

ПРОКСИМАЛЬДЫ ИЫҚ СҮЙЕГІ СЫНУЛАРЫН ОСТЕОСИНТЕЗДІҢ МАТЕМАТИКАЛЫҚ (БИОМЕХАНИКАЛЫҚ) НЕГІЗДЕМЕСІ

Ж. К. Аргынбаев^{1*}, Е. Н. Набиев², Б. Н. Горбунов³

¹«ҚДСЖМ» Қазақстандық медицина университеті, Қазақстан, Алматы
²«С. Д. Асфендияров атындағы Қазақ ұлттық медицина университеті КЕАҚ, Қазақстан, Алматы

³С. Сейфуллин атындағы Қазақ агротехникалық зерттеу университеті, Қазақстан, Астана

*Корреспондент автор

Аңдатпа

Кіріспе. Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынулары жиі кездесетін жарақаттардың бірі болып табылады. Оларды хирургиялық емдеуде қолданылатын дәстүрлі остеосинтез тәсілдері әрдайым жеткілікті механикалық тұрақтылықты қамтамасыз ете бермейді, сондықтан биомеханикалық тұрғыдан негізделген жаңа құрылғыларды әзірлеу өзекті болып табылады.

Зерттеудің мақсаты. Соңғы элементтер әдісі арқылы «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» биомеханикалық жүйелеріндегі кернеулі-деформацияланған күйді салыстырмалы бағалау.

Материалдары мен әдістері. Зерттеу КОМПАС-3D (APM FEM) және Autodesk Inventor Professional бағдарламаларын пайдалана отырып орындалған биомеханикалық модельдеу түрінде жүргізілді. Соңғы элементтер моделінде екі жүйе қарастырылды: «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ». Модельдерде $F_1 = 200$ Н осьтік жүктеме, $F_2 = 100$ Н көлденең жүктеме және $M = 7,5$ Н·м бұрау моменті жеке-жеке және бір мезгілде қолданылды. Бағалау критерийлері ретінде Мизес бойынша эквивалентті кернеу, максимал сызықтық орын ауысу және беріктік қорының минимал коэффициенті алынды.

Нәтижелері. Барлық жүктеме жағдайларында «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесі тежегіш пластинамен салыстырғанда неғұрлым қолайлы биомеханикалық көрсеткіштер көрсетті. Атап айтқанда, жаңа құрылғыда эквивалентті кернеулердің деңгейі төмен, сызықтық орын ауысу аз, ал беріктік қорының коэффициенті жоғары болды. Ең айқын айырмашылықтар созу және бұрау жүктемелері жағдайында байқалды.

Қорытынды. Соңғы элементтер әдісі негізінде жүргізілген зерттеу нәтижелері жаңа құрылғының иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын остеосинтездеуде тежегіш пластинамен салыстырғанда жоғары биомеханикалық тұрақтылыққа ие екенін көрсетті. Алынған деректер ұсынылған конструкцияның перспективалылығын дәлелдейді, алайда оны клиникалық тәжірибеде толық бағалау үшін қосымша эксперименттік және клиникалық зерттеулер қажет.

Түйін сөздер: иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуы, остеосинтез, тежегіш пластина, жаңа құрылғы, биомеханика, соңғы элементтер әдісі, кернеулі-деформацияланған күй.

Кіріспе

Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынулары (әрі қарай – ИСПБС) қаңқа сүйектері сынуларының жалпы құрылымында шамамен 4-6 % құрайтын, жиі кездесетін жарақаттардың бірі болып табылады [1-3]. Мұндай сынулар көбіне егде жастағы адамдарда байқалады, әрі

олардың жиілігі ер адамдармен салыстырғанда әйелдер арасында жоғары [4-6].

Қазіргі уақытта ИСПБС хирургиялық емдеудің бірегей «алтын стандарты» қалыптаспаған, сондай-ақ тұрақты остеосинтезді қамтамасыз ететін жалпыға бірдей қабылданған әдіс жоқ [7]. Көптеген

авторлардың пікірінше, иық сүйегінің проксимальды бөлігінің көпфрагментті сынуларын емдеудің тиімді әдістерінің бірі – тежегіш (блокталатын) пластинамен остеосинтез болып табылады [8, 9]. Алайда пластинамен остеосинтез жүргізу барысында бұрандалардың миграциясы (57,0 %), сондай-ақ иық сүйегі басының варустық деформациясы (13,7-25,0 %) сияқты асқынулар байқалуы мүмкін [10]. Сонымен қатар пластинаны орнату жұмсақ тіндерді кең көлемде тіліп ашуды талап етеді, бұл сүйектің коректендіруші тамырларының зақымдануына және нәтижесінде сүйек тінінің бітпеуіне немесе некроздың дамуына алып келуі мүмкін [11].

Мұндай сынуларды остеосинтездеу үшін интрамедуллярлық шегелер (стерженьдер) де кеңінен қолданылады [8]. Алайда бірінші және екінші буындағы интрамедуллярлық шегелермен жүргізілетін остеосинтез операциялары асқынулардың салыстырмалы түрде жоғары жиілігімен сипатталады. Әсіресе иықтың ротаторлық манжетасы сіңірлерінің ятрогенді зақымдануы жиі кездеседі, сондықтан бұл әдіс көптеген хирургтердің тарапынан кең қолдау таппаған [11].

Жоғарыда келтірілген мәліметтер иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын емдеуде тұрақты остеосинтезді қамтамасыз ететін және ерте кезеңде оңалту шараларын жүргізуге мүмкіндік беретін биомеханикалық тұрғыдан негізделген жаңа құрылғыларды әзірлеу қажеттілігін көрсетеді.

Осыған байланысты «сүйек – бекіткіш» биомеханикалық жүйесінің кернеулі-деформацияланған күйін (әрі қарай – КДК) бағалау маңызды ғылыми-тәжірибелік мәселе болып табылады. Мұндай бағалауды компьютерлік технологияларды қолдану арқылы жүргізілетін математикалық модельдеу негізінде орындауға болады. Бұл тәсіл емдеу басталғанға дейін-ақ белгілі бір алгоритмдер көмегімен жарақаттың нақты түріне сәйкес келетін тиімді хирургиялық емдеу тактикасын ғылыми негізде таңдауға мүмкіндік береді.

Қазіргі уақытта мұндай биомеханикалық есептерді шешуде соңғы элементтер әдісі (әрі қарай – СЭӘ) кеңінен қолданылады [12-14]. Бұл әдіс имплантаттардың механикалық үйлесімділігін бағалауға және биомеханикалық жүйелердегі кернеулі-деформацияланған күйді

талдауға мүмкіндік береді [15]. Соңғы элементтер әдісі гетерогенді құрылымы бар күрделі көпкомпонентті жүйелердің механикалық мінез-құлқын зерттеудің ең тиімді сандық әдістерінің бірі болып саналады [16].

Зерттеудің мақсаты – соңғы элементтер әдісі арқылы «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» биомеханикалық жүйелеріндегі кернеулі-деформацияланған күйді зерттеу.

Материалдары мен әдістері

Бұл зерттеу «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» биомеханикалық жүйелерінің кернеулі деформацияланған күйін салыстырмалы бағалауға бағытталған ақырлы элементтер әдісімен орындалған биомеханикалық модельдеу болып табылады.

Зерттеу нысаны

Зерттеу нысаны екі биомеханикалық жүйе болды:

«ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» (прототип);

«ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ».

Жаңа құрылым ретінде иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуын тұрақты остеосинтездеуге арналған құрылғы қолданылды (Қазақстан Республикасының патенті №36152, 31.03.2023 ж. «Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуын емдеуге арналған құрылғы») [17].

Компьютерлік модельдеу

Компьютерлік модельдеу КОМПАС-3D (APM FEM) және Autodesk Inventor Professional бағдарламалық кешендерін қолдану арқылы орындалды. Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің анатомиялық параметрлері негізінде иық сүйегінің, блокталатын пластинаның және жаңа остеосинтездеуші құрылғының үшөлшемді цифрлық модельдері құрылды.

Геометриялық модельдер құрылғаннан кейін әрбір жүйе үшін соңғы элементтер торы қалыптастырылып, бұл зерттелетін биомеханикалық жүйелердің кернеулі-деформациялық күйіне сандық талдау жүргізуге мүмкіндік берді.

Биомеханикалық модельдеу С. Сейфуллин атындағы Қазақ агротехникалық зерттеу университеті механика кафедрасының базасында техника ғылымдарының кандидаты, доцент

Б. Н. Горбуновтың жетекшілігімен орындалды.

«ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» жүйесінің соңғы элементтік моделі 57 462 сызықтық тетраэдрлік элементтен және 91 962 түйіннен тұрды.

«ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесінің моделі 70 649 сызықтық тетраэдрлік элементті және 112 688 түйінді қамтыды.

Кесте 1. Модель материалдарының физика-механикалық сипаттамалары

Материал	Серпімділік модулі, МПа	Пуассон коэффициенті
Кортикальды (шағын өлшемді) сүйек	15000	0,3
Губка тәрізді сүйек	1000	0,3
Пластина мен бұрандалар (титан қорытпасы)	110000	0,3

Дереккөз: авторлар құрастырған

– Жүктемелер және шекаралық жағдайлар

– Иық буынының функционалды жүктемелерін модельдеу үшін келесі есептік жүктемелер берілді:

– иық сүйегінің осі бойындағы осьтік жүктеме – $F1 = 200 \text{ Н}$;

– сүйек осіне перпендикуляр бағытталған көлденең жүктеме – $F2 = 100 \text{ Н}$;

– айналу моменті – $M = 7,5 \text{ Н}\cdot\text{м}$.

– Бұл мәндер иықтың абдукциясы, заттарды көтеру және жоғарғы аяқтың айналмалы қозғалыстарын орындау кезінде пайда болатын биомеханикалық жүктемелерге сәйкес келеді.

– Модельді бекіту бас аймағындағы иық сүйегінің проксимальды бөлігінде жүзеге асырылды. Есептеулер келесі жүктеме опциялары үшін орындалды:

– осьтік жүктеме әсері $F1 = 200 \text{ Н}$;

– көлденең жүктеменің әсері $F2 = 100 \text{ Н}$;

Есептеулерде модель материалдары изотропты, біртекті және сызықты-серпімді деп қабылданды.

Модель элементтерінің физика-механикалық сипаттамалары әдеби деректер негізінде алынды. Материалдардың негізгі параметрлері 1-кестеде келтірілген.

– айналу моментінің әсері $M = 7,5 \text{ н}\cdot\text{м}$;
– $F1 + F2 + m$ жүктемелерінің бір мезгілде әсер етуі.

– Бағалау негізгі параметрлері ретінде талданды:

– Мизес бойынша максималды эквиваленті кернеу, жүйе элементтерінің максималды сызықтық қозғалысы;

– қауіпсіздік қорының минималды коэффициенті.

Соңғы элементтер әдісін компьютерлік іске асыру үшін КОМПАС-3D және Autodesk Inventor Professional бағдарламалары қолданылды [18]. Есептеу жұмыстарында жүйе құрамдас бөліктерінің физика-механикалық сипаттамалары әдеби көздерден алынған деректерге сүйене отырып қолданылды. материалдар изотропты, біртекті және сызықты серпімді деп қабылданды (2-кесте).

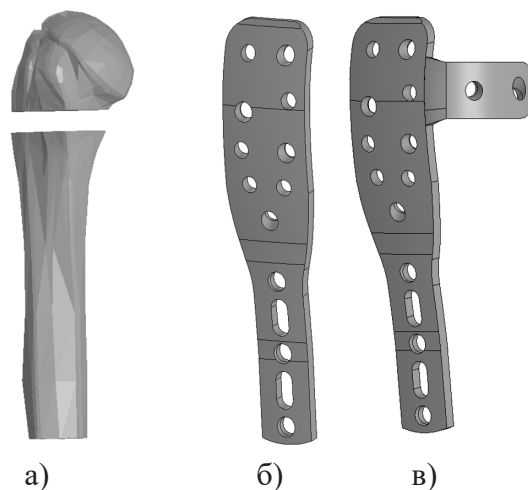
Кесте 2. Модельденетін жүйелердің физика-механикалық параметрлері

Материал түрі	Серпімділік модулі, МПа	Пуассон коэффициенті
Кортикальды (тығыз) сүйек	15 000	0,3
Кеуекті сүйек	1 000	0,3
Пластина, бұранда, титан қорытпасы	110 000	0,3

Дереккөз: авторлар құрастырған

Соңғы элементтер әдісін қолдана отырып, «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» биомеханикалық жүйесінің КДК математикалық компьютерлік модельдеу жүргізіліп, оның биомеханикалық мінез-құлқы зерттелді. Зерттеу

жүргізу мақсатында пластиналардың (прототип және жаңа құрылғы), иық сүйегінің және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» жүйесінің цифрлық модельдері әзірленді. Көлемді компьютерлік 3D модельдер 1-суретте көрсетілген.



Сурет 1. Зерттелетін «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» жүйесінің компьютерлік 3D модельдері

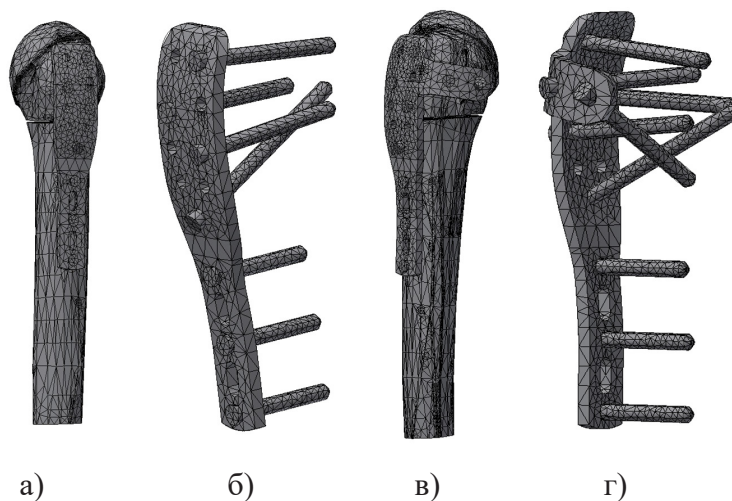
а) иық сүйегі; б) тежегіш пластина; в) жаңа құрылғы

Дереккөз: авторлар құрастырған

Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын емдеуде жаңа құрылғыны қолданудың тиімділігін зерттеу мақсатында иық сүйегінің екі түрлі 3D компьютерлік моделі жасалды:

1-нұсқа – «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА»;

2-нұсқа – «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ». Прототип ретінде «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» жүйесінің соңғы элементтер моделі 57 462 сызықтық тетраэдр элементтерінен тұрды. Түйіндердің жалпы саны 91 962 болды (2-сурет, а, б).



Сурет 2. «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» жүйесінің соңғы элементтер торы:

а) және б) – тежегіш пластина; в) және г) – жаңа құрылғы

Дереккөз: авторлар құрастырған

Ұсынылып отырған иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын емдеуге арналған пластина үшін «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесінің соңғы элементтер моделі 70 649 сызықтық тетраэдр элементтерінен тұрды. Түйіндердің жалпы саны 112 688 болды (2-сурет, в, г).

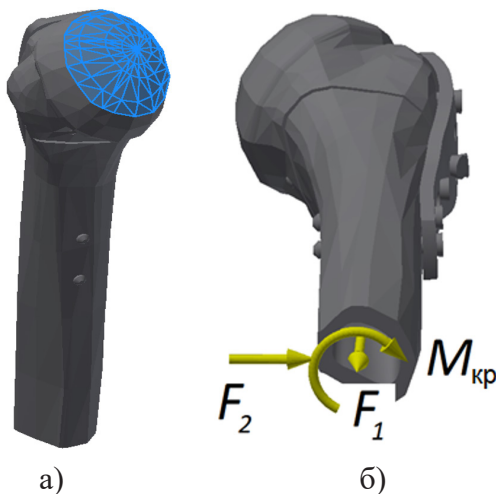
Негізгі функционалдық жүктемелер ретінде иық буынының биомеханикалық зерттеулерінде қолданылатын жүктемелер қабылданды. Мұндай жүктемелер қолды абдукциялау, заттарды көтеру және айналмалы қозғалыстар кезінде пайда бола-

тын функционалдық күштерді модельдеуге мүмкіндік береді.

Атап айтқанда, иық сүйегі бойымен бағытталған созушы күш $F_1 = 200 \text{ Н}$, сүйекке көлденең бағытта әсер ететін күш $F_2 = 100 \text{ Н}$

және ротациялық ығысуды зерттеу үшін бұрау моменті $M = 7,5 \text{ Н}\cdot\text{м}$ қарастырылды.

Модельді бекіту иық сүйегінің проксимальды бөлігінде, басының орталық аймағында жүзеге асырылды. Бекіту және жүктемелерді қолдану сұлбасы 3-суретте көрсетілген.



Сурет 3. Бекіту және жүктемелерді қолдану сұлбасы: а) бекіту; б) жүктемелер.

Дереккөз: авторлар құрастырған

$F_1 = 200 \text{ Н}$ созу күші әсер еткен жағдайда «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» биомеханикалық жүйесінің КДК зерттелді.

