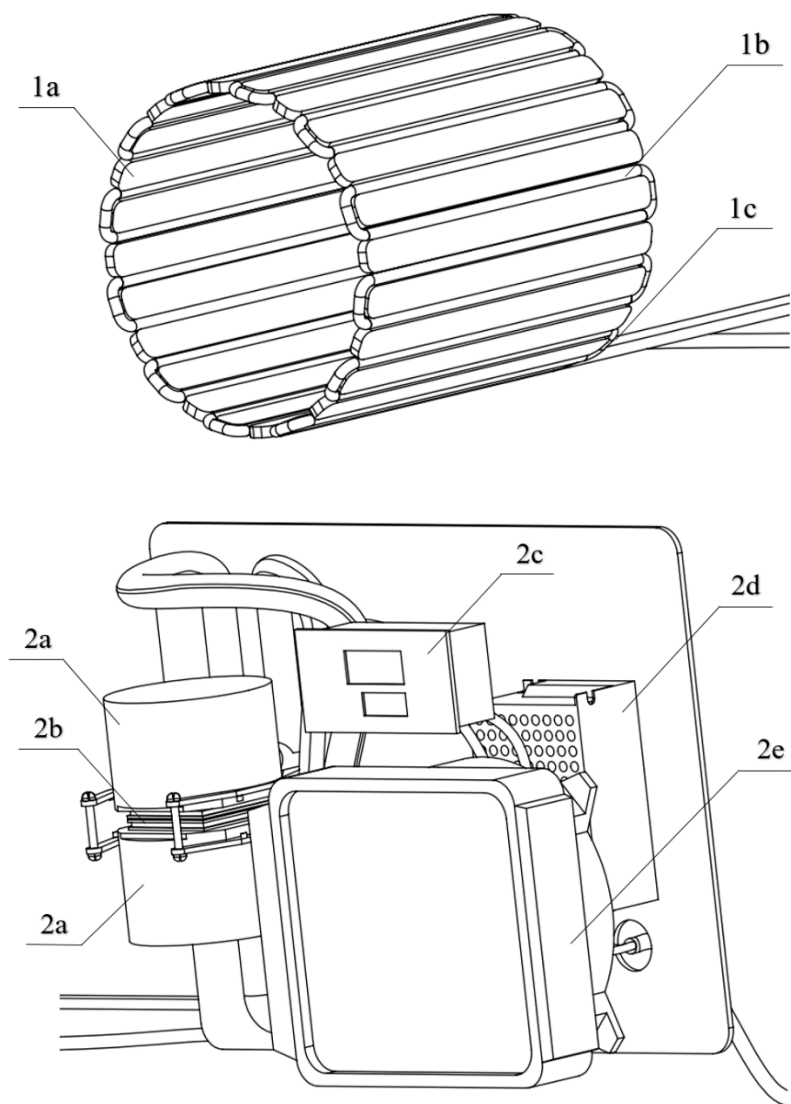


4.3-сурет – Адамның қолын салқындату құрылғысының жалпы сұлбасы

4.3-суретте көрсетілгендей термоэлектрлік салқындату құрылғысы манжеттен 1, салқындату блогынан 2, басқару блогынан 3 және қоректендіру блогынан 4 тұрады. Салқындату блогы 2, басқару блогы 3, қоректендіру блогы 4 бір

корпуста орналастырылған. Қуат блогы 4 құрылғыны стационарлық желіге, көліктің борттық желісіне немесе портативті аккумуляторға қосу мүмкіндігімен жасалған.

4.4-суретте термоэлектрлік салқындату құрылғысының құрамдас бөліктері көрсетілген, оның құрамында: 1а - алюминий пластиналары, 1б - иілгіш шлангтар, 1с - температура датчигі, 2а - сұйық салқындату жүйесінің су блоктары, 2б - Пельтье элементтері, 2с - термостат, 2d - қуат көзі, 2е - радиатордың желдеткіші.



4.4-сурет – Адамның қолын салқындату құрылғысының құрамдас бөліктері

4.4-суретте көрсетілгендей, манжет бір-бірімен жалғанған алюминий пластиналар 1а, иілгіш шланг 1б және температура сенсоры 1с тұрады. Бұған қоса, манжет 1 салқындатқыш қондырғыдан 2 жеткізілетін салқындатқыш сұйықтықты алюминий пластиналары 1а және иілгіш шланг 1б арасында айналдыру

мүмкіндігімен жасалған.

Салқындату құрылғысы 4.4-суретте көрсетілгендей, екі каскадты қосылған Пельтье элементтері 2b, ол көп шығынсыз радиаторлар арасындағы қажетті температура айырмашылығына қол жеткізуге мүмкіндік береді, сұйық салқындату жүйесінің екі су блогы 2a, біріншісі қыздырылған ауаны сыртқы ортаға шығару үшін пайдаланылады, ал екіншісі – сұйықтықты салқындату үшін сыртқы ортаға, екіншісі – радиатордың ішіндегі сұйықтықты салқындату үшін бірінші су блогы және радиатордың екі иілгіш жүйесі қосылған. шлангілер.

4.4-суретте көрсетілгендей басқару блогы температура датчигі бар термостат 2с тұрады, ол ақпаратты көрсету құрылғысына қосылған микроконтроллер және сұйық салқындату жүйесінің радиаторы 2е желдеткіші бар бөліктерден тұрады.

Құрылғы келесідей қолданылады, емдеу шарасынан бұрын құрылғы адамның қолының салқындату аймағына бекітіліп, серпімді қасиеттеріне байланысты тығыз байланысын қамтамасыз етеді. Салқындату құрылғысынан манжетке сұйықтық ағыны беріледі, ол қол терісін салқындатуды қамтамасыз етеді. Салқындату үрдісі кезінде манжеттің ішіндегі ауа температурасы бақыланады.

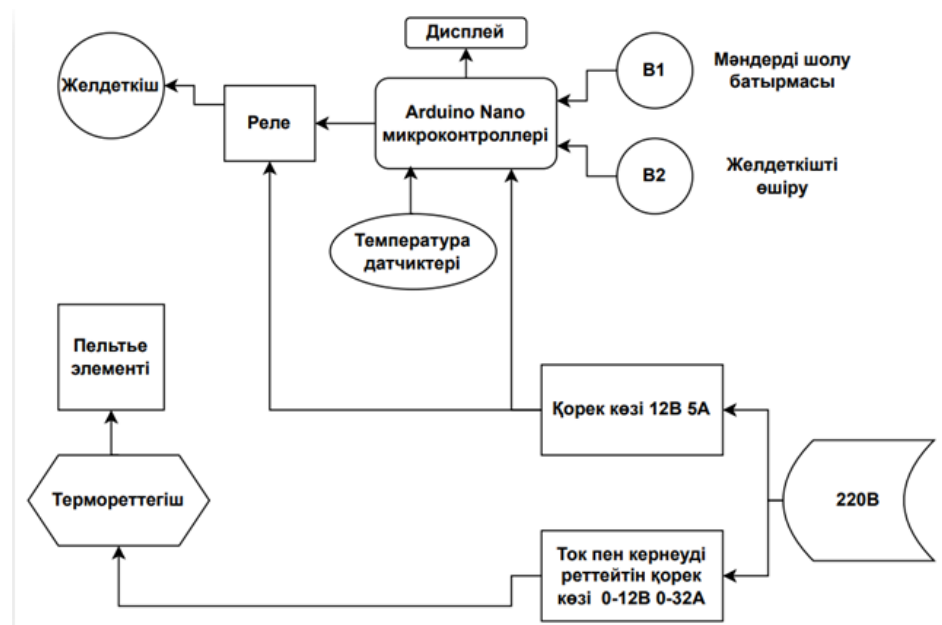
Салқындату құрылғысы келесідей жұмыс істейді: қан кетуді тоқтату үшін жергілікті салқындату әрекеті кезінде адамның қолына манжет 1 кигізіледі, онда екі каскадты жалғанған Пельтье элементтерінің 2b салқындатқыш жағы су блогының 2a ішіндегі сұйықтықты салқындатады, ал сұйықтық су блогының екі иілгіш шлангілері арқылы айналады, алюминий пластинасын салқындатады. Бөлінетін жылу сұйық салқындату жүйесінің екінші су блогы 2a көмегімен сыртқа шығарылады, манжетада 1 орналасқан температура сенсоры 1с көмегімен манжеттің ішіндегі температура өлшенеді және температура термостат 2с арқылы тұрақтандырылады.

Термоэлектрлік салқындату құрылғысы портативті және жылжытуға болады, бұл жұмыс үрдісін жеңілдетеді. Жасалған құрылғыны пайдалану, конструкциясы қарапайым, қан кетуді тоқтатудың тиімділігін арттыруға мүмкіндік береді. Құрылғыны төтенше жағдайлар медицинасында және температураны төмендету қажеттілігімен байланысты медицинаның басқа салаларында да қолдануға болады.

4.3 Жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған салқындатқыш бас киімнің құрылымы

Жобаланған салқындатқыш бас киімнің негізгі блоктары екі Пельтье элементінен (ТЭМ модулі), сумен салқындату жүйесінен, температура датчиктерінен, термореттегіштен, радиаторы бар желдеткіштен, реле мен дисплейден, сонымен қатар Ардуино микроконтроллерінен тұрады. 4.5-4.6-суреттерде салқындатқыш құрылғы макетінің құрылымдық және Fritzing бағдарламасындағы электрондық сұлбалары көрсетілген (4.5-4.6 сурет).

