

<https://doi.org/10.52889/1684-9280-2024-3-74-17-25>  
 УДК 616-089.23; 616-001  
 МРНТИ 76.29.41

Оригинальная статья

## Биомеханика репозирующего воздействия, оцененная методом конечных элементов и рентгенологические результаты двухвекторной дистракции аппаратом внешней фиксации при оперативном лечении перелома пяточной кости типа Sanders IV

[Жанаспаев А.М.](#)<sup>1</sup>, [Жанаспаев Т.М.](#)<sup>2</sup>, [Горбунов Б.Н.](#)<sup>3</sup>, [Бондаренко А.В.](#)<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Ведущий научный сотрудник, Национальный научный центр травматологии и ортопедии имени академика Батпененова Н.Д., Астана, Казахстан. E-mail: zhanaspaev40@mail.ru

<sup>2</sup> PhD докторант Медицинского университета Астана, Астана, Казахстан. E-mail: timurzhanaspyev@gmail.com

<sup>3</sup> Доцент Казахского агротехнического исследовательского университета имени С. Сейфуллина, Астана, Казахстан. E-mail: gdn\_kz@mail.ru

<sup>4</sup> Профессор Алтайского государственного медицинского университета, Барнаул, Россия. E-mail: barnaul-mixa@mail.ru

### Резюме

Лечение компрессионных переломов пяточной кости типа Sanders IV остается сложной задачей и оптимальная техника репозиции остается спорной.

**Целью исследования** было определение целесообразности и рентгенологической результативности интраоперационной двухвекторной дистракции аппаратом внешней фиксации на восстановление внешней конфигурации пяточной кости при оперативном лечении компрессионного перелома типа Sanders IV.

**Методы.** Нами была разработана математическая модель предложенного аппарата внешней фиксации и компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV методом конечных элементов. Напряженно-деформированное состояние аппарата была исследована с использованием программы COMPASS-3D (APM FEM) Autodesk Inventor PRO, Free CAD 0,20. Произведено виртуальное моделирование процесса интраоперационной репозиции перелома пяточной кости типа Sanders IV аппаратом. На рентгенограммах 30 пациентов с переломом пяточной кости типа Sanders IV до операции определены высота, ширина, длина, реальная и должная референтные линии и угол взаимоотношения таранной и пяточной костей по Соломину А.Н. и соавтор. (2017). Эти же рентгенологические показатели определены после операции.

**Результаты.** В результате виртуального моделирования процесса репозиции посредством двухвекторной дистракции перелома пяточной кости типа Sanders IV методом конечных элементов установлено, что аппарат обеспечивает восстановление необходимой высоты пяточной кости. При интраоперационной репозиции аппаратом среднее значение восстановления высоты пяточной кости составило 46 мм, ширины 34,1 мм, длины 81,7 мм, что значительно превосходило ( $p < 0,01$ ) до операционные показатели.

**Выводы.** Использование двухвекторной дистракции аппаратом внешней фиксации при оперативном лечении перелома типа Sanders IV, биомеханически целесообразно, так как обеспечивает анатомическое восстановление высоты, ширины, длины и взаимоотношение пяточной кости с таранной.

**Ключевые слова:** пяточная кость – os calcis, перелом типа Sanders IV, референтные линии и углы пяточной кости, репозиция по West Hues, репозиция аппаратом внешней фиксации, конечно-элементная модель, напряжение по Мезису, коэффициент прочности.

Corresponding author: Timur Zhanaspaev, PhD student at the Astana Medical University, Astana, Kazakhstan  
 Postal code: Z10K8Y7  
 Address: Kazakhstan, Astana, Beybitshilik str. 49A  
 Phone: +7 775 098 0608  
 E-mail: kriklivyalexandr@gmail.com

J Trauma Ortho Kaz 2024; 3 (74): 17-25  
 Received: 02-06-2024  
 Accepted: 19-08-2024



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

## Введение

Обращаемость населения по поводу перелома пяточной костью формы пяточной кости, воссоздание правильных пространственных взаимоотношений является основным фактором для восстановления нормальной функции стопы и всей нижней конечности в целом.

Значительные трудности при репозиции, вдавленной в тело пяточной кости суставной фasetки при компрессионном переломе типа Sanders IV обусловлено сложностью конфигурации суставной фasetки, а именно ее вогнутостью в горизонтальной плоскости и выпуклостью в сагиттальной плоскости, наклоне медиально и в подошвенную сторону [1-3]. Поэтому закрытая депрессия вдавленной суставной фasetки при переломе типа Sanders IV как правило не происходит и необходима открытая депрессия и репозиция.

При восстановлении внешней конфигурации пяточной кости ключевым моментом является определение вершины деформации и величины смещения основных фрагментов. Большинство исследователей при закрытой и открытой репозиции восстановление внешней конфигурации пяточной кости осуществляют методом аксиальной редукции по Н. Westhues [4]. Использование КТ сканирования в послеоперационном периоде и интраоперационной 3D визуализации после репозиции по Н. Westhues показало, что у 35,2-47% пациентов имеет место недовправленность перелома [2,3,5-8].

Метод чрескостного остеосинтеза по Илизарову длинных трубчатых костей побудил ряд исследователей России использовать его для репозиции и фиксации до сращения перелома пяточной кости. По мере применения метода было установлено, что использование множества спиц (5-6 и более) не обеспечивает закрытой репозиции суставной фasetки в виду разнонаправленности смещения множества осколков при многооскольчатых переломах. После монтажа аппарата невозможна

## Материалы и методы

Данное проспективное исследование основано на анализе рентгенограмм до и после операции 30 пациентов с внутрисуставными переломами пяточной кости типа Sanders IV, лечившихся с 2016 по 2022

открытая репозиция. Аппараты внешней фиксации не обеспечивают закрытой депрессии вдавленной суставной фasetки. Кроме того, после монтажа аппарата затруднена оценка результата репозиции из-за рентгеннегативности металлических опор и узлов аппарата.

