

УДК 531/534: [57+61]

## БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПОПЕРЕЧНЫХ И КОСЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ Z-ОБРАЗНОЙ И ВОЛНООБРАЗНОЙ ПЛАСТИНАМИ

Е.В. Стеблина, А.Г. Шайко-Шайковский

Кафедра общей физики, Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича, Украина, 58000, Черновцы, ул. Коцюбинского, 2, e-mail: katusha@cv.ukrtel.net

**Аннотация.** Рассмотрена возможность создания условий для динамического остеосинтеза с помощью Z-образных и волнообразных на костных малоcontactных пластин при поперечных и косых диафизарных переломах длинных костей. Предложена расчётная методика для определения взаимных перемещений отломков поврежденной кости при использовании предложенных конструкций. Показано, что применение пластин с волнообразным демпфером является более предпочтительным вследствие большего приближения деформативности такой биотехнической системы к деформационным параметрам целой неповрежденной кости.

**Ключевые слова:** биотехническая система, остеосинтез, на костная пластина, перемещение, демпфер.

### Введение

В настоящее время при оперативном лечении переломов костей и их последствий реализуется новая концепция остеосинтеза, принципы которой заключаются в максимально стабильном соединении отломков с возможностью их микродинамизации в условиях безыммобилизационного режима пациентов в послеоперационном периоде. При этом всё большее распространение приобретают так называемые пластины с минимальным контактом, обеспечивающие необходимый приток крови к месту перелома, что, по единодушному мнению большинства авторов, является одним из основных условий успешного срастания отломков, образования костной мозоли [1]. Вместе с тем, такие пластины [1] имеют ряд существенных недостатков: конструкция малоcontactных пластин неизбежно связана с уменьшением площади их поперечного сечения, что снижает прочность всей биотехнической системы, возникает эффект шунтирования, приводящий к вымыванию кальция из отломков костей и, нередко, к повторным переломам. Кроме того, известные конструкции позволяют осуществлять, как правило, лишь статический вариант остеосинтеза. В настоящее время всё большее число исследователей склоняется к мнению, что более предпочтительным в большинстве случаев является динамический вариант остеосинтеза, обеспечивающий микродинамизацию отломков кости, что существенно благоприятствует их сращению. Для интенсификации процесса лечения, уменьшения количества осложнений на современном этапе развития травматологии и

ортопедии необходимо внедрение современного малоинвазивного накостного остеосинтеза пластинами с ограниченным контактом. Эти методы позволяют сократить сроки стационарного лечения и периода реабилитации больных [2].

В работе рассмотрены конструкции накостных пластин с Z-образными и волнообразными демпферами, позволяющими «регулировать» жёсткость биотехнической системы «кость-пластина» [3, 4]. Предложенные расчётные методики позволяют оценить влияние размеров поперечного сечения накостных пластин, радиусов закругления Z-образных и волнообразных демпферов, числа полуволн волнообразных пластин на деформационные параметры системы, подбирать конструктивные параметры фиксаторов с целью максимального приближения деформативности биотехнической системы к соответствующим параметрам целой неповрежденной кости.

Целью исследования является разработка инженерной расчётной методики оценки деформативности биотехнической системы «кость-пластина» при использовании Z-образных и волнообразных накостных пластин для остеосинтеза поперечных и косых диафизарных переломов длинных костей.

### Материалы и методы

Z-образная и волнообразная пластины предназначены для фиксации отломков кости при поперечных и косых диафизарных переломах длинных костей. В конструкции предусмотрены сквозные динамические компрессионные отверстия для фиксирующих винтов.

Накостные пластины с демпферами представляют собой конструкцию, имеющую две контактные опорные площадки и мостообразную приподнятую часть, не контактирующую с костью. Два участка по бокам центральной мостообразной части корпуса пластины являются своеобразными демпферами, упругие параметры которых определяются числом полуволн и радиусами их закругления. В конструкции предусмотрены сквозные специальные компрессионные отверстия для фиксации пластины. Форма боковых стенок отверстий и головок фиксирующих винтов позволяет создавать компрессию в зоне перелома. Контактные площадки имеют форму желоба, что обеспечивает большую стабильность крепления корпуса пластины на костных отломках.