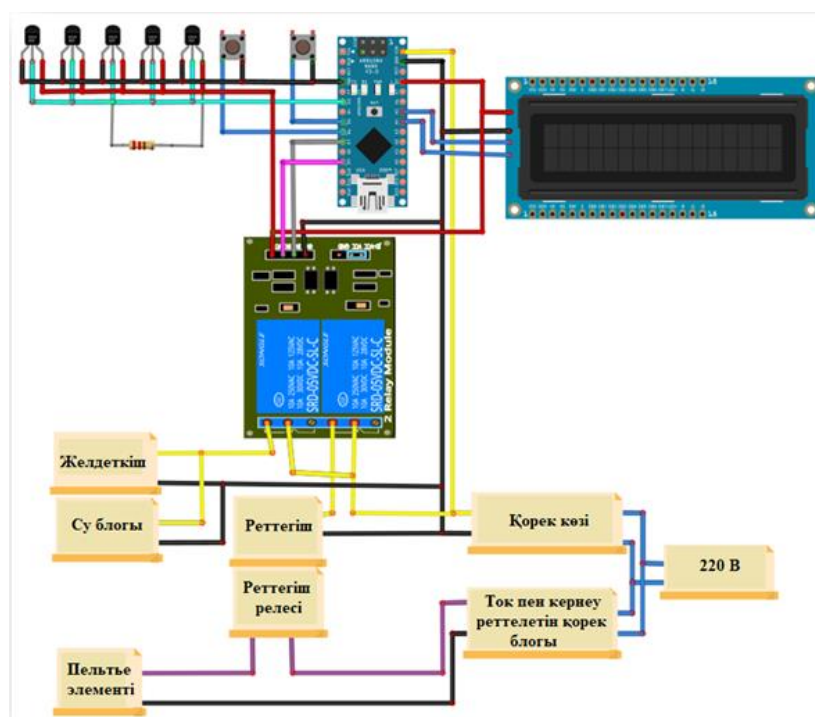
Құрылымдық сұлбада көрсетілгендей құрылғы макетінің жүйесінде 220 В желіден екі бөлек қорек алынады: 12 В 5 А көзі Arduino Nano, реле, дисплей және желдеткішті қоректендіреді, ал 0-12 В, 0-32 А реттелетін көзі Пельтье элементтерін қуаттайды. Пельтье элементтеріне баратын қуат термореттегіш арқылы реттеледі. Температура датчиктері өлшемдерді Arduino-ға береді, ал Arduino оларды дисплейге шығарып, қажет болғанда реле арқылы желдеткішті қосып-өшіреді. В1 батырмасы – «мәндерді шолу» үшін, ал В2 батырмасы – желдеткішті қолмен өшіру үшін қолданылады. Осылайша Arduino температураны бақылайды, интерфейсті көрсетеді және реле арқылы салқындату жүйесінің көмекші тораптарын басқарады. Пельтье элементіне ток пен кернеуді реттейтін қорек көзі берілген кезде Пельтье элементінің ыстық бетінің жылуын алып кету үшін ыстық бетіне сұйықтықпен салқындату жүйесінің сұйықтық орнатылған бөлігі жанасу арқылы ыстықты сұйықтықпен салқындату жүйесінің радиаторы бар желдеткіш көмегімен сыртқа шығарады, ал суық бөлігіне радиаторлы желдеткіш орнату арқылы салқын ауаны шлемнің ішіне таратады. Температура датчиктері ТЭМ суық және ыстық түйіспелеріндегі, желдеткішпен үрленетін радиатордағы, салқындатқыш бас киім ішіндегі температуралардың көрсеткіштерін көрсетеді.



4.5-сурет – Салқындатқыш құрылғы макетінің құрылымдық сұлбасы

4.6-суретте көрсетілгендей жергілікті салқындату әдісімен онкологиялық науқастардың алопециясын алдын алуға арналған салқындатқыш бас киімнің құрылымының негізін құраушы орталық контроллер – Arduino Nano: ол температура датчиктерінен командаларды оқып, 16×2 LCD-ге ағымдағы мәндерді шығарады. Arduino-ның екі сандық шығысы 2-каналды реле модулін басқарады, сондықтан бір реле желдеткішті, екіншісі су блогын/реттегішті қосып-өшіреді. 220

В желіден екі бөлек қорек алынады: 12 В қорек көзі Arduino-ны, релелерді, дисплейді және желдеткішті қоректендіреді, ал реттелетін жоғары тоқты 0-12 В қорек көзі тікелей Пельтье элементтерін қоректендіреді. Пельтье элементтеріне берілетін қуат деңгейін осы реттелетін блок пен арадағы реттегіш анықтайды, ал реле тек қосалқы жүктемелерді (желдеткіш/сорғы) ажыратады. Осылайша Arduino логикасы интерфейсті және релелерді басқарып, ал реттелетін қуат көзі Пельтье элементтерінің нақты салқындату күшін анықтайды.



4.6-сурет – Құрылғының Fritzing бағдарламасындағы электрондық сұлбасы

Құрылғының негізі ретінде Arduino Nano микроконтроллер платформасы ықшам өлшем мен есептеу қуатының оңтайлы үйлесімі арқасында таңдалды. Тақта 16 МГц жиілікте жұмыс істейтін ATmega328P микроконтроллеріне негізделген. Платформада бағдарламаны сақтауға арналған 32 КБ флэш-жад және деректерді өңдеу үшін 2 Кбайт жедел жады бар.

Құрылғы біріктірілген коммутациялық реттегіш арқылы тұрақтандырылған 5 В қоректендіргішімен қоректенеді. Батареямен жұмыс істеу үшін 3,7 В 18650 литий-ионды батареяны қосуға болады. Платформа перифериялық құрылғыларды қосу үшін 14 сандық енгізу/шығару порттарын, 8 аналогтық кірістерді және UART, I2C және SPI интерфейстерін ұсынады.

Arduino Nano артықшылықтары оның минималды өлшемдерін (18 x 45 мм), аз қуат тұтынуды және тікелей баспа платасына орнату мүмкіндігін қамтиды. Микроконтроллер бағдарламалық жасақтаманы әзірлеуді және жөндеуді жеңілдететін барлық стандартты Arduino IDE кітапханаларын қолдайды. Тақтада

кірістірілген қуат диодты индикаторы және микробағдарламаны жүктеп салуға арналған бағдарламашы бар.

Электромагниттік кедергілері бар орталарда тұрақты жұмысты қамтамасыз ету үшін тақта электр желілеріндегі ажырату конденсаторларын қамтиды. Барлық контроллер түйреуіштері статикалық электр тогынан және қысқа тұйықталудан қорғалған. Тақтаның ерекшелігі - оның 2,54 мм қадамы бар екі қатарлы түйреуіш орналасуы, оны нан тақтасына орнатуға мүмкіндік береді.

Бағдарламалау кірістірілген USB-ден серияға түрлендіргіш немесе сыртқы ICSP бағдарламашы арқылы орындалады. Платформа сымсыз микробағдарлама жаңартуларын қолдайды. Құрылғы -40°C -тан $+85^{\circ}\text{C}$ -қа дейінгі температура диапазонында жұмыс істейді, бұл оны климаттың кең ауқымында пайдалануға мүмкіндік береді.

1834 жылы француз ғалымы Жан Пельтье ашқан және кейіннен орыс физигі Эмиль Ленцпен түсіндірілген бұл құбылыс физика саласында – термодинамика және электродинмиканың екі түрлі объектілерінің түйіскен жерінде орналасқан. Пельтье эффектiсiнiң мәнiн келесi сөздермен баяндауға болады: электр тогы әртүрлі материалдардан жасалған екі өткізгіштің контактісі арқылы өтіп кеткен кезде, осы токтың бағытына байланысты, жылудың джоулевінен басқа, Пельтье жылуы деп аталатын қосымша жылу бөлінеді немесе жұтылады.

Қарастырылып отырған құбылыс классикалық теория аясында түсіндірілуі мүмкін. Оған сәйкес, бір металдан екінші металға токпен тасымалданатын электрондар олардың арасындағы потенциалдардың ішкі контактілік айырымы есебінен айдалады немесе баяулайды. Электрондардың үдеуі кезінде олардың кинетикалық энергиясы артады және жылу түрінде бөлінеді, соның салдарынан қыздыру болады. Электрондардың бәсеңдеуі кезінде олардың кинетикалық энергиясы азаяды және содан кейін екінші өткізгіш атомдарының жылу тербелісінің әсерімен толықтырылады. Нәтижесінде салқындатқыш термоэлектрлік элементтерде қолданылатын суыту жүреді.

Осылайша, Пельтье элементі р- және n-типті жартылай өткізгіштерден жасалған термоэлектрлік салқындатқыш болып табылады, олар р-n- және n-p- өткелдерді құрайды. Кез келген мұндай ауысу екі радиатордың біреуімен байланысады. Электр тогының белгілі бір полярлық ағуы салдарынан радиаторлар арасындағы температураның айырмасы пайда болады, өйткені олардың біреуі салқындатқышқа қызмет етеді, ал екіншісі қызады және жылуды бұрады.

Термоэлектрлік элементтерді қолданудың экономикалық тиімділігі салқындатқыш құрылғылардың басқа үлгілерімен салыстырғанда салқындатқыш көлемнің шамасына кері пропорционалды. Сондықтан қазіргі уақытта термоэлектрлік суыту автомобиль тоңазытқыштары, тағамдық сұйықтықтарды салқындатқыштар, ауа салқындатқыштар, дербес компьютерлердің жүйелік блоктары және басқа да құрылғылар сияқты шағын габаритті құрылғыларда таралды.