В настоящее время используются интраоперационно малогабаритные с одним стержнем либо спицей в области пяточного бугра аппараты внешней фиксации при открытой, либо миниинвазивной репозиции суставной фasetки в качестве средства восстановления внешней конфигурации пяточной кости [9-11]. Восстановление внешней конфигурации пяточной кости в процессе distraction пяточного бугра происходит за счет лигаментотаксиса капсульно-связочных, фасциальных и сухожильно-мышечных структур, расположенных по периметру заднего отдела стопы. Применяемые интраоперационно малогабаритные аппараты внешней фиксации создают лигаментотаксис только в одной плоскости вдоль оси голени либо вдоль оси пяточной кости. При переломе пяточной кости типа Sanders IV необходим лигаментотаксис по всему периметру кости, то есть необходима двухплоскостная distraction.

Понимание биомеханического воздействия двух векторной distraction при репозиции перелома пяточной кости типа Sanders IV возможно методом конечных элементов. В настоящее время метод конечного МКЭ является наиболее распространенным и эффективным методом анализа механического поведения и напряженно-деформированного состояния сложных многокомпонентных систем гетерогенного строения.

**Цель исследования:** оценить целесообразность и результативность двухвекторной distraction перелома пяточной кости типа Sanders IV аппаратом внешней фиксации при оперативном лечении.

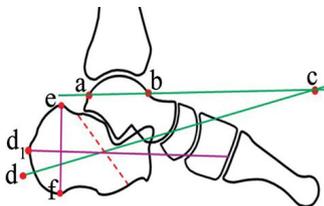


Рисунок 1 -Референтные линии и угол пяточной кости:

*ab* – линия блока таранной кости; точка *c* – определяется путем *ab* умноженная 2,56;  
точка *d* – определяется линией проведенной от точки *c* под углом 15,2° к задней поверхности пяточной кости;  
точка *d1* – вершина оси поврежденной пяточной кости;  
Расстояние от точки *d1* до точки *d* необходимое расстояние distraction пяточного бугра

Критерием включения были пациенты старше 18 лет имевшие перелом типа Sanders IV, установленный компьютерной томографией. Критерием исключения были открытые переломы, внутрисуставные переломы типа Sanders II и III, предшествующие оперативные вмешательства на пяточной кости, наличие серьезных сопутствующих заболеваний сердца, легких, органов брюшной полости,

декомпенсированного сахарного диабета, заболеваний сосудов нижних конечностей.

Для оценки целесообразности применения аппарата внешней фиксации была разработана метод конечных элементов (МКЭ) создана модель аппарата. Создана 3D модель компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV. Затем

воспроизведен процесс виртуального моделирования интраоперационной репозиции перелома пяточной кости типа Sanders IV. Для компьютерной реализации МКЭ были использованы программа COMPASS-3D (ARM FEM) Autodesk Inventor PRO, Free+AD 0,20. Было исследовано напряженно деформированного состояния аппарата внешней фиксации в процессе виртуального моделирования интраоперационной репозиции перелома пяточной кости типа Sanders IV.

Для оценки результативности двухвекторной distraction на рентгенограммах в сагитальной проекции 30 пациентов до и после репозиции аппаратом внешней фиксации компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV определялась должное и реальное взаимоотношение таранной и пяточной костей до операции и достигнутая после репозиции путем использования референтных линий и угла (РЛУ) по методике Соломина Л.Н. с соавт. (2017) [12], который представлен на рисунке 1.

Через нижние края блока таранной кости точки, А до точки В проводят линию 1 измеряют его длину, которую умножают на коэффициент 2,56 находят точку с на протяжении линии 1. С точки с под углом 15,2° проводят линию 2 до задней поверхности пяточной кости и обозначают точкой **d**. В норме расстояние от точки **c** до **d** должно быть, как расстояние **ab** умноженное на коэффициент 4,59. Точка **d** и есть вершина задней поверхности пяточной кости, которую необходимо достичь при репозиции компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV. Затем определяют реальную ось пяточной кости после перелома, вершину которой обозначают точкой **d1**. Расстояние от точки **d1**

до **d** и есть необходимая протяженность distraction задней части пяточной кости вовремя distraction аппаратом внешней фиксации.

**Оценка результата репозиции** после двухвекторной distraction аппаратом внешней фиксации производили рентгенологически путем определения до и после операции высоты, ширины, длины пяточной кости. Высота и длина пяточной кости определяли по Leung K.S. et al. [13]. Ширину пяточной кости измерили на рентгенограмме в аксиальной проекции.

Рентгенологические результаты до и после операции были подвергнуты статистическому анализу с использованием программного обеспечения SPSS 21,0 (IBM Corp, Armonk, Нью-Йорк). Показатели высоты, ширины, длины пяточной кости были выражены в виде среднего значения, стандартного отклонения (SD), минимального, максимального и медианного значения. Рентгенологические показатели высоты, ширины, длины пяточной кости до и после операции сравнивали с помощью парного критерия Стьюдента. Значения  $p < 0,05$  считалось статистически значимым.

**Оперативная процедура.** Операции выполняли в боковом положении пациента под общей либо спинномозговой анестезией после наложения жгута на нижнюю треть бедра.

Двухвекторная distraction пяточной кости производилась аппаратом внешней фиксации, представленным на рисунке 2 (Патент №037877 Евразийского патентного ведомства от 30.05.21 г.).

