

**БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО БЛОКИРОВАННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА (РЕФЕРАТИВНЫЙ ОБЗОР)****С.В. Дятел<sup>1</sup>, В.В. Дятел<sup>1</sup>, В.С. Осочук<sup>1</sup>, А.В. Селицкий<sup>2</sup>**<sup>1</sup>УЗ «Пинская центральная больница»<sup>2</sup>УЗ «Минская областная клиническая больница»

Интрамедуллярный остеосинтез блокированным стержнем стал стандартом в лечении многих переломов длинных трубчатых костей, которые требуют хирургического лечения, несмотря на то, что эта техника первоначально была встречена с большой долей скептицизма. Во второй половине 90–х годов предыдущего столетия происходило бурное развитие этой методики, которое выразилось в совершенствовании имплантатов, модифицировании техники оперативного вмешательства и расширении набора инструментов. Рассверливание костномозгового канала интрамедуллярными гибкими сверлами позволило имплантировать при закрытых переломах трубчатых костей стержни большего диаметра. Применение рассверливания расширило показания для интрамедуллярного блокированного остеосинтеза как для открытых переломов так и для проксимальных и дистальных переломов, при которых применение интрамедуллярного остеосинтеза было ограничено.

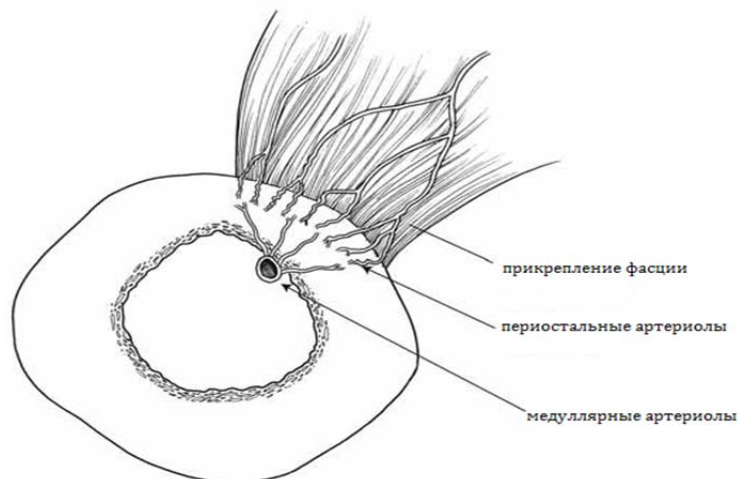
Интрамедуллярный стержень, помещенный в костномозговой канал поврежденной кости служит внутренней шиной, распределяющей нагрузки [0]. Сумма общей нагрузки на стержень зависит от степени стабильности конструкции перелом – имплантат. В классической системе Кюнчера стабильность достигается за счет плотного прилегания стержня к стенкам костномозгового канала. На этом принципе построены некоторые современные системы интрамедуллярного остеосинтеза, когда за счет увеличения давления внутри «мягкого» стержня достигается его более плотная посадка в костномозговом канале [0].

В методике интрамедуллярного блокированного остеосинтеза эта стабильность определяется несколькими факторами, включающими диаметр стержня, количеством блокирующих винтов и расстоянием между блокирующим винтом и линией перелома, поэтому в этой версии интрамедуллярного остеосинтеза физиологические нагрузки перераспределяются на проксимальную и дистальную часть стержня через блокирующие винты.

Несостоятельность интрамедуллярных стержней в результате перелома конструкции происходит, как правило, по общему образцу: классические интрамедуллярные стержни без блокирования ломаются по линии перелома, а в версии интрамедуллярного блокированного остеосинтеза происходит перелом блокирующего винта, в основном на уровне проксимального отверстия дистальной части стержня [0].

Количество блокирующих винтов зависит от места перелома, степени смещения и плотности посадки стержня в канале. Поперечные переломы диафиза трубчатой кости являются самыми стабильными из-за истмального кортикального контакта, для таких переломов достаточно одного блокирующего винта в качестве деротационного. Линия перелома проходящая близко от дистальных блокирующих винтов, малый кортикальный контакт между стержнем стенками костно-

мозгового канала приводят к увеличению нагрузки на блокирующие винты [0]. Чем дальше дистальный блокирующий винт находится от линии перелома, тем более ротационно стабильным становится перелом из-за плотного контакта стержня со стенками костномозгового канала [0]. Кроме количества и местоположения блокирующих винтов большое значение при некоторых переломах имеет их направление. Проксимальные блокирующие винты, направленные под углом  $45^\circ$  к оси стержня увеличивают стабильность перелома проксимального метафиза большеберцовой кости в сравнении с винтами проведенными под углом  $90^\circ$  к оси стержня [0,0]. В то же время ориентация винтов под углом  $45^\circ$  и  $90^\circ$  при дистальном блокировании при переломах дистального метафиза большеберцовой кости не даёт такого эффекта [0].



**Рисунок – Кровоснабжение длинной трубчатой кости.**

Расверливание костномозгового канала – это процедура, которая позволяет увеличить контакт между стержнем и стенкой костномозгового канала путем сглаживания внутренних неровностей последнего. В том случае, если диаметр стержня равен диаметру сверла, увеличение диаметра сверла на 1 мм позволяет увеличить площадь контакта имплантата с кортикальным слоем костномозгового канала на 38% [0]. Расверливание позволяет имплантировать стержни большего диаметра, которые обладают большей жесткостью в отношении изгибающих и ротационных усилий. Биомеханически стержни с расверливанием более стабильны, чем имплантированные без расверливания костномозгового канала [0]. Расверливание костномозгового канала с биологической точки зрения давно вызывает большое количество споров и дискуссий. Знание сосудистой анатомии трубчатой кости и природы сосудистого ответа на перелом важны для понимания биологического ответа на интрамедуллярный остеосинтез. Кровоснабжение трубчатой кости осуществляется за счет медуллярных артерий, которые кровоснабжают внутренние 2/3 кортикального слоя и периостальных артерий, которые перфорируют кортикальный слой и кровоснабжают наружную 1/3 кортикального слоя (рис 1).

Система гаверсовых каналов соединяет эндостальное и периостальное кровоснабжение. В сравнении с метафизами трубчатой кости диафиз имеет очень мало питающих артерий [0]. Результатами многих опытов было выявлено снижение на 83% кортикального кровотока после интрамедуллярного остеосинтеза трубчатой кости с предшествующим расверливанием [0,0]. Нормальный кровоток восстанавливается к 12 неделе после оперативного лечения. Многочисленные исследования показали, что несмотря на негативный эффект, который оказывает расверливание на эндостальное кровоснабжение, значительно увеличивается перфузия окружающих мышц и глубоких мягких тканей. Таким образом, расверливание не оказывает вредного воздействия на кровоснабжение формирующейся костной мозоли по сравнению с интрамедуллярным заблокированным остеосинтезом без расверливания [0].

Одним из местных эффектов, которое оказывает расверливание костномозгового канала костная пластика перелом продуктами сверления и транспортировка остеоиндуктивных факторов к месту перелома. Исследованиями выявлено, что 24% от общего количества продуктов сверления сосредотачиваются в месте перелома, в то время как 76% теряются во время операции через входа стержня [0].

Общие реакции организма на рассверливание чаще всего связывают с эмболизацией костного мозга во время сверления. В соответствии с этой теорией все ранние исследования, касающиеся интрамедуллярного остеосинтеза и рассверливания были сосредоточены вокруг легочных последствий, возникающих после остеосинтеза. Rare с соавторами [0] точку выполнил нерандомизированное исследование, в которое включил 31 пострадавшего с политравмой, которым были имплантированы интрамедуллярные стержни с рассверливанием или без него. В группе пациентов с рассверливанием костномозгового канала отмечалось высокое давление в легочных артериях и уменьшение PaO<sub>2</sub>. У одного пациента из этой же группы развился респираторный дистресс синдром.

В последующих исследованиях множество авторов [0,0,0,0,0], используя метод эхокардиографии во время рассверливания, сравнивая контрольные группы с интрамедуллярным остеосинтезом и накостным остеосинтезом не выявили достоверной разницы в частоте возникновения респираторного дистресс синдрома, эмболии легочных артерий, пневмонии и смерти в контрольных группах.

По нашему мнению, рассверливание костномозгового канала – это интраоперационная манипуляция, позволяющая имплантировать пациенту заблокированный стержень, максимально удовлетворяющий его весу и уровню физической активности.

Рассверливание канала позволяет хирургу имплантировать стержни большего диаметра, которые обеспечивают большую стабильность [0], кроме того рассверливание обеспечивает «костную пластику» места перелома продуктами сверления и предполагают полную раннюю нагрузку на конечность [0].

#### **Выводы:**

1. Интрамедуллярный заблокированный остеосинтез является малоинвазивной техникой оперативного вмешательства, способствующей сохранению мягких тканей в месте перелома; позволяющей обеспечить стабильную фиксацию костных отломков, раннюю мобилизацию смежных суставов и раннюю нагрузку на поврежденную конечность, непревзойденный комфорт для пациента во время лечения.
2. Биомеханически стержни с рассверливанием более стабильны, чем имплантированные без рассверливания костномозгового канала.
3. Блокирующие винты, направленные в полиаксиальных плоскостях увеличивают стабильность перелома.
4. В многочисленных исследованиях достоверно не доказана зависимость возникновения респираторного дистресс синдрома, эмболии легочных артерий, пневмонии и смерти от рассверливания костномозгового канала при выполнении интрамедуллярного заблокированного остеосинтеза.

#### **Литература**

1. Cheung, G. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading / G. Cheung [et al] // *Med Eng Phys.* – 2004. – №26. – p.93–108.
2. Steinberg, E.L. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study / E.L. Steinberg, N. Blumberg, S. Dekel // *J Biomech.* – 2005. – №38. – p. 63–68.
3. Bucholz, R.W. Fatigue fracture of the interlocking nail in the treatment of fractures of the distal part of the femoral shaft / R.W. Bucholz, S.E. Ross, K.L. Lawrence // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1987. – №69. – p.1391–1399.
4. Lin, J. Stress analysis of the distal locking screws for femoral interlocking nailing / J. Lin [et al] // *J. Orthop. Res.* – 2001. – №19. – p. 57–63.
5. George, C.J. Optimal location of a single distal interlocking screw in intramedullary nailing of distal third femoral shaft fractures / C.J. George [et al] // *J. Orthop. Trauma.* – 1998. – №12. – p. 267–272.
6. Henley, M.B. Influences of some design parameters on the biomechanics of the undreamed tibial intramedullary nail / M.B. Henley, M. Meier, A.F. Tencer // *J. Orthop. Trauma.* – 1993. – №7. – p. 311–319.
7. Laflamme, G.Y. Proximal tibial fracture stability with intramedullary nail fixation using oblique interlocking screws / G.Y. Laflamme [et al] // *J. Orthop. Trauma.* – 2003. – №17. – p. 496–502.
8. Chen, A.L. The effect of distal screw orientation on the intrinsic stability of a tibial intramedullary nail / A.L. Chen [et al] // *Bull. Hosp. Jt. Dis.* – 2001. – №60. – p. 80–83.
9. Biomechanics of intramedullary nailing / J.E. Bechtold [et al] // *The Science and Practice of Intramedullary Nailing.* – Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 1987. – p. 89–101.
10. Fairbank, A.C. Stability of reamed and undreamed intramedullary tibial nails: A biomechanical study / A.C. Fairbank [et al] // *Injury.* – 1995. – №26. – p.483–485.
11. Borrelli, J. Jr. Extraosseous blood supply of the tibia and the effects of different plating techniques: A human cadaveric study / J. Jr. Borrelli [et al] // *J. Orthop. Trauma.* – 2002. – №16. – p.691–695.

12. Hupel, T.M. Effect of limited and standard reaming on cortical bone blood flow and early strength of union following segmental fracture / T.M. Hupel, S.A. Aksenov, E.H. Schemitsch // J. Orthop. Trauma. – 1998. – №12. – p.400–406.

13. Schemitsch, E.H. Cortical bone blood flow in reamed and undreamed locked intramedullary nailing: A fractured tibia model in sheep / E.H. Schemitsch [et al] // J. Orthop. Trauma. – 1994. – №8. – p. 373–382.

14. Schemitsch, E.H. Comparison of the effect of reamed and unreamed locked intramedullary nailing on blood flow in the callus and strength of union following fracture of the sheep tibia / E.H. Schemitsch [et al] // J. Orthop. Res. – 1995. – №13. – p.382–389.

15. Frolke, J.P. Destination of debris during intramedullary reaming: An experimental study on sheep femurs / J.P. Frolke [et al] // Acta Orthop. Belg. – 2000. – №66. – p.337–340.

16. Pape, H.C. Influences of different methods of intramedullary femoral nailing on lung function in patients with multiple trauma / H.C. Pape [et al] // J Trauma. – 1993. – №35. – p.709–716.

17. Heim, D. Intramedullary nailing and pulmonary embolism: Does 141ndreamed nailing prevent embolization? An in vivo study in rabbits / D. Heim [et al] // J Trauma. – 1995. – №38. – p. 899–906.

18. Wolinsky, P.R. Effects on pulmonary physiology of reamed femoral intramedullary nailing in an open–chest sheep model / P.R. Wolinsky [et al] // J Orthop Trauma. – 1996. – №10. – p.75–80.

19. Buttaro, M. Fat embolism and related effects during reamed and undreamed intramedullary nailing in a pig model / M. Buttaro [et al] // J Orthop Trauma. – 2002. – № 16. – p. 239–244.

20. Neudeck, F. Nailing versus plating in thoracic trauma: An experimental study in sheep / F. Neudeck [et al] // J Trauma. – 1996. – № 40. – p. 980–984.

21. Bosse, M.J. Adult respiratory distress syndrome, pneumonia, and mortality following thoracic injury and a femoral fracture treated either with intramedullary nailing with reaming or with a plate: A comparative study / M.J. Bosse [et al] // J Bone Joint Surg Am. – 1997. – № 79. – p. 799–809.

22. Alho, A. Locked intramedullary nailing for displaced tibial shaft fractures / A. Alho [et al] // J Bone Joint Surg. – 1990. – №72–B. – p. 805–809.