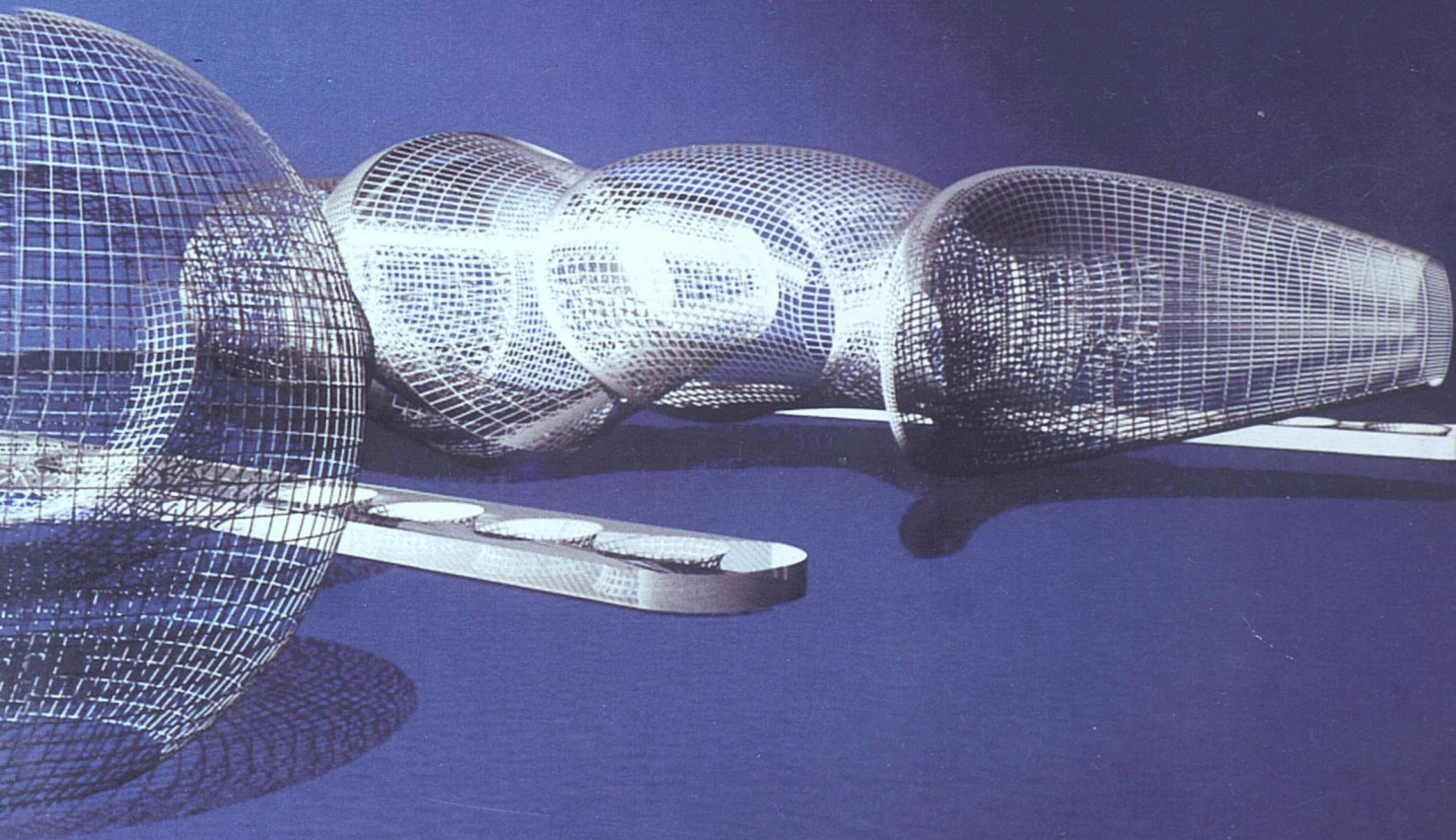


ISSN 1684-9280

Травматология ЖӘНЕ Ортопедия



1/2011

Қазақстан Республикасының денсаулық сақтау министрлігі

Травматология және ортопедия ғылыми-зерттеу институты

ТРАВМАТОЛОГИЯ ЖӘНЕ ОРТОПЕДИЯ

ҒЫЛЫМИ-ТӘЖІРИБЕЛІК ЖУРНАЛ

1(19)/2011



Собственник: научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии.

