

Биомеханическая оценка эффективности накостного остеосинтеза с помощью демпфирующих конструкций

С.В. Билык*, И.С. Олексюк*, А.Г. Шайко-Шайковский

* Буковинский государственный медицинский университет, ** Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича, Черновцы, Украина

РЕЗЮМЕ, ABSTRACT

Рассмотрена возможность создания условий для динамического остеосинтеза при поперечных и косых диафизарных переломах длинных костей с помощью волнообразных малоcontactных пластин. Предложена расчётная методики для определения взаимных перемещений отломков повреждённых костей при использовании предложенных пластин (Укр.ж.телемед.мед.телемат.-2009.-Т.7,№2.-С.212-218).

Ключевые слова: остеосинтез, стабильность, демпфирование, деформативность

С.В.Білик, І.С.Олексюк, О.Г.Шайко-Шайковський

БИОМЕХАНИЧНА ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ЗА ДОПОМОГОЮ ДЕМПФУЮЧИХ КОНСТРУКЦІЙ

Буковинський державний медичний університет, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, Україна

Розглянуто можливість створення умов для динамічного остеосинтезу при поперечних та косих діафізарних переломах довгих кісток за допомогою хвилеподібних малоcontactних пластин. Запропонована розрахункова методика для визначення взаємних переміщень відламків пошкодженої кістки при використанні запропонованих конструкцій (Укр.ж.телемед.мед.телемат.-2009.-Т.7,№2.-С.212-218).

Ключові слова: остеосинтез, стабільність, демпфування, деформативність

S. V. Bilyk, I. S. Oleksyuk, A. G. Shaiko-Shaikovskiy

BIOMECHANICAL EFFICIENCY EVALUATION OF FRACTURE FIXATION WITH DAMPING DEVICES

Bukovinian State Medical University, Chernivtsi National University names after Yu. Fedkovych, Chernovtsy, Ukraine

There has been examined the opportunity of the foundation of conditions for dynamic osteosynthesis when transverse and oblique diaphysial fractures of long bones with the help of wavelike shaped periosteal plates of minimum contact taking place. A calculated technique has been suggested for the determining of relative motion of injured bones fragments while using the offered constructions (Ukr. z. telemed. med. telemat.-2009.-Vol.7,№2.-P.212-218).

Key words: fixation, stability, damping, deformability

Цель исследования

По данным ВОЗ, на сегодняшний день в мире только в результате ДТП ежегодно погибает 250 тыс. человек, около 10 млн. становятся инвалидами. По оценкам специалистов травматизм занимает 3-4-е место в мире в общей структуре заболеваемости населения [1].

Переломы длинных трубчатых костей составляют 33-38% пациентов травматологических отделений. При этом при консервативных методах лечения (скелетное вытяжение, гипсовая повязка) инвалидность возникает в 8-30% случаев. При оперативном способе лечения

неудовлетворительные результаты составляют 5-25% случаев. Как свидетельствует статистика, положение усугубляется тем, что за последние 10 лет в 2 раза увеличилось число переломов по причине остеопороза [2,3].

Поэтому разработка, совершенствование и поиск путей повышения эффективности лечения пострадавших вслед-

ствие переломов костей конечностей - важная и актуальная задача, стоящая перед специалистами медицинских и инженерных специальностей. Длительная утрата работоспособности, неспособность ведения активного образа жизни пострадавшими делает эту проблему ещё и социально-экономической.

Материал и методы

В работе рассмотрены конструкции предложенных авторами наkostных пластин, которые в отличие от существующих плоских и деротационных (угловых) конструкций снабжены волнообразными участками, играющими роль своеобразных демпферов. Назначением таких демпфирующих участков является возможность регулировать в известных пределах жёсткость биотехнической системы «кость-фиксирующая пластина».

Разработанные и предложенные авторами расчётные методики позволяют оценить влияние поперечных размеров сечения пластины, её длины, а также радиусов кривизны и количества волнообразных участков на жёсткость конструкции в целом. Целью расчётно-конструктивных мероприятий является максимальное приближение жёсткости полученной в результате остеосинтеза биотехнической системы «кость-фиксатор» к жёсткости целой неповреждённой кости, которую можно условно считать неким природным естественным эталоном.

Как известно, наkostные пластины широко используются для фиксации отломков длинных костей при поперечных и косых диафизарных переломах (средней, верхней и нижней трети диафиза). Такие наkostные пластины не являются дефицитными конструкциями, операции по их установке освоены подавляющим большинством травматологов, не требуют наличия высшей квалификационной категории у оперирующего персонала клиники и могут осуществляться в условиях любой районной больницы.