Термоэлектрлік суыту құрылғыларының артықшылықтары мен кемшіліктерін тікелей қарастырайық. Олар басқа салқындатқыш машиналармен салыстырғанда бірқатар артықшылықтарға ие. Біріншіден, бұл жұмыс заты мен майдың, сондай-ақ қозғалатын бөлшектердің болмауы, бұл құрылғыны жұмыс кезінде шусыз етеді. Екіншіден, шағын масса және габариттік өлшемдер суықтай өндіруде осы құрылғылардың тиімділігін арттырады. Мысалы, термоэлектрлік элементтерде жұмыс істейтін кондиционерлердің салмағы 3 есе, ал көлемі хладонды кондиционерлерге қарағанда 4 есе аз. Сонымен қатар термоэлектрлік элементтерді каскадты қосу мүмкіндігі радиаторлар арасындағы температураның қалаулы ауытқуына ерекше шығынсыз қол жеткізуге мүмкіндік береді. Мұндай қосу дәстүрлі радиаторлар мен желдеткіштердің негізінде кулерлердің стандартты типтерімен салыстырғанда айтарлықтай тиімді болып табылатын Пельтье кулерлерінде қолданылады.

Алайда, айқын артықшылықтарынан басқа, термоэлектрлік элементтердің салқындатқыш құрылғылар ретінде қолданғанда ескермеуге болмайтын айрықша ерекшеліктері бар. Бірінші кезекте, Пельтье элементтері салыстырмалы түрде төмен ПӘК ие, өз жұмысының процесінде көп жылу бөледі, демек, салқындатқыш модульдерден артық жылу бөлетін радиаторлар мен желдеткіштердің болуын талап етеді. Екіншіден, Пельтье элементі істен шыққан кезде салқындату элементін радиатордан оқшаулайды. Бұл қорғалатын элементтің тез қызуына және оның істен шығуына ықпал етеді. Үшіншіден, термоэлектрлік құрылғының артық қуаты жұмыс аймағында төмен температураның пайда болуына әкеледі, соның салдарынан ауадан артық ылғал конденсацияланады. Бұл электрондық компоненттер үшін қауіп төндіреді, себебі конденсат элементтер арасындағы қысқа тұйықталуға әкелуі мүмкін.

Жоғарыда айтылғандардан мынадай қорытынды жасауға болады, термоэлектрлік салқындату құрылғылардың тиімді жұмыс істеуін қамтамасыз ету үшін Пельтье элементтерін басқарылатын интеллектуалды құрылғыларды қарастыратын қосымша салқындату жүйесін қолдану қажет. Мұндай құралдар олардың жұмысын бақылауға және оның режимдерін өзгертуге мүмкіндік береді. Осылайша, термоэлектрлік элементтердің басқа стандартты салқындатқыш құрылғыларымен салыстырғанда бірнеше артықшылықтары мен кемшіліктері бар.

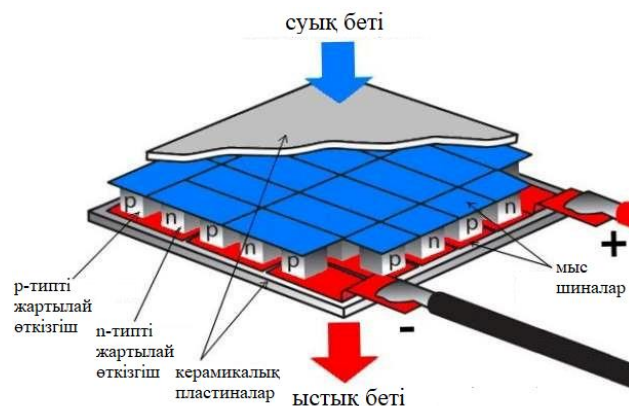
Пельтье эффектісі – термоэлектрлік құбылыс, ол екі түрлі заттың (өткізгіштердің немесе жартылай өткізгіштердің) контактісі арқылы электр тогын өткізгенде, Джоуль жылуынан басқа, қосымша Пельтье жылуы (токтың бір бағытында) және оның сіңуі (кері бағытта) пайда болады.

Пельтье құбылысының пайда болу себебі төмендегідей. Екі заттың жанасуында ішкі жанасу өрісін тудыратын түйіспелі потенциалдар айырымы болады. Егер ток контакті арқылы өтсе, бұл өріс токтың өтуін жеңілдетеді немесе оған кедергі жасайды. Егер ток байланыс өрісіне қарсы болса, онда сыртқы көз контактіде босатылатын қосымша энергияны жұмсауы керек, бұл оның қызуына

әкеледі. Егер ток түйіспелі өрістің бағытымен жүрсе, онда ол қозғалатын зарядтардың жұмысын атқаратын осы өріс арқылы тірек болады. Бұл үшін қажетті энергия заттан алынады, бұл оның жанасу нүктесінде салқындауына әкеледі.

Металлдар мен жартылай өткізгіштер – термоэлектрлік әсерлер байқалатын материалдар. Екі жағдайда да иондардың кристалдық торы бар. Өткізгіштерде ол электронды газды құрайтын оң иондар мен бос электрондардан тұрады. Жартылай өткізгіштерде тор атомдары электрондарын жоғалтады немесе алады, біріншісі сәйкесінше р-типті жартылай өткізгіштерді және соңғысы n-типті жартылай өткізгіштерді құрайды.

Заманауи практикалық құрылғылардағы термоэлектрлік модульдер (ТЭМ) құрылымдық толық құрылғылар болып табылады, олардың бір элементі р- және n-типті өткізгіштігі бар екі түрлі жартылай өткізгіш элементтерден тұратын термопар болып табылады. Элементтер бір-бірімен тізбектей коммутациялық пластиналардың көмегімен қосылады және алюминий оксиді немесе нитрид негізіндегі екі жалпақ керамикалық пластиналар арасында орналастырылады, ал жылу ағындары тұрғысынан барлық термоэлектрлік элементтер параллель қосылған (4.7-сурет).



4.7-сурет – Пельтье элементі

Өнеркәсіптік мақсаттағы ТЭМ-нің негізгі айырмашылығы олардың жоғары сенімділігі, максималды тиімділігі және параметрлердің тұрақтылығы болып табылады. Жоғары температура жағдайында жұмыс істеу, салқындату режимін термоэлектрлік жылытуға жылдам өзгерту қажеттілігі (бұл жағдайда қыздыру тиімділігі >1), жоғары ылғалдылық жағдайында жұмыс істеу – осының барлығы өнеркәсіптік пайдалану үшін ТЭМ-ге қойылатын талаптарды анықтайды. Kryotherm компаниясының термоэлектрлік модульдері барлық заманауи өнеркәсіптік стандарттарға және арнайы талаптарға сәйкес келеді.

Шешілетін міндеттерге байланысты өнеркәсіптік пайдалануға арналған ТЭМ-тер келесідей жобалық топтарға бөлінеді: тиімділігі жоғары бір сатылы, стандартты бір сатылы, дөңгелек, ашылатын тік бұрышты, екі секциялы бір сатылы.

Өнеркәсіптік қолданбаларға арналған термоэлектрлік модульдер тиімділікке, сенімділікке, өндіру дәлдігіне және өнімділік сипаттамаларына жоғары талаптарға бағынады.

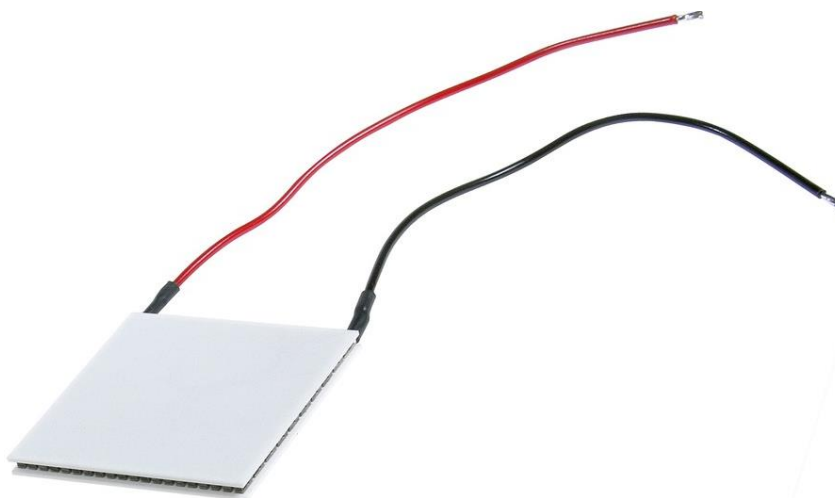
DRIFT-0.8 Пельтье элементі жер үсті салқындату немесе жылыту үшін арналған термоэлектрлік модуль болып табылады. DRIFT-0.8 ықшам өлшемімен және 0,8 Вт номиналды салқындату қуатымен ерекшеленеді, бұл оны шектеулі кеңістіктерде температураны дәл бақылауды қажет ететін қолданбалар үшін өте қолайлы етеді.

