

ВЫБОР МЕТОДА ОПЕРАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ОСКОЛЬЧАТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА ЛОКТЕВОЙ КОСТИ. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ

MANAGEMENT OF SURGICAL TREATMENT OF PROXIMAL ULNA COMMINUTED FRACTURES. BIOMECHANICAL STUDY

N. Zagorodnii
A. Ivashkin
M. Panin
T. Skipenko
G. Lomdzhariya

Summary. Any intra-articular damage in the absence of professional treatment can cause to permanent disability of the patient. The goal of the study is determining the best form of metallicity for osteosynthesis of comminuted fractures of the proximal ulna, which is based on the biomechanical tests.

Keywords: Fracture of the ulna, elbow bone, elbow joint.

Загородний Николай Васильевич

Д.м.н., профессор,
Российский университет дружбы народов
dr.lomjaria@mail.ru

Ивашкин Александр Николаевич

Д.м.н., профессор,
Российский университет дружбы народов,
Заведующий отделением травматологии ГКБ № 64

Панин Михаил Александрович

К.м.н., доцент,
Российский университет дружбы народов

Скипенко Тимофей Олегович

К.м.н., доцент,
Российский университет дружбы народов

Ломджария Георгий Александрович

Аспирант, Российский университет дружбы народов

Аннотация. Любое внутрисуставное повреждение при отсутствии адекватного лечения может привести к стойкой инвалидности пациента. Целью данного исследования является, определение оптимального вида металлофиксатора для остеосинтеза оскольчатых переломов проксимального отдела локтевой кости, которое будет основано на биомеханических испытаниях.

Ключевые слова: Перелом локтевой кости, локтевой отросток, локтевой сустав.

Введение

Переломы проксимального отдела локтевой кости относятся к наиболее частым переломам верхней конечности [30]. По данным различных авторов переломы проксимального отдела локтевой кости составляют до 1–1,5% от всех переломов костей скелета [5, 11]. Среди всех внутрисуставных повреждений частота доходит до 30%, а среди переломов костей верхней конечности у взрослых составляет 10% [17, 28].

Изолированные переломы локтевого отростка составляют более 50%, а изолированные переломы венечного отростка менее 0,5% от всех переломов в области локтевого сустава. Поскольку данное повреждение сопровождается разрушением суставной поверхности локтевой кости, то для предотвращения развития деформирующего артроза, контрактур и других осложнений в отдаленном периоде, оперативное лечение таких переломов требует профессионального подхода и правильного предоперационного планирования [13, 20, 23].

До XIX века для лечения переломов проксимального отдела локтевой кости применяли иммобилизацию в разогнутом положении верхней конечности, что приводило к выраженным явлениям контрактуры и анкилоза в суставе и влекло за собой значительную потерю функции локтевого сустава и травмированной конечности [3].

С целью улучшить результаты лечения и дать возможность для ранней разработки движений в локтевом суставе, в 1883 году Джозефом Листером впервые была применена техника внутренней фиксации отломков при помощи проволочной петли [12].

Ключевым моментом для развития всей травматологии является 1958 год, когда была основана «Ассоциация по изучению внутренней фиксации» (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, AO). Благодаря этой организации появилась концепция, которой на сегодняшний день руководствуются травматологи всего мира. Философией этой организации было понимание того, что внутрисуставные переломы и переломы диафиза кости требуют разных хирургических подходов в лечении. Исходными

целями лечения были: восстановление нормальной анатомии, стабильная фиксация перелома, минимальное повреждение кровоснабжающих путей, ранняя активизация и разработка движений в травмированной конечности. С течением времени было утверждено, что абсолютная стабильность требуется не для всех переломов, а только для внутрисуставных и некоторых других. Была выведена идея, что внутрисуставные переломы требуют анатомическую репозицию и абсолютную стабильность, для обеспечения заживления суставного хряща без образования костной мозоли, что дает возможность, для ранней разработки движений [22].

Таким образом, хирургическое лечение переломов проксимального отдела локтевой кости должно быть направлено на обеспечение стабильной фиксации, анатомической репозиции «зубец в зубец» и максимально возможное сохранение кровоснабжения в области перелома. При оперативном лечении также должны учитываться механические и биологические факторы, влияющие на последующий процесс сращения костных отломков [19, 31].

Хорошо зарекомендовавшим себя методом лечения за XX век стал остеосинтез по Веберу (проволокой и спицами) в основе которого заложен принцип «tension band» (натягивающейся петли) [32]. Техника данной операции довольно проста в применении. По данным многих авторов данный вид остеосинтеза хорош для лечения простых переломов (косых, поперечных) локтевого отростка [25, 33]. Первоначальная техника данного вида остеосинтеза дополнялась в течение десятилетий различными авторами для ее усовершенствования [34]. Не смотря на универсальность методики при лечении простых переломов, многие авторы оскольчатые переломы считали противопоказанием к такому типу остеосинтеза [8, 15, 29]. Они ссылались на то, что при натяжении петли происходило дистальное смещение костных отломков и укорочение кости. Самым частым осложнением при использовании этого метода являлась миграция металлофиксаторов, риск которой увеличивается при оскольчатом характере перелома.

Со времен Вебера было предложено много типов фиксаторов и методик их использования, включая комбинацию различным методов. Однако, в настоящее время, оптимальный метод лечения оскольчатых переломов локтевого отростка и проксимального отдела локтевой кости не определен. Это объясняется тем, что ни один из существующих ныне имплантатов не является универсальным и не всегда отвечает требованиям хирурга.

Наиболее часто используемыми методами остеосинтеза при данной травме в России и за рубежом является

osteосинтез пластиной с угловой стабильностью [2, 14] и остеосинтез гвоздем с блокированием [6, 10, 18].

Было проведено много биомеханических исследований с целью определения степени миграции металлоконструкции в обоих вышеуказанных методах [21, 26]. В некоторых исследованиях были получены результаты, из которых следовало, что оптимальным является остеосинтез пластиной с угловой стабильностью, другие авторы отмечали преимущества гвоздя с блокированием [9, 24].

В данной статье мы попытаемся провести сравнительный анализ использования современных имплантатов для остеосинтеза оскольчатых переломов проксимального отдела локтевой кости, а также оценить преимущества и недостатки каждого из них.

Материалы и методы

Нами были взяты 2 синтетических муляжа локтевой кости, имитирующие нормальную (отсутствие остеопороза) кость. По классификации переломов локтевого отростка Mayo была выполнена остеотомия соответствующая B типу перелома. Был выполнен остеосинтез одной кости пластиной с угловой стабильностью, а другой гвоздем с блокированием. Далее было проведено экспериментальное исследование для оценки устойчивости имплантатов к циклическим нагрузкам.

Экспериментальное исследование

При проведении исследования дистальный конец локтевой кости был закреплен в квадратном фиксаторе, сделанном из полиметилметакрилата. Сухожилие трехглавой мышцы плеча имитировал плотно скрепленный с верхушкой локтевого отростка резиновый жгут, который был фиксирован к специальной аппаратуре для создания тяги.

Испытания проводились на универсальной испытательной машине фирмы Walter+ bai ag типа LFV 10-T50. Была применена сила в 200 Н и частота 0,1 Гц. Два пневматических двигателя были использованы для управления углом сгибания и разгибания в локтевом суставе, и для натягивания резинового жгута.

Используя рычаг, с помощью двух подшипников, направление натяжения жгута было скорректировано таким образом, чтобы соответствовать оси движения в локтевом суставе.

Оба пневматических привода двигателя работали синхронно, что создавало циклическую нагрузку.

В начале процедуры тестирования, образцы были фиксированы в 90° сгибании в локтевом суставе с тяну-

Таблица 1. Исходные расстояние между маркерами и расстояния после 300 циклов сгибания и разгибания для обеих групп на 0°, 45° и 90°.

Метод фиксации перелома	Угол сгибания	Число исследуемых материалов	Расстояние (среднее значение) между отломками до начала нагрузки (мм)	Расстояние (среднее значение) между отломками после 300 циклов нагрузки (мм)
Пластина с угловой стабильностью	0° разгибания	1	0,15	0,27
	45° сгибания		0,12	0,24
	90° сгибания		0,08	0,14
Блокируемый гвоздь	0° разгибания	1	0,21	0,39
	45° сгибания		0,24	0,43
	90° сгибания		0,18	0,28

щей силой 120 Н. В ходе испытания на 0,1 Гц, движения в локтевом суставе изменялись от 90° (сгибания локтевого сустава) до 0° (полного разгибания), и усилие тяги на жгут имитирующий сухожилие трехглавой мышцы изменялось с фазовым сдвигом от 25 Н до 200 Н. Максимальное усилие в 200 Н было применено в 50° сгибании после 2,5 секунд, и минимальное усилие 25 Н было применено в сгибание 50°, после 7,5 секунд. Данная нагрузка имитировала физиологическую нагрузку на локтевой сустав [1].

На протяжении всего цикла процедуры тестирования, движения в локтевом суставе изменялись от 0° (разгибания) до 90° (сгибания), и усилие тяги на жгут было изменено от 25 Н до 200 Н (для синхронизации и со сдвигом фаз).

Для анализа движений и происходящих изменений, на каждом фрагменте отломка были фиксированы по два маркера для определения степени ротационной и осевой стабильности. Расстояние между парами маркеров измеряли на 0°, 45° и 90° сгибания локтевого сустава под микроскопом. Изменение расстояния между двумя вентрально и двумя каудально расположенными маркерами между каждыми отломками, были задокументированы как среднее значение. В качестве базовых параметров, выступали отметки до начала движений в локтевом суставе. Расстояние между маркерами после 300 циклов по сравнению с расстоянием при исходной оценке были изменены (см. таблицу 1).

Результаты

Среднее расстояние между маркерами при остеосинтезе гвоздем с блокированием после 300 циклов составило 0,37 мм в 0° разгибания, 0,39 мм в 45° сгибания и 0,21 мм в 90° сгибания. Существенно лучшие показатели были отмечены в случае использования пластины с угловой стабильностью (0,29 мм в 0° разгибания, 0,27 мм в 45° сгибания и 0,15 мм при 90° сгибания).

Обсуждение

Результаты проведенного нами исследования показали, что биомеханическая устойчивость при применении пластины с угловой стабильностью, значительно лучше результатов использования гвоздя с блокированием после циклической нагрузки. Использование гвоздя привело к увеличению микроподвижности в области перелома после 300 циклов и, как следствие, к ротационной и осевой нестабильности. Это может быть связано с меньшей прижимной способностью гвоздя по сравнению с пластиной.

Испытания показали, что микроподвижность при использовании пластины была меньше. Данные результаты указывают на то, что пластина обеспечивает лучшую стабильность при остеосинтезе оскольчатых переломов локтевого отростка. Недавние исследования, проведенные зарубежными коллегами, которые проводили испытания на трупных остеопоротических локтевых костях используя для остеосинтеза пластины с угловой стабильностью, доказали что пластина обеспечивает самую адекватную стабильность и позволяет приступить к ранним разработкам движений в локтевом суставе [7].

Подобные исследования необходимы для определения свойств различных фиксаторов, для биомеханического анализа устройств, определения их преимуществ и недостатков. Именно поэтому они уже на протяжении долгих лет проводятся во многих странах Европы и США [27]. Наше исследование было проведено с учетом ранее опубликованных данных, определивших оптимальные точки приложения нагрузки для симуляции биомеханики локтевого сустава [4, 16].

Увеличив максимальную нагрузку до 200 Н, мы имитировали раннюю, агрессивную, разработку движений в локтевом суставе после проведенной операции.

Вывод. В результате данного исследования мы отметили, что значительно меньше микроподвижности после 300 циклов динамической нагрузки было получено

после установки пластины, в сравнении с интрамедуллярным гвоздем с блокированием.

В клинической практике использование обоих имплантатов можно считать целесообразным, так как, несмотря на меньшую стабильность, которую обеспечивает гвоздь с блокированием, его применение подразумевает закрытую технику установки, что обеспечивает большее

сохранение кровоснабжение в зоне перелома. Выбор метода остеосинтеза должен определяться исходя из особенностей перелома и индивидуальных характеристик пациента. С учетом преимуществ и недостатков гвоздя с блокированием и пластины с угловой стабильностью мы считаем необходимым разработку новых, универсальных имплантатов для остеосинтеза оскольчатых переломов проксимального отдела локтевой кости.

ЛИТЕРАТУРА

1. An KN, Morrey BF. Biomechanics of the elbow. In: Morrey BF, editor. *The elbow and its disorders*. 3. Philadelphia: W. B. Saunders; 2000. pp. 43–60.
2. Buijze GA, Blankevoort L, Tuijthof GJ, Siersevelt IN, Kloen P. Biomechanical evaluation of fixation of comminuted olecranon fractures: one-third tubular versus locking compression plating. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010;130:459–464. doi: 10.1007/s00402-009-0980-z
3. Cabanela ME, Morrey BF. Fractures of the olecranon. In: Morrey BF, editor. *The elbow and its disorders*. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 2000:365–79.
4. Davenport SR, Lindsey RW, Leggon R, Miclau T, Panjabi M. Dynamic compression plate fixation: a biomechanical comparison of unicortical vs bicortical distal screw fixation. *J Orthop Trauma*. 1988;2:146–150. doi: 10.1097/00005131-19880210-00010.
5. Duckworth AD, Clement ND, Aitken SA, Court-Brown CM, McQueen MM. The epidemiology of fractures of the proximal ulna. *Injury* 2012;43(3):343–6.
6. Edwards SG, Argintar E, Lamb J. Management of comminuted proximal ulna fracture–dislocations using a multiplanar locking intramedullary nail. *Tech Hand Up Extrem Surg*. 2011;15:106–114. doi: 10.1097/BTH.0b013e3181f7ce5d.
7. Edwards SG, Martin BD, Fu RH, Gill JM, Nezhad MK, Orr JA, Ferrucci AM, Love JM, Booth R, Singer A, Hsieh AH. Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference? *J Orthop Trauma*. 2011;25:306–311. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181f22465.
8. Flach K. Results of treatment of fractures of the proximal end of the humerus by Poelchen's method. *Monatsschr Unfallheilkd Versicher Versorg Verkehrsmed*. 1969;72(3):124.
9. Fyfe IS, Mossad MM, Holdsworth BJ. Methods of fixation of olecranon fractures. An experimental mechanical study. *J Bone Joint Surg Br*. 1985;67:367–372.
10. Hak DJ, Golladay GJ. Olecranon fractures: treatment options. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2000;8(4):266–75.
11. Hosam E Matar, Amjid A Ali, Simon Buckley, Nicholas I Garlick, Henry D Atkinson. Surgical interventions for treating fractures of the olecranon in adults. *Cochrane Bone, Joint and Muscle Trauma Group*; 10.1002/14651858.CD010144.pub2; 26 November 2014.
12. Howard JL, Urist MR. Fracture dislocation of radius and ulna at the elbow joint. *Clin Orthop* 1958;12:276.
13. Hume MC, Wiss DA (1992) Olecranon fractures. A clinical and radiographic comparison of tension band wiring and plate fixation. *Clin Orthop* 229–235.
14. Kloen P, Buijze GA. Treatment of proximal ulna and olecranon fractures by dorsal plating. *Oper Orthop Traumatol*. 2009;21:571–585. doi: 10.1007/s00064-009-2006-y.
15. Kouwenhoven GC, Weber BG. Prestress osteosynthesis in olecranon fractures. *Arch Orthop Unfallchir*. 1969;65(3):244–50.
16. Koval KJ, Hoehl JJ, Kummer FJ, Simon JA. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate. *J Orthop Trauma*. 1997;11:521–524. doi: 10.1097/00005131-199710000-00010.
17. Laura Wiegand, MD, Joseph Bernstein, MD, and Jaimo Ahn, MD, Ph D. Fractures in Brief: Olecranon Fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2012 Dec; 470(12): 3637–3641. Published online 2012 Jun 22. doi: 10.1007/s11999-012-2393-5.
18. Lavigne G, Baratz M. Fractures of the olecranon. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand* 2004;4(2):94–102.
19. Llusá M, Merí À, Ruano D, Osteology. In: Cabanela M, Mendoza SA, Sanchez-Sotelo J, translation eds. *Surgical Atlas of the Musculoskeletal System*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2008:63–64.
20. Macko D, Szabo RM. Complications of tension-band wiring of olecranon fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67:1396–1401.
21. Molloy S, Jasper LE, Elliott DS, Brumback RJ, Belkoff SM. Biomechanical evaluation of intramedullary nail versus tension band fixation for transverse olecranon fractures. *J Orthop Trauma*. 2004;18:170–174. doi: 10.1097/00005131-200403000-00008.
22. Mueller ME, Allgower M, Schneider R. *Manual of Internal Fixation: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. 3rd ed. Berlin, Germany: Springer-Verlag; 1991.
23. Murphy DF, Greene WB, Dameron TB Jr (1987) Displaced olecranon fractures in adults. Clinical evaluation. *Clin Orthop Relat Res* 215–223
24. Murphy DF, Greene WB, Gilbert JA, Dameron TB Jr (1987) Displaced olecranon fractures in adults. Biomechanical analysis of fixation methods. *Clin Orthop* 210–214
25. Newman SD, Mauffrey C, Krikler S. Olecranon fractures. *Injury*. 2009; 40:575–581. doi: 10.1016/j.injury.2008.12.013
26. Nowak TE, Burkhart KJ, Mueller LP, Mattyasovszky SG, Andres T, Sternstein W, Rommens PM. New intramedullary locking nail for olecranon fracture fixation — an in vitro biomechanical comparison with tension band wiring. *J Trauma*. 2010;69: E56–E61. doi: 10.1097/TA.0b013e3181c9af9b.
27. Nowak TE, Mueller LP, Burkhart KJ, Sternstein W, Reuter M, Rommens PM. Dynamic biomechanical analysis of different olecranon fracture fixation devices — tension band wiring versus two intramedullary nail systems: an in-vitro cadaveric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007;22:658–664. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.02.003.
28. Rommens PM, Kuchle R, Schneider RU, Reuter M. Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome. *Injury*. 2004;35:1149–1157. doi: 10.1016/j.injury.2003.12.002.

29. Schweiberer L, Betz A, Eitel F et al (1983) Assessment of conservative and surgical treatment of bone fractures-the upper extremity. *Chirurg* 54:226–233.
30. Tobias E, Nowak, Klaus J, Burkhart, Torsten, Andres, Sven O, Dietz, Daniela, Klitscher, Lars P, Mueller, and Pol M, Rommens. Locking-plate osteosynthesis versus intramedullary nailing for fixation of olecranon fractures: a biomechanical study; *Int Orthop*. 2013 May; 37(5): 899–903. Published online 2013 Mar 19. doi: 10.1007/s00264-013-1854-0.
31. Veillette CJH, Steinmann SP. Olecranon fractures. *Orthopedic Clinics of North America* 2008;39:229–36.
32. Weber BG, Vasey H. [Osteosynthesis in olecranon fractures] [in German] *Z Unfallmed Berufskr*. 1963;56:90–96
33. Wolfgang G, Burke F, Bush D, Parenti J, Perry J, LaFollette B, et al. Surgical treatment of displaced olecranon fractures by tension band wiring technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1987;(224):192–204.
34. Wondrak E. (1967) Beitrag zur Technik der Zuggurtungsosteosynthesen. *Chirurg* 38:326–327.

© Загородний Николай Васильевич (dr.lomjaria@mail.ru), Ивашкин Александр Николаевич,
Панин Михаил Александрович, Скипенко Тимофей Олегович, Ломджария Георгий Александрович.
Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»

