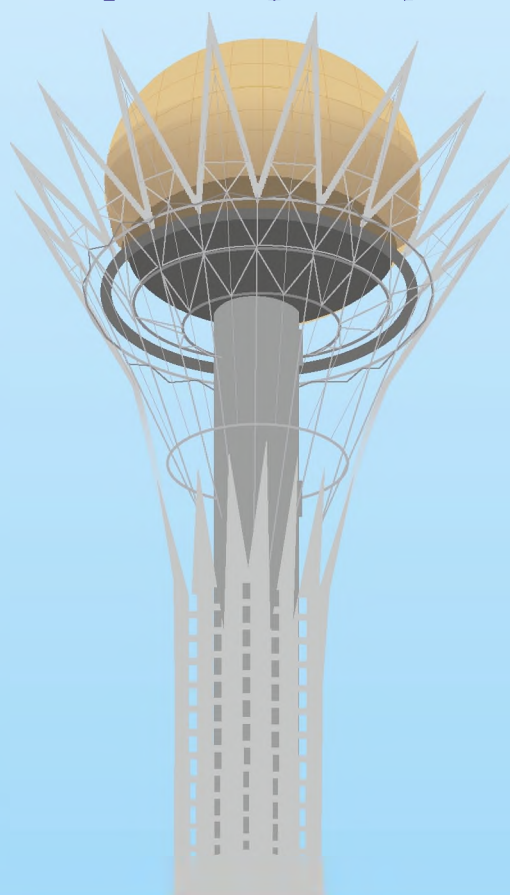


# АСТАНА МЕДИЦИНАЛЫҚ ЖУРНАЛЫ



2/2019



Министерство здравоохранения  
и социального развития  
Республики Казахстан



**Астана  
медициналық  
журналы**

***Astana Medical  
Journal***

**2019 № 2 (100)**

*Ежеквартальный  
научно-практический журнал  
Собственник:*

*НАО «Медицинский университет  
Астана»*

*Журнал перерегистрирован  
Министерством культуры и  
информации Республики Казахстан  
29.10.2012 г. Астана*

*Одобрено Комитетом по контролю в  
сфере образования и науки МОН РК*

*Регистрационный номер 13129 Ж*

**РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ**

**ГЛАВНЫЙ РЕДАКТОР**

Павалькис Дайнюс

зам.главного редактора

Ахметов Е.А.

Жаксылыкова Г.А.

Абильмажинов М.Т.

Алдынгуров Д.К.

Батпенова Г.Р.

Балбунов У.Ш.

Бахтин М.М.

Даулетьярова М.А.

Карабекова Р.А.

Манекенова К.Б.

Моренко М.А.

Тулешова Г.Т.

Цой О.Г.

**РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ**

Шарманов Т.Ш. (Алматы)

Нургожин Т.С. (Алматы)

Батпенов Н.Д. (Астана)

Досмагамбетова Р.С. (Караганда)

Телеуов М.К. (Актобе)

Жунусов Е.Т. (Семей)

Рысбеков М.М. (Шымкент)

Rainer Rienmuller ( Medical University  
of Graz, Austria)

Comman I.E. (Rosewell Park Institute  
of Cancer, Buffalo, USA)

Masaharu Hoshi (Hiroshima University, Japan)

**АДРЕС РЕДАКЦИИ**

010000 Нур-Султан

ул.Бейбитшилик 49 А

НАО «Медицинский университет Астана»

тел.: 871728577896 внутр.459

87016166251

87075262191

87024168595

e-mail:oleg\_tsoy@rambler.ru

sidikovam73@gmail.com

Astanajournal@gmail.com

## **ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ГОЛЕНИ РАЗЛИЧНЫМИ УСТРОЙСТВАМИ**

**Н.Д. Батпенов<sup>1</sup>, Р.Н. Ажикулов<sup>1</sup>, С.К. Рахимов<sup>1,2</sup>, О.Г. Цой<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, Нур-Султан, РК,

<sup>2</sup>НАО «Медицинский университет Астана», Нур-Султан, Казахстан

Проводилось экспериментальное изучение характеристики прочности при остеосинтезе диафизарных переломов кости голени различными фиксаторами, в том числе устройством собственной конструкции.