Модульдің негізгі параметрлері 3-5 В жұмыс кернеуін және 0,6 А-ға дейінгі максималды ток тартуды қамтиды. Элемент шамамен 0,8 термоэлектрлік өнімділік коэффициентін қамтамасыз ететін висмут және теллур негізіндегі жартылай өткізгіш материалдарды пайдалана отырып, стандартты көп қабатты құрылымды пайдалана отырып құрастырылған. Ыстық жағынан жылуды тарату қызып кетудің алдын алу үшін радиаторды немесе желдеткішті пайдалануды талап етеді.

Модуль қоректендіру кернеуінің полярлығын өзгерту арқылы салқындату және жылыту режимдері арасында жылдам ауысуды қолдайды. Сыртқы сенсор мен ПИД контроллерін пайдалану арқылы температураны реттеу дәлдігі $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ жетеді. Элементте төмен шу және жылжымалы бөліктердің толық болмауы, оның сенімділігін арттырады.

DRIFT-0.8 типтік қолданбаларына электронды компоненттерге арналған термиялық тұрақтандыру жүйелері, портативті тоңазытқыш қондырғылары және локализацияланған криотерапияға арналған медициналық құрылғылар жатады. Модуль көпір драйверлері арқылы Arduino және Raspberry Pi негізіндегі басқару жүйелерімен үйлесімді. Қалыпты жұмыс жағдайында элементтің қызмет ету мерзімі 50 000 сағаттан асады.

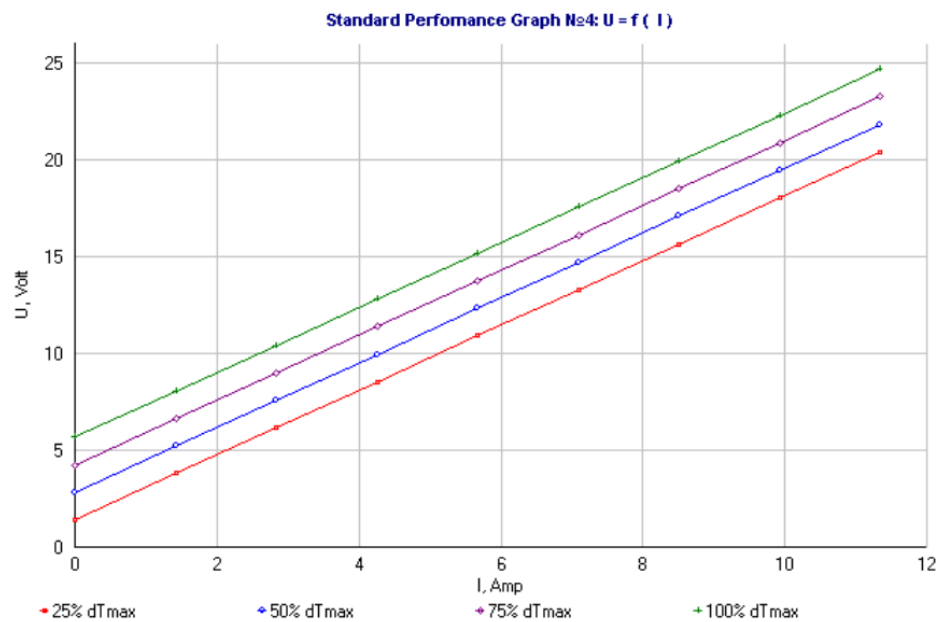
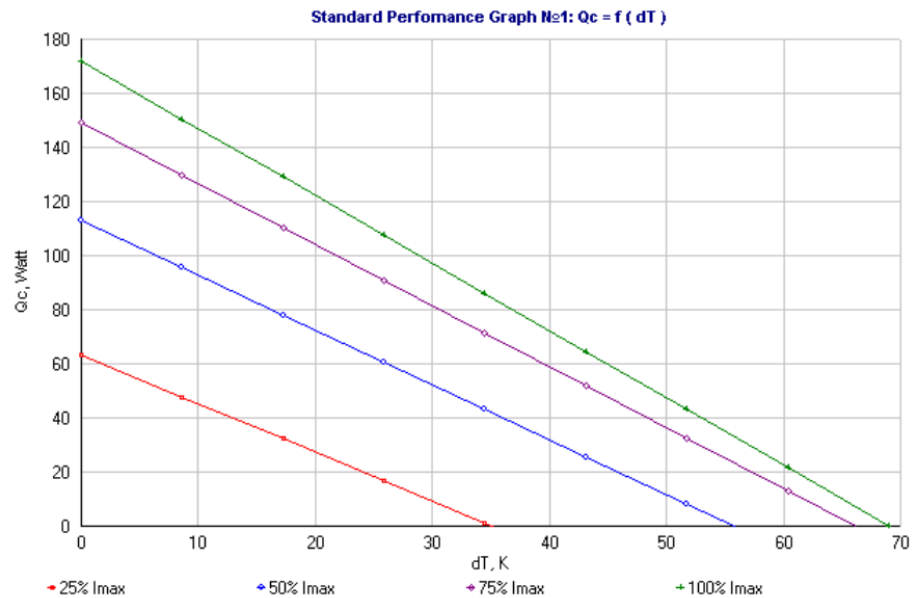
DRIFT-0.8 термоэлектрлік модулі өнеркәсіптік салқындату және температураны бақылау жүйелерінде қолдануға арналған (4.8-сурет).



4.8-сурет – DRIFT-0.8 термоэлектрлік модулі

DRIFT-0.8 термоэлектрлік модулінің негізгі техникалық сипаттамалары:

- тараптар арасындағы максималды температура айырмашылығы 69;
- максималды ток: 11.3 A;
- максималды кернеу: 24,6 В;
- максималды салқындату: 172 Вт;
- өлшемдері: 40х40 мм;
- модуль түрі: бір сатылы;
- салмағы: 23 г.



4.6-сурет – Модульдің графикалық сипаттамалары

Ыстық ауаны алып кету үшін ID-Cooling FROSTFLOW X 360 [LGA1700] сумен салқындату жүйесі қолданылды. Сұйықтықпен салқындату жүйесі ID-Cooling FROSTFLOW X 360 [LGA1700] Intel және AMD процессорларын салқындатуға арналған. Модель қазіргі уақытта кең таралған розеткалардың басым көпшілігімен үйлесімді. Құрылғы ең жоғары тиімділігімен сипатталады. Салқындату жүйесі 350 Вт-қа дейінгі қуаттың шығынын қамтамасыз етеді. Шын мәнінде, бұл құрылғы өнімділігінің кез келген жоғары деңгейі бар процессорларға «қызмет көрсетуге» жарамды дегенді білдіреді.

ID-Cooling FROSTFLOW X 360 сұйықтық айналымы арқылы жылуды тарату принципіне негізделген процессорларға арналған сұйық салқындату жүйесі. Бұл модель 120 мм үш радиаторы бар сұйық салқындату жүйесі ретінде жіктеледі, тіпті жоғары термиялық жүктемелер кезінде де жылуды тиімді таратуды қамтамасыз етеді.

ID-Cooling FROSTFLOW X 360 [LGA1700] салқындату жүйесі 120 мм үш желдеткішпен жабдықталған, олардың айналу жылдамдығы 700-ден 1800 айн/мин аралығында өзгереді. Желдеткіш жылдамдығы автоматты түрде өзгереді. Өте жоғары өнімділікке қарамастан, салқындату жүйесі төмен шумен сипатталады. Әрбір желдеткіш үшін рұқсат етілген шу деңгейі диапазоны 18-ден 35,2 дБ-ге дейін. Салқындату жүйесі ақ жарықтандырумен безендірілген, оның көзі су блогы болып табылады. Құрылғы техникалық қызмет көрсетуді қажет етпейді. Бұл жүйе компоненттер мен салқындатқышты ауыстыруға арналмағанын білдіреді.



4.7-сурет – ID-Cooling FROSTFLOW X 360 [LGA1700] сумен салқындату жүйесі

Жиынтықта бір желдеткіш, екіншісін орнату үшін бұрауыштар қарастырылмаған. Егер көріністі еске алсақ, онда бұл, бәлкім, мен көрген ең жақсы жиынтығы. Corsair желдеткіштеріне ауысымды сақиналармен ұқсайды.

Бұрыштарда сәл шығыңқы дірілдеткіштер орналасқан, ал қалақтарда қарапайым үлгі бар. Желдеткіштің түрі 120 мм, ал айналу жылдамдығы 800-2000 айн/мин аралығында өзгереді. Ауа ағынының ең жоғарғы мәні 84.5 cfm, ал шу деңгейі 20-38.2 дБ. Айналымдарды қоректендіру және реттеу үшін 4 пин коннектор қолданылады.

REX-C100 ПИД контроллері әртүрлі өндірістік процестерде температураны дәл бақылауға арналған ықшам электронды құрылғы. Құрылғы пропорционалды-интегралды-туынды басқару алгоритмін пайдаланады, бұл ең аз асып кетуді және жоғары температура тұрақтылығын қамтамасыз етеді. Ол автоматты баптау функциясы бар бір арналы ПИД контроллері, дәл орнату және температураны белгіленген шектерде ұстау үшін қолданылады.

REX-C100 термостат қыздыру үрдісін басқаруға арналған және температураны жылдам және дәл реттеуді қамтамасыз етеді. ПИД контроллері темекі шегу орындарында, жылыту орындарында, инкубаторларда, йогурт өндірушілерде, реакторларда және дәл температураны сақтауды қажет ететін басқа құрылғыларда кеңінен қолданылады.