Журнал зарегистрирован в Министерстве информации и общественного согласия 06.03.2002

Свидетельство о постановке на учет средства массовой информации №2746-ж.

АСТАНА

ТРАВМАТОЛОГИЯ ЖӘНЕ ОРТОПЕДИЯ

НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ

Главный редактор Н.Д. Батпенев

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ

Абдрахманов А.Ж. (зам. главного редактора)

Оспанов К.Т. (отв. секретарь)

Абишева С.Т.

Баймагамбетов Ш.А.

Джаксыбекова Г.К.

Жанаспаев А.М.

Конкаев А.К.

Мухаметжанов Х.М.

Орловский Н.Б.

Рахимов С.К.

Хамзабаев Ж.Х.

Цой Г.В.

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ

Азизов М.Ж. (Ташкент)

Абдуразаков У.А. (Алматы)

Джумабеков С.А. (Бишкек)

Ерекешов А.Е. (Астана)

Жакупов Р.К. (Астана)

Жумадилов Ж.Ш. (Астана)

Лазарев А.Ф. (Москва)

Миронов С.П. (Москва)

Тайгулов Е.А. (Астана)

Тихилов Р.М. (Санкт-Петербург)

Фомичев Н.Г. (Новосибирск)

Шевцов В.И. (Курган)

Эхтермайер В. (Германия)

Технический редактор: Щербакова Е.В., Ертаева К.Б.

Дизайн, компьютерная верстка: Турегелдиева Ж.А.

Адрес редакции: 010000, г. Астана, пр. Абылай хана, 15 а,

РГП «НИИ травматологии и ортопедии» МЗ РК,

Телефоны: (7172) 54 77 17; 54 75 32, факс: 54 77 30, 54 75 32

E-mail: niitokz@mail.ru, ntoniito@rambler.ru, ospanov.niito@mail.ru

УДК 617.353

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА СТАБИЛЬНОСТИ НАКОСТНОГО
ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ПЕРЕЛОМЕ ДИАФИЗА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ НОВЫМ
УСТРОЙСТВОМ**

Н.Д. БАТПЕНОВ, Д.А. ЦАЙ, К.Ш. АКИШЕВ

Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, Астана
Городская больница №1, Караганда

Түтіктік сүйектердің диафиздеріне енгізбелі сүйектік остеосинтез жүргізудің аса жетілдірілген тұрақты әдісін анықтау үшін жануарлар мен адамның мүрделік сүйектеріне жасалынған тәжірибе мәліметтері келтірілген. Біз ұсынған тәсілдің көмегімен остеосинтездің тұрақтылығының пайыздық қатынасы қиғаш сыныққа қолданғанда - 8,6% және көлденең сыныққа қолданғанда - 10,3% жақсарды; тартуға қолданғанда қиғаш сынықта - 12%, көлденең сынықта - 6% жақсарды; қысқанда қиғаш сынық - 5,3%, көлденең сынық - 1% жақсарды; бұру жағдайында қиғаш сынық - 12,2%, көлденең сынық - 6,6% жақсарды.

The experiment data on cadaveric bones of animals and the person for definition of more perfect stable method of immersing on bones an osteosynthesis diaphysis tubular bones are given. In a percentage parity by the technique offered by us stability of an osteosynthesis has improved at action on a break on 8,6 % at slanting crisis and 10,3 % at the cross-section; on a stretching - advantage on 12 % at slanting and 6 % at cross-section; on compression improvement on 5,3 % at slanting and 1 % at cross-section crisis; in the conditions of torsion advantage has made 12,2 % at slanting crisis and 6,6 % at the cross-section.

Переломы плечевой кости составляют 10-27% от общего числа всех переломов [1]. Основными их причинами являются: падения на горизонтальной поверхности - 59,2%; падения с высоты - 7,9%; спортивные травмы - 4,6%; автомобильные травмы - 17,1%; патологические переломы - 6,2%; прочие переломы - 5,1%.

В 94,4% - случаев происходят закрытые переломы плечевой кости, в 5,6% - случаев открытые. Неудовлетворительные результаты лечения переломов плеча могут достигать 50% при консервативных методах и 57,1% при оперативных. Среди получивших первичную инвалидность вследствие травм у 32,6% имелись переломы плечевой кости [2].