Жүргізілген биомеханикалық зерттеулер нәтижесінде алынған кернеулі-деформацияланған күйдің көрсеткіштері 4–6-суреттерде көрсетілген.

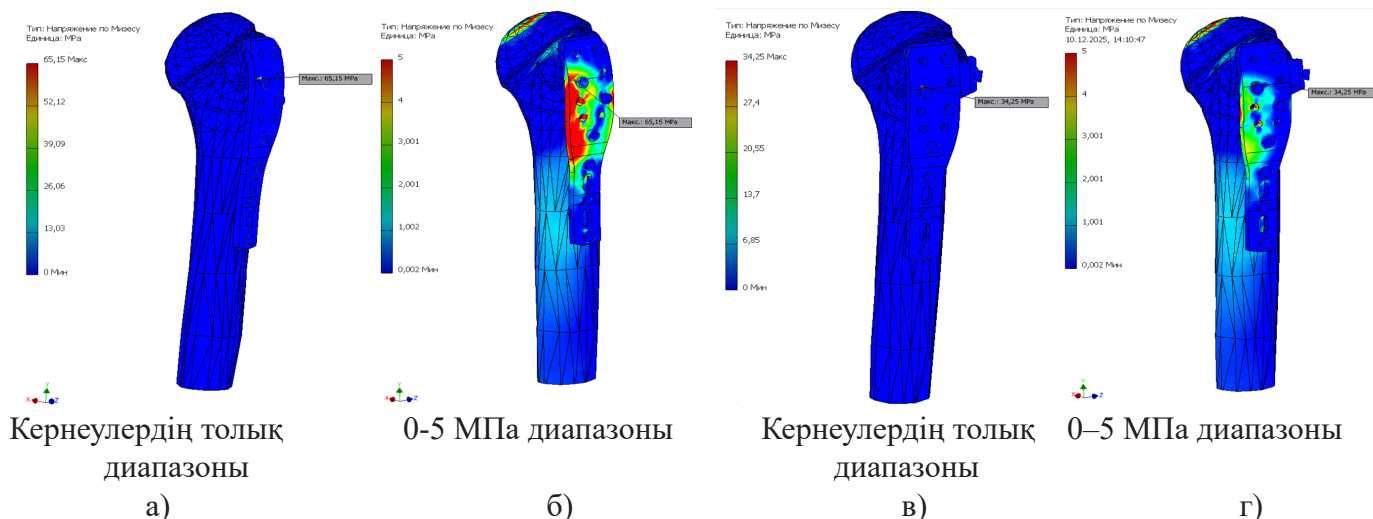
– 4-суретте Мизес бойынша эквивалентті кернеулердің таралуы көрсетілген.

– 5-суретте жүйе элементтерінің сызықтық орын ауысу мәндері берілген.

– 6-суретте зерттелетін жүйелердің беріктік қорының коэффициенттері көрсетілген.

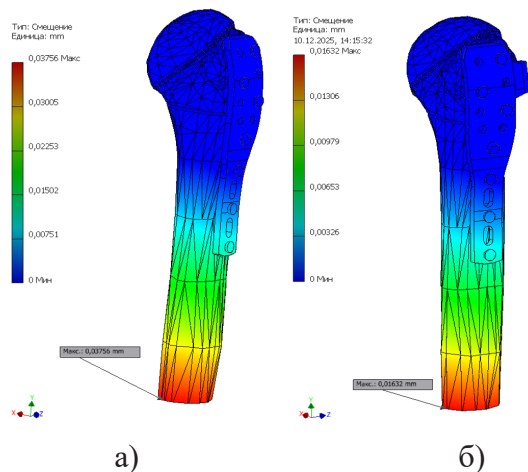
$F_1 = 200 \text{ Н}$ жүктемесі әсер еткен жағдайда «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйелерінің КДК есептеу нәтижелері 2-кестеде келтірілген.

Зерттеу нәтижелері бойынша Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу тежегіш пластинада 65,15 МПа, ал жаңа құрылғыда 34,25 МПа болды. Максимал сызықтық орын ауысу тиісінше 0,0375 мм және 0,0163 мм болды. Беріктік қорының минимал коэффициенті тежегіш пластинада 3,18, ал жаңа құрылғыда 6,04 болды.



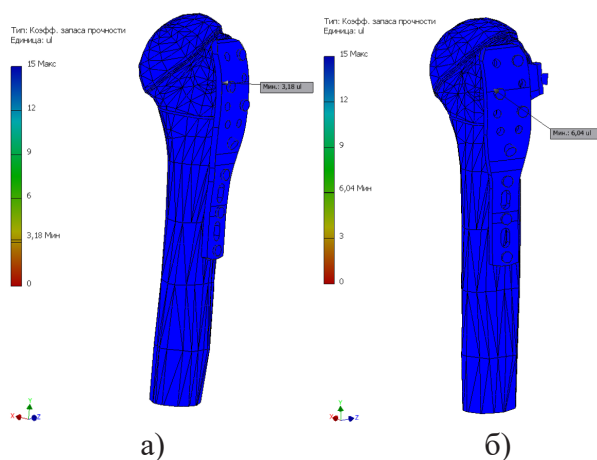
Сурет 4. Мизес бойынша кернеу, 0,5 МПа: а) және б) – тежегіш пластина; в) және г) – жаңа құрылғы

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 5. Жүйе элементтерінің ығысуы, мм: а) тежегіш пластина; б) жаңа құрылғы.

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 6. Жүйенің беріктік қорының коэффициенті: а) тежегіш пластина; б) жаңа құрылғы.

Дереккөз: авторлар құрастырған

$F_1 = 200$ Н созу күші әсер еткен жағдайда «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ»

жүйелерінің кернеулі-деформацияланған күйін есептеу нәтижелері 3-кестеде көрсетілген.

Кесте 3. Кернеулі-деформацияланған күйді есептеудің салыстырмалы нәтижелері ($F_1 = 200$ Н созу күші әсер еткен жағдайда)

Бағалау көрсеткіштері	Тежегіш пластина	Жаңа құрылғы	Айырмашылық, мәні (%)	T test p мәні
Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу, МПа	65,15	34,25	30,9 (47,4 %)	$p < 0,001$
Максимал сызықтық ығысу, мм	0,0375	0,0163	0,0214 (57 %)	$p < 0,001$
Беріктік қорының минимал коэффициенті	3,18	6,04	2,86 (47 %)	$p < 0,001$

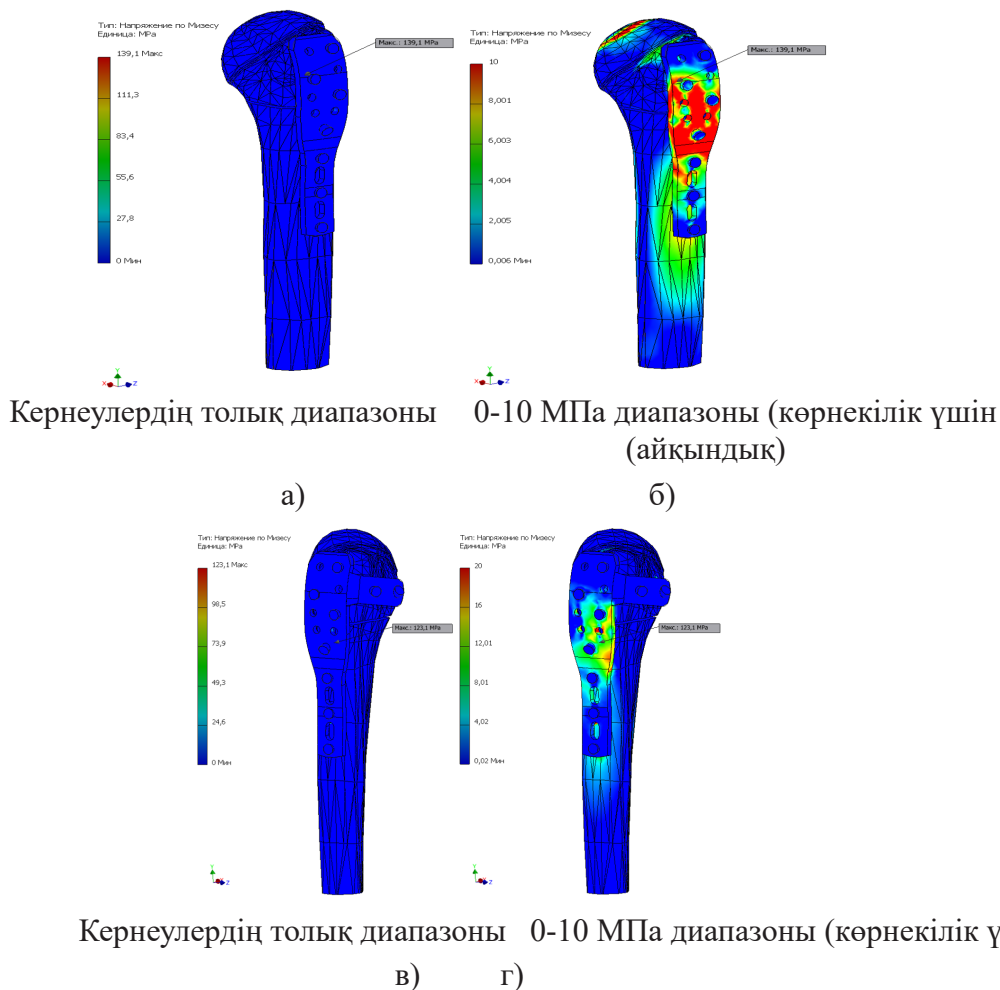
Дереккөз: авторлар құрастырған

Зерттеу нәтижелері бойынша Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу тежегіш пластинада 65,15 МПа, ал жаңа құрылғыда 34,25 МПа болды. Максимал сызықтық орын ауысу