4.8-сурет – ПИД контроллер

REX-C100 ПИД контроллерінің мүмкіндіктері келесідей:

- қоректену кернеуі: 80 .. 260 В;
- қуат тұтыну: < 10 Вт;
- SSR шығысы;
- ALARM шығысы: 3 А 250 В;
- көрсеткіштердің дәлдігі: $\pm 0,5\%$ (датчиктің дәлдігіне байланысты);
- сенсорды сұрау кезеңі: 0,5 с;
- біріктіру уақыты (I): 0 .. 3600 сек;
- дифференциация уақыты (D): 0 .. 3600 сек;
- қайта бағдарламалау циклдарының саны: 100 000;

- қуат үзілгеннен кейін параметрлерді сақтау: 100 жыл;
 - корпус материалы: пластик;
 - жұмыс температурасы: 0 .. 50°C;
 - жұмыс ылғалдылығы: 30 .. 85%;
 - қосылған терможұптардың температура диапазоны: 0-ден + 1300°C-қа дейін;
 - өлшемдері: 48,5 x 48,5 x 111 мм.
- Ерекше өзгешеліктері:
- ПИД параметрін автоматты түрде баптау (автоматты реттеу функциясы);
 - уақыттық циклдарды жасау мүмкіндігі бар бағдарламаланатын орнату нүктелері;
 - апаттық өшіру функциясы бар қызып кетуден қорғау;
 - ағымдағы температура мен белгіленген мәнді көрсететін сандық индикатор;
 - температура сенсорларын калибрлеу.

Контроллер дұрыс емес қосылымнан және электромагниттік кедергіден қорғаныспен жабдықталған. Құрылғының корпусында IP65 рейтингі бар, бұл оны шанды ортада пайдалануға жарамды етеді. Стандартты DIN рельсіне орнатуға болады.

Өнеркәсіптік пештер мен термостаттар, жылыту және желдету жүйелері, медициналық құрал-жабдықтар, тамақ өнеркәсібі, зерттеу объектілері салаларында кеңінен қолданылады. Құрылғыны конфигурациялау оңай және сенімді, бұл оны температураны дәл бақылау қолданбалары үшін танымал шешім етеді.

4.4 Төртінші тараудың қорытындылары және мәселенің тұжырымы

Бұл тарауда онкологиялық науқастардағы алопецияны емдеуге арналған термоэлектрлік құрылғыны әзірлеу нәтижелері, сондай-ақ дизайн нұсқалары берілген. Жергілікті басты салқындатуға арналған портативті салқындатқыш бас киім мен қан кетуді тоқтату үшін адамның қолын жергілікті салқындату үшін манжет әзірленді.

Нәтижелер мен жобаларды талдау келесіні көрсетті.

1. Термоэлектрлік салқындату құрылғысының прототипі каскадты қосылған Пельтье модульдерін, сұйықтықпен жылуды кетіру жүйесін және бас терісін біркелкі салқындатуды қамтамасыз ететін радиаторы бар желдеткішті қолдану арқылы жасалды.

2. Құрылғының дизайны ұтқырлық пен әмбебаптық талаптарын ескереді: қуат көзі стационарлық желіге, сондай-ақ автомобильдің борттық желісіне немесе портативті аккумуляторға қосылуы мүмкін, бұл қолдану аясын айтарлықтай кеңейтеді.

3. Термореттегіш пен датчиктерге негізделген температураны бақылау

жүйесін енгізу шлем қуысындағы терапевтік температура диапазонының дәл сақталуын қамтамасыз етеді, бұл құрылғының қауіпсіздігі мен тиімділігін арттырады.

4. Сонымен қатар, қан кетуді тез тоқтатуға арналған қолды жергілікті салқындату үшін термоэлектрлік манжет әзірленді.

5. Құрылғылардың жобалық шешімдері қарапайым және технологиялық болып табылады, бұл оларды сериялық түрде шығаруға және оларды тек онкологияда ғана емес, сонымен қатар жедел медициналық көмекте, сондай-ақ жергілікті салқындатуды қажет ететін басқа салаларда қолдануға мүмкіндік береді.

Осылайша, термоэлектрлік құрылғылардың әзірленген конструкциялары онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алу үшін де, медицинаның байланысты салаларындағы мәселелерді шешу үшін де жергілікті салқындату әдісін практикалық қолдану мүмкіндігін растады.

Қол жеткізілген нәтижелерге қарамастан, одан әрі зерттеуді және әзірлеуді талап ететін бірқатар міндеттер әлі де бар:

1. Нақты медициналық тәжірибеде оның тиімділігі мен қауіпсіздігін растау үшін салқындатқыш құрылғының толық ауқымды клиникалық сынақтарын өткізу.

2. Науқастар ұзақ уақыт пайдалану кезінде жайлылық пен эргономиканы жақсарту мақсатында дизайнды оңтайландыру.

3. Энергия тиімділігін арттыру және құрылғының салмағын азайту үшін салқындату жүйелерін (ауа және сұйықтық) жетілдіру.

4. Температураны автоматты реттеудің интеллектуалды алгоритмдерін енгізу арқылы басқару жүйесінің функционалдық мүмкіндіктерін кеңейту.

5. Аппараттарды клиникалық тәжірибеге енгізу бойынша әдістемелік ұсыныстарды әзірлеу, сондай-ақ олардың сериялық өндірісінің экономикалық орындылығын бағалау.

ҚОРЫТЫНДЫ

Диссертациялық жұмысты орындау нәтижесінде химиотерапиядан өтіп жатқан онкологиялық науқастарда алопецияның алдын алуға арналған адамның басын жергілікті салқындатуға арналған термоэлектрлік құрылғыны әзірлеу мен зерттеуден тұратын маңызды ғылыми-техникалық мәселе шешілді. Әзірленген жүйенің негізгі айырмашылығы физиологиялық қауіпсіз температура диапазонында бас терісін басқарылатын салқындатуды қамтамасыз ететін термоэлектрлік модульдерді атқарушы элемент ретінде пайдалану болып табылады.

Диссертациялық жұмысты орындау барысында келесі нәтижелер алынды:

- медицинадағы жылулық әсер етуге арналған қолданыстағы әдістер мен техникалық құралдарды, атап айтқанда энергияны түрлендірудің термоэлектрлік әдісіне негізделген сыни талдау жасалынды;

- математикалық модельдеу нәтижесінде ТЭМ қуатына байланысты кеңістіктік және уақыттық координаталардағы ТЭҚ басқару нүктелеріндегі температураның өзгеру графиктері алынды және жылу модульдерінің энергетикалық параметрлері анықталды;

- алынған нәтижелерді талдай отырып, құрастырылған математикалық модель бойынша сандық эксперимент жүргізілді;

- онкологиялық науқастарда алопецияны алдын алу үшін құрамына термоэлектрлік модульдер мен желдеткіштен тұратын салқындату блогы, термомодульдердің ыстық беттерінен жылуды алып кетуге арналған су блогы, бастың қажетті салқындату деңгейін қамтамасыз ету тұрғысынан термоэлектрлік модульдердің жұмысын реттеуді жүзеге асыратын бақылау блогы кіретін термоэлектрлік құрылғы жасалынды;

- адамның басын салқындату үшін ТЭМ-ді зерттеу нәтижесінде ТЭҚ-ны жобалауда DRIFT-0,8 типті екі стандартты ТЭМ қолдану арқылы бас терісі температурасын 273-тен 291,5 К-ге (0-18,5°C) дейін төмендетуге болатыны анықталды.

Осылайша, жүргізілген зерттеулер адамның басын жергілікті салқындатуды жүзеге асырудың термоэлектрлік әдісінің өзектілігі мен тиімділігін растады, құрылғының жұмысының теориялық және практикалық негіздемесін берді және оны медициналық тәжірибеде енгізудің алғышарттарын жасады.

ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 <https://onco.kz/onkozabolevanij-v-kazahstane-stalo-bolshe-no-smertnost-snizilas/>
- 2 Hu B. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives // B. Hu, X.-L. Shi, Z.-G Chen., J. Zou // Chemical engineering journal. – 2022. – Vol. 437. – P.135268.
- 3 Snyder G.J. Distributed and localized cooling with thermoelectrics // G.J. Snyder, S. LeBlanc, D. Crane, [et al.] // Future energy. – 2021. – Vol. 5. – P.748-51.
- 4 Пат. 2772012, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/00 Термоэлектрическое устройство для локального охлаждения терморецепторов кожи человека // Кожемякин Г.Н., Бендрышев Ю.Н., Ларин В.В, № 2021114374; заявл. 21.05.2021; опубл. 16.05.2022, Бюл. № 14 – 7 с.
- 5 Пат. 2615283, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/00 Устройство для коррекции церебральной гипертермии // Шевелев О.А., Балабошко Н.Г., Гапеев Ю.А., Сырченко Н.В., Ростовцев В.И., № 2015148626; заявл. 12.11.2015; опубл. 04.04.2017, Бюл. № 10 – 12 с.
- 6 Магомадов Р.А.-М. Термоэлектрическая система для теплового воздействия на отдельные зоны человеческого организма – дисс. канд. техн. наук: 05.04.03 //Магомадов Рустам Абу-Муслимович. – Махачкала. – 2016. – 133 с.
- 7 Nyoungh-Seuk, C. Prediction of reliability on thermoelectric module through accelerated life test and physics - of - failure // C. Nyoungh-Seuk // Electronic materials letter. – 2011. – Vol. 7. – P.175-182.
- 8 Евдулов О.В. Разработка устройств и систем для охлаждения на основе сильноточных термоэлектрических преобразователей энергии – дис. докт. техн. наук: 05.04.03 // Евдулов Олег Викторович, Махачкала, 2019. - 330 с.
- 9 Пат. 2610763, Рос. Федерация: МПК А61J 1/05 Переносное терморегулирующее устройство для лекарств // Люпгес П., № 2014104768; заявл. 26.07.2012; опубл. 15.02.2017, Бюл. № 5 – 28 с.
- 10 Пат. 2767429, Рос. Федерация: МПК F25B 21/02, H01L 35/02 Термоэлектрический холодильник // Нургалиев М.И., № 2020113923; заявл. 19.04.2020; опубл. 17.03.2022, Бюл. № 8 – 9 с.
- 11 Полевой А.А. Низкотемпературные технологии // А.А. Полевой // Холодильная техника. – 2012. – № 1. – С.52-54.
- 12 Пат. 2556841, Рос. Федерация: МПК А61G 11/01 Реанимационный комплекс для новорожденных // Исмаилов Т.А., Хазамова М.А., Евдулов О.В., Камилова З.А., № 2013147257; заявл. 22.10.2013; опубл. 20.07.2015, Бюл. № 20 - 5 с.
- 13 <http://www.kryotherm.spb.ru>
- 14 <http://www.marlow.com>
- 15 <http://www.melcor.com>