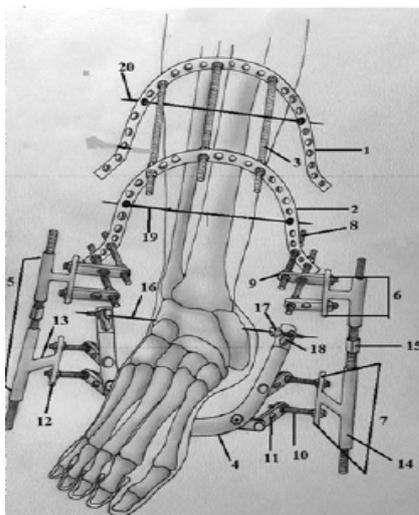


Рисунок 2 - Схема аппарата для интраоперационной репозиции перелома пяточной кости.

- 1 и 2 – опоры базового модуля; 3- резьбовые стержни соединяющие опоры 1 и 2 базового модуля; 4- репозиционно-пяточная дуга; 5 – репозиционный узел; 6 – верхняя часть репозиционного узла; 7- нижняя часть репозиционного узла; 8 – резьбовые стержни между базовым модулем и верхней частью репозиционного узла; 9 – кронштейны репозиционного узла; 10 – резьбовые стержни соединяющие пяточную дугу с репозиционным узлом; 11 – кронштейны для соединения репозиционного узла с пяточной дугой; 12 – пластина репозиционного узла; 13 – стойка пластины репозиционного узла; 14 – муфта репозиционного узла; 15 – трубочина репозиционного узла; 16 – спица проведенная через пяточный бугор; 17 – спицеажим пяточной спицы; 18 – кронштейн для фиксации пяточного спицеажима; 19 и 20 – спицы проведенные через большеберцовую кость

Через бугор пяточной кости проводят спицу 16 и фиксируют спицеажимами 17 на выносных кронштейнах 18 к пяточной дуге 4. В над лодыжечной области большеберцовой кости проводят спицу 19, в средней трети - спицу 20, которые фиксируют в дугах 2 и 1 базового модуля. Гаечной парой резьбовых стержней 8, осуществляют низведение верхней части 6 distractionного репозиционного узла 5 и пяточной

дуги 4 вниз по оси голени. При этом устраняют смещение отломков пяточной кости по высоте. Далее трубочину 15 влево с обеих сторон, производят перемещение нижней части 7 distractionного репозиционного узла 5 вместе с пяточной дугой 4 вдоль продольной оси пяточной кости, устраняя смещение отломков по длине.

Смещение отломков по ширине устраняется за счет легаментотаксиса мягкотканного футляра пяточной кости. Вдавленную суставную фасетку открыто репонируют и производят остеосинтез пяточной пластиной с угловой стабильностью блокируемыми винтами. После остеосинтеза пяточной кости устройство демонтируют.

### Результаты

На основании рентгеновских снимков и КТ, анатомических атласов и литературных источников была разработана усредненная виртуальная стереолитографическая модель (STL-модель). STL-модель была преобразована в твердотельную модель с применением CAD-пакета компьютерных программ

Протокол данного исследования было одобрено Локальной комиссией по биоэтике Национальном научном центре травматологии и ортопедии имени академика Батпенова Н.Д., №8 от 8 декабря 2021 года.

COMPASS-3D, Autodesk Inventor PRO, In Vesalius, Free CAD 0,20. Объемные анатомически подобные компьютерные модели представлены на рисунке 3. В качестве нагрузки была принята сила равная 60 Н, приложенная под углом 45° на торцевую поверхность пяточной дуги.

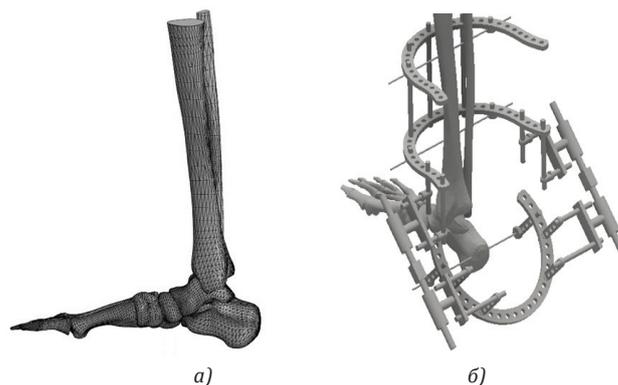


Рисунок 3 - STL и 3D модель голени, стопы и фиксации ее аппаратом  
 а) - STL-модель голени и стопы;  
 б) - 3D модель системы «аппарат – голень и стопы (кости)»

**Проверка прочности устройства методом конечных элементов (МКЭ).** Расчетная модель устройства была представлена из 382885 элементов – линейных тетраэдров. Общее число узлов составило

604517. Напряженно-деформированное состояние аппарата внешней фиксации представлено на рисунке 4.

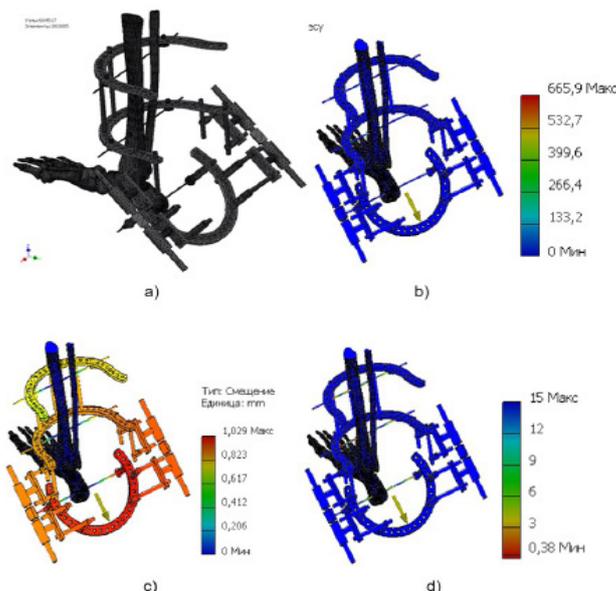


Рисунок 4 - Результаты исследования напряженно-деформированного состояния.  
 а) конечно элементная сетка устройства  
 б) напряжение по Мизесу, МПа  
 в) тип смещения в мм  
 г) коэффициент запаса прочности

Проведенные исследования НДС (Рисунок 4) показали, что величина напряжений, возникающих при воздействии нагрузки на аппарат не превышают

предела прочности материала устройства 720 МПа. Наибольшие напряжения возникают в местах крепления спиц – 665 МПа. Наибольшее смещение

получает пяточная дуга – 1 мм, Коэффициент запаса прочности изменяется от 0,38 до 15, наиболее слабые элементы устройства — это спицы, для повышения нагрузочной способности спиц необходимо проводить

натяжение спиц. В целом конструкция прочная и жесткая позволяющая выполнять репозицию при переломах пяточной кости.