Многочисленными исследованиями установлено, что кость является предва-

рительно напряжённой конструкцией, о чём свидетельствуют всевозможные многочисленные литературные данные. Именно создание компрессионного динамического остеосинтеза в максимальной степени благоприятствует возникновению костной мозоли и скорейшему сращению отломков повреждённой кости.

С этой целью конструкции наkostных пластин снабжают овальными отверстиями с наклонными боковыми поверхностями для проведения фиксирующих поперечных винтов с закруглённой формой головки, благодаря чему после правильной постановки таких винтов создаётся определённое компрессирующее усилие между отломками повреждённой кости. Величина этого усилия зависит от искусства и квалификации оперирующего врача-травматолога, его опыта и интуиции.

Конструкции наkostных пластин постоянно совершенствуются, что привело к появлению малоcontactных и деротационных фиксаторов. Конструкция этих пластин раз и навсегда предопределяет их жёсткость, создание компрессирующего усилия между отломками кости достигается благодаря умению и квалификации оперирующего врача. При этом величина усилия затяжки фиксирующих винтов оказывает существенное влияние на весь репаративный процесс в целом. Наряду с этим количество фиксирующих винтов, направление их проведения, методика постановки определяют стабильность остеосинтеза, его эффективность, возможность обеспечения требуемых результатов операции. Жёсткость создаваемой при этом биотехнической систе-

мы является величиной постоянной и превышает соответствующую жёсткость целой неповреждённой кости. Если это превышение будет находиться в пределах выше допустимых, как показывает практика, может начаться рассасывание костной ткани вокруг фиксирующих винтов, их миграция и нарушение стабильности остеосинтеза в целом.

В современных условиях конструирование новых и усовершенствование существующих технических конструкций для остеосинтеза идёт по пути создания

систем «биологического» остеосинтеза, который позволяет приблизить в частности параметры жёсткости биотехнической системы к соответствующим параметрам эталона – целой неповреждённой кости.

Для приближения жёсткости биотехнической системы накостного остеосинтеза к жёсткости целой неповреждённой кости и предназначена предлагаемая конструкция плоской накостной пластины с волнообразными демпфирующими участками [5], рис. 1.

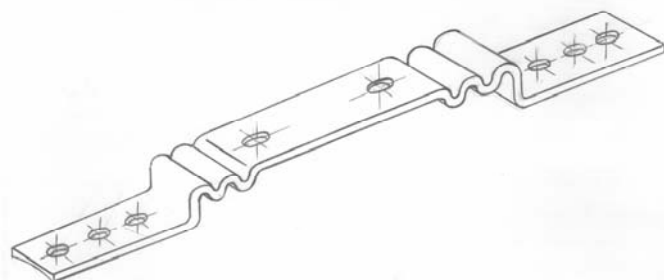


Рисунок 1. Конструкция накостной пластины с волнообразным демпфером

Пластина имеет две опорные площадки, среднюю приподнятую мостобразную часть, обеспечивающую беспрепятственный приток крови к месту перелома и два демпфирующих волнообразных участка. Форма отверстий для фиксирующих винтов обеспечивает создание межотломковой компрессии, а наличие демпфирующих участков - динамизацию всей биотехнической системы в целом. Форма и число полуволн демпфирующих участков пластины обеспечивают снижение жёсткости всей системы «кость – фиксатор», приближая её значение к жёсткости целой неповреждённой кости. Деформация прямолинейных участков биотехнической системы определялась с помощью закона Гука в абсолютных значениях для деформации растяжения-сжатия:

$$\delta = \sum_{i=1}^n \frac{Pl_i}{EF_i}, \quad (1)$$

где δ - суммарное осевое перемещение; P – осевая сила (её принимают равной возможному весу пациента); l_i – длины составляющих прямолинейных участков; E – модуль упругости I рода (для костной ткани $E_k = 1,18 \cdot 10^5$ кг/см², для материала пластины, изготовленной из стали 12X18H9T, $E_{cm} = 2,26 \cdot 10^6$ кг/см²); F_i – площадь поперечного сечения соответствующего участка; n – число участков.