тиісінше 0,0375 мм және 0,0163 мм болды. Беріктік қорының минимал коэффициенті тежегіш пластинада 3,18, ал жаңа құрылғыда 6,04 болды.

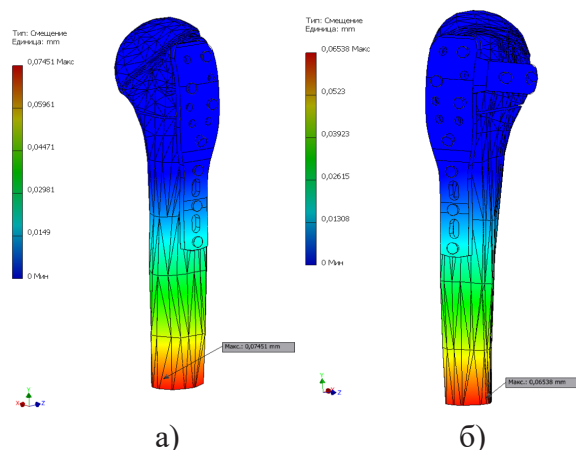
$F_2 = 100$ Н көлденең күш әсер еткен жағдайда алынған кернеулі-деформацияланған күйдің нәтижелері 7-9-суреттерде көрсетілген.

7-суретте Мизес бойынша кернеулердің таралуы, 8-суретте жүйе элементтерінің орын ауысуы, ал 9-суретте жүйенің беріктік қорының коэффициенті көрсетілген.



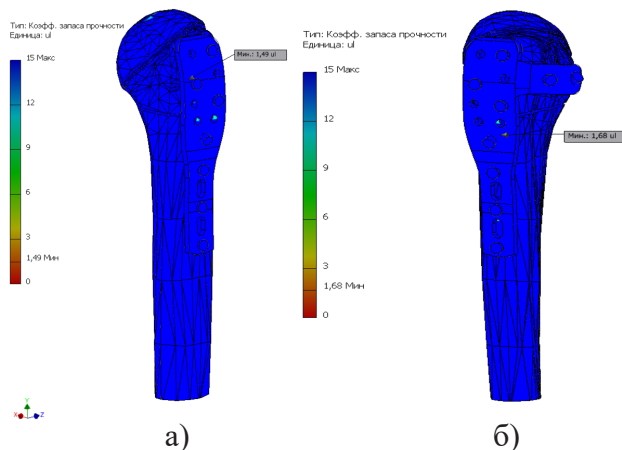
Сурет 7. Мизес бойынша кернеу, 0-10 МПа: а) және б) – тежегіш пластина; в) және г) – жаңа құрылғы.

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 8. Жүйе элементтерінің ығысуы, мм: а) тежегіш пластина; б) жаңа құрылғы.

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 9. Жүйенің беріктік қорының коэффициенті: а) тежегіш пластина; б) жаңа құрылғы.
 Дереккөз: авторлар құрастырған

$F_2 = 100$ Н жүктемесі әсер еткен жағдайда есептеу нәтижелері 4-кестеде келтірілген. Бұл жағдайда Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу тежегіш пластинада 139,5 МПа, ал жаңа құрылғыда 123,1 МПа болды.

Максимал сызықтық орын ауысу тиісінше 0,0745 мм және 0,0654 мм болды. Беріктік қорының минимал коэффициенті тежегіш пластинада 1,49, ал жаңа құрылғыда 1,68 болды.

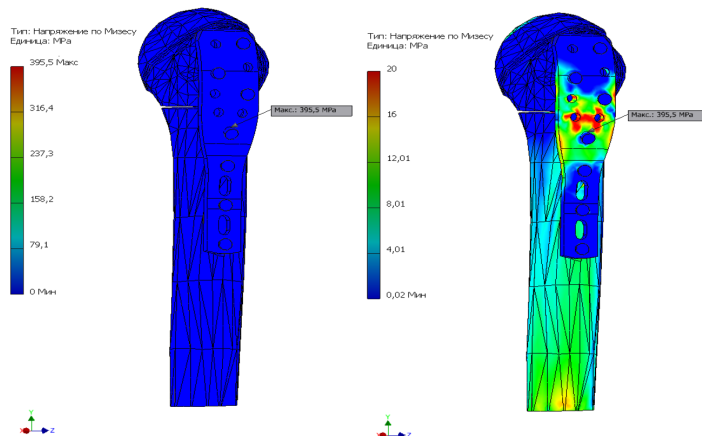
Кесте 4. Кернеулі-деформацияланған күйді есептеудің салыстырмалы нәтижелері ($F_2 = 100$ Н көлденең күштің әсері)

Бағалау көрсеткіштері	Тежегіш пластина	Жаңа құрылғы	Айырмашылық, мәні (%)	T test p мәні
Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу, МПа	139,5	123,1	-16,4 (11,7 %)	$p < 0,001$
Максимал сызықтық ығысу, мм	0,0745	0,0654	0,0091 (12,2, %)	$p < 0,001$
Беріктік қорының минимал коэффициенті	1,49	1,68	0,19 (11,3 %)	$p < 0,001$

Дереккөз: авторлар құрастырған

$M = 7,5$ Н·м бұрау моментінің әсері кезінде алынған кернеулі-деформацияланған күйдің нәтижелері 10–12-суреттерде көрсетілген.

10-суретте Мизес бойынша кернеулердің таралуы, 11-суретте жүйе элементтерінің орын ауысуы, ал 12-суретте беріктік қорының коэффициенті көрсетілген.



Кернеулердің толық диапазоны 0-10 МПа диапазоны (көрнекілік үшін)
 а)

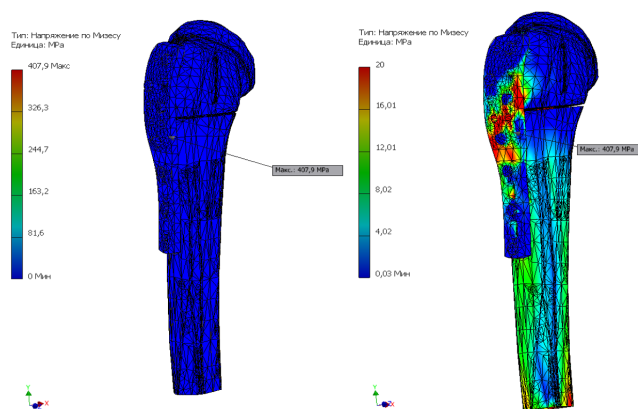
Кесте 5. Кернеулі-деформацияланған күйді есептеудің салыстырмалы нәтижелері (бұрау моменті $M_{кр} = 7,5 \text{ Н}\cdot\text{м}$ әсері)

Бағалау көрсеткіштері	Тежегіш пластина	Жаңа құрылғы	Айырмашылық, мәні (%)	T test p мәні
Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу, МПа	395,5	207,7	187,8 (47,5 %)	$p < 0,001$
Максимал сызықтық ығысу, мм	0,021	0,018	0,003 (14,3 %)	$p < 0,001$
Беріктік қорының минимал коэффициенті	0,52	1,0	0,48 (48 %)	$p < 0,001$

Дереккөз: авторлар құрастырған

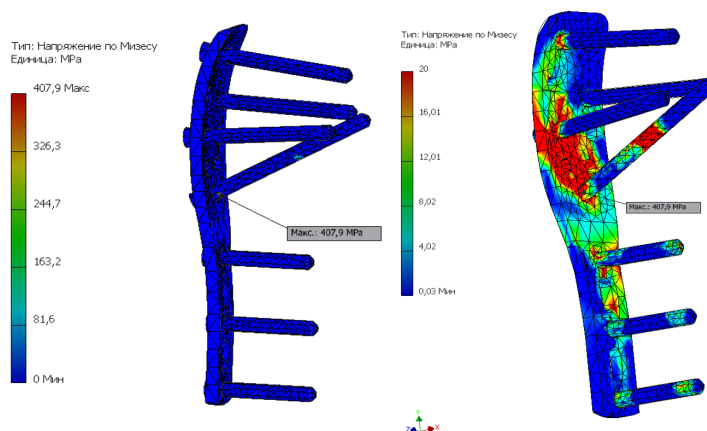
$F_1 = 200 \text{ Н}$, $F_2 = 100 \text{ Н}$ және $M = 7,5 \text{ Н}\cdot\text{м}$ жүктемелерінің бір мезгілде әсері кезінде

алынған кернеулі-деформацияланған күйдің нәтижелері 13-18-суреттерде көрсетілген.