- 16 <http://www.osterm.ru>
- 17 <http://ite.inst.cv.ua>
- 18 http://www.fandis_tm.com
- 19 http://www.komatsu_electronics.co.jp (дата доступа 01.03.2023).
- 20 <http://www.vivax.com>
- 21 <https://zish.com.ua>
- 22 Неговский В.А. Оживление организма и искусственная гипотермия. – М.: Медгиз. – 1960. – 302 с.
- 23 Буков В.А. Холод и организм. Вопросы общего глубокого охлаждения животных и человека. – Л. – 1964. – 216 с.
- 24 Угрюмов В.М. Тяжелая закрытая травма черепа и головного мозга. – М.: Медицина. – 1974.
- 25 Дарбинян Т.М., Зиракадзе А.Н., Зольников С.М., Кинтрая П.Я., Комаров Б.А., Копшев С.Н., Купен Н.П., Чачава К.Д. Гипотермия искусственная. – Москва издательство «Советская энциклопедия». – 1989.
- 26 Иващенко Е.И. Изменение УПП головного мозга в больных геморрагическим ОНМК при воздействии локальной краниocereбральной гипотермии в первые часы инсульта // Мат. лаб. возрастной физиологии мозга ГУ НИИ мозга РАМН. – М., 1995. – С. 23.
- 27 The hypothermia after cardiac arrest study Group. Mild therapeutic hypothermia to improve the neurologic outcome after cardiac arrest // NEJM. 2002. – Vol. 364. – No 8. – P. 549-556.
- 28 Prandini M.N., Neves Filho A., Lapa A.J., Stavale J.N. Mild hypothermia reduces polymorphonuclear leukocytes infiltration in induced brain inflammation // Arq. Neuropsiquiatr. 2005. – Vol. 63. – No 3B. – P. 779-784.
- 29 Усенко Л.В., Царев А.В. Искусственная гипотермия в современной реаниматологии // Общ. реаниматол. 2009. – Т. 5. – № 1. – С. 21-23.
- 30 Белоус А.М., Грищенко В.И. Криобиология. – Киев: Наук.думка. – 1994. – 431 с.
- 31 Шевелёв О.А., Бутров А.В. Технологии лечебной гипотермии в интенсивной терапии и реаниматологии // Неотложная медицина. – № 3. – 2010. – С. 45-49.
- 32 B. Harris, P.J.D. Andrews, G.D. Murray, J. Forbes, O. Moseley. Systematic review of head cooling in adults after traumatic brain injury and stroke. Health Technology Assessment 2012. – Vol. 16. – No.45.
- 33 Смирнов О. Новый способ охлаждения (или нагрева) тела и устройство для черепномозговой гипотермии. Биомед. 1968. – 2: 343-347.
- 34 Смирнов О. Способ повышения эффективности воздушной гипотермии и устройство для охлаждения мозга. Биомед. 1969. – 3: 257-260.
- 35 Cincinnati Sub-Zero. [[Http://Www.Cszmedical.Com/](http://www.Cszmedical.Com/)].
- 36 Harris OA, Muh CR, Surles MC, Pan Y, Rozycki G, Macleod J, et al. Discrete

cerebral hypothermia in the management of traumatic brain injury: a randomized controlled trial. *J Neurosurg.* – 2009. –110:1256-1264.

37 Patent US 20100168825 A1. Device for cooling a body part // Ingrid Barbknecht. – 2010.

38 <http://www.cmed-plus.ru/atg.html>.

39 Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. -К.: Наук.мысль. – 1979. – 768 с.

40 Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. Изд.2-е. – Л.: Наука. – 1967. – 283 с.

41 Cool-Cap System Gets FDA Nod. *Medgadget.com*. Retrieved 2009-10-13.

42 Cool-Cap System – Children's Hospital – Scott & White – Central Texas. Sw.org.Retrieved 2009-10-13.

43 Ахиска Р., Гулер И., Явуз А.Х., Топрак А. Система контроля термоэлектрического охладителя мозга с нечетким алгоритмом // Термоэлектричество. – №2. – 2008. – с. 64-70.

44 Dohi K, Jimbo H, Abe T, Aruga T. Positive selective brain cooling method: a novel, simple, and selective nasopharyngeal brain cooling method. – *Acta Neurochirurg Suppl.* – 2006. – 96: 409-412.

45 Shuaib A, Kanthan R, Goplen G, Griebel R, el-azzouni H, Miyashita H, et al. In-vivo microdialysis study of extracellular glutamate response to temperature variance in subarachnoid hemorrhage. – *Acta Neurochir Suppl* 1996. – 67: 53-58.

46 Dohi K, Jimbo H, Ikeda Y, Matsumoto K. Pharmacological brain cooling (PBC) by indomethacin; a non-selective cyclooxygenase (COX) inhibitor in acute hemorrhagic stroke. – *Nosotchu* 2000. – 22. – P. 429-434.

47 Sung G, Torbey M, Abou-Chebl A. Rhinocill: a novel brain hypothermia delivery device. – *Neurology* 2009. – 72, A75.

48 <http://www.benechill.com>.

49 <http://eng.jhu.edu/wse/cbid/page/Rhid-rapid-hypothermia-induction-device>.

50 Covaciu L. Intranasal cooling for cerebral hypothermia treatment. Phd thesis. Uppsala: Uppsala University. – 2010.

51 Takeda Y, Fumoto K, Naito H, Morimoto N. Development of a pharyngeal cooling system that enables brain temperature to be immediately reduced. – *Crit Care Med* 2009. – 37:506.

52 Kalpana Pathak, Nansen Yu, Andrew Shoffstall, Laura Zheng. Modeling Heat-Transfer of the Olympic Cool-Cap System // BEE 453 Final Project. – P. 1-23.

53 F.E.M. Janssen, G.M.J. Van Leeuwen and A.A. Van Steenhoven. Modelling of temperature and perfusion during scalp cooling. – *Phys. Med. Biol.* 50 (2005). – P. 4065-4073.

54 Brian H. Dennis, Robert C. Eberhart, George S. Dulikravich, Steve W. Radons. Finite element simulation of cooling of realistic 3-d human head and neck. *Journal of biomechanical engineering*. January 2004.

55 Keller E., Mudra R., Gugl C., Seule M., Mink S., Fröhlich J. Theoretical evaluations of therapeutic systemic and local cerebral hypothermia // J Neurosci Methods. – 2009. – Apr. 15. – 178(2):345-9. doi: 10.1016/j.jneumeth.2008.12.030. Epub 2009 Jan 9.

56 Теплообменные приборы и системы для термоэлектричества. Отчет о научноисследовательской работе: Институт термоэлектричества. – 2012 г. – 164 с.

57 Анатичук Л.И., Прибила А.В. О влиянии теплообменных систем на эффективность термоэлектрических приборов // Термоэлектричество. – № 3. – 2012. – С. 39-44.

58 Анатичук Л.И., Кузь Р.В., Прибила А.В. О влиянии системы теплообмена на эффективность термоэлектрического кондиционера // Термоэлектричество. – № 1. – 2013. – С. 75-81.

59 Асылбекова Л.Р., Алдияров Н.У., Куандыкова Г.Е. Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік салқындату құрылғылары. – «Университет еңбектері – Труды университета» КарГУ. – №4. – 2023. – 472 с.

60 Асылбекова Л.Р. гипотермия жасау үшін термоэлектрлік салқындатқыш құрылғыны жасау. – Магистрлік диссертация. – 2020.

59 Анатичук Л.И., Р.Р. Кобылянский Охлаждение головного мозга человека термоэлектрическими средствами // Л.И. Анатичук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – 2016. – № 2. – С.45-54.

60 Дульнев Г.Н. Теория тепло- и массообмена // Г.Н. Дульнев. – СПб.: СПбНИУИТМО. – 2012. – 195 с.

61 Румянцев А.В. Метод конечных элементов в задачах теплопроводности // А.В. Румянцев. – Калининград: КГУ. – 2010. – 95 с.

62 <https://elcut.ru>

63 Goldsmid H.J. Thermoelectric refrigeration // H.J. Goldsmid. – New York: Springer. – 2013. – 240 p.

64 <http://www.kryotherm.spb.ru>

65 Гуляев А.А. Оформление аппаратно/физиотерапевтических процедур согласно требованиям Минздрава РФ // А.А. Гуляев // Аппаратная косметология. – 2017. – № 1. – С.14-20.

