

*В.В. Драган, М.В. Андрианов, А.В. Ткач, Ю.И. Андрияшек,  
А.В. Плоткин<sup>2</sup>, А.В. Данилюк, А.В. Заричный<sup>2</sup>, И.Б. Федосов<sup>2</sup>, Сурия Пратхам*

*ГУ «Крымский государственный медицинский университет им. С. И. Георгиевского»,  
г. Симферополь, Украина  
6 городская клиническая больница скорой помощи, г. Симферополь, Украина*

## **ПРОФИЛАКТИКА ВАРИЗАЦИИ ШЕЕЧНО-ДИАФИЗАРНОГО УГЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ВНУТРИКОСТНОМ ДИСТРАКЦИОННОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ АППАРАТАМИ БЛИСКУНОВА**

*В представленном научном исследовании проведен математический расчет нагрузки, воспринимаемой проксимальным фрагментом бедренной кости при внутрикостном дистракционном остеосинтезе аппаратами Блискунова. Поданы теоретические рекомендации, позволяющие исключить варизирование шеечно-диафизарного угла при внутрикостной дистракции приводными аппаратами, особенно при больших величинах удлинения.*

**Ключевые слова:** *внутрикостная дистракция, проксимальный фрагмент бедренной кости, шеечно-диафизарный угол, варизация.*

### **Введение**

Первые исследования по внутрикостному дистракционному остеосинтезу бедра были проведены и внедрены в клиническую практику А.И. Блискуновым (1983) [1]. Одним из важных моментов технологии имплантации аппарата в бедренную кость является ее рассечение. На разных этапах развития внутрикостного дистракционного метода [2] применялись различные виды подвертельных остеотомий [3]: поперечная, косая, Z-образная прямая и Z-образная косая. В настоящее время отдается предпочтение косой подвертельной остеотомии. Однако в процессе клинического наблюдения за пациентами, которым было проведено удлинение бедер приводными внутрикостными аппаратами, нами отмечен такой негативный эффект как варизация шеечно-диафизарного угла бедра (рис.1), особенно при больших величинах удлинения (более 9 см).

### **Цель работы**

Определить причину варизации шеечно-диафизарного угла бедренной кости при косой подвертельной остеотомии в условиях внутрикостного дистракционного остеосинтеза. Теоретически обосновать наиболее оптимальный уровень и вид остеотомии бедренной кости при внутрикостном дистракционном остеосинтезе аппаратами Блискунова.

### **Материалы и методы**

Необходимо признать, что тестирование для выяснения прочностных характеристик комплекса «аппарат – мокрая бедренная кость» (С.А. Джумабеков (1992, 1995) [3]) в лабораторных условиях не даст достаточных данных для анализа параметров нагружения на кость и аппарат (биомеханическая модель). С этих позиций бедро следует рассматривать как единую систему опоры, которая состоит из более жестких элементов, несущих основную нагрузку сжатия, и менее жестких элементов, которые, в основном, направлены на растяжение. Необходимо также учесть дополнительных внутренних сил, возникающих в бедре в ответ на растяжение мягких тканей бедра во время дистракции – силах сопротивления.

За основу в настоящем исследовании взята работа авторов Т. Wehner, L. Claes и U. Simonab (2009) [5], посвященная вопросу определения внутренних усилий в нижней конечности. Авторами Т. Wehner, L. Claes и U. Simonab была создана биомеханическая скелетно-мышечная модель нижних конечностей, работающая на основе движения по 15-ти оптическим маркерам и силы опорной реакции грунта (GRF). Мышечные усилия были рассчитаны с целью определения трехмерной нагрузки на бедренную и большеберцовую кости во время ходьбы при помощи программного обеспечения, разработанного научно-исследовательской группой, занимающейся исследованиями человеческого организма (Any Body research group) [5], при чем выполнялось условие равновесия биомеханической модели во время каждого шага. В целом было исследовано до 100 шаговых циклов. Для получения точных данных об использовании такой искусственной модели, измерение силы контакта в тазобедренном суставе, а также силы действия бедренной кости на суставную поверхность большеберцовой кости, сравнивались с результатами исследований, проведенных на живых организмах [4]. Авторами также были проанализированы данные большого количества исследований, касающихся нагрузок на нижние конечности. Обращает на себя внимание разброс в значениях нагрузок на бедро и голень,