Кернеулердің толық диапазоны 0-10 МПа диапазоны (көрнекілік үшін)

а)

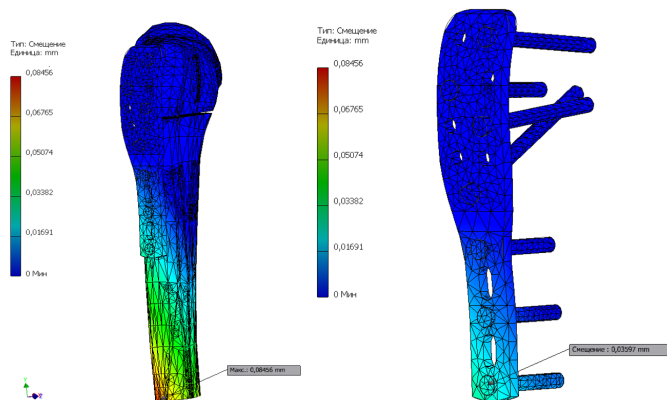


Кернеулердің толық диапазоны 0-10 МПа диапазоны (көрнекілік үшін)

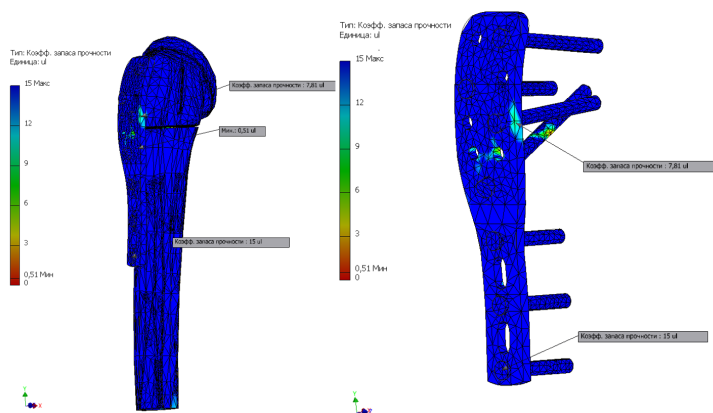
б)

Сурет 13. Мизес бойынша кернеу, 0-10 МПа: а) пластина прототип және б) тежегіш пластина.

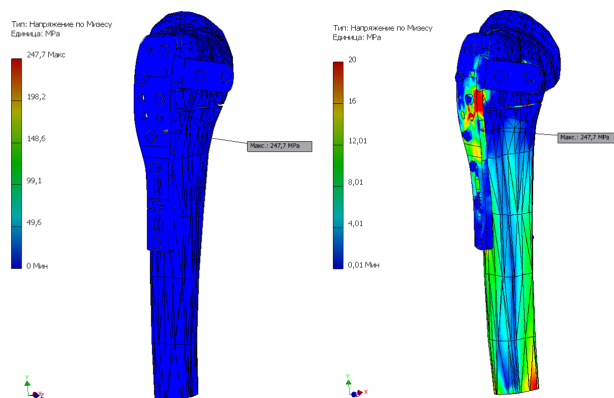
Дереккөз: авторлар құрастырған



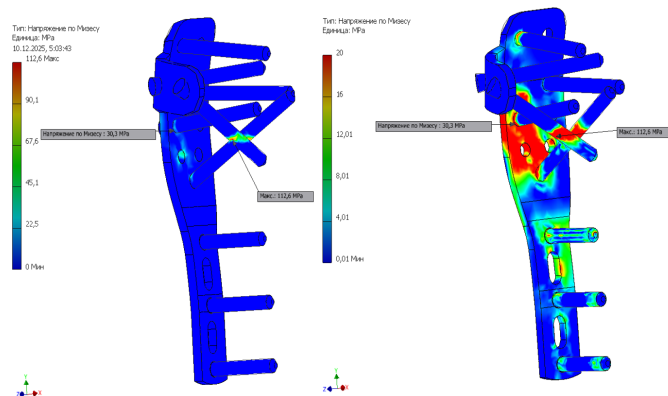
Сурет 14. Жүйе элементтерінің ығысуы, мм (тежегіш пластина).
Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 15. Жүйенің беріктік қорының коэффициенті (тежегіш пластина).
Дереккөз: авторлар құрастырған



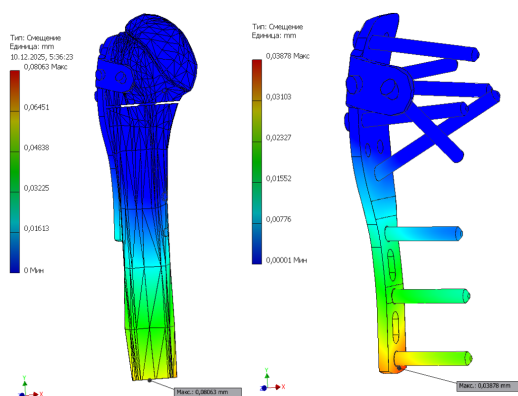
Кернеулердің толық диапазоны 0-20 МПа диапазоны (көрнекілік үшін)
а)



Кернеулердің толық диапазоны 0-20 МПа диапазоны (көрнекілік үшін)
б)

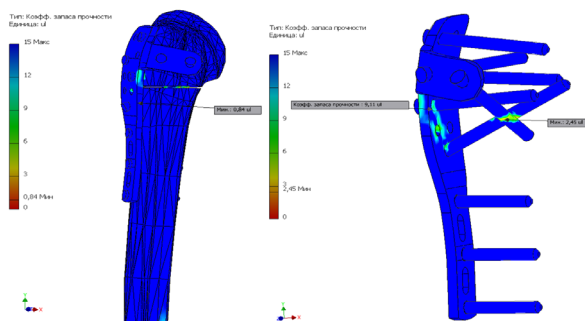
Сурет 16. Мизес бойынша кернеу, 0-20 МПа (жаңа құрылғы).

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 17. Жүйе элементтерінің ығысуы, мм (жаңа құрылғы).

Дереккөз: авторлар құрастырған



Сурет 18. Жүйенің беріктік қорының коэффициенті (жаңа құрылғы).

Дереккөз: авторлар құрастырған

Уэлч критерийін қолдана отырып жүргізілген тежегіш пластина мен жаңа құрылғыны салыстыру барлық талданған параметрлер бойынша статистикалық мәнді айырмашылықтарды анықтады. Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу тежегіш пластинамен салыстырғанда жаңа құрылғыда едәуір төмен болды. Орташа мәндер арасындағы айырмашылық $-30,92$ МПа құрады және ол

статистикалық тұрғыдан мәнді болды ($t = -93,14$; $df = 7,55$; $p < 0,001$). Максимал сызықтық орын ауысу тежегіш пластинамен салыстырғанда жаңа құрылғыда да айтарлықтай төмен болды. Орташа айырмашылық $-0,0212$ мм құрады ($t = -43,27$; $df = 7,78$; $p < 0,001$). Беріктік қорының минимал коэффициенті жаңа құрылғыда статистикалық тұрғыдан мәнді түрде жоғары болды. Орташа мәндер арасындағы айырмашылық $2,90$ құрады

және ол статистикалық тұрғыдан мәнді болды ($t = 54,81$; $df = 8$; $p < 0,001$).