Для определения осевых деформаций, возникающих на криволинейных участках накостного фиксатора, использовались энергетические методы определения перемещений в упругих системах, в частности – интегралы Мора. В общем случае, с учётом всех внутренних силовых факторов, возникающих в материале упругой системы:

$$\delta = \sum_{i=1}^n \int \frac{M_{kp}(x)M_1}{GI_\rho} dx + \sum_{i=1}^n \int \frac{M_y(x)M_1}{EI_y} dx + \sum_{i=1}^n \int \frac{M_z(x)M_1}{EI_z} dx + \sum_{i=1}^n K_y \int \frac{Q_y(x)Q_1}{GF} dx + \sum_{i=1}^n K_z \int \frac{Q_z(x)Q_1}{GF} dx + \sum_{i=1}^n \int \frac{N(x)N_1}{EF} dx, \quad (2)$$

где δ – суммарное осевое перемещение; M_{kp} , M_y , M_z , Q_y , Q_z , N – компоненты внутренних силовых факторов от внешних нагрузок при кручении, изгибе, срезе и растяжении-сжатии; M_{kp1} , M_{y1} , M_{z1} , Q_{y1} , Q_{z1} , N_1 – внутренние силовые факторы, возникающие в поперечных сечениях бруса под действием единичной безразмерной силы, приложенной в точке, перемещение которой следует определить; I_ρ , I_y , I_z – полярный и осевые моменты инерции сечения пластины; K_y , K_z – поправочные коэффициенты, зависящие от особенности формы поперечного сечения; E – модуль упругости I рода; G – модуль упругости II рода; F – площадь соответствующего поперечного сечения пластины.

Поскольку основным видом деформации, влияющим на величину суммарного осевого перемещения является деформация изгиба, для определения деформативности криволинейных участков пластины использовалось выражение:

$$\delta = \sum_{i=1}^n \int \frac{M(x)M_1}{EI} dl_i, \quad (3)$$

где δ – суммарное осевое перемещение; E – модуль упругости I рода материала пластины; I – момент инерции поперечного сечения пластины относительно нейтральной оси; $M(x)$ – выражение изгибающего момента от внешних сил, действующих на корпус пластины;

M_1 – выражение изгибающего момента от безразмерной единичной силы, действующей в осевом направлении; l_i – длина i -го участка корпуса фиксатора ($i = 1, 2, 3, \dots, n$).

Аналогичным способом определялась также деформативность и необходимые геометрические конструктивные параметры угловой (деротационной) пластины, снабжённой демпфирующими волнообразными участками (рис.2).

Как известно, деротационные пластины с угловой стабильностью значительно лучше сопротивляются внешним ротационным воздействиям по сравнению с плоскими конструкциями. Это обстоятельство делает их применение намного более предпочтительным, поскольку угловая стабильность таких пластин увеличивает их сопротивляемость как к внешним крутящим воздействиям, так и к изгибающим внешним нагрузкам не только в сагиттальной, но и во фронтальной плоскостях.

Наличие демпфирующих участков на таких конструкциях позволяет их использовать для создания компрессионного динамического остеосинтеза, приближая жёсткость биотехнической системы «кость-фиксатор» к природному эталону и одновременно повышая за счёт конструктивных особенностей фиксатора стабильность остеосинтеза.

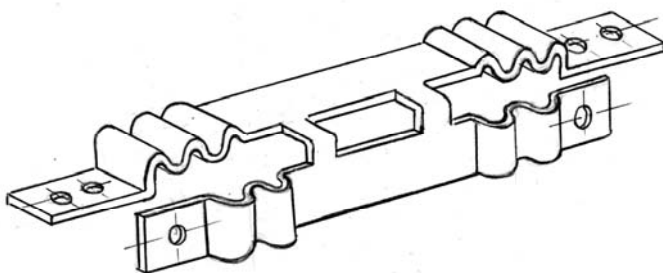


Рисунок 2. Конструкция двойной деротационной пластины с волнообразным демпфером

Результаты и обсуждение

Предложенные авторами расчётные методики позволяют оценить деформативность разработанных конструкций наклонных пластин с демпфирующими участками с учётом геометрических параметров их формы и размеров. В таблицах 1, 2 приведены результаты расчётов величин продольных осевых деформаций в корпусе плоской наклонной пласти-

ны с демпфирующими волнообразными участками в зависимости от размеров поперечного сечения, радиуса полуволокна демпфирующего участка и числа полуволокна на участке. В таблице 1 содержатся результаты расчёта для числа полуволокна $n = 2$, в таблице 2 – для числа полуволокна $n = 4$.