несмотря на принцип исследований *in vivo*. Это, по-видимому, объясняется различной методологией проводимых тестов (табл.1).

Таблица 1

**Сравнение наибольших нагрузок при определении силы контакта бедра и коленного сустава**

Источник	Сила контакта бедра*	Сила контакта коленного сустава*
Подсчет	4.4	3.3
Davy et al. (1988)	2.8	—
Bergmann et al. (1993)	4.1	—
Brand et al. (1994)	3.3	—
Bergmann et al. (2001)	2.9	—
Lu et al. (1997)	—	3.2
Lu et al. (1998)	—	2.8
Taylor et al. (1998)	—	2.5
Taylor and Walker (2001)	—	2.8
D'Lima et al. (2005)	—	2.8

\* измеряется величиной веса тела (BW)

**Результаты и их обсуждение**

На рис.1 представлены рентгенограммы обоих бедер (прямая проекция) пациента, Д., 27 лет. Состояние после удлинения обоих бедер на 11,5 см 1 год и 6 мес. после удлинения. Отмечается варизация шейчно-диафизарного угла обоих бедер до 120°.

На рис. 2 представлена схема поясняющая взаимоотношение бедренной кости и внутрикостного аппарата при косой подвертельной остеотомии: 1 – внутрикостный аппарат; 2 – проксимальный фрагмент бедренной кости; 3 – подвертельная остеотомия; 4 – блокирующий винт; 5 – кронштейн; 6 – исходная позиция аппарата; 7 – аппарат в положении смещения; 8 – шейчно-диафизарный угол в норме; 9 – шейчно-диафизарный угол в состоянии варуса.

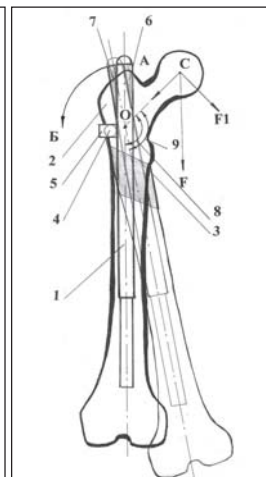
На рис. 3 – схема сечений: а – S-S косой подвертельной остеотомии бедра, б – S1-S1 поперечной остеотомии бедра на уровне верхней трети: 10 – пространство проксимального фрагмента с губчатой костной структурой.

На рис. 4 – схема точек фиксации внутрикостного аппарата при косой подвертельной остеотомии бедра. На рис. 5 представлена схема точек фиксации внутрикостного аппарата при поперечной остеотомии бедра на уровне верхней трети: 11 – поперечная подвертельная остеотомия верхней трети бедра; 12 – косая подвертельная остеотомия верхней трети бедра.

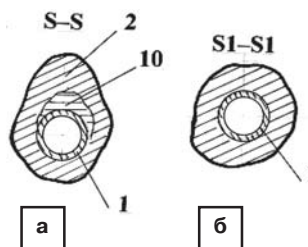
Рассмотрим как осевая нагрузка F действует на внутрикостный аппарат 1 (рис. 2) и проксимальный фрагмент 2 бедренной кости при косой подвертельной остеотомии 3, среднем весе тела человека 70 кг и максимальной величине нагрузки на тазобедренный сустав равной 4,4 веса тела [5]. Сила F1 действующая перпендикулярно оси ОС (рис. 2), стремится уменьшить шейчно-диафизарный угол 130° за счёт осевой нагрузки  $F = 70 \times 4,4 = 308$  кг. Если учесть силу сопротивления (растяжения) мягких тканей бедра [1] во время distraction ( $\approx 50-70$  кг), нагрузка на про-