11, 12 және 13-суреттерде ұсынылған кернеулі-деформацияланған күйді (КДК) зерттеу нәтижелерін талдау тежегіш пластина мен жаңа құрылғы үшін кернеулердің өзгеру сипатының ұқсас заңдылықтарға ие екенін көрсетті: ең жоғары кернеулер сыну аймағында шоғырланады, алайда жаңа құрылғыда максималды кернеу мәні (34,25 МПа) тежегіш пластинамен салыстырғанда (65,15 МПа) төмен болды. Жаңа құрылғы үшін максимал жиынтық орын ауысу 0,0163 мм-ге тең болды, ал тежегіш пластинада бұл көрсеткіш 0,0375 мм құрады. Беріктік қорының коэффициенті жаңа құрылғыда жоғары болып, оның мәні 6,04-ке тең болды, ал блокталатын пластинада бұл

Кесте 6. Кернеулі-деформацияланған күйді есептеудің салыстырмалы нәтижелері (барлық жүктемелердің әсері)

Бағалау көрсеткіштері	Тежегіш пластина;	Жаңа құрылғы	Айырмашылық, мәні (%)	T test p мәні
Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу, МПа	407,9	247,7	160,2 (39 %)	407,9
Максимал сызықтық ығысу, мм	0,085	0,08	0,005 (5,8 %)	0,085
Беріктік қорының минимал коэффициенті	0,51	0,84	0,33 (39 %)	0,51

Дереккөз: авторлар құрастырған

Талқылау

Иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынулары клиникалық практикада жиі кездесетін жарақаттардың бірі болып табылады және барлық қаңқа сүйектерінің сынуларының шамамен 4-6 %-ын құрайды [1; 3; 8]. Мұндай жарақаттар көбінесе егде жастағы науқастарда кездеседі және жиі остеопорозбен байланысты [5; 8]. Осыған байланысты иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын емдеудің тиімді әдістерін жетілдіру травматология және ортопедия саласындағы өзекті мәселелердің бірі болып табылады.

Қазіргі уақытта ИСПБС хирургиялық емінде әртүрлі остеосинтез әдістері қолданылады. Олардың ішінде тежегіш пластиналармен остеосинтез кеңінен қолданылатын тәсілдердің бірі болып табылады [5; 6; 9]. Дегенмен, бірқатар зерттеулерде бұл әдісті қолдану кезінде имплантаттың тұрақтылығының жеткіліксіздігі, бұрандалардың миграци-

көрсеткіш 3,18 құрады.

$F2 = 100$ Н көлденең күштің әсері кезінде «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ПЛАСТИНА» жүйесінің КДК зерттелді.

Жүргізілген зерттеулер нәтижесінде алынған кернеулі-деформацияланған күйдің нәтижелері 7, 8 және 9-суреттерде көрсетілген.

Бұл жағдайда алынған есептеу нәтижелері 6-кестеде келтірілген. Есептеу нәтижелері бойынша Мизес бойынша максимал эквивалентті кернеу тежегіш пластинада 407,9 МПа, ал жаңа құрылғыда 247,7 МПа болды. Максимал сызықтық орын ауысу тиісінше 0,085 мм және 0,08 мм болды. Беріктік қорының минимал коэффициенті тежегіш пластинада 0,51, ал жаңа құрылғыда 0,84 болды.

ясы және сүйек басының деформациясы сияқты асқынулардың пайда болуы мүмкін екендігі көрсетілген [4; 6; 7]. Бұл жағдайлар жаңа конструкциялық шешімдерді әзірлеу қажеттілігін көрсетеді.

Соңғы жылдары сүйек-имплантат жүйелерінің биомеханикалық қасиеттерін зерттеуде математикалық модельдеу және соңғы элементтер әдісі кеңінен қолданылуда. Бұл әдіс әртүрлі остеосинтез жүйелерінің КДК бағалауға және олардың механикалық тұрақтылығын салыстыруға мүмкіндік береді [12-14; 18]. Сонымен қатар соңғы элементтер әдісі күрделі биомеханикалық жүйелердің механикалық мінез-құлқын зерттеуде тиімді құрал болып табылады [18].

Жүргізілген зерттеу нәтижелері $F1 = 200$ Н созу күші әсер еткен жағдайда жаңа құрылғы қолданылған кезде Мизес бойынша эквивалентті кернеулердің деңгейі тежегіш пластинамен салыстырғанда төмен екенін

көрсетті. Сонымен қатар жүйе элементтерінің максимал сызықтық орын ауысуы азайып, беріктік қорының коэффициенті жоғары болды. Мұндай нәтижелер жаңа құрылғының механикалық тұрақтылығының жоғары екенін көрсетеді [12; 14].

$F_2 = 100$ Н көлденең күш әсер еткен жағдайда алынған нәтижелер де ұқсас үрдісті көрсетті. Жаңа құрылғы қолданылған кезде кернеулердің максимал мәндері және жүйе элементтерінің орын ауысу шамасы тежегіш пластинамен салыстырғанда төмен болды, ал беріктік қорының коэффициенті жоғары мәндер көрсетті. Бұл жаңа құрылғының функционалдық жүктемелер жағдайында жоғары тұрақтылыққа ие екенін көрсетеді.

Бұрау моменті әсер еткен жағдайда да ұқсас нәтижелер байқалды. Жаңа құрылғы қолданылған кезде кернеулердің максимал мәндері төмендеп, беріктік қорының коэффициенті жоғары болды. Бұл нәтижелер имплантаттың ротациялық жүктемелер жағдайында жоғары тұрақтылыққа ие екенін көрсетеді.

Барлық жүктемелердің бір мезгілде әсер ету жағдайында алынған нәтижелер де жаңа құрылғының биомеханикалық артықшылықтарын көрсетті. Бұл жағдайда кернеулердің максимал мәндері төмен болып, жүйе элементтерінің орын ауысу шамасы азайды және беріктік қорының коэффициенті жоғары болды. Мұндай нәтижелер ұсынылған конструкцияның механикалық тұрғыдан тиімді екенін көрсетеді [13; 18].

Алынған нәтижелер сүйек-имплантат жүйесінің биомеханикалық мінез-құлқын зерттеуге арналған басқа зерттеулердің нәтижелерімен сәйкес келеді. Бұған дейін жүргізілген жұмыстарда остеосинтез жүйелерінің механикалық тұрақтылығы олардың конструкциялық ерекшеліктеріне және жүктемелердің таралу сипатына тәуелді екендігі көрсетілген [12-14]. Сонымен қатар соңғы элементтер әдісін қолдану әртүрлі имплантат конструкцияларының биомеханикалық тиімділігін алдын ала бағалауға мүмкіндік береді [18].

Осылайша, жүргізілген биомеханикалық зерттеулер нәтижелері жаңа құрылғы қолданылған жағдайда «ИЫҚ СҮЙЕГІ –

ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесінің механикалық тұрақтылығы жоғары екенін көрсетті. Бұл құрылғыны иық сүйегінің проксимальды бөлігінің сынуларын остеосинтездеуде қолданудың перспективалы екенін көрсетеді. Сонымен қатар алынған нәтижелер математикалық модельдеу негізінде алынғандықтан, ұсынылған конструкцияның клиникалық тиімділігін толық бағалау үшін қосымша эксперименттік және клиникалық зерттеулер жүргізу қажет

Қорытынды

Зерттеу жұмысында КОМПАС-3D (APR FEM) және Autodesk Inventor Professional бағдарламаларын қолдана отырып, соңғы элементтер әдісі негізінде математикалық модельдеу жүргізілді. Қойылған міндетті жүзеге асыру үшін иық сүйегінің 3D компьютерлік моделі жасалды. $F_1 = 200$ Н (сүйек осі бойымен әсер ететін күш), $F_2 = 100$ Н (сүйек осіне перпендикуляр әсер ететін күш) және $M = 7,5$ Н·м (бұрау моменті) жүктемелерінің жеке-жеке, сондай-ақ $F_1 = 200$ Н, $F_2 = 100$ Н және $M = 7,5$ Н·м жүктемелерінің бір мезгілде әсері жағдайында «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ТЕЖЕГІШ ПЛАСТИНА» және «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйелерінің КДК жүргізілген биомеханикалық (математикалық) зерттеулер «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесінің эквивалентті кернеулер деңгейінің төмен, максимал орын ауысудың аз және беріктік қорының минимал коэффициентінің жоғары болуын қамтамасыз ететінін көрсетті. Жүргізілген кернеулі-деформацияланған күйді зерттеулердің талдауы «ИЫҚ СҮЙЕГІ – ЖАҢА ҚҰРЫЛҒЫ» жүйесінің тежегіш пластинамен салыстырғанда созушы, иілу және ротациялық жүктемелердің әсеріне жоғары тұрақтылық танытатынын көрсетті, бұл иық сүйегінің проксимальды бөлімінің сынуларын остеосинтездеуде жаңа құрылғыны қолданудың мақсатқа сай екендігін дәлелдейді.

Дереккөздер тізімі

1. Егизарян К. А., Ратьев А. П., Гордиенко Д. И., Григорьев А. В., Овчаренко Н. В. Среднесрочные результаты лечения переломов проксимального отдела плечевой кости методом внутрикостного остеосинтеза // Травматология и ортопедия России. – 2018. – Т. 24, № 4. – С.