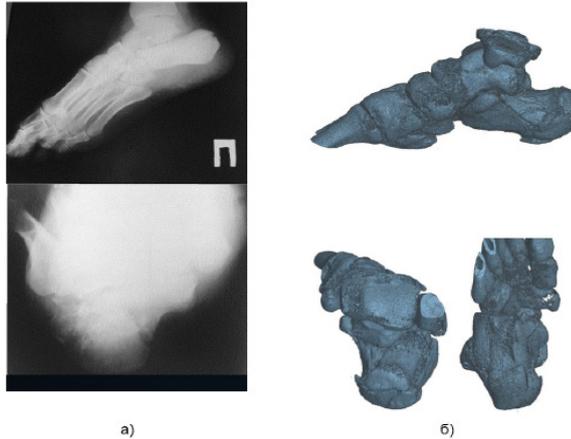


Рисунок 5 – Перелом пяточной кости типа Sanders IV  
а) боковая и аксиальная проекции рентгенограммы пациента ТШБ, 22 лет.  
б) Полигональная 3D модель стопы по результатам КТ

**Определение перемещений при репозиции аппаратом.** Компрессионный перелом пяточной кости типа Sanders IV (рисунок 5) наступает в результате падения с высоты или сильном ударе при авариях. При этом происходит смещение отломков, со снижением высоты, увеличением ширины, укорочением длины за счет смятия костной ткани.

Проведем виртуальное моделирование процесса интраоперационной репозиции для определения правильного анатомического положения пяточной

кости по методике предложенной Соломиным Л.Н. с соавторами [12]. Методика основана на значениях и положении РЛУ. Для исключения ошибки РЛУ возможные при 2D планировании репозиции использованы не только результаты рентгенологического исследования, но и 3D модель, полученная по результатам КТ (рисунок 5). Процесс виртуального моделирования репозиции пяточной кости представлен на рисунке 6.

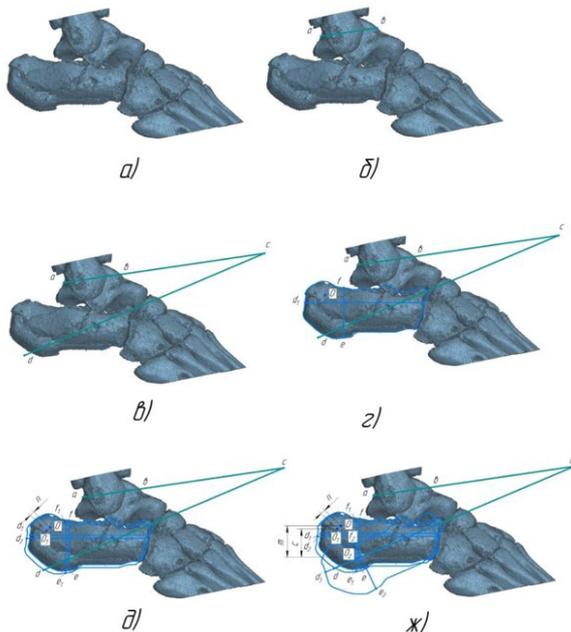


Рисунок 6 - Процесс виртуального моделирования интраоперационной репозиции пяточной кости:  
а – боковая проекция правой пяточной кости пациента ТШБ, 22 лет ;  
б – проведение линии блока таранной кости с определением точек а и b;  
в – определение точки с по формуле  $ab \times 2,56$  и нахождение точки d по формуле  $ab \times 4,59$ ;  
г – определение оси пяточной кости после перелома d1;  
д – проведение виртуальной интраоперационной репозиции под углом 45° к оси голени с учетом импрессии суставной фasetки, положение точки d2; жс – выполнена виртуальная интраоперационная репозиция пяточной кости положение точки d3

Для достижения при репозиции высоты пяточной кости 45 мм необходимо перемещение спицы с точки O (место проведения спицы) до точки O1 под

углом 45° вдоль оси голени на 3,31 мм и до точки O2 на 20,67 мм. Суммарное значение перемещения спицы вниз по вертикали составило 23,98 мм.

Определим способность устройства осуществлять такие перемещения (рисунок 7). Осуществим низведение верхней части 6 репозиционного узла 5 и пяточной дуги 4 вниз по оси голени на 24 мм и вращая струбцину 15 перемещаем нижнюю часть 7 дистракционного репозиционного узла 5 вместе с вместе с пяточной дугой 4 вдоль продольной оси пяточной кости также на 24 мм вниз в результате получим точку **A** примем ее за начало координат. Далее вращая струбцину 15 в противоположном направлении перемещаем нижнюю часть 7 дистракционного репозиционного узла 5 вместе с пяточной дугой 4 вдоль продольной оси пяточной дуги

$$XAD=0; XCB=b; YAB=x \cos 450; YDC=h+x \cos 450 (1)$$

При выполнении интраоперационной репозиции траектория перемещения спицы 16 должна находиться внутри ABCD, которая представляет собой параллелограмм.

