

## ОСТЕОСИНТЕЗ СЕГОДНЯ И ЗАВТРА

УДК 616.71-001.5-089.227.84

### Абсолютная и относительная стабильность при остеосинтезе длинных костей

К.К. Романенко<sup>1</sup>, А.И. Белостоцкий<sup>2</sup>, Д.В. Прозоровский<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Харьковская медицинская академия последипломного образования. Украина

<sup>2</sup>Украинский научно-исследовательский институт протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности, Харьков

<sup>3</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», Харьков

*The authors explain the notions of the absolute and relative stability in the fixation of fractures. Deformities in each kind of the stability are described. Kinds of the consolidation, caused by properties of the stability, are examined.*

*Авторами надано поняття абсолютної та відносної стабільності при фіксації переломів. Описано деформації при кожному з видів стабільності. Розглянуто види зрощення, зумовлені властивостями стабільності.*

В периодической и фундаментальной литературе, посвященной остеосинтезу, большое распространение получили термины «абсолютная стабильность» и «относительная стабильность», изначально сформулированные представителями ассоциации АО/ASIF. Отсутствие единого понимания этих терминов среди ортопедов — травматологов Украины может привести к неправильной трактовке базовых представлений современного остеосинтеза.

Цель данной работы — рассмотреть абсолютную и относительную стабильность как механические условия при остеосинтезе.

Термин «остеосинтез» сформулирован Albin Lambotte для описания «синтеза» (производное от греч. слова, обозначающего соединение воедино или слияние) фрагментов поврежденной кости путем хирургической интервенции с использованием имплантируемых материалов. Включает как погружную, так и внеочаговую фиксацию.

Задача остеосинтеза — обеспечить оптимальные механические условия для сращения перелома, т.е. для восстановления биомеханических свойств кости и функциональных возможностей поврежденного сегмента.

Все известные условия, необходимые для сращения перелома [5, 17, 19, 23, 25, 27], могут быть разделены на биологические и механические.

К биологическим относятся:

- кровоснабжение и иннервация поврежденного

сегмента [5, 7, 25];

- состояние костной ткани, функционирование эндокринной системы и выраженность обменных процессов в организме [3, 5].

К механическим условиям относятся:

- стабильность системы «фиксатор — кость» [14, 26];
- контакт между фрагментами кости [3, 10, 17];
- функциональная нагрузка в зоне перелома для создания собственного внутреннего напряжения в области формирующегося регенерата, которую можно трактовать и как биологическое условие [6, 14].

Хирургическое вмешательство по выполнению остеосинтеза приводит к созданию системы «фиксатор-кость», поэтому механические условия, необходимые для сращения перелома, целесообразно рассматривать применительно к этой системе.

В механике для обозначения соединения деталей принято использовать термины «система» и «конструкция». Возникает необходимость определить разницу между этими терминами. Под системой понимают всякую совокупность взаимодействующих между собой материальных точек (элементов). Если расстояние между элементами системы изменяется, то такие системы называются подвижными (изменяемыми). В случае неподвижности элементов в системе она будет называться неподвижной (неизменяемой). То есть система элементов рассматривает как состояние

подвижности этих элементов, так и состояние неподвижности их. В свою очередь, конструкция определяется как неподвижное соединение элементов [15]. Учитывая, что при остеосинтезе перелома взаимосвязанные элементы «кость — фиксатор — кость» не во всех случаях могут быть неподвижными относительно друг друга, на наш взгляд, целесообразно использовать термин система «кость — фиксатор».

Для понимания условия стабильности системы «кость — фиксатор» необходимо вначале определить сам термин «стабильность».

Несмотря на то, что термин «стабильность» существует в медицине и технике, однако имеются некоторые различия в его интерпретации в зависимости от области применения. В механике «стабильность» определяется как способность системы функционировать, не изменяя собственную структуру, и находиться в равновесии [1].

Так, например, стабильность системы — это способность противостоять усилиям, стремящимся вывести ее из исходного состояния. Если при этом система неизменяема и (или) недеформируема, то такую стабильность принято называть статической. Если система деформируется под действием внешних сил, но благодаря своей упругости возвращается впоследствии к исходному состоянию, то такую стабильность принято называть динамической [1]. Для описания стабильности системы «кость — фиксатор» используются характеристики жесткости материала, т.е. способности тела или системы элементов сопротивляться образованию деформации.

Под деформацией (от лат. *deformatio* — искажение) в механике принято понимать изменение взаимного расположения частиц тела (элементов системы), вызывающее изменение его формы и размеров под действием внешних сил. Выделяют два вида деформации: упругая и пластическая. Деформация называется упругой, если она исчезает после удаления вызвавшей ее нагрузки. Пластическая деформация — необратимое изменение тела

или системы под действием нагрузки [12].