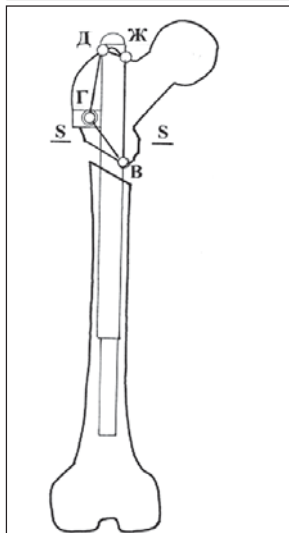
**Рис. 1.** Рентгенограммы обоих бедер (прямая проекция) пациента, Д., 27 лет. Состояние после удлинения обоих бедер на 11,5 см 1 год и 6 мес. после удлинения. Отмечается варизация шейчно-диафизарного угла обоих бедер до 120°



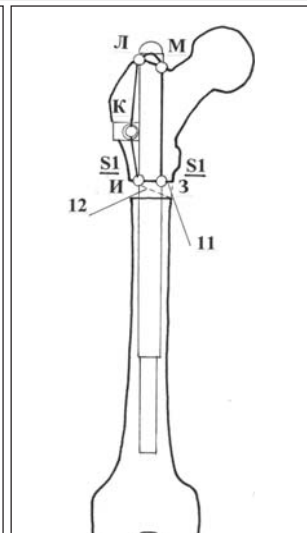
**Рис. 2.** Схема поясняющая взаимоотношение бедренной кости и внутрикостного аппарата при косой подвертельной остеотомии



**Рис. 3.** Схема сечений: а – S-S косой подвертельной остеотомии бедра; б – S1-S1 поперечной остеотомии бедра на уровне верхней трети



**Рис. 4.** Схема точек фиксации внутрикостного аппарата при косой подвертельной остеотомии бедра



**Рис. 5.** Схема точек фиксации внутрикостного аппарата при поперечной остеотомии бедра на уровне верхней трети

ксимальный фрагмент бедра составит в среднем – 350-370 кг. Блокирующий винт 4 кронштейна 5 являющийся центром вращения аппарата 1 под действием силы F1 смещает аппарат 1 в направлении АБ из положения 6 (исходной позиции) в положение 7 при этом

аппарат 1 вдавливаются в проксимальный метафиз бедренной кости, который представлен губчатой структурой. Смещение аппарата 1 приводит к изменению шеечно-диафизарного угла  $\delta$  ( $130^\circ$ ) в сторону его уменьшения (варизации)  $\theta$  ( $<130^\circ$ ).

Если рассмотреть точки фиксации внутрикостного аппарата 1 при косой подвальной остеотомии (рис. 4), можно увидеть, что их четыре (ВГДЖ): В – внутренняя стенка проксимального фрагмента 2 (рис. 2, рис. 4) бедренной кости; Г – представлена кронштейном 5 и блокирующим винтом 4 (рис. 2, рис. 4); ДЖ – зона введения внутрикостного аппарата в бедренную кость. Действие осевой силы F и слабое место между точками ВГ – это пространство 10 (рис. 3а), которое представлено губчатой структурой.

Если провести поперечную 11 или косую 12 остеотомии в верхней трети бедренной кости (рис. 5), фиксация внутрикостного аппарата 1 становится более стабильной за счет увеличения количества точек (ЗИКЛМ) и консольного удержания аппарата 1 (рис. 3б) между точками ЗИ (рис. 5), которые исключают его смещение.