- 81-88. – DOI: <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-4-81-88>
2. Khundkar R., Giele H. The coracoid process is supplied by a direct branch of the second part of the axillary artery, permitting use of the coracoid as a vascularised bone flap and improving its viability in Latarjet or Bristow procedures // *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. – 2019. – Vol. 72(4). – P. 609-615. – DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2018.12.012>
3. Karl J. W., Olson P. R., Rosenwasser M. P. The epidemiology of upper extremity fractures in the United States // *Journal of Orthopaedic Trauma*. – 2015. – Vol. 29(8). – P. 242-244. – DOI: <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000000312>
4. Файн А. М., Ваза А. Ю., Сластинин В. В., Титов Р. С. Диагностика и лечение переломов проксимального отдела плечевой кости // *Журнал им. Н.В. Склифосовского. Неотложная медицинская помощь*. – 2018. – № 3. – С. 8-39.
5. Chen H., Ji X., Gao Y., Zhang L., Zhang Q., Liang X. et al. Comparison of intramedullary fibular allograft with locking compression plate versus shoulder hemiarthroplasty for osteoporotic four-part proximal humerus fractures // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. – 2016. – Vol. 102(3). – P. 287-292. – DOI: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.12.020>
6. Афанасьев Ю. А. Выбор метода остеосинтеза при внутрисуставных переломах проксимального эпифиза плечевой кости // *Травматология и ортопедия России*. – 2023. – Т. 29, № 2. – С. 38-45. – DOI: <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2023-29-2-38-45>
7. Мусабеков А., Жунусов Е., Тлемисов А., Токтаров Е., Джунусов Г., Каламов А. Современные методы хирургического лечения и диагностики переломов проксимального отдела плечевой кости. Обзор литературы // *Наука и здравоохранение*. – 2022. – Т. 24, № 3. – С. 159-170. – DOI: <https://doi.org/10.34689/SH.2022.24.3.020>
8. Launonen A. P., Lepola V., Saranko A., Flinkkilä T., Laitinen M., Mattila V.M. Epidemiology of proximal humerus fractures // *Archives of Osteoporosis*. – 2015. – Vol. 10. – Article No. 209. – DOI: <https://doi.org/10.1007/s11657-015-0209-4>
9. Gracitelli M. E., Malavolta E. A., Assunção J. H., Kojima K. E., Reis P. R., Silva J. S. et al. Locking intramedullary nails compared with locking plates for two- and three-part proximal humeral fractures // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. – 2016. – Vol. 25(5). – P. 695-703. – DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.027>
10. Argynbayev Zh., Dzhumabekov A., Nabiyeu Y., Tezekbaev K., Dosmailov B., Alkhozayev S., Tusupov D., Abujazar U. M. Our experience in the treatment of fractures of the proximal humerus // *Pharmacy of Kazakhstan*. – 2023. – № 5. – P. 149-159. – DOI: <https://doi.org/10.53511/PHARM-KAZ.2023.84.84.019>
11. Lópiz Y., García-Coiradas J., García-Fernandez C., Marco F. Proximal humerus nailing: a randomized clinical trial between curvilinear and straight nails // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. – 2014. – Vol. 23(3). – P. 369-376. – DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.014>
12. Корж Н. А., Климовицкий В. Г., Гончарова Л. Д. Концепция механизма сращения диафизарных переломов с позиции внутренних напряжений кости // *Ортопедия, травматология и протезирование*. – 2007. – № 2. – С. 82-93.
13. Михайлов О. В., Ткаченко Л. Н., Штерн Н. Б. Компьютерное моделирование напряжений в керамической головке эндопротеза тазобедренного сустава // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. – 2006. – № 1. – С. 43-47.
14. Филиппенко В. А., Мителева З. М., Петренко Д. Е. Определение напряженно-деформированного состояния системы «эндопротез – кость» при различных степенях их контакта // *Ортопедия, травматология и протезирование*. – 2003. – № 3. – С. 90-96.
15. Dowson D., Wright V. *Introduction to the Biomechanics of Joints and Joint Replacement*. – London: Mechanical Engineering Publications, 1981. – 254 p.
16. Старовойтов Э. *Соппротивление материалов*. – Москва: ЛитРес, 2022.
17. Аргынбаев Ж.К. Устройство для лечения переломов проксимального отдела плечевой кости : патент Республики Казахстан № 36152. – 31.03.2023.
18. Olgierd C. Zienkiewicz, Robert L. Taylor, Zhu J.Z. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*. – 7th ed. – Oxford: Butterworth-Heinemann, 2013. – DOI: <https://doi.org/10.1016/C2009-0-24909-9>

References

1. Egiazaryan, K. A., Ratiev, A. P., Gordienko, D. I., Grigoryev, A. V., & Ovcharenko, N. V. (2018). Srednesrochnye rezultaty lecheniya perelomov proksimal'nogo otdela plechevoy kosti metodom vnutrikostnogo osteosinteza. *Traumatology and Orthopedics of Russia*, 24(4), 81-88. DOI: <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-4-81-88>
2. Khundkar, R., & Giele, H. (2019). The coracoid process is supplied by a direct branch of the second part of the axillary artery, permitting use of the coracoid as a vascularised bone flap and improving its viability in Latarjet or Bristow procedures. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 72(4), 609-615. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2018.12.012>
3. Karl, J. W., Olson, P. R., & Rosenwasser, M. P. (2015). The epidemiology of upper extremity fractures in the United States. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 29(8), 242-244. DOI: <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000000312>
4. Fayn, A. M., Vaza, A. Yu., Slastinin, V. V., & Titov, R. S. (2018). Diagnostika i lechenie perelomov proksimal'nogo otdela plechevoy kosti. *Sklifosovskiy Journal of Emergency Medical Care*, (3), 8-39.
5. Chen, H., Ji, X., Gao, Y., Zhang, L., Zhang, Q., & Liang, X., et al. (2016). Comparison of intramedullary fibular allograft with locking compression plate versus shoulder hemiarthroplasty for osteoporotic four-part proximal humerus fractures. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 102(3), 287-292. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.12.020>
6. Afanasyev, Yu. A. (2023). Vybor metoda osteosinteza pri vnutrisustavnykh perelomakh proksimal'nogo epifiza plechevoy kosti. *Traumatology and Orthopedics of Russia*, 29(2), 38-45. DOI: <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2023-29-2-38-45>
7. Musabekov, A., Zhunusov, E., Tlemisov, A., Toktarov, E., Dzhanusov, G., & Kalamov, A. (2022). Sovremennye metody khirurgicheskogo lecheniya i diagnostiki perelomov proksimal'nogo otdela plechevoy kosti. *Obzor literatury. Science and Healthcare*, 24(3), 159-170. DOI: <https://doi.org/10.34689/SH.2022.24.3.020>
8. Launonen, A. P., Lepola, V., Saranko, A., Flinkkilä, T., Laitinen, M., & Mattila, V. M. (2015). Epidemiology of proximal humerus fractures. *Archives of Osteoporosis*, 10, 209. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11657-015-0209-4>
9. Gracitelli, M. E., Malavolta, E. A., Assunção, J. H., Kojima, K. E., Reis, P. R., & Silva, J. S., et al. (2016). Locking intramedullary nails compared with locking plates for two- and three-part proximal humeral fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(5), 695-703. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.027>
10. Argynbayev, Zh., Dzhumabekov, A., Nabiyev, Y., Tezekbaev, K., Dosmailov, B., Alkhozayev, S., Tusupov, D., & Abujazar, U. M. (2023). Our experience in the treatment of fractures of the proximal humerus. *Pharmacy of Kazakhstan*, (5), 149-159. DOI: <https://doi.org/10.53511/PHARM-KAZ.2023.84.84.019>
11. Lópiz, Y., García-Coiradas, J., García-Fernandez, C., & Marco, F. (2014). Proximal humerus nailing: A randomized clinical trial between curvilinear and straight nails. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(3), 369-376. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.014>
12. Korzh, N. A., Klimovitskiy, V. G., & Goncharova, L. D. (2007). Kontseptsiya mekhanizma srashcheniya diafizarnykh perelomov s pozitsii vnutrennikh napryazheniy kosti. *Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, (2), 82-93.
13. Mikhaylov, O. V., Tkachenko, L. N., & Shtern, N. B. (2006). Komp'yuternoe modelirovanie napryazheniy v keramicheskoy golovke endoproteza tazobedrennogo sustava. *Bulletin of Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, (1), 43-47.
14. Filippenko, V. A., Miteleva, Z. M., & Petrenko, D. E. (2003). Opredelenie napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya sistemy "endoprotez – kost" pri razlichnykh stepenyakh ikh kontakta. *Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, (3), 90-96.
15. Dowson, D., & Wright, V. (1981). Introduction to the biomechanics of joints and joint replacement. *Mechanical Engineering Publications*.
16. Starovoytov, E. (2022). Soprotivlenie materialov. *LitRes*.
17. Argynbayev, Zh. K. (2023). Ustroystvo dlya lecheniya perelomov proksimal'nogo otdela plechevoy kosti (Patent No. 36152, Republic of Kazakhstan).
18. Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2013). The finite element method: Its basis and fundamentals (7th ed.). *Butterworth-Heinemann*. DOI: <https://doi.org/10.1016/C2009-0-24909-9>