Большая часть неблагоприятных исходов обусловлена нерациональным выбором методов лечения и их осложнениями. Внедрение современных методов остеосинтеза (например, «блокированного» внутрикостного) сдерживает слабая материальная база многих ЛПУ. В связи с этим сохраняет актуальность оценка доступных и широко используемых методов лечения переломов плечевой кости с точки зрения их осложнений, а также предложение путей профилактики и лечения некоторых из них.

Предложенные различные методы фиксации переломов длинных трубчатых костей имеют свои показания и противопоказания в различных ситуациях. Одним из наиболее распространенных методов лечения переломов плечевой кости является экс-

тракортикальный металлоостеосинтез. В зависимости от локализации повреждения плечевой кости используются пластины различных конструкций и конфигураций. Фиксация всех переломов методом накостного остеосинтеза невозможна, так как не является панацеей для всех условий идеального процесса регенерации, остеогенеза и консолидации костных отломков.

При диафизарных переломах в последние годы применяются прямые широкие компрессирующие динамические пластины АО, АО/ORIF, DCP, DCP/ASIF, Пальди, Каштана-Антонова, Демьянова, «лапчатые» пластины Полякова, массивные двойные деротационные пластины, фиксация blade пластиной, узкие желобоватые пластины типа АО. Пластины LCP фирмы АО\ASIF\ Syntez становятся новым стандартом лечения АО [3].

Профессиональная деятельность травматологов сталкивается с необходимостью прогнозировать поведение и взаимовлияние организма, металлоконструкций и различных внешних воздействий. Физическое моделирование позволяет получить больше информации о биомеханике, избежать неудачных результатов и последствий, улучшить конструкции, в том числе и для лечения патологии верхних конечностей

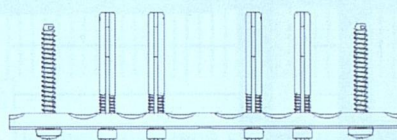
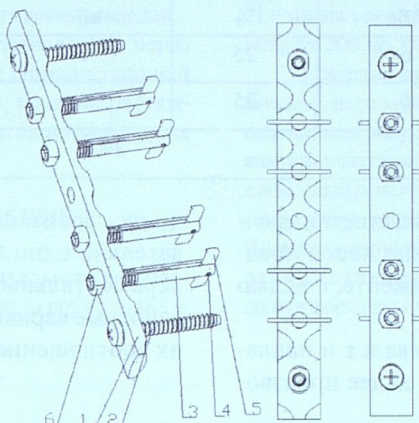
Цель исследования - экспериментальное изучение степени стабильности отломков при переломах с3 плечевой кости с биомеханической точки зрения при

различных видах накостного остеосинтеза. С последующей математической обработкой этих данных.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для остеосинтеза диафизарных переломов плечевой кости (рис 1) нами предложено новое устройство (предварительный патент № 20180) [4]. Устройство выполнено в виде металлической пластины 1, на противоположных концах которой рас-

положены овальные отверстия- для кортикальных шурупов - 2 и круглые отверстия незначительно большего размера, чем установленные в них стержни - 3, при этом стержни имеют противоположно расположенные канавки, рабочий конец стержней заканчивается поворотной планкой - 5, на штифте - 3, а с противоположной стороны компрессирующей гайкой - 6. При чем пластина-1, шуруп-3 и стержни-5 выполнены набором различной длины толщины и диаметра.



- 1 Пластина
- 2 Шуруп
- 3 Болт
- 4 Штифт
- 5 Планка поворотная
- 6 Гайка

Рисунок 1 - Устройство для остеосинтеза диафизарных переломов плечевой кости

Наличие типоразмеров расширяет функциональные возможности устройства за счет осуществления репозиции костных отломков в различных направлениях и применения на различных видах

костей. К устройству прилагаются вспомогательные объекты: торцовый ключ и спица Киршнера.

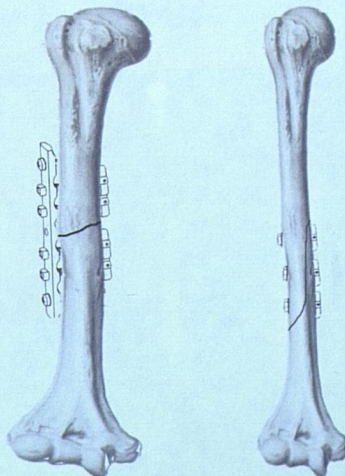


Рисунок 2 - Устройство для остеосинтеза диафизарных переломов трубчатых костей

Произведено моделирование на костного остеосинтеза предложенным устройством при переломах диафизов трупных костей животных и человека. Эксперименты проводились на свежесваренных костях животных и консервированных в формалине костях человека. Кости животных-поросят для более точного сравнения брались от одной особи с пар-

ных конечностей. Кости человека от одного трупа. Бальзамирование и консервация костной ткани от животных не производилась для более достоверного результата. Проведено 2 серии экспериментальных исследований, каждая из которых содержит 12 опытов.