Предложенный уровень и вид остеотомий бедренной кости при внутрикостном дистракционном остеосинтезе аппаратами Блискунова применён в клинической практике у 5 пациентов: у одного пациента с посттравматическим укорочением бедра и у четырёх пациентов по поводу сравнительной низкорослости (одновременное удлинение обоих бедер). Величина удлинения составила от 4 до 10,5 см. Во всех клинических случаях варизации шеечно-диафизарного угла не наблюдалось.

Предложенный уровень и вид остеотомий бедренной кости не является окончательным. Необходимо провести дополнительные исследования, направленные на изучение напряженно-деформированного состояния бедренной кости и приводного внутрикостного аппарата в процессе дистракции, с учетом разновекторных нагрузок (включая ротационные) на аппарат и на элементы его фиксации.

## Выводы

1. Оптимальным уровнем и видом остеотомии бедренной кости в случае дистракционного остеосинтеза является поперечная или косая остеотомии на уровне верхней трети.
2. Косая или поперечная остеотомии бедренной кости в верхней трети создают оптимальные условия противодействия силам, которые негативно влияют на состояние шеечно-диафизарного угла. При этом, распределение нагрузок в комплексе кость-аппарат способствует удержанию (фиксации) частей кости от осевого смещения и изменения шеечно-диафизарного угла.

## Литература

1. Блискунов А. И. Удлинение бедра управляемыми имплантируемыми конструкциями (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... доктора мед. наук : 14.00.22 / Блискунов Александр Иванович. – М., 1983. – 305 с.
2. Драган В.В. Этапы развития внутрикостного дистракционного остеосинтеза по методу Блискунова // Вісник ортопед., травматол. та протезув. – 2010. – №3 (66). – С.49-55.
3. Джумабеков С. А. Удлинение бедра аппаратом Блискунова с применением различных видов остеотомий: дис. ... доктора мед. наук : 14.00.22 / Джумабеков Сабырбек Артисбекович – Симферополь, 1995. – 464 с.
4. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / Bergmann G., Deuretzbacher G., Hellerc M. [et al.] // J. Biomechanics. – 2001. – Vol. 34, Issue 7. – P. 859–871.
5. Internal loads in the human tibia during gait / Tim Wehner, Lutz Claesa, Ulrich Simon // J. Clinical Biomechanics. – 2009. – Vol. 24. – P. 299–302.

*В.В. Драган, М.В. Андриянов, А.В. Ткач,  
Ю.І. Андрияшек, А.В. Плоткин, А.В. Данилюк,  
А.В. Заричний, І.Б. Федосов, Сурия Прахам*

### **Профілактика варизації шийково-діафізарного кута стегнової кістки при внутрішньокістковому дистракційному остеосинтезі аппаратами Блискунова**

У представленому дослідженні проведено математичний розрахунок навантаження, яке сприймає проксимальний фрагмент стегнової кістки при внутрішньокістковому дистракційному остеосинтезі приводними аппаратами. Подані теоретичні рекомендації, які дозволяють виключити варізування шеечно-діафізарного кута при внутрішньокістковій дистракції приводними аппаратами, особливо при більших величинах подовження.

**Ключові слова:** стегно, внутрішньокісткова дистракція, проксимальний фрагмент стегнової кістки, шийково-діафізарний кут, варизація.

*V. Dragan, M. Andrianov, A. Tkach,  
U. Andriyashchek, A. Plotkin, A. Daniluk,  
A. Zarichniy, I. Fedosov, Suria Pratham*

### **Prevention of femur cervico-diaphyseal angle varization in intraosseous distraction osteosynthesis by the Bliskunov staff**

In the present research study conducted mathematical calculation of the load, which perceives the proximal fragment of the femur in intraosseous distraction osteo-drive vehicles. This theoretical advice allows us to exclude varizirovanie neck-diaphyseal angle in the intraosseous distraction devices drivers, especially at large values of lengthening.

**Key words:** femur, intraosseous distraction, a proximal fragment of the femur, cervico-diaphyseal angle varizatsiya.