Материалом для исследования служили трупные препараты большеберцовой кости с экспериментальным поперечным переломом в средней трети диафиза, фиксированные наkostной пластиной, интрамедуллярным блокирующим стержнем, аппаратом Илизарова Г.А., и устройством собственной конструкции. Разрушение произошло в метаэпифизарной области большеберцовой кости, предложенное интрамедуллярное устройство при 57000 Н, на 239 сек., интрамедуллярный блокирующий штифт 540 кг., на 193 сек., аппарат Илизарова 360 кг, на 175 сек., наkostная пластина 136 кг, на 101 сек.

Таким образом, результаты эксперимента позволяют утверждать, что все виды остеосинтеза обеспечивают устойчивость системы по линии перелома, при этом разрушение происходит в области метаэпифиза большеберцовой кости, где больше концентрации механических напряжений.

**Ключевые слова:** травмы, переломы, диафизарные переломы костей голени.

## **EXPERIMENTAL SUBSTANTIATION OF OSTEOSYNTHESIS DIAFISIS CRISES OF BONES OF A SHIN WITH VARIOUS DEVICES**

**N. Batpenov<sup>1</sup>, R. Azhikulov<sup>1</sup>, S. Rakhimov<sup>1,2</sup>, O. Tsoy<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Scientific-Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Nursultan, Kazakhstan

<sup>2</sup>NCJSC “Astana Medical University”, Nursultan, Kazakhstan

Experimental studying of the characteristic of durability was spent at an osteosynthesis diafisis crises of a bone of a shin by various clamps, including the device of own design.

Material for research cadaveric preparations tibia is served a bone with experimental cross-section crisis in an average third diafisis fixed an osteosynthesis a plate, intramedullar a blocking core, Ilizarova G. A's device, and the device of own design. Destruction has occurred in metaepifis areas tibia is the bones, offered intramedullar the device at

56000 Н. on 239 seconds, intramedullar a blocking pin 540кг. on 193 seconds, device Ilizarova of 360 kg. on 175 seconds, наkostная a plate<sup>2</sup>

Thus, results of experiment allow to assert that all kinds of an osteosynthesis provide stability of system in the area of crisis, thus destruction occurs in area metaepifis tibia is bones where there is more than concentration mechanical pressure.

**Key words:** injuries, fractures, diaphyseal fractures of the bones of the leg.

## **ӘРТҮРЛІ ЖАБДЫҚТАРМЕН ЖІЛІНШІК СҮЙЕКТЕРІНІҢ ДИАФАЗАРЛЫ СЫНЫҚТАРЫ ОСТЕОСИНТЕЗІНІҢ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬДЫ НЕГІЗДЕМЕСІ**

**Н.Д. Батпенев<sup>1</sup>, Р.Н. Ажикулов<sup>1</sup>, С.К. Рахимов<sup>1,2</sup>, О.Г. Цой<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Травматология және ортопедия ғылыми-зерттеу институты, Нұр-Сұлтан, ҚР

<sup>2</sup>«Астана медицина университеті» КЕАҚ, Нұрсұлтан, Қазақстан Республикасы

Әртүрлі бекіткіштермен, сонымен қатар меншікті құрылым жабдығымен жіліншік сүйектерінің диафазарлы сынықтарының остеосинтезі кезде беріктілік сипатына экспериментальды зерттеу жүргізілді.

Зерттеуге арналған материалдар сүйек үсті пластинамен бекітілген, интрамедуллярлы бекітуші стерженьмен, Г.А. Илизаров аппаратымен және меншікті құрылым жабдықпен орта үшінші диафизде экспериментальды көлденең сынықпен үлкен жіліншік сүйегінің өлік препараттары болды. Үлкен жіліншік сүйегінің метаэпифизарлы аумағында бүліну болды, ұсынылған интрамедуллярлы жабдық 57000Н кезде 239сек.-қа, интрамедуллярлы бекітуші штифт 540кг, 193 сек-қа, Илизаров аппараты 360 кг, 175 сек-қа, сүйек үсті пластина 136 кг, 101 сек-қа.

Осылайша, эксперимент нәтижелері остеосинтездің барлық түрлері сынық бойымен жүйенің беріктігін қамтамасыз ететінін растайды, бұл ретте механикалық күш концентрациясы көп болатын үлкен жіліншік сүйегінің метаэпифиз аумағында бүліну болады.

**Түйінді сөздер:** жарақаттар, сынықтар, аяқтың сүйектің диафиздің сынуы.

### **Введение**

Лечение диафизарных переломов костей голени остается одной из актуальных проблем травматологии и ортопедии. Актуальность лечения обусловлена частыми переломами, длительностью временной нетрудоспособности и большим процентом и инвалидизации.