66 Евдулов О.В. Разработка устройств и систем для охлаждения на основе сильноточных термоэлектрических преобразователей энергии - диссертация докт. техн. наук: 05.04.03 // Евдулов Олег Викторович. – Махачкала. – 2019. – 330 с.

67 Goldsmid H.J. Introduction to thermoelectricity // H.J. Goldsmid. – New York: Springer. – 2010. – 121 p.

68 Крайнов А.Ю. Конвективный теплоперенос и теплообмен // А.Ю. Крайнов, К.М. Моисеева. – Томск: STT. – 2017. – 80 с.

69 Assylbekova L., Aldiyarov N., Yevdulov O., Kuldeev N. Mathematical Modeling of Thermophysical Processes in a Thermoelectric Device for Cooling the Brain. – BioNanoScience. – Volume 14. – 2024. – pages 1428-1441.

- 70 Assylbekova L.R., Yevdulov O.V., Aldiyarov N.U., Kamilova Z.A., Kuldeev N.E. A computational model of a thermoelectric device for the correction of cerebral hyperthermia. – Biomedical Engineering. – Volume 58. – 2024. – pages 182-185.
- 71 Асылбекова Л.Р., Алдияров Н.У. Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік жүйені есептеу моделі. – «Университет еңбектері – Труды университета» КарГУ. – №2. – 2024. – 473 с.
- 72 Ткалич В.Л. Обработка результатов технических измерений // В.Л. Ткалич, Р.Я. Лабковская. – СПб: СПбГУ ИТМО. – 2011. – 72 с.
- 73 Атрошенко Ю.К. Теплотехнические измерения и приборы // Ю.К. Атрошенко, Е.В. Иванова. – Томск: ТПУ. – 2014. – 151 с.
- 74 Асылбекова Л.Р., Алдияров Н.У., Қадыр Г.А., Кульдеев Н.Е. Охлаждающий шлем для локальной гипотермии. – Патент РК №7026. – 22.04.2022.
- 75 Асылбекова Л.Р., Алдияров Н.У., Қадыр Г.А., Кульдеев Н.Е. Термоэлектрическое охлаждающее устройство для локального воздействия на руку человека. – Патент РК №8862. – 16.02.2024.
- 76 Nybo L. Brain temperature and exercise performance // L. Nybo // The journal of physiology. – 2021. – Vol. 97. – P. 333-339.
- 77 Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual // P. Pasquali. – New York: Springer, 2015. – 441 p.
- 78 Чебоксаров Д.В. Радиотермометрия головного мозга при краниocereбральной гипотермии в остром периоде ишемического инсульта // Д.В. Чебоксаров, О.А. Шевелев, А.В. Бутров, М.А. Бунтина // Новости анестезиологии и реаниматологии. – 2015. – №1. – С. 3-8.
- 79 Huan W. A novel head-neck cooling device for concussion injury in contact sports / W. Huan // Translational neuroscience. – 2015. – Vol. 6. – P. 20-31.
- 80 Исмаилов Т.А. Охлаждающие системы на базе сильноточных термоэлектрических полупроводниковых преобразователей / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, Р.А.-М. Магомадов. – СПб.: Политехника, 2020. – 285 с.
- 81 Snyder G.J. Distributed and localized cooling with thermoelectrics // G.J. Snyder, S. LeBlanc, D. Crane, [et al.] // Future energy. – 2021. – Vol. 5. – P.748-751.
- 82 Hu B. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives / B. Hu, X.-L. Shi, Z.-G Chen., J. Zou // Chemical engineering journal. – 2022. – Vol. 437. – P.135268.
- 83 Zaferani S.H. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement // S.H. Zaferani, R. Ghomashchi, M.W. Sams, Z.-G. Chen // Nano energy. – 2021. – Vol. 90. – P. 106572.
- 84 Goldsmid H.J. Thermoelectric refrigeration // H.J. Goldsmid. – New York: Springer, 2013. – 240 p.
- 85 Finn, P.-A. Thermoelectric materials: current status and future challenges // P.-A. Finn, C. Asker, K. Wan, E. Bilotti, O. Fenwick, C.-B Nielsen // Frontiers in electronic materials. – 2021. – Vol. 1. – P.1-13.

- 86 Zhang, L. Flexible thermoelectric materials and devices: from materials to applications / L. Zhang, X.-L. Shi, Y.-L. Yang, Z.-G. Chen // *Materials today*. – 2021. – Vol. 46. – P.62-108.
- 87 Shi, X.-L. Advanced thermoelectric design: from materials and structures to devices // X.-L. Shi., J. Zou, Z.-G. Chen // *Chemical reviews*. – 2020. – Vol. 15. – P.7399-515.
- 88 Shi X.-L. Fiber-based thermoelectrics for solid, portable, and wearable electronics // X.-L. Shi, W.-G. Chen, T. Zhang, J. Zou, Z.-G. Chen // *Energy environ science*. – 2021. – Vol. 14. – P.729-764.
- 89 Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Набиев Н.А., Магомедова С.Г. Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны // *Медицинская техника*. – 2020. – № 1 (319). – С. 40-43.
- 90 Исмаилов Т.А., Абдулхакимов У.И., Евдулов Д.В., Евдулов О.В. Термоэлектрическая система для проведения тепловых косметологических процедур на лице // *Медицинская техника*. – 2017. – № 4 (304). – С. 38-42.
- 91 Евдулов, О.В. Термоэлектрическая система для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии // О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова // *Медицинская техника*. – 2023. – № 1. – С.4-7.
- 92 Tan H. Evaluating optimal cooling temperature of a single-stage thermoelectric cooler using thermodynamic second law / H. Tan, H. Fu, J. Yu // *Applied Thermal Engineering*. – 2017. – Vol. 123. – P. 845-851.
- 93 Diagnosing and treating hair loss // Anne L. Mounsey, Sean W. Reed // *Am Fam Physician* – 2009. – 15. – 80(4): 356-362.
- 94 Хэбиф Т. Кожные болезни. Диагностика и лечение. – М.: Медпрессинформ. – 2008. – 672 с.
- 95 Самцов А. В., Божченко А. А. Андрогенетическая алопеция: некоторые аспекты нарушений тканевого метаболизма сально-волосного аппарата и современные подходы к их коррекции // *Клиническая дерматология и венерология*. – 2007. – № 4. – С. 4-8.
- 96 Lin R. L., Garibyan L., Kimball A. B., Drake L. A. (2016). Systemic causes of hair loss // *Annals of Medicine*. – 2016. – 48(6): 393-402.
- 97 Christoph T., Muller S., Audring H. et al. The human hair follicle immune system: cellular composition and immune privilege // *Br. J. Dermatol.* – 2000. – 142 (5): 862-873.
- 98 Manabe M., Tsuboi R., Itami S., Osada S.-I., Amoh, Y., Ito, T. Guidelines for the diagnosis and treatment of male-pattern and female-pattern hair loss, 2017 version // *The Journal of Dermatology*. – 2018; 45(9): 1031-1043.
- 99 Овчаренко Ю. С. Актуальные проблемы трихологии на современном этапе // *Дерматовенерология. Косметология. Сексопатология*. – 2007. – № 1-4 (10).
- 100 Tobin D. J. Hair in toxicology: an important bio-monitor. Part I. The Biogenesis and growth of human hair. Cambridge: The Royal Society of Chemistry Publishing. –

2005: 3-33.

101 Горячкина В. Л., Иванова М. Ю., Цомартова Д. А., Карташкина Н. Л., Кузнецов С. Л., Ломоносов К. М., Заборова В. А. Физиология волосяных фолликулов // Российский журнал кожных и венерических болезней. - 2015. - № 18(3). - С. 51-54.

102 Ткачев В. Методы дифференциальной диагностики алопеций // Эстетическая медицина. – 2009. – Т. 8, № 3. – С. 298-303.

103 Снарская Е. С., Гришина В. Б. Диффузная алопеция и метод ее комплексной коррекции // Российский журнал кожных и венерических болезней. – 2015. – № 18(4). – С. 49-55.

104 Урюпина Е. Л., Малишевская Н. П. Психозмоциональный статус у больных диффузным телогенным выпадением волос // Российский журнал кожных и венерических болезней. – 2017. – № 20(5). – С. 285-289.

105 Андрогенная алопеция: патогенетические механизмы и подходы к лечению / О.Ю. Олисова, Н.Г. Кочергин, Е.Ю. Вертиева // Российский журнал кожных и венерических болезней. – 2013. – № 3. – С. 53.