Простейшей элементарной деформацией является удлинение некоторого элемента. Изменение линейных характеристик деформируемой системы описывается формулой:

$$(e) = (L_1 - L) / L [12],$$

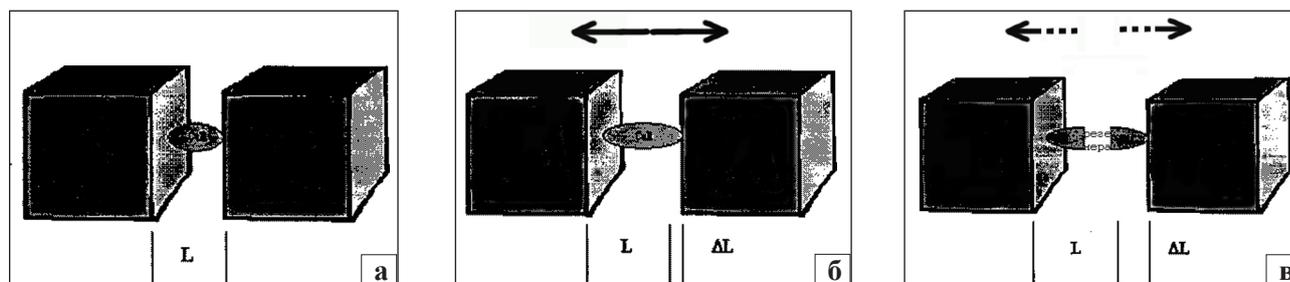
где  $L_1$  — длина элемента после деформации;  $L$  — первоначальная длина этого элемента.

Воздействие внешней нагрузки малой интенсивности (для данной системы) не приводит к образованию деформации. По мере увеличения воздействия происходит вначале формирование упругой деформации, затем пластической деформации. Дальнейшее увеличение воздействия приводит к разрушению системы [1]. Применительно к системе «кость — фиксатор» деформацию в области перелома также целесообразно оценивать не по ее абсолютной величине, выраженной в единицах (например, промежуток между фрагментами в мм), а по отношению разницы в величине промежутка между фрагментами при нагрузке на систему и без нее к величине промежутка между фрагментами без нагрузки. Это отношение выражается в процентах [20, 21].

$$\text{Деформация} = \Delta L / L * 100\% \text{ (см. рисунок).}$$

Отличительной чертой анализа деформации применительно к остеосинтезу является необходимость учета такого элемента системы, как регенерат, формирующийся в зоне перелома. Его биомеханические свойства изменяются по мере трансформации в костную ткань. По мнению В.К. Калнберза и Х.А. Янсона, причиной изменения механических свойств регенерата является изменение количественно-объемного соотношения составляющих регенерата (коллаген, аморфные белки, мукополисахариды, кристаллы апатита) [4]. При оптимальных условиях протекания репаративного остеогенеза регенерат после ремоделирования приобретает те же характеристики жесткости и пластичности, что и костная ткань в данной области до перелома [4, 23, 24].

Способность противостоять внешней деформи-



**Рисунок.** Схема деформации регенерата в зоне перелома [20]: а)  $\Delta L/L < 2\%$ , жесткая структура. Абсолютная стабильность; б)  $2\% < \Delta L/L \leq 10\%$ , упруго-деформируемая структура. Относительная стабильность; в)  $\Delta L/L > 10\%$ , повышенное напряжение и разрыв ткани

рующей нагрузке (усилие на сгибание, ротационное смещающее воздействие, аксиальная нагрузка) у регенерата увеличивается по мере его созревания и трансформации. Упругость костного регенерата увеличивается, по данным В.К. Калнберза и Х.Я. Янсона, примерно в 100–200 раз и по окончании процессов сращения достигает показателей интактной кости [4].

Значение деформации при сращении перелома раскрывает Перрен (Perren), согласно теории которого подвижность между фрагментами кости не препятствует сращению перелома при условии, что возникающая в результате деформация остается ниже критического уровня для конкретного участка регенерата в зоне перелома [22, 23]. Положительный эффект напряжения параоссальных тканей, на основании которых идет процесс формирования регенерата между фрагментами, как механического раздражителя и возможность его применения в лечении детально изучены и обоснованы в исследованиях А.К. Попсуйшапки [10].

По мере возрастания модуля упругости регенерата уменьшаются допустимые пределы его пластической деформации. Образование костного регенерата между фрагментами возможно при локальном растяжении (деформации) равной или меньшей максимально допустимой деформации костной ткани [4, 22, 23].

Если существующая деформация в образующихся тканях превышает предельное удлинение, которое может привести к разрыву ткани, то протекание процессов репаративного остеогенеза приостановится.