### Результаты исследования и их обсуждение

Деформация прямолинейных участков биотехнической системы определялась с помощью закона Гука в абсолютных значениях для растяжения-сжатия [5]:

$$\delta = \frac{Pl}{EF}, \quad (1)$$

где  $\delta$  – осевое перемещение;  $P$  – продольная сила (в нашем случае – вес пациента),  $P=90$  кг;  $l$  – длина исследуемого участка кости;  $E$  – модуль упругости I-го рода (для кости  $E=1,18 \cdot 10^5$  кг/см<sup>2</sup>, для материала пластины – сталь 12Х18Н9Т –  $E=2,26 \cdot 10^5$  кг/см<sup>2</sup>);  $F$  – площадь поперечного сечения (кости или пластины).

а

б

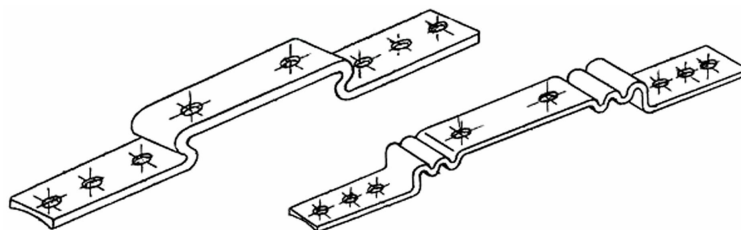


Рис. 1. Конструкция Z-образной накостной пластины (а) и пластины с волнообразным демпфером (б)

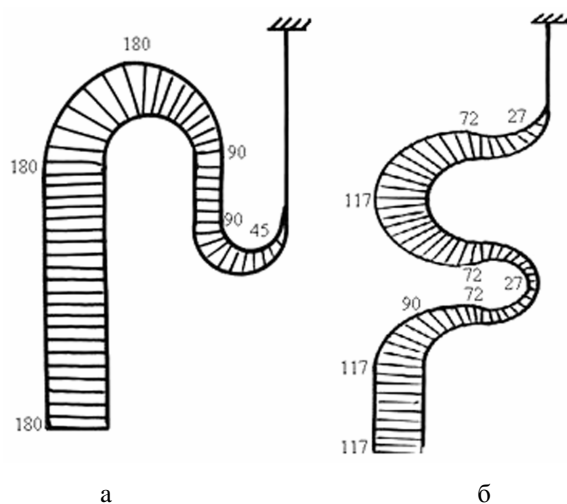


Рис. 2. Эпюры изгибающих моментов  $M(x)$  и  $M_1$  (Z-образная пластина (а) и пластина с волнообразным демпфером (б))

Осевые перемещения, возникающие в корпусе пластины на ее криволинейных участках, определялись с помощью интегралов Мора, вытекающих из энергетических методов определения перемещений в упругих системах [5]:

$$\delta = \sum_{i=1}^n \int_{l_i} \frac{M(x)M_1}{EI} dl_i, \quad (2)$$

где  $\delta$  – осевые перемещения, возникающие в материале пластины на криволинейных участках;  $I$  – момент инерции поперечного сечения пластины относительно нейтральной оси;  $M(x)$  – значения изгибающего момента от внешних сил, действующих на корпус фиксатора;  $M_1$  – значения изгибающего момента от единичной силы, действующей в осевом направлении,  $l_i$  – длина  $i$ -го участка фиксатора.

Расчётная методика позволяет учесть зависимость деформативности фиксатора от его длины, формы и размеров поперечного сечения, числа полуволн демпфирующих участков и радиусов их закругления. Изгибающие моменты определялись из соответствующих уравнений для каждого участка фиксатора. Эпюры изгибающих моментов от внешних сил и от единичной силы показаны на рис. 2.

Общая деформация биотехнической системы „кость-пластина” для обоих случаев фиксации с помощью Z-образной пластины и пластины с волнообразным демпфером определялась как сумма осевых деформаций конструкции на прямолинейных и криволинейных участках. Величина осевого усилия принималась равной среднему весу тела пациента.