Қосымша А


ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ **РЕСПУБЛИКА КАЗАХСТАН**
REPUBLIC OF KAZAKHSTAN

ПАТЕНТ
PATENT
№ 7026

ПАЙДАЛЫ МОДЕЛЬГЕ / НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ / FOR UTILITY MODEL



(21) 2022/0077.2

(22) 07.02.2022

(45) 22.04.2022

(54) Локальді гипотермияға арналған салқындатқыш шлем
Охлаждающий шлем для локальной гипотермии
Cooling helmet for local hypothermia

(73) «Қ.И. Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық зерттеу университеті» коммерциялық емес акционерлік қоғамы (KZ)
Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский технический университет имени К.И. Сатпаева» (KZ)
Non-profit joint-stock company «Kazakh National Research Technical University named after K.I.Satpayev» (KZ)

(72) Алдияров Нахыпбек Уалиевич (KZ) Асылбекова Ляида Рамазанкызы (KZ) Кадыр Гулинура Алымжанкызы (KZ) Кульдеев Нурсултан Ержанұлы (KZ)	Aldiyarov Nakhypbek Ualievich (KZ) Asylbekova Lyaida Ramazankyzy (KZ) Kadyr Gulinur Alymzhankyzy (KZ) Kuldeev Nursultan Erzhanyuly (KZ)
--	--



ЭЦК қол қойылды
Подписано ЭЦП
Signed with EDS

«Ұлттық зияткерлік меншік институты» РМК директорының м.а.
И.о. директора РГП «Национальный институт интеллектуальной собственности»
Executive director of RSE «National institute of intellectual property»

А. Естаев
А. Естаев
A. Yestayev

Қосымша Б


ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ **РЕСПУБЛИКА КАЗАХСТАН**
REPUBLIC OF KAZAKHSTAN

ПАТЕНТ
PATENT
№ 7026

ПАЙДАЛЫ МОДЕЛЬГЕ / НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ / FOR UTILITY MODEL



(21) 2022/0077.2

(22) 07.02.2022

(45) 22.04.2022

(54) Локальді гипотермияға арналған салқындатқыш шлем
Охлаждающий шлем для локальной гипотермии
Cooling helmet for local hypothermia

(73) «Қ.И. Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық зерттеу университеті» коммерциялық емес акционерлік қоғамы (KZ)
Некоммерческое акционерное общество «Казакхский национальный исследовательский технический университет имени К.И. Сатпаева» (KZ)
Non-profit joint-stock company «Kazakh National Research Technical University named after K.I.Satpayev» (KZ)

(72) Алдияров Нахыпбек Уалиевич (KZ) Асылбекова Ляида Рамазанкызы (KZ) Кадыр Гулинур Алымжанкызы (KZ) Кульдеев Нурсултан Ержанулы (KZ)	Aldiyarov Nakhypbek Ualievich (KZ) Asylbekova Lyaida Ramazankyzy (KZ) Kadyr Gulinur Alymzhankyzy (KZ) Kuldeev Nursultan Erzhanuly (KZ)
---	---



ЭЦК қол қойылды
Подписано ЭЦП
Signed with EDS

А. Естаев
А. Естаев
A. Yestayev

«Ұлттық зияткерлік меншік институты» РМК директорының м.а.
И.о. директора РГП «Национальный институт интеллектуальной собственности»
Executive director of RSE «National institute of intellectual property»

Қосымша В

**12-АЯ МЕЖДУНАРОДНАЯ ВЫСТАВКА
НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ
И ИННОВАЦИОННЫХ РАЗРАБОТОК
«ИЗМЕРЕНИЕ, МИР, ЧЕЛОВЕК - 2022»**



ЗОЛОТАЯ МЕДАЛЬ

в номинации

**«Информационные технологии в медицине
и здравоохранении»**

награждаются

**Казахский национальный исследовательский технический
университет имени К.И. Сатпаева;
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«Дагестанский государственный технический университет»**

за разработку:

**«Автоматизированная термоэлектрическая система
для локального охлаждения головы»**

Авторы:

**Алдияров Нахыпбек Уалиевич,
Евдулов Олег Викторович,
Асылбекова Ляида Рамазанкызы,
Кадыр Гулинур Алымжанкызы**

**Ректор Алтайского государственного
технического университета
им. И.И. Ползунова**



А.М. Марков

БАРНАУЛ 20 МАЯ 2022

ЭКСПЕРТНОЕ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

врача-радиотерапевта Республики Дагестан
по диссертационной работе

«Разработка термоэлектрических охлаждающих устройств на основе элемента
Пельтье для локального воздействия в медицине»

Я, Кардашев Анвар Магомедович, врач-радиотерапевт, нейрорадиолог, врач-фотодинамической терапии, Республика Дагестан, врач-радиотерапевт отделения радиотерапии ГБУ РД «Республиканский онкологический центр» ознакомившись с содержанием диссертационной работы Асылбековой Л.Р., подтверждаю её актуальность и значимость для современной онкологической практики и токсикологических исследований и моделей.

Химиоиндуцированная алопеция остаётся одной из наиболее выраженных клинических и психологических тяжёлых побочных реакций при проведении цитостатической терапии у онкологических пациентов, в особенности у женщин, проходящих лечение по поводу рака молочной железы, опухолей головного мозга, головы и шеи. Вопросы сохранения качества жизни и ментального здоровья в период противоопухолевого лечения входят в приоритетные направления клинической онкологии и паллиативной помощи.

Представленная диссертационная работа направлена на решение актуальной клинической задачи – разработку термоэлектрического устройства в виде шлема, обеспечивающего локальное охлаждение волосистой части головы для профилактики развития алопеции, а при формировании данного синдрома – купирование патофизиологических проявлений. Устройство основано на использовании элементов Пельтье и обеспечивает локальную гипотермию в контролируемом температурном диапазоне от 0°C до 18,5°C, что соответствует международным клиническим рекомендациям и не противоречит стандартам МАГАТЭ и рабочей группы RTOG.

Автором проведено всестороннее исследование: от математического моделирования и проектирования устройства до изготовления опытного образца и проведения экспериментальных испытаний в условиях, имитирующих клинические. Устройство отличается новизной подхода к лечению химиотоксических реакций, клинической актуальностью, портативностью, безопасностью, технологичностью, может быть использовано как в стационарных, так и в амбулаторных условиях, как в самостоятельном варианте, так с перспективой комбинированного использования с лекарственными препаратами и иными методами физиотерапии.

Отмечаю высокую степень обоснованности, инженерной проработки и междисциплинарного подхода к решению поставленной задачи. Результаты работы обладают практической значимостью и потенциально могут быть внедрены в онкологическую практику Республики Казахстан, включая государственные, частные клиники и исследовательские лаборатории.



Заключение:

Диссертационная работа Асылбековой Л.Р. соответствует современным требованиям, предъявляемым к научным исследованиям в области медицинских технологий, направлена на повышение качества жизни онкологических больных и может быть рекомендована к защите. Разработанное устройство заслуживает дальнейшей апробации и внедрения в клиническую практику.

Подпись: _____

Кардашев Анвар Магомедович

врач-радиотерапевт, нейрорадиолог, врач - ФДТ

Врач-радиотерапевт ГБУ РД «Республиканский онкологический центр»

Республика Дагестан

Дата: «04» _____ июля _____ 2025 г.



МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ.К.И.САТПАЕВА

СПИСОК НАУЧНЫХ ТРУДОВ
Докторанта по образовательной программе 8D07105 - «Биомедицинская инженерия»
Асылбековой Лидия Рамазанқызы

№ п/п	Наименование	Характер издания	Выходные данные	Кол стр.	Совавторы
1	2	3	4	5	6
1	Публикации в международных рецензируемых научных журналах, входящие в БД Scopus/Web of Science Mathematical modeling of thermophysical processes in a thermoelectric device for cooling the brain (article)	Электронный	BioNanoScience, Vol 14, 2024, p 1428-1441, ISSN: 2191-1630, https://doi.org/10.1007/s12668-024-01303-5 (Scopus) Biomedical Engineering – 50% процентиль. (Web of Science) Materials science, biomaterials – Q3	13	N. Aldiyarov, O. Yevdlov, N. Kuldeev
2	A computational model of a thermoelectric device for the connection of cerebral hypothermia (article)	Электронный	Biomedical Engineering, Vol 58, 2024, p 182-185, ISSN: 0006-3398, https://doi.org/10.1007/s10527-024-10393-0 (Scopus) Medical Laboratory Technology – 34% процентиль. (Web of Science) Engineering, biomedical – Q4	3	O.V. Yevdlov, N.U. Aldiyarov, Z.A. Kamlova, N.E. Kuldeev
Статьи в изданиях, рекомендованных Комитетом по обеспечению качества в сфере науки и высшего образования МНВО РК					
3	Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік салқындату құрылғылары (статья)	Электронный	«Университет еңбектері – Труды университета» Карту, №4, 2023, С 472 - 477, ISSN: 2710-3382 DOI 10.52209/1609-1825_2023_4_472		H.Y. Aldiyarov, Г.Е. Куандыкова
4	Адамның басын салқындатуға арналған термоэлектрлік жүйені есептеу моделі (статья)	Электронный	«Университет еңбектері – Труды университета» Карту, №2, 2024, 473 с., ISSN: 2710-3382 DOI 10.52209/1609-1825_2024_2_473		H.Y. Aldiyarov
Патенты					

«__» _____ 2025 г.

Автор работ

Л.Р. Асылбекова

Заместитель директора

Г.А. Бурушкова

Департамента стратегического развития

Главный ученый секретарь

К.В. Турмагамбетова



КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ.К.

5	Охлаждающий шлем для локальной гипотермии (полезная модель)	Патент РК №7026 от 22.04.2022	Н.У. Алдияров, Г.А. Катыр, Н.Е. Кульдеев
6	Термоэлектрическое охлаждающее устройство для локального воздействия на руку человека (полезная модель)	Патент РК №8862 от 16.02.2024	Н.У. Алдияров, Г.А. Катыр, Н.Е. Кульдеев

«__» _____ 2025 г.

Автор работы

Заместитель директора
Департамента стратегического развития

Главный ученый секретарь



Л.Р. Асылбекова

Г.А. Бурыкова

К.В. Тумарамбетова