Таблица 1 - Количество исследованных гомо- и ксенокостей

Вид перелома	Гомо кость		Ксено кость		Всего	
	Абс	%	абс	%	абс	%
Поперечные	6	25	6	25	12	50
Косые	6	25	6	25	12	50
Итого:	24				100	

Как видно из таблицы 1, соотношение поперечных и косых переломов, гомо и ксено кости представлено равными долями в эксперименте, с целью повышения достоверности.

Целый диафиз кости надпиливался и надламывался с помощью пилок и долот, далее производ-

дились все этапы на костного остеосинтеза последовательно одно за другим по системе АО. Для экспериментальных испытаний были отобраны только основные варианты переломов: поперечные и косые, их соотношение отображено на рисунке 3.

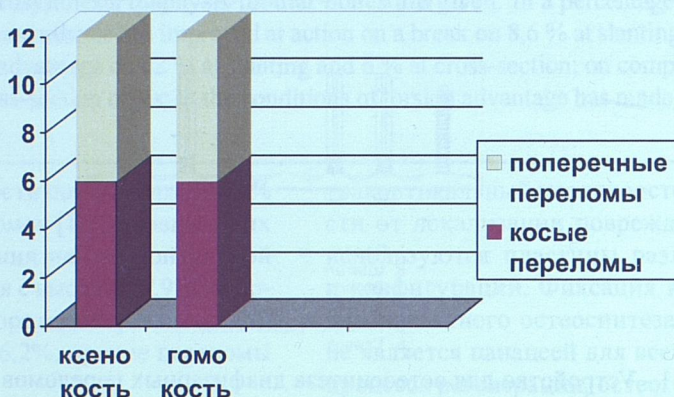


Рисунок 3 - Соотношение косых и поперечных переломов

Экспериментальная часть исследования проводилась на аппарате КУИМ 40, Россия (рисунок 4).

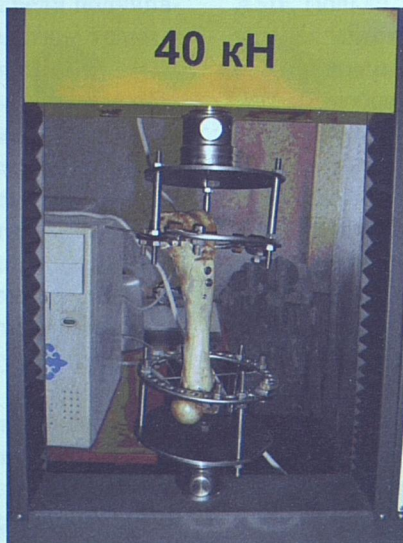


Рисунок 4 - Фото аппарата КУИМ 40

После закрепления модели на пресс машине и устранения люфта включало воздействие с шагом 1 мм, скоростью 15 мм/мин, силой 4,25МПа; на растяжение, компрессией вдоль оси; давлением поперек оси в центре места линии излома модели, ротацию вдоль костной оси. Эксперимент для каждой модели считался окончанным при первом нарушении стабильности остеосинтеза.

Данные характеристики аппарата выводились, задавались и оценивались через персональный компьютер. Характеристика данного аппарата максимально 170 МПа на сжатие и растяжение, скорость, шаг и сила устанавливается произвольно через программу на персональном компьютере аппарата испытания и подготовки моделей.

Фиксация на пресс аппарате производилась через взаимно-перпендикулярно проведенные спицы толщиной 2 мм с фиксацией кольца Илизарова, которое растяжными стержнями закреплялось на двигающихся опорах пресс машины.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Проведены две серии экспериментальных исследований в двух группах на 24 костях. Первую группу составили 6 моделей косо

го перелома диафиза кости с остеосинтезом без накостной пластины. Вторую группу составили 6 моделей с поперечным переломом диафиза кости и остеосинтезом предложенной пластиной. Третью группу составили 6 моделей с косым переломом диафиза кости с экспериментальной пластиной. Четвертую группу составили 6 моделей с поперечным переломом с фиксацией накостной пластиной АО. Остеосинтез произведен винтами системы АО и предложенными нами стержнями на костной ткани животных и человека.