Таблица 1

**Осевые деформации, возникающие в корпусе Z-образной пластины в зависимости от радиуса полуволи демпфирующего участка**

№	Размеры поперечного сечения пластины, (см)	Радиус закругления		
		R=0,5 см	R=0,75 см	R=1,0 см
		Осевая деформация (см)		
1	$h=0,3; b=1,2$	0,112	0,412	1,012
2	$h=0,35; b=1,3$	0,072	0,252	0,592
3	$h=0,4; b=1,4$	0,047	0,157	0,371
4	$h=0,4; b=1,5$	0,031	0,101	0,251
5	$h=0,5; b=1,6$	0,020	0,069	0,161

Таблица 2

**Осевые деформации, возникающие в корпусе пластины с волнообразным демпфером в зависимости от радиуса полуволи демпфирующего участка (количество полуволи – 2)**

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

Таблица 3

**Осевые деформации, возникающие в корпусе пластины с волнообразным демпфером в зависимости от радиуса полуволи демпфирующего участка (количество полуволи – 4)**

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

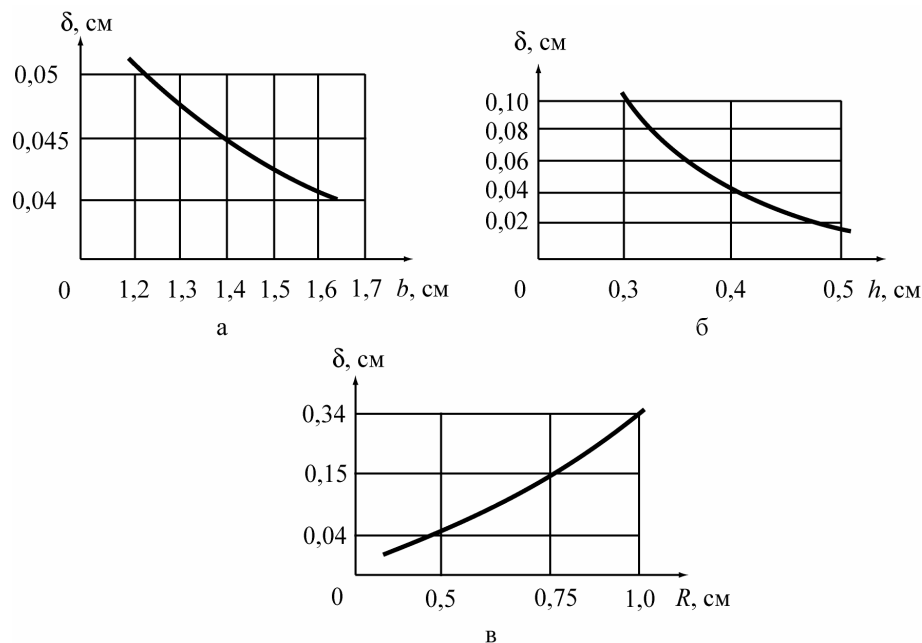


Рис. 3. Графические зависимости осевого перемещения от размеров поперечного сечения (Z-образная пластина): а)  $R=0,5$  см,  $h=0,4$  см; б)  $R=0,5$  см,  $b=1,5$  см; в)  $b=1,5$  см,  $h=0,4$  см

Как известно, целью создания любой фиксирующей конструкции является максимальное приближение биомеханических показателей системы к деформативным параметрам целой кости. Нами проведено исследование зависимости деформативности обеих конструкций (рис. 1.) от их конструктивных параметров: ширины и толщины сечения корпуса пластин, числа полуволн (для волнообразной пластины) и радиусов их закругления. В таблицах 1–3 представлены результаты расчётов осевой деформации рассмотренных конструкций пластин в зависимости от их конструктивных параметров. Так, в таблице 1 приведены величины осевых деформаций Z-образной пластины в зависимости от величины радиуса закругления полуволн при различных размерах прямоугольного сечения корпуса пластины.

В таблице 2 представлены расчётные величины осевых деформаций в корпусе пластины с волнообразным демпфером с двумя полуволнами в зависимости от их радиуса закругления и возможных значений размеров поперечного сечения корпуса пластины.

В таблице 3 даны расчётные величины осевых деформаций в корпусе пластины с волнообразным демпфером с четырьмя полуволнами в зависимости от их радиуса закругления и возможных значений размеров поперечного сечения корпуса пластины.

Расчётным путём получено, что осевая деформация участка целой неповреждённой кости между фиксирующими винтами обеих конструкций при статическом нагружении:  $\delta_{bn}=0,00185$  см.

При динамическом нагружении опорно-двигательного аппарата, при ходьбе эта величина возрастает пропорционально коэффициенту динамичности:

$$\delta_{dn} = K_d \delta_{st}, \quad (3)$$

где  $\delta_{st}$  – осевая деформация при статическом нагружении;  $\delta_{dn}$  – осевая деформация при динамическом нагружении;  $K_d$  – коэффициент динамичности.