Исходя из проведенных исследований установлено, что предложенный аппарата позволяет достичь высоты пяточной кости в 45 мм при репозиции путем дистракции пяточного бугра вдоль оси голени на 24 мм. Расширение либо уменьшение границ области ABCD возможно за счет

до исходного вверх получим точку **B**. Затем осуществим подъем до исходного верхнюю часть 6 репозиционного узла 5 и пяточной дуги 4 вверх по оси голени получим точку **C**. И последнее вращая струбцину 15 перемещаем нижнюю часть 7 дистракционного репозиционного узла 5 вместе с вместе с пяточной дугой 4 вдоль продольной оси пяточной дуги до исходного вверх в результате получим точку **D**. Таким образом мы получим максимальную область перемещения спицы 16.

Математически эта область (ABCD) будет образована системой линейных уравнений:

удлинения, либо укорочения резьбовых стержней аппарата между базовым модулем и верхней частью репозиционного узла и струбцины между верхней и нижней частями репозиционного узла. Что позволяет индивидуализировать диапазон репозирующих маневров в зависимости от особенностей анатомии пяточной кости каждого пациента.

Рентгенологические результаты репозиции компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV представлены на таблице 1.

Таблица 1 - Рентгенологические показатели высоты, ширины, длины пяточной кости до и после интраоперационной двухвекторной дистракции перелома типа Sanders IV

Показатели	Высота (мм)	Ширина (мм)	Длина (мм)
До операции			
Среднее значение	33,57 (M1)	50,6 (M1)	74,4 (M1)
Стандартное отклонение	4,0	6,6	6,34
Диапазон	27-40	40-65	58,5-89
После операции			
Среднее значение	46 (M2)	34,1 (M2)	81,7 (M2)
Стандартное отклонение	5,3	2,42	5,39
Диапазон	38-60	28-40	70-94
p	p<0,001	p<0,001	p<0,001

Среднее значение высоты пяточной кости с переломом типа Sanders IV после интраоперационной двухвекторной дистракции составило 46,5 мм, ширины 34,3мм, длины 81,7 ммсоответствующим стандартным

отклонением 5,2 мм, 2,5 мм, 5,39 мм с диапазоном 38-60 мм, 28-40 мм, 70-94 мм, что значительно выше (p<0,001) до операционного показателя высоты, длины и меньше (p<0,001) показателя ширины.

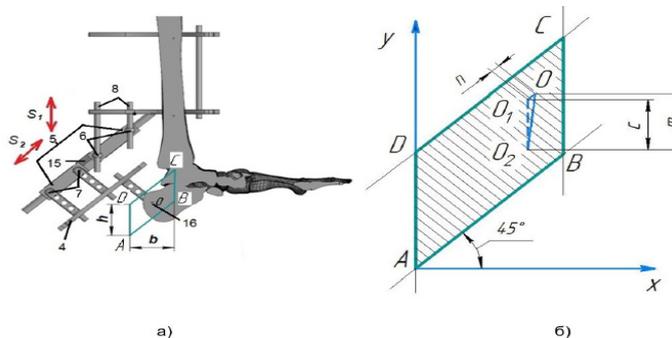


Рисунок 7- Область перемещения спицы расположенной на пяточной кости (точка O) при интраоперационной репозиции: а) Общая схема выполнения интраоперационной репозиции; б) Графическое изображение области максимального перемещения (ABCD) спицы 16 и траектории репозиции пяточной кости (O O1O2)

### Обсуждение

Математическое моделирование и биомеханический анализ методом конечных элементов является одним из современных

инструментов в понимании биомеханики скелетно-мышечных структур стопы при переломах пяточной кости. В предшествующих исследованиях изучено

биомеханическое воздействие на напряженно-деформированное состояние заднего отдела стопы при остеосинтезе пластиной, винтами, спицами, стержневыми аппаратами внешней фиксации перелома пяточной кости типа Sanders II с построением 3D конечно-элементных моделей выше приведенных фиксаторов. МКЭ использовался для расчета распределения пикового напряжения, площади контакта и смещения конкретного импланта [14-18].

В представленном исследовании использовано МКЭ для определения биомеханики репозиции при интраоперационной двухвекторной дистракции аппаратом внешней фиксации компрессионного перелома пяточной кости типа Sanders IV. В результате виртуального моделирования интраоперационной репозиции перелома пяточной кости типа Sanders IV установлено, что перемещение репозирующего модуля аппарата происходит в пределах области в виде параллелограмма и позволяет достичь необходимой высоты, ширины и длины пяточной кости с восстановлением РЛУ бывшей до травмы. Необходимая величина перемещения репозирующего модуля определенная до операции построением РЛУ позволяет индивидуализировать репозиции перелома конкретного пациента.

Внутрисуставные переломы пяточной кости типа Sanders IV являются одним из самых сложных для лечения типов переломов [19-21]. Предыдущие исследования показали, что лечение методом ORIF с репозицией трехмерного смещения фрагментов пяточной кости с помощью зажимов, штифта Штеймана, винта Шанца, путем аксиальной тракции

## Выводы

Использование двухвекторной дистракции аппаратом внешней фиксации при лечении перелома пяточной кости типа Sanders IV биомеханически целесообразно, так как у наших пациентов обеспечило восстановление высоты, ширины, длины и взаимоотношения с таранной костью