Переломы диафиза большеберцовой кости составляют около 40 % от всех переломов костей голени и возникают вследствие прямого и непрямого механизма травмы, а среди переломов длинных костей конечностей составляет 26,3 % [1].

Известно, что около 60% открытых переломов длинных трубчатых костей составляют переломы костей голени, поэтому в процессе лечения возможно воспалительные осложнения. Поздними осложнениями при оперативном лечении переломов диафиза длинных трубчатых костей являются замедленная консолидация отломков, образование ложного сустава, развитие остеомиелита в 0,4 - 22,4 % случаев [2,3].

Диафизарные переломы длинных трубчатых костей занимают одно из первых мест среди причин продолжительной временной нетрудоспособности, первичного выхода на инвалидность, ведут к большим материальным затратам на лечение и требует решения целого комплекса проблем медико-социальной реабилитации таких больных [3].

Целью оперативного лечения переломов является раннее и полное восстановление функции конечности, для этого необходим стабильный остеосинтез. По литературным данным последних 10 лет, блокирующий интрамедуллярный остеосинтез - это метод выбора лечения диафизарных переломов длинных трубчатых костей. Появление блокирующего интрамедуллярного остеосинтеза, анатомически изогнутых, полых гвоздей, а так же гибких валов для обработки костномозгового канала позволило тщательно репонировать отломки, восстановить длину сегмента, и управлять репаративной регенерацией, не вмешиваясь в зону перелома, равномерно распределить нагрузки в системе «кость – имплант», а так же регулировать рациональное нагружение конечности в зависимости от формирования костной мозоли [4,5].

### **Цель**

Изучим характеристики прочности при остеосинтезе диафизарных переломов кости голени различными фиксаторами, в том числе устройством собственной конструкции.

**Фиксатор собственной конструкции** (рис. 1) содержит два стержня полый наружный (1) и внутренний цельный (2). Полый наружный стержень имеет ряд изгибов соответственно строению костномозгового канала кости. Дистальный конец полого наружного стержня (1) расщеплен на три лепестка (3), а проксимальный имеет резьбу (4) по внутренней стенке на протяжении 1,5 сантиметров. Чуть ниже резьбы (4) имеется сквозное отверстие 5 для блокирующего винта. Также в проксимальной части ниже отверстия для блокирования (5) имеется поперечная перегородка стержня (6) с резьбовым отверстием в центре (7). Ниже перегородки фиксатор содержит внутренний цельный стержень (2), который в проксимальной части имеет наружную резьбу (8), соответствующую резьбе отверстия перегородки, торцовая поверхность выполнена в виде шестигранника «под ключ» (9). Дистальный конец цельного стержня имеет «пулевидную форму» (10). Также имеется «заглушка» (11), которая имеет наружную резьбу (12), соответствующую внутренней резьбе полого стержня 1 и овальное отверстие (13), соответствующее сквозному отверстию (5). Имеется Патент РК № 64701 28.05.2009 г.