Анатомические образцы это 12 плечевых костей человека длиной от 301 до 361 мм и шириной канала от 8 до 11,6 мм на уровне диафиза. Длина костей животных составила от 200 до 251 см и шириной канала до 8 мм.

Плечевая кость была условно разделена на участки возможных переломов. Отломки разбиты длиной по возрастающей на 5мм (рисунок 5), затем была измерена ширина кости на каждом участке во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, с помощью рентгенограмм, т.е. в прямой и боковой проекции, а также в двух косых направлениях под углом 45°. Общая длина (L) исследуемой плечевой кости составила 280мм. Полученные размеры с каждого возможного уровня перелома были подставлены в формулу: $Q \text{ пред } (y) = (P \cdot 5(y) \cdot L) / (2(L - y) \cdot y)$, где:

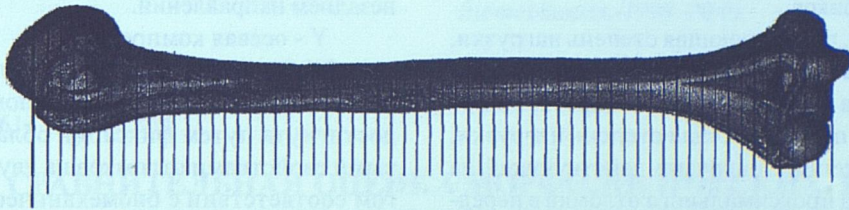


Рисунок 5 - Деление плечевой кости с интервалом 5 мм.

J - сила, действующая вдоль оси кости;
Q - сила, действующая перпендикулярно оси костного отломка на уровне перелома;
X - общая длина кости;
y - длина отломка;
5 - поперечное сечение кости на уровне перелома и условно $8 = \text{const}$, в исследовании М. Пичхадзе

5(y) - переменное поперечное сечение кости;
(y) - указатель функции от y;
 $Q_{\text{п}}(y)$ - Q зависит от длины отломка, т.е. является функцией от «y».

Испытуемая система «отломки – винты - пластина» в данном случае может быть представлена расчетной схемой. Геометрические характеристики стержня, моделирующего пластины (площадь поперечного сечения, моменты инерции при изгибе и кручении) можно заменить конструктивными геометрическими характеристиками, определенными в результате эксперимента. Конструктивный модуль

упругости пластины при изгибе определяется

$$u_z = \frac{Pl^3}{48EI_y}$$

Где P приложенная сила
L-длина
E- свойство упругость костной ткани
u-величина деформации.
I- момент инерции пластины
Усилия определены по Сен-Венану

$$I_{yn} = \frac{1}{48} \frac{Pl^3}{Eu_{z0}}$$

В результате вычисления показали, что жесткость классических накостных конструкций, исключая модели с угловой стабильностью, при кручении недостаточна. Хотя в клинической практике ни одно из воздействий векторов сил не встречается в чистом виде [5].