**Конфликт интересов.** Авторы утверждают, что нет никакого конфликта интересов в отношении публикации этой рукописи.

**Финансирование.** Авторы не получали финансовой поддержки для исследования, авторства и публикации этой статьи.

## Литература

1. Abilmazhinov M.T., Zhanaspayev T.M., Zhanaspayeva G.A. Evolution of the method of reduction of intra-articular compression fracture of the calcaneus. *Science & Healthcare*, 2022; 24(5): 188-195. [\[Crossref\]](#)
2. Park C.H., Yoon D.H. Role of subtalar arthroscopy in operative treatment of Sanders type 2 calcaneal fractures using a sinus tarsi approach. *Foot Ankle Int.* 2018; 39(4): 443-449. [\[Crossref\]](#)
3. Looijen R.C., Misselyn D., Backes M., Dingemans S.A. et al. Identification of Postoperative Step-Offs and Gaps With Brodén's View Following Open Reduction and Internal Fixation of Calcaneal Fractures. *Foot Ankle International.* 2019; 40(7): 797-802. [\[Crossref\]](#)
4. Westhues H. Eine neue Behandlungsmethode der Calcaneusfracturen. *Arch Orthop Unfallchir*, 1934; 35: 121. [\[Crossref\]](#)
5. Gougoulis N., McBride D., Maffulli N. Outcomes of management of displaced intra-articular calcaneal fractures. *The Surgeon*, 2021; 19(5): e222-e229. [\[Crossref\]](#)
6. Wilmsen L., Neubert A., Windolf J., Icks A., et al. Screw fixation in the treatment of displaced intra-articular calcaneus fractures: a systematic review protocol. *Systematic Reviews*, 2022; 11(1): 199. [\[Crossref\]](#)
7. Misselyn D., Schepers T., Buckley R., Swords M., et al. Three-Dimensional Imaging of Displaced Intra-articular Calcaneal Fractures Correlates With the Perioperative Diagnosis. *Foot & Ankle Orthopaedics*, 2021; 6(3): 24730114211019729. [\[Crossref\]](#)
8. Keil H., Beisemann N., Swartman B., Schnetzke M., et al. Intraoperative revision rates due to three-dimensional imaging in orthopedic trauma surgery: results of a case series of 4721 patients. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 2023; 49(1): 373-381. [\[Crossref\]](#)
9. Shams A., Gamal O., Mesregah M.K. Minimally invasive reduction of intraarticular calcaneal fractures with percutaneous fixation using cannulated screws versus kirschner wires: a retrospective comparative study. *Foot & Ankle Specialist*, 2023; 16(1): 28-35. [\[Crossref\]](#)

по Westhues не обеспечивает адекватной репозиции многооскольчато перелома пяточной кости типа Sanders IV [22-27]. Так Lin J et al. (2019) [20] после редукции по Westhues при ORIF переломов типа Sanders IV величина коррекции высоты составило 8,7 мм, ширины 9,5 мм, длины 9 мм. Tantavisut T et al. (2017) [28] достигли коррекции высоты 7,3 мм, ширины 9,9 мм, длины 3,6 мм. Согласно данным предыдущих исследований наиболее трудно поддается коррекции ширина пяточной кости. Aroga C et al (2019) [29] при репозиции по Westhues штифтами Штеймана 27 переломов пяточной кости типа Sanders II-III-IV расширение пяточной кости более 10 мм отметили у 73,8% пациентов. Tomesen T et al. (2011) [30] при дистракции вдоль оси голени стержневым аппаратом внешней фиксации переломов пяточной кости типа Sanders II-III у 37 пациентов среднее значение ширины составило 40,8 мм и в данном исследовании 34,1 мм. В настоящем исследовании диапазон коррекции высоты составило 12,6 мм, что на 31% больше показателей предыдущих исследований, ширины 17,8 мм, что выше на 44,4%.

Данное исследование имеет ограничение, а именно не представлены биомеханический анализ восстановления ширины пяточной кости, проводится дальнейший сбор данных. Хотя рентгенологически установлено, что восстановление высоты пяточной кости привело к нормализации ширины. Позитивной стороной исследования является то, что биомеханика репозиции трехмерной структуры пяточной кости аппаратом внешней фиксации выполнена впервые.

Вклад авторов: Ж.А.М. – концептуализация, написание, редактирование. Ж.А.М. - автор патента на «Устройство для интраоперационной репозиции внутрисуставного компрессионного перелома пяточной кости» №037877 Евразийской патентной организации (ЕАПО); Ж.Т.М. – написание, сбор и анализ данных; Ж.Т.М. - соавтор изобретения №037877 ЕАПО, набор клинического материала. Г.Б.Н. – сбор и анализ данных; математическое моделирование и биомеханический анализ репозиции перелома пяточной кости методом конечных элементов. Б.А.В. - написание и редактирование.