Таблица 1. Осевые деформации в корпусе плоской пластины с демпфирующими участками в зависимости от её геометрических параметров при числе полуволокна $n = 2$

№ п/п	Размеры поперечного сечения пластины (см)	Радиус закругления R=0,5 см	Радиус закругления R= 0,75 см	Радиус закругления R=1,0 см
		Осевая деформация (см)		
1	h=0,3 см b=1,2 см	0,013	0,04	0,09
2	h=0,35 см b=1,3 см	0,0075	0,023	0,052
3	h=0,4 см b=1,4 см	0,0047	0,015	0,033
4	h=0,4 см b=1,5 см	0,0032	0,0097	0,022
5	h=0,5 см b=1,6 см	0,0021	0,0065	0,014

Таблица 2. Осевые деформации в корпусе плоской пластины с демпфирующими участками в зависимости от её геометрических параметров при числе полуволокна $n = 4$

№ п/п	Размеры поперечного сечения пластины (см)	Радиус закругления R=0,5 см	Радиус закругления R= 0,75 см	Радиус закругления R=1,0 см
		Осевая деформация (см)		
1	h=0,3 см b=1,2 см	0,02	0,073	0,16
2	h=0,35 см b=1,3 см	0,014	0,043	0,094
3	h=0,4 см b=1,4 см	0,0089	0,027	0,052
4	h=0,4 см b=1,5 см	0,006	0,018	0,039
5	h=0,5 см b=1,6 см	0,0039	0,012	0,026

Для удобства анализа полученных расчётным путём результатов и возможности прогнозирования возможных тенденций изменения деформационных зависимостей наклонных фиксаторов с демпферами как функции от геометрических параметров и формы пластин построены графические зависимости (рис.3). На рисунках представлены графики изменения величины деформативности корпуса демпфирующей пластины

при изменении ширины сечения её корпуса и числа полуволокна демпфирующего участка при постоянной толщине сечения корпуса пластины (рис. 3, а); при постоянной ширине сечения корпуса при изменении толщины сечения (рис.3,б); для постоянных размеров сечения корпуса пластины (рис.3,в), но при различных значениях радиусов закругления полуволокна демпфирующих участков.