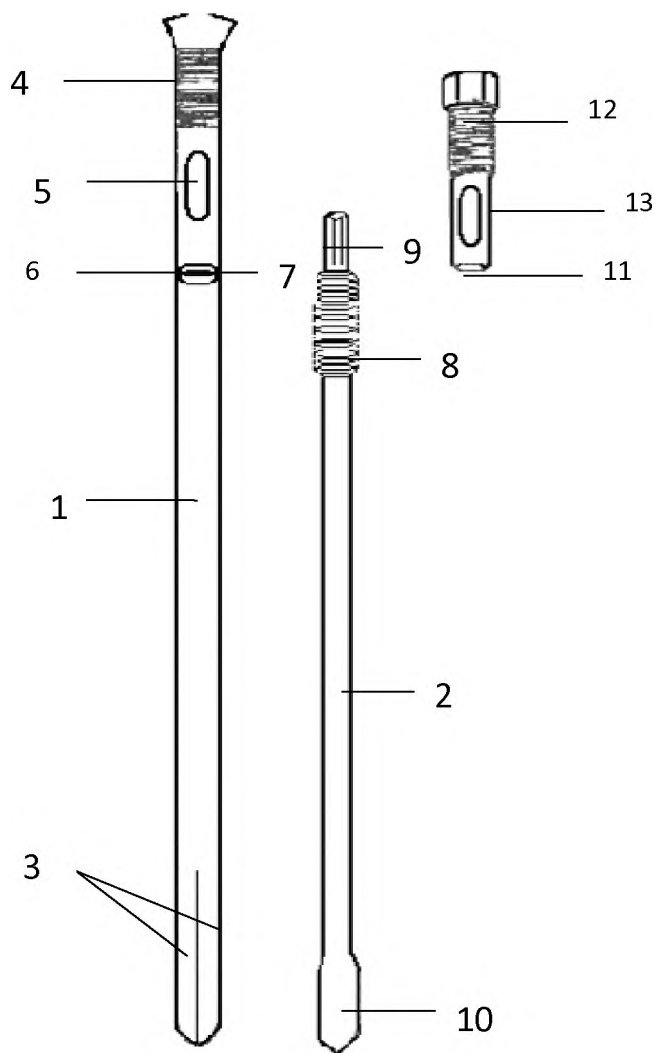


Рисунок 1 - Фиксатор собственной конструкции.

## Материал и методы

Материалом для исследования служили трупные препараты большеберцовой кости с моделированным поперечным, косые переломами в средней трети диафиза. Для фиксации в эксперименте использовали накостные пластины, интрамедуллярный блокирующий стержень, аппарат Илизарова Г.А., и устройство собственной конструкции.

Экспериментальные исследования проводились в экспериментальной лаборатории НИИТО. Стендовые испытания проводились путем осевого сжатия со скоростью 5,00 мм/мин. до начального разрушения системы на испытательной машине «ВТМ-20» (рисунок 2). Установка «ВТМ-20» предназначена для изучения характеристик прочности и деформативности биологических материалов (сухих костей) при их механических испытаниях на растяжение, изгиб и сжатие. Конструктивно модуль нагружения состоит из силовой рамы, образованной двумя колоннами и двумя неподвижными траверсами. В верхней траверсе находится механизм силового возбуждения, который обеспечивает выдвижение активного штока установки. На активном штоке закреплен датчик силы типа U10M, измеряющий прилагаемое усилие в силовой цепи.

В нижней траверсе закреплена винтовая тяга, которая при вывинчивании перемещает подвижную траверсу, изменяя рабочее пространство между штоком и траверсой.

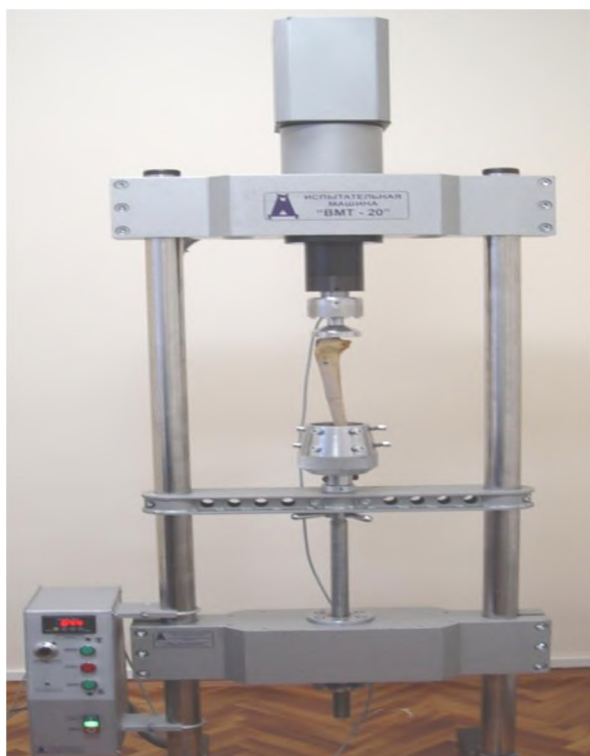


Рисунок 2 – Общий вид установки «ВТМ-20» для изучения характеристик прочности биологических материалов.

Рабочее пространство, таким образом, может настраиваться перед испытанием в зависимости от применяемой оснастки и размеров, испытываемых образцов. Образцы закрепляются в различных захватах (рисунок 3).



Рисунок 3 – Испытание модели на «сжатие».

Функционально установка содержит систему измерений и управления, которая обеспечивает управление приводом модуля нагружения, а также измерения усилия, приложенного к образцу, перемещения штока модуля нагружения и деформации (прогиба) образцов. Модуль нагружения обеспечивает создание растягивающих и сжимающих усилий до 20 кН в диапазоне скоростей перемещения активного штока от 0,15 мм/мин до 150 мм/мин.

### Результаты и обсуждения

Показатели работы эксперимента фиксируются на мониторе компьютера с графической записью.

Фиксируются следующие показания:

- усиление нагрузки;
- скорость перемещения штока и время испытания.