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ (БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ) ОБОСНОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ**Ж. К. Аргынбаев^{1*}, Е. Н. Набиев², Б. Н. Горбунов³**¹ Казахский медицинский университет «ВШОЗ», Казахстан, Алматы² НАО «Казахский национальный медицинский университет имени С.Д. Асфендиярова»,
Казахстан, Алматы³ Казахский агротехнический исследовательский университет имени С. Сейфуллина,
Казахстан, Астана**Корреспондирующий автор***Аннотация**

Актуальность. Переломы проксимального отдела плечевой кости являются одной из часто встречающихся травм опорно-двигательного аппарата. Традиционные методы остеосинтеза, применяемые при хирургическом лечении данных переломов, не всегда обеспечивают достаточную механическую стабильность, что обуславливает необходимость разработки новых биомеханически обоснованных устройств.

Цель исследования. Сравнительная оценка напряжённно-деформированного состояния биомеханических систем «ПЛЕЧЕВАЯ КОСТЬ – БЛОКИРУЕМАЯ ПЛАСТИНА» и «ПЛЕЧЕВАЯ КОСТЬ – НОВОЕ УСТРОЙСТВО» с использованием метода конечных элементов.

Материалы и методы. Исследование выполнено в виде биомеханического моделирования с применением программных комплексов КОМПАС-3D (АРМ FEM) и Autodesk Inventor Professional. В конечно-элементной модели были рассмотрены две системы: «ПЛЕЧЕВАЯ КОСТЬ – БЛОКИРУЕМАЯ ПЛАСТИНА» и «ПЛЕЧЕВАЯ КОСТЬ – НОВОЕ УСТРОЙСТВО». В моделях задавались следующие нагрузки: осевая нагрузка $F_1 = 200$ Н, поперечная нагрузка $F_2 = 100$ Н и крутящий момент $M = 7,5$ Н · м, которые применялись как отдельно, так и одновременно. В качестве критериев оценки анализировались эквивалентные напряжения по Мизесу, максимальное линейное перемещение элементов системы и минимальный коэффициент запаса прочности.

Результаты. Во всех вариантах нагружения система «ПЛЕЧЕВАЯ КОСТЬ – НОВОЕ УСТРОЙСТВО» продемонстрировала более благоприятные биомеханические показатели по сравнению с блокируемой пластиной. В частности, для новой конструкции характерны более низкие значения эквивалентных напряжений, меньшие линейные перемещения и более высокий коэффициент запаса прочности. Наиболее выраженные различия наблюдались при воздействии растягивающей и крутящей нагрузок.

Выводы. Результаты исследования, выполненного методом конечных элементов, показали, что предложенное устройство обеспечивает более высокую биомеханическую стабильность по сравнению с блокируемой пластиной при остеосинтезе переломов проксимального отдела плечевой кости. Полученные данные свидетельствуют о перспективности применения новой конструкции, однако для окончательной оценки её эффективности необходимы дополнительные экспериментальные и клинические исследования.

Ключевые слова: переломы проксимального отдела плечевой кости, остеосинтез, блокируемая пластина, новое устройство, биомеханика, метод конечных элементов, напряжённно-деформированное состояние.

MATHEMATICAL (BIOMECHANICAL JUSTIFICATION OF OSTEOSYNTHESIS FOR PROXIMAL HUMERUS FRACTURES

Z. H. Argynbayev¹ *, Y. Nabyev² , B. Gorbunov³

¹ «GSPH» Kazakhstan Medical University, Kazakhstan, Almaty

² S. D. Asfendiyarov Kazakh National Medical University, Kazakhstan, Almaty

³ Kazakh Agrotechnical University named after Saken Seifullin, Kazakhstan, Astana

*Corresponding author

Abstract

Introduction. Proximal humerus fractures are among the most common injuries of the musculoskeletal system. Conventional osteosynthesis techniques used in the surgical treatment of these fractures do not always provide sufficient mechanical stability, which highlights the need for the development of new biomechanically justified fixation devices.

Objective. To perform a comparative assessment of the stress–strain state of the biomechanical systems «HUMERUS – LOCKING PLATE» and «HUMERUS – NEW DEVICE» using the finite element method.

Materials and Methods. The study was conducted as a biomechanical simulation using KOMPAS-3D (APM FEM) and Autodesk Inventor Professional software. Two biomechanical systems were analyzed in the finite element model: «HUMERUS – LOCKING PLATE» and «HUMERUS – NEW DEVICE». The following loads were applied in the models: axial load $F_1 = 200$ N, transverse load $F_2 = 100$ N, and torsional moment $M = 7.5$ N · m. The loads were applied both separately and simultaneously. The evaluation criteria included equivalent von Mises stress, maximum linear displacement of system elements, and the minimum safety factor.

Results. Under all loading conditions, the «HUMERUS – NEW DEVICE» system demonstrated more favorable biomechanical characteristics compared to the locking plate. In particular, the new device showed lower equivalent stress values, reduced linear displacement, and a higher safety factor. The most pronounced differences were observed under tensile and torsional loading conditions.

Conclusion. The results of the finite element analysis indicate that the proposed device provides greater biomechanical stability than the locking plate in the osteosynthesis of proximal humerus fractures. The obtained findings demonstrate the potential advantages of the new design; however, further experimental and clinical studies are required to fully evaluate its effectiveness.

Keywords: proximal humerus fracture, osteosynthesis, locking plate, new device, biomechanics, finite element method, stress-strain state.

АВТОРЛАР ТУРАЛЫ

Аргынбаев Жасулан Кожаметович – докторант, «ҚДСЖМ» Қазақстан медициналық университеті, Қазақстан, Алматы; e-mail: argynbayev.zhasulan@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0686-7847>.

Набиев Ергали Нугуманович – медицина ғылымдарының докторы, Травматология және ортопедия кафедрасының профессоры, «С. Д. Асфендияров атындағы Қазақ ұлттық медицина университеті» КЕАҚ, Қазақстан, Алматы; e-mail: 9193md@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1532-8151>.

Горбунов Борис Николаевич – техника ғылымдарының кандидаты, доцент, С. Сейфуллин атындағы Қазақ агротехникалық зерттеу университеті, Қазақстан, Астана; e-mail: gbn_kz@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1719-0715>.

ОБ АВТОРАХ

Аргынбаев Жасулан Кожаметович – докторант, Қазақстандық медициналық университет «ВШОЗ», Қазақстан, Алматы; e-mail: argynbayev.zhasulan@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0686-7847>.

Набиев Ергали Нугуманович – доктор медициналық ғылымдар, профессор кафедра травматология және ортопедия, НАО «Қазақстан ұлттық медициналық университетінің атына С.Д. Асфендияров», Қазақстан, Алматы; e-mail: 9193md@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1532-8151>.

Горбунов Борис Николаевич – кандидат техникалық ғылымдар, доцент, Қазақстан аграрлық-техникалық зерттеулер университетінің атына С. Сейфуллина, Қазақстан, Астана; e-mail: gbn_kz@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1719-0715>.

ABOUT AUTHORS

Argynbayev Zhasulan Kozhakhmetovich – doctoral student, Kazakhstan Medical University «KSPH», Kazakhstan, Almaty; e-mail: argynbayev.zhasulan@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0686-7847>.

Nabiev Yergali Nugumanovich – MD, Professor of the Department of Traumatology and Orthopedics, Kazakh National Medical University named after S. D. Asfendiyarov, Almaty, Kazakhstan; e-mail: 9193md@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1532-8151>.

Gorbunov Boris Nikolaevich – Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Kazakh Agrotechnical Research University named after S. Seifullin, Astana, Kazakhstan; e-mail: gbn_kz@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1719-0715>.

***Вклад авторов.** Все авторы в равной степени участвовали в исследовании и написании этой статьи.*

***Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*

***Финансирование.** Отсутствует.*

Эта статья ранее не публиковалась и не рассматривалась ни в одном другом издании.

Все авторы одобрили окончательную версию статьи и несут ответственность за её содержание.

Статья поступила: 15.01.2026 год.

Принята к публикации: 20.02.2026 год