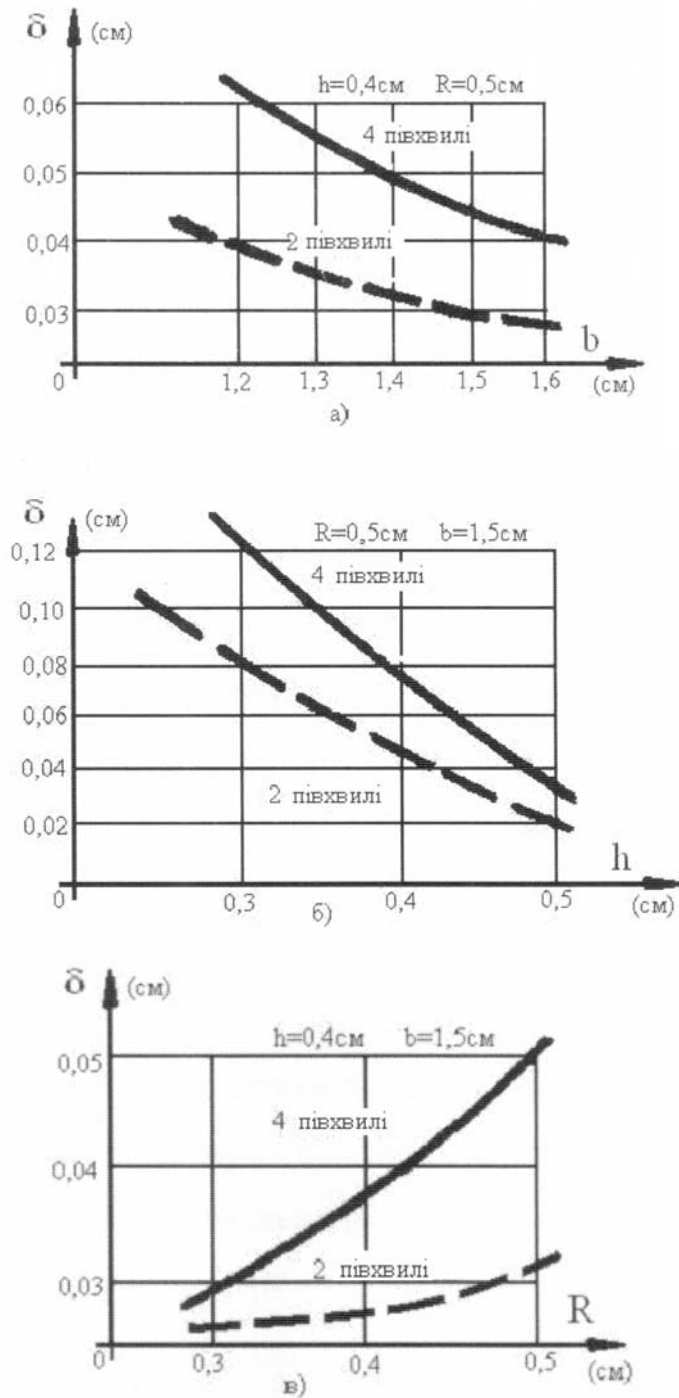


Рисунок 3. Графические зависимости величины осевой деформативности в зависимости от геометрических параметров демпфирующего участка плоской наклонной пластины: а) от ширины сечения корпуса; б) от толщины сечения корпуса; в) от значения радиуса закругления полуволн демпфирующего участка

Выводы

Анализ графических зависимостей, представленных на рис. 3, данных таблиц 1 и 2 показывает, что деформативность корпусов наклонных демпфирующих конструкций существенно зависит от размеров поперечного сечения пластины.

Увеличение числа полуволн на демпфирующем участке в 2 раза приводит к соответствующему увеличению осевой деформации в 1,5 – 1,8 раза.

Разработанная и предлагаемая в работе методика позволяет биомеханически обосновать применение волнообраз-

них демпфируючих конструкцій, оцe- нить вплив на деформаційні ха- рактеристики біотехнічної системи «кость-фіксатор» геометричних раз- мерів конструкції, жёсткість самої ко- стної ткани, котра, як відомо, в ка-

ждої візвастної групі має свої середні значення фізико-механічних характеристик і геометричних разме- ров, що учитывається методикою, предла- гаемою в роботі.

Литература и вебlioграфия

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л., Поляченко Ю.В. Применение миниинвазивного остеосинтеза при лечении диафизарного перелома бедренной кости// Клінічна хірургія.-2000.-№6.-С.40 – 43.
2. Білик С.В. Двоплщинний накістковий остеосинтез при переломах кісток подвійною деротаційною пластиною з обмеженим контактом: Дис.....канд. мед. Наук: 14.01.24.Київ, 2005.-225 с.
3. Гайко Г.В., Калашиников А.В., Боєр В.А., Нікітін П.В. Діафізарні переломи в структурі травм опорно- рухової сисіетми у населення України// Вісник ортопедії, травматології та протезування.-2006.-№1.- С.84-87.
4. Стебліна К.В. розробка шляхів і методики проектування та біомеханічного обґрунтування накісткових конструкцій для остеосинтеза: Дис.....канд. техн. наук 05.11.17. Львів, 2008.-180 с.
5. Декл. пат.(11) 2601, (51) 7A61B17/56. Пристрій для остеосинтезу з хвилеподібним демпфером // Шайко-Шайковський О.Г., Білик С.В., Стебліна К.В., Ковальчук П.С.; Заявл. 19.01.04; опубл. 15.06.04, Бюл. №6.
6. Декл. пат (11) 8241, (51) A61B17/56, Пристрій для остеосинтезу з хвилеподібним демпфером та деротаційним елементом //Шайко-Шайковський О.Г., Білик С.В., Стебліна К.в., Царик Т.О., Солійчук О.В., Зінченко А.Т.; Заявл.17.02.05; Опубл. 15.07.05, Бюл. № 7.
7. Олексик І.С., Зінченко А.Т., Стебліна К.В., Шайко-Шайковський О.Г. Шляхи та методи вдосконалення накісткових конструкцій для остеосинтезу // Наук. збірник Ужгородського університету.-2007.- Вип..32. Медицина.-С.125-128.
8. Шайко-Шайковський А.Г., Стебліна К.В. использо- вание математического моделирования в проектиро- вании на костных фиксаторов для остеосинтеза длин- ных костей // материалы междунар.симпоз. «Надёж- ность и качество»,- Пенза,- 2004.-С.75.
9. Корж А.А. Остеосинтез – достижения и проблемы // Ортопедия, травматология.-1992.-№1.-С.1-4.

Надійшла до редакції: 02.03.2009.

© С.В.Билык, И.С.Олексюк, А.Г.Шайко-Шайковський

Кореспонденція: Білик С.,
Вул. Південно-Окружна, 31, кв.91, 58032, Чернівці, Україна
E-mail: dniito@dniito.org.ua