Результаты испытаний регистрировались в компьютере графически, в системе координат, где  $y$  –  $F$  (сила) и  $x$  –  $L$  (деформация) (рисунок 4).



Рисунок 4 – Показания усиления нагрузки, скорость перемещения штока, время испытания, диаграмма деформирования модели перелома.

В результате проведенного исследования было выявлено, что образец перелома с устройством собственной конструкции разрушился в области проксимального

метаэпифиза большеберцовой кости, на уровне блокирующего винта в виде продольного перелома при нагрузке 5 600 Н =560 кг на 239 секунде эксперимента.

Испытуемый образец интрамедуллярным блокирующим штифтом, оставался стабильным при нагрузке 5400 Н=540 кг, на 193 секунде эксперимента, при нагрузке разрушился на уровне дистального блокирования винтами.

Система с аппаратом Илизарова разрушилась в области спиц дистального и проксимального отделов базовых колец при нагрузке 3600Н= 360кг, фиксация утрачивала стабильность в среднем после 175 секунды эксперимента. Разрушение с наkostной пластиной произошло в проксимальном метаэпифизе большеберцовой кости. Фиксация пластиной оказалась наименее резистентной к осевому сжатию из всех изученных, поскольку потеряло устойчивость при нагрузках 1336 Н=136кг, на 101 секунде эксперимента. Значения представлена в таблице.

Таблица – Значения разрушающей нагрузки при остеосинтезе диафизарных переломов большеберцовой кости различными фиксаторами.

Вид фиксатора	Сжатие	Время разрушения
Предложенное интрамедуллярное устройство	570	239 сек.
	530	
	510	
	310±17,3	
Интрамедуллярный блокирующий штифт	550	193 сек.
	525	
	510	
	300±12,5 p <0,01	
аппарат Илизарова	360	175 сек
	325	
	310	
	262±12,1 p <0,5	
наkostная пластина	146	101 сек.
	136	
	135	
	125±12,1 p <0,5	

Как видно из таблицы, оптимальные резистентные характеристики были выявлены в условиях интрамедуллярных и внеочагового остеосинтезов.

### **Заключение**

Таким образом, результаты эксперимента позволяют утверждать, что все виды остеосинтеза обеспечивают устойчивость системы по линии перелома, при этом разрушение происходит в области метаэпифиза большеберцовой кости, где больше концентрации механических напряжений.

Проведенное исследование позволяет заключить, что любой вид остеосинтеза повышает устойчивость системы в условиях поперечного диафизарного перелома большеберцовой кости и более того обеспечивает механические свойства больше, чем в метаэпифизарной области длинных трубчатых костей. Наиболее оптимальными оказались фиксации предложенной конструкцией и интрамедуллярного штифтом, что связано с большей площадью контакта в системе кость-имплант. В то же время было выявлено, что слабым местом при закрытом интрамедуллярном блокирующем остеосинтезе является область блокирующих винтов, что свидетельствует о значительной концентрации напряжения в этой зоне. Наименее оптимальные механические свойства наkostного остеосинтеза, очевидно связано с меньшей площадью контакта имплантата с сегментом по сравнению с другими способами фиксации, тем не менее, пластины обеспечивали шунтирование нагрузки по сегменту, о чем свидетельствует разрушение системы в перификсаторной зоне, а не по линии перелома.

### **Список литературы**

1. Минасов Т.Б., Ханин М.Ю., Минасов И.Б. Диафизарные переломы большеберцовой кости-блокированный или расширяющийся гвоздь// Травматология және ортопедия . - 2009. - № 2. - С. 459-462.



2. Замена внешней фиксации на интрамедуллярный блокируемый штифт при открытых переломах длинных костей у пострадавших с политравмой/Соколов В.А. Иванов П.А. Бялик Е.И. и др. // Вестник травматология и ортопедии им. Н.Н. Пирогова . - 2007. - № 1. - С. 3-7.

3. Krettek C., Stephan C., Schandelmaier P. The use of Poller screws as blocking screws in stabilising tibial fractures treated with small diameter intramedullary nails // J Bone Joint Surg [Br]. – 1999. - № 81-B. – P. 963 – 968.

4. Сергеев С.В. Происхождение остеосинтеза. Накостный остеосинтез // Реферативный журнал. Остеосинтез ОТС. – 2008. - № 1 (2).

5. Seminar on Intramedullary Nailing/Trojan E., Joseph Schatzker M.D., B.Sc. FRCS, Thomas Ruedi A.O. // Материалы съезда. - Москва, 2000. – С. 152-154.