Исходя из всего вышесказанного, следует, что для обеспечения условий перестройки формирующегося регенерата в полноценную костную ткань необходимо ограничить величину деформации. Для формирования костного регенерата предельно допустимой деформацией, при которой продолжают процессы репаративного остеогенеза, является деформация, не превышающая 10% [20]. А по данным В.К. Калнберза и Х.Я. Янсона, формирующийся костный регенерат без повреждения может быть деформирован на 4–8% длины [4].

Как показали исследования Kenneth A. et al. (рис.), абсолютная стабильность описывает состояние системы, при котором изменение расстояния между фрагментами, т.е. растяжение формирующегося регенерата, под нагрузкой и без нее будет менее 2%, иными словами, деформация в зоне перелома при нагрузке составит менее 2%. Относительная стабильность — состояние системы, при котором деформация в зоне формирующегося регенерата под действием нагрузки будет

составлять от 2 до 10%. Нестабильность в системе «фиксатор-кость» подразумевает состояние, при котором нагрузка способна вызвать деформацию в указанной зоне более 10% [20].

Стабильность фиксации фрагментов определяет тип сращения перелома. Выделяют два типа сращения перелома — первичное и вторичное костное сращение [9].

При простом типе перелома, стабилизированном с применением межфрагментарной компрессии, деформация является минимальной. В этих условиях наступает прямое новообразование костной ткани, а рассасывание кости и образование периостальной мозоли не будет наблюдаться. Этот вид костной регенерации называют прямым сращением (контактным заживлением). По мнению Мюллер М.Е. с соавт. [9], непосредственная площадь контакта фрагментов очень мала. Поверхности перелома практически всегда микроскопически неконгруэнтны, если их сдавить, то прежде всего контактируют выступающие части. Затем они ломаются, и зона контакта увеличивается. Этот процесс завершается, когда образуется достаточных размеров зона контакта, соответствующая прочности кости [9].

При отсутствии абсолютной стабильности в зоне перелома деформация регенерата (растяжение) может обуславливать как образование костной мозоли, так и рассасывание кости в зоне контактирующих поверхностей. Это рассасывание приводит к повышению нестабильности в зоне перелома. Увеличивающаяся деформация регенерата может «направить» поэтапную дифференциацию клеток в сторону повышения их прочности и жесткости. Мягкая грануляционная ткань, способная выдержать большую деформацию, замещается соединительной тканью, обладающей большей жесткостью, но способной выдержать меньшую деформацию. Этот процесс называют «непрямым заживлением» [9].

Таким образом, первичное (прямое) заживление кости начинается непосредственно с внутреннего заполнения стабильных зон контакта (компрессии) пластинчатой костью с последующим ремоделированием зон, находящихся вне непосредственного контакта и компрессии. Вторичное (непрямое) сращение кости рентгенологически характеризуется появлением периостальной костной мозоли, расширением щели перелома с последующим ее заполнением новообразованной костью.

Допускаемая деформация перемещения зависит от длины формирующегося регенерата. В случае многооскольчатого перелома деформация в зоне регенерата может составить до 10% (8%)

первичной длины щели перелома [4, 18]. При этом допустимая величина перемещения фрагментов (деформация регенерата) будет пропорциональна протяженности формирующегося регенерата [4].

Как показано в исследованиях Hente R. et al., простые переломы допускают меньшую деформацию в зоне формирующегося регенерата, так как его протяженность значительно меньше, чем протяженность регенерата при многооскольчатых переломах [18].

Еще одним важным механическим условием для сращения кости является зона контакта между фрагментами, т.е. максимально допустимая величина диастаза между ними (не более 2–4 мм) [11], а по мнению Г.И. Лаврищевой и Г.А. Оноприенко, оптимальная его величина составляет от 0,3 до 1,0 мм (но не более 4–5 мм) [7]. Считается, что при первичном сращении кости образование костного регенерата проходит через формирование грануляционной ткани. Для этого типа сращения важна зона контакта между фрагментами, для чего необходима компрессия между фрагментами перелома. Жесткость фиксатора способствует стабилизации зоны перелома, техника межфрагментарной компрессии обеспечивает зону контакта между фрагментами, что в условиях обездвиженных фрагментов приводит к первичному сращению перелома [9]. Вторичное сращение и образование костного регенерата с формированием хрящевого регенерата происходит при отсутствии межфрагментарной компрессии в условиях относительной стабильности [16].

## Выводы

- Для обеспечения сращения перелома можно выделить два вида стабильности в зоне перелома: абсолютная и относительная.
- Абсолютная стабильность подразумевает деформацию в зоне перелома менее 2%, достигается путем межфрагментарной компрессии, наиболее оправдана при простом типе перелома.
- Относительная стабильность подразумевает деформацию в зоне перелома в диапазоне от 2 до 10%, достигается путем шинирования зоны перелома и является наиболее целесообразной при оскольчатом характере перелома (метадиафизарной зоны).