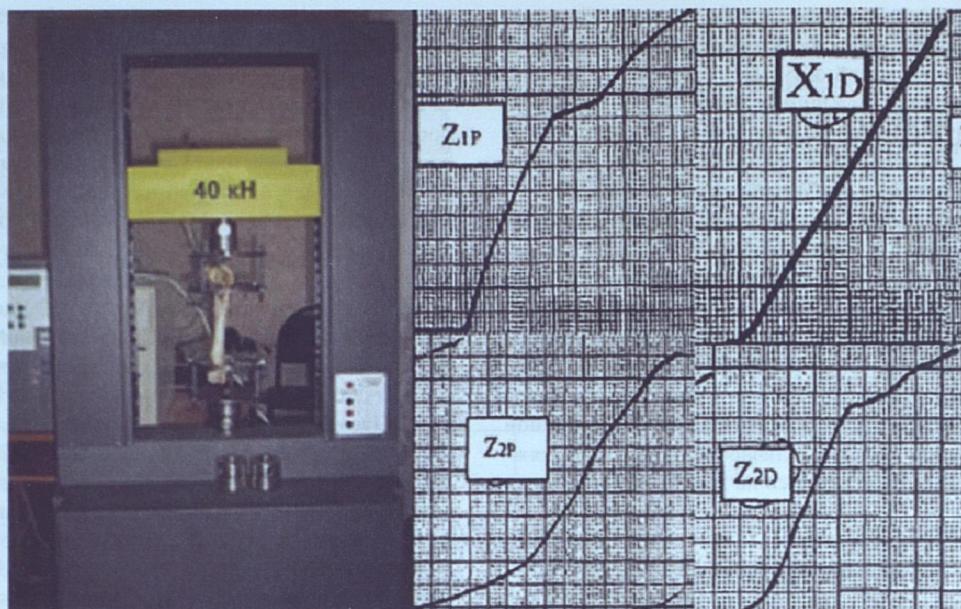


Рисунок 6 - Результаты исследования на аппарате КУИМ 40

Анализ графиков

Z1P - кривая, показывающая степень нагрузки, действующей на проксимальный конец проксимального отломка в переднезаднем направлении.

Id - кривая, показывающая степень нагрузки, указывающая степень нагрузки действующей на дистальный конец проксимального отломка в перед-

незаднем направлении.

Y - осевая компрессия.

Благодаря полученным результатам очевидно, что желаемая стабильность отломков может быть достигнута путем фиксации обладающих рычаговыми свойствами отломков на двух уровнях в строгом соответствии с биомеханической концепцией.

Таблица 2 - Результаты действия силы в разных плоскостях

параметр Виды перелом.	На излом (МПа)		Растяжение (МПа)		Сжатие (МПа)		Кручение (МПа)	
	Осн.	контрол	Осн.	контрол	Осн.	контрол	Осн.	контрол
Косой	43	38	119	101	141	131	75	64
поперечный	41	34	108	99	150	148	65	59

При скорости деформирования E=10⁻⁵ с⁻¹ разрушающее напряжение составило: в основной группе при воздействии на поперечный перелом 41МПа, на растяжении 108, на сжатие 150, кручение 65; при этом же воздействии в контрольной группе соответственно излом 34, растяжение 99, сжатие 150, кручение 59. При косом переломе в основной группе

разрушающее напряжение составило на излом 43 МПа, растяжение 119, сжатие 141, кручение 75; соответственно в контрольной группе 38 на излом, 101 на растяжение, 131 при сжатии, 64 кручении.

Полученные результаты сравнивались с данными исследований Ковина 1983 г.

Таблица 3 - Результаты действия сил в разных плоскостях Ковина

параметр Виды перелом.	На излом (МПа)		Растяжение (МПа)		Сжатие (МПа)		Кручение (МПа)	
	Осн.	контрол	Осн.	контрол	Осн.	контрол	Осн.	контрол
поперечный	42		106		150		66	

Автор данной методики выполнял опыты на костях человека, не обработанных формалином, при этом разница на излом составила 1 МПа, при растяжении 2 МПа, при сжатии 0, на кручении 4 МПа.

Эффективность в процентном отношении предложенной нами методики к вышеперечисленным отражена в таблице 4.

Таблица 4 - Результаты действия сил в разных плоскостях в %

параметр Виды перелом.	На излом	Растяжение	Сжатие	Кручение
Косой	8,6%	12%	5,3%	12,2%
поперечный	10,3%	6%	1%	6%

Таким образом, предложенная нами методика улучшила стабильность остеосинтеза на излом на 8,6% при косом переломе и 10,3% при поперечном; на растяжение - преимущество на 12% при косом и 6% при поперечном; на сжатии улучшение на 5,3% при косом и 1% при поперечном переломе; в условиях кручения преимущество составило 12,2% при косом переломе и 6,6% при поперечном.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аскарова Д.Ш. Лечение диафизарных переломов плечевой кости // Центральное - Азиатский медицинский журнал: I Евразийский конгресс травматологов-ортопедов.- Иссык-Куль, 2009. – Том XV.-С. 167-168.

2. Анкин А.Н., Анкин Н.Л. Практическая травматология: европейские стандарты диагностики и лечения // Москва: Книга плюс, 2002.- 480 с.

3. Гиришин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии.-М.: Издательский дом «Азбука», 2004.-73 с.

4. Цай Д.А., Батпенев Н.Д., Абдрахманов А.Ж., Садырбаев К.С. Промышленная собственность: официальный бюллетень. -2008. - № 11.- С 160.

5. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике. -М.: Высшая школа, 2004.- 98 с.

6. Cowin S.C., Wolffs Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium // J Biomechanical Engineering.-19876.-№78.

7. Cowin S.C. Bone Poroelasticity // J. Biomechanics.-1999.-№46.