10. Chaniotakis C., Genetzakis V., Samartzidis K., Siligardou M.R., Stavrakakis I. Percutaneous fixation of displaced intra-articular fractures of the calcaneus. A retrospective case series study and a review of the literature. *Injury*, 2023; 110966. [[Crossref](#)]
11. Zhao B., Xu X., Sun Q., Liu Y., et al. Comparison between screw fixation and plate fixation via sinus tarsi approach for displaced intra-articular calcaneal fractures: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2024; 144(1): 59-71. [[Crossref](#)]
12. Соломин Л.Н., Уханов К.А., Сорокин Е.П., Хорценберг Д. Анализ и планирование коррекции деформаций заднего отдела стопы в сагиттальной плоскости // *Травматология и ортопедия России*. - 2017. - Т. 23. - №1. - С. 23-32. [[Crossref](#)]
- Solomin L.N., Ukhanov K.A., Sorokin E.P., Khortsenberg D. Analiz i planirovanie korrektsii deformatsii zadnego otdela stopy v sagittal'noi ploskosti (Analysis and planning of correction of hindfoot deformities in the sagittal plane) [in Russian]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 2017; 23(1): 23-32. [[Crossref](#)]
13. Leung K.S., Yuen K.M., Chan W.S. Operative treatment of displaced intra-articular fractures of the calcaneus. Medium-term results. *J Bone Joint Surg.* 1993; 75(2): 196-201. [[Crossref](#)]
14. Song G., Gu W., Shi Z., Li X., et al. Finite element analyses of three minimally invasive fixation techniques for treating Sanders type II intra-articular calcaneal fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2023; 18(1): 902. [[Crossref](#)]
15. Ni M., Wong D.W., Mei J., Niu W. et al. Biomechanical comparison of locking plate and crossing metallic and absorbable screws. Pan M., Chai L., Xue F., Ding L. et al. Comparisons of external fixator and open reduction and internal fixation for Sanders II type calcaneal fractures. *J Bone Joint Research*. 2017; 6(7): 433-438. [[Crossref](#)]
16. Сухин Ю.В., Бодня А.И., Карпинский М.Ю., Ярьеско А.В. Результаты математического моделирования напряженно-деформированного состояния заднего отдела стопы при внутрикостном остеосинтезе пяточной кости // *Український журнал медицини, біології та спорту*. - 2020. - Т. 5. - №3. - С. 296-303. [[Crossref](#)]
- Sukhin Iu.V., Bodnia A.I., Karpinskiy M.Iu., Iares'ko A.V. Rezul'taty matematicheskogo modelirovaniia napriazhenno-deformirovannogo sostoianiia zadnego otdela stopy pri vnutrikostnom osteosinteze piatochnoi kosti (Results of mathematical modeling of the stress-strain state of the hindfoot during intraosseous osteosynthesis of the calcaneus) [in Russian]. *Ukrainskii zhurnal meditsiny, biologii ta sportu*. 2020; 5(3): 296-303. [[Crossref](#)]
17. Qiang M.F., Singh R.K., Chen Y.X., Zhang K. et al. Computational Biomechanical Analysis of postoperative Calcaneal fractures with different placement of the sustentaculum screw. *Orthopaedic Surgery*. 2020; 12(2): 661-667. [[Crossref](#)]
18. Gefen A., Megido-Ravid M., Itzchak Y., Arzan M. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool clinical applications. *J Biomech Eng.* 2000; 122: 630-635. [[Crossref](#)]
19. Day M. A., Ho M., Dibbern K., Rao K., et al. Correlation of 3D joint space width from weightbearing CT with outcomes after intra-articular calcaneal fracture. *Foot & ankle international*, 2020; 41(9): 1106-1116. [[Crossref](#)]
20. Lin J., Xie C., Chen K., Sun S. et al. Comparison of Sinus Tarsi approach versus extensive lateral approach for displaced intra-articular calcaneal fractures Sanders type IV. *Int Orthop*. 2019; 43(9): 2141-2149. [[Crossref](#)]
21. Akalin Y., Cansabuncu G., Çevik N., Avci Ö. et al. An evaluation of the results of locked plate osteosynthesis applied without the use of bone graft in Sanders type III and IV intra-articular calcaneus fractures. *Int Orthop*. 2020; 44(12): 2753-2760. [[Crossref](#)]
22. Sanders R. Displaced intra-articular fractures of the calcaneus. *J Bone Joint Surgery*. 2000; 82(2): 225-250. [[Crossref](#)]
23. Maskill Y.D., Bohay D.R., Anderson J.G. Calcaneus fractures: a review article. *Foot Ankle Clin*. 2005; 10(3): 463-489. [[Crossref](#)]
24. Li L.H., Guo Y.Z., Wang H., Sang Q.H. et al. Less wound complications of a sinus tarsi approach compared to an extended lateral approach for the treatment of displaced intra-articular calcaneal fracture: a randomized clinical trial in 64 patients. *Medicine*. 2016; 95(36): 4628. [[Crossref](#)]
25. Eckstein C., Kuttman T., Fuchtmeier B., Muller F. Long-term results of surgically treated calcaneal fractures: an analysis with a minimum follow-up period of twenty years. *International orthopaedics*. 2016; 40(2): 365-370. [[Crossref](#)]
26. Zhou H.C., Yu T., Ren H.Y., Li B. et al. Clinical comparison of extensile lateral approach and sinus tarsi approach combined with medial distraction technique for intra-articular calcaneal fractures. *Orthop Surg*. 2017; 9(1): 77-85. [[Crossref](#)]
27. Song J.H., Kang C., Hwang D.S., Kang D.H. et al. Extended Sinus Tarsi Approach for Treatment of Displaced Intra-articular Calcaneal Fractures Compared to Extended Lateral Approach. *Foot Ankle International*. 2019; 40(2): 167-177. [[Crossref](#)]
28. Tantavisut S., Phisitkul P., Westerlind B.O., Gao Y. et al. Percutaneous reduction and screw fixation of displaced intra-articular fractures of the calcaneus. *Foot Ankle Int*. 2017; 38(4): 367-374. [[Crossref](#)]
29. Arora C., Jain A.K., Dhammi I.K. Outcome of percutaneous fixation of calcaneal fractures: a prospective analysis in an Indian population. *J Foot Ankle Surg*. 2019; 58(3): 502-507. [[Crossref](#)]
30. Tomesen T., Biert J., Frölke J.P.M. Treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures with closed reduction and percutaneous screw fixation. *J Bone Joint Surg Am*. 2011; 93(10): 920-928. [[Crossref](#)]

**Ақырлы элементтер әдісімен бағаланған репозициялау әсерінің биомеханикасы және Sanders IV тәрізді өкшесүйек сынығын хирургиялық емдеудегі сыртқы бекіту аппаратымен еківекторлық дистракцияның рентгенологиялық нәтижесі**

**Жанаспаев А.М.<sup>1</sup>, Жанаспаев Т.М.<sup>2</sup>, Горбунов Б.Н.<sup>3</sup>, Бондаренко А.В.<sup>4</sup>**

<sup>1</sup> Жетекші ғылыми қызметкер, Академик Н.Д. Батпенев атындағы ортопедия ұлттық ғылыми орталығы, Астана, Қазақстан. E-mail: zhanaspaev40@mail.ru

<sup>2</sup> Астана медицина университетінің PhD докторанты, Астана, Қазақстан. E-mail: timurzhanaspyev@gmail.com

<sup>3</sup> С.Сейфуллин атындағы Қазақ агротехникалық зерттеу университетінің доценті, Астана, Қазақстан. E-mail: gdn\_kz@mail.ru

<sup>4</sup> Алтай мемлекеттік медицина университетінің профессоры, Барнаул, Ресей. E-mail: barnaul-mixa@mail.ru

## Түйіндеме

*Sanders IV* тәрізді өкше сүйегінің компрессиялық сынықтарын емдеу - қиын жүзеге асатын жағдай және оны оңтайлы орналастыру техникасы даулы сұрақ болып қала береді.

Зерттеудің мақсаты *Sanders IV* тәрізді компрессиялық сынықты операциялық емдеу кезінде өкше сынығының сыртқы конфигурацияларын қалпына келтіруде сыртқы бекіту аппаратымен еківекторлы интраоперациялық дистракцияларының орнықтылығы мен рентгенологиялық тиімділігін анықтау болды.

Әдістері. Ақырлы элементтер әдісімен ұсынылған сыртқы бекіту аппаратының және *Sanders IV* тәрізді өкшенің компрессиялық сынығының математикалық моделі әзірленді. COMPASS-3D (ARM FEM) Autodesk Inventor PRO, мезін CAD 0,20 бағдарламасын қолданумен аппараттың кернеулі-деформацияланған жай-күйі зерттелді. *Sanders IV* тәрізді өкше сынықты интраоперациялық орнына салу процесін виртуалды модельдеу жасалды. Рентгенограммада *Sanders IV* тәрізді өкше сүйегі сынығы орын алған 30 науқастың отаға дейін биіктігі, ені, ұзындығы нақты және тиісті анықтамалық сызықтары және А.Н. Соломин және басқа да авторлар (2017) ұсынған топай сүйегі және өкше сүйектерінің өзара байланыс бұрышы анықталды. Дәл осындай рентгенологиялық көрсеткіштер отадан кейін де анықталды.

Нәтижелері. *Sanders IV* тәрізді өкше сүйегінің сынуының еківекторлы дистракциясы арқылы орнына салу процесін виртуалды модельдеу нәтижесінде аппарат өкше сүйегінің қажетті биіктігін қалпына келтіруді қамтамасыз ететіні анықталды. Аппаратты интраоперациялық орнына салу кезінде өкше сүйегінің биіктігін қалпына келтірудің орташа мәні 46 мм, ені - 34,1 мм, ұзындығы - 81,7 мм болды, бұл ( $p < 0,001$ ) операциялық көрсеткіштер де айтарлықтай асып түсті.

Қорытынды. *Sanders IV* тәрізді сынықты хирургиялық емдеуде сыртқы бекіту аппаратының еківекторлы дистракциясын қолдануы биомеханикалық тұрғыдан қолайлы, өкше сүйегінің биіктігін, енін, ұзындығын және топай сүйегі байланысын анатомиялық қалпына келтіруді қамтамасыз етеді.

Түйінді сөздер: өкше сүйегі - os calcis, *Sanders IV* тәрізді сынық, өкше сүйектерінің тірек сызықтары мен бұрыштары, Westhues бойынша орнына салу, сыртқы бекіту аппаратымен орнына салу, соңғы-элементтік модель, Мезис бойынша кернеуі, беріктік коэффициенті.

## Biomechanics of the Replicating Effect Evaluated by the Finite Element Method and X-ray Results of Two-Vector Distraction by an External Fixation Device in the Surgical Treatment of a Sanders IV type os Calcis Fracture

[Amangazy Zhanaspayev](#)<sup>1</sup>, [Timur Zhanaspayev](#)<sup>2</sup>, [Boris Gorbunov](#)<sup>3</sup>, [Anatoliy Bondarenko](#)<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Leading researcher at the National Scientific Center for Traumatology and Orthopedics named after Academician N.D. Batpenov, Astana, Kazakhstan. E-mail: zhanaspayev40@mail.ru

<sup>2</sup> PhD doctoral student at the Astana Medical University, Astana, Kazakhstan. E-mail: timurzhanaspayev@gmail.com

<sup>3</sup> Associate Professor at the Kazakh Agrotechnical Research University named after S. Seifullina, Astana, Kazakhstan. E-mail: gdn\_kz@mail.ru

<sup>4</sup> Professor at the Altai State Medical University, Barnaul, Russian. E-mail: barnaul-mixa@mail.ru

## Abstract

The treatment of Sanders IV type calcaneal compression fractures challenges and the optimal technique of reposition remains controversial.

The aim of the study was to determine the advisability and radiological effectiveness of intraoperative two-vector distraction by an external fixation device to restore the external configuration of the os calcis during surgical treatment of a Sanders IV type compression fracture.

Methods. A mathematical model of the proposed device for external fixation and compression fracture of os calcis of the Sanders IV type was developed by the finite element method. Using the COMPASS-3D (ARM FEM) Autodesk Inventor PRO, Free CAD 0.20, there was stress-strain state of the device. Produced virtual simulation of the process of intraoperative reposition of a Sanders IV type os calcis fracture by the device. The height, width, length, real and proper reference lines and the angle between the talus and calcaneus according to A.N. Solomin et al. (2017) were determined on the radiographs of 30 patients with Sanders IV type calcaneal fracture before surgery. The same radiological parameters were determined after surgery.

Results. As a result of virtual simulation of the reposition process by means of two-vector distraction of a Sanders IV type os calcis fracture by the finite element method, it was found that the device provides restoration of the required os calcis height. During intraoperative reposition by the apparatus, the average value of restoring the height of the calcaneus was 46 mm, width 34.1 mm, length 81.7 mm, which significantly exceeded ( $p < 0.001$ ) pre-operational indicators.

Conclusion. The use of two-vector distraction by an external fixation device in the surgical treatment of a Sanders IV fracture is biomechanically appropriate, provides anatomical restoration of height, width, length and the relationship of the os calcis with the talus.

Key words: os calcis, Sanders IV type fracture, reference lines and angles of os calcis, Westhues reposition, reposition by external fixation device, finite element model, Mises stress, strength factor.