## ЛИТЕРАТУРА

1. Безухов Н.И. Устойчивость и динамика сооружений в примерах и задачах / Н.И. Безухов, О.В. Лужин, Н.В. Колкунов. — М.: «Высшая школа», 1987.
2. Виноградова Т.П. Регенерация и пересадка костей / Т.П. Виноградова, Г.И. Лаврищева. — Медицина, 1974. — 247 с.
3. Диагностика и консервативное лечение заболеваний и

- повреждений опорно-двигательной системы: справочник / А.А. Корж, Н.В. Дедух, С.Д. Шевченко [и др.]. — Х.: Основа, 1995. — Кн. 1 «Остеопороз».
4. Биомеханическая оценка устойчивости фиксации диафизарных переломов: материалы Второго съезда травматологов-ортопедов республик Прибалтики. — Рига, 1972. — С. 54–58.
  5. Корж Н.А. Репаративная регенерация кости: современный взгляд на проблему. Стадии регенерации / Н.А. Корж, Н.В. Дедух // Ортопед., травматол. — 2006. — №1. — С. 77–84.
  6. Концепция механизма сращения диафизарных переломов с позиции собственных внутренних напряжений кости / Н.А. Корж, В.Г. Климовицкий, Л.Д. Гончарова [и др.] // Ортопед., травматол. — 2007. — №2. — С. 82–86.
  7. Лаврищева Г.И. Морфология и клинические аспекты репаративной регенерации опорных органов и тканей / Г.И. Лаврищева, Г.А. Оноприенко. — М.: Медицина, 1996. — 208 с.
  8. Маркс В.О. Заживление закрытого перелома кости / В.О. Маркс. — Минск, 1962.
  9. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер. — 1996., 3-е издание. — 750 с.
  10. Попсуйшапка А.К. Функциональное лечение диафизарных переломов конечностей: клиническое и экспериментальное обоснование: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.21 / А.К. Попсуйшапка. — Харьков, 1991. — 323 с.
  11. Равелл П.А. Патология кости / П.А. Равелл. — М.: Медицина, 1993. — 368 с.
  12. Смирнов А.Ф. Сопротивление материалов / А.Ф. Смирнов, А.В. Александров. — М.: «Высшая школа», 1969.
  13. Ткаченко С.С. Остеосинтез. Руководство для врачей / С.С. Ткаченко — Л.: Медицина, 1987. — 272 с.
  14. Механические условия заживления переломов / А.А. Тяжелов, К.К. Романенко, Л.Д. Горидова [и др.] // Укр. мед. альманах. — 2004. — Том 7, №3. — С. 121–124.
  15. Эрдеди А.А. Техническая механика / А.А. Эрдеди. — К.: «Вища школа», 1983.
  16. Bühren V. *Traumatologie bed.* / V. Bühren, O. Trentz, Checkliste. — Thieme, 2005. — 598 p.
  17. Frost H.M. The Biology of Fracture Healing. An Overview for Clinicians. Part I, II / H.M. Frost // Clin. Orthop. — 1989. — №248. — P.283–303.
  18. Hente R. In vivo measurement of bending stiffness in fracture healing / R. Hente, J. Cordey, S.M. Perren // Biomed. Eng. Online. — 2003. — P. 2–8.
  19. Kasser J.R. Bone healing and grafting: Orthop. Knowledge Update-5. Home Study Syllabus / J.R. Kasser // Am. Acad. Orthop. Surg. — 1996. — Vol.4, №1. — P. 21–27.
  20. Biomechanics of Locked Plates and Screws / K.A. Egol, E.N. Kubiak, E. Fulkerson // Journal of Bone and Joint Surgery. — 2004.
  21. Koval K.J. Handbook of Fractures, 3rd Edition / K.J. Koval, J.D. Zuckerman. — 2006.
  22. Perren S.M. The concept of interfragmentary strain / S.M. Perren, J. Cordey // Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1980.
  23. Ruedi T.P. AO principles of fracture management / T.P. Ruedi, R.E. Buckley. — Thieme, 2007. — 947 p.
  24. Ruedi T.P. AO Principles of Fracture Management / T.P. Ruedi, W.M. Murphy. — Thieme, 2000. — 882 p.
  25. Simmons J. Fracture Healing Perspectives / J. Simmons // Clin. Orthop. — 1995. — №200. — P. 100–113.
  26. Sturmer K.M. Elastic plate osteosynthesis, biomechanics, indications and technique in comparison with rigidosteosynthesis / K.M. Sturmer // Unfallchirurg. — 1996. — Vol. 99, №11. — P. 816–829.
  27. Vichick D. A basic science primer in Orthopaedics / D. Vichick: Ed. by F. Bronner, R. Worrel. — Williams & Wilkins, 1991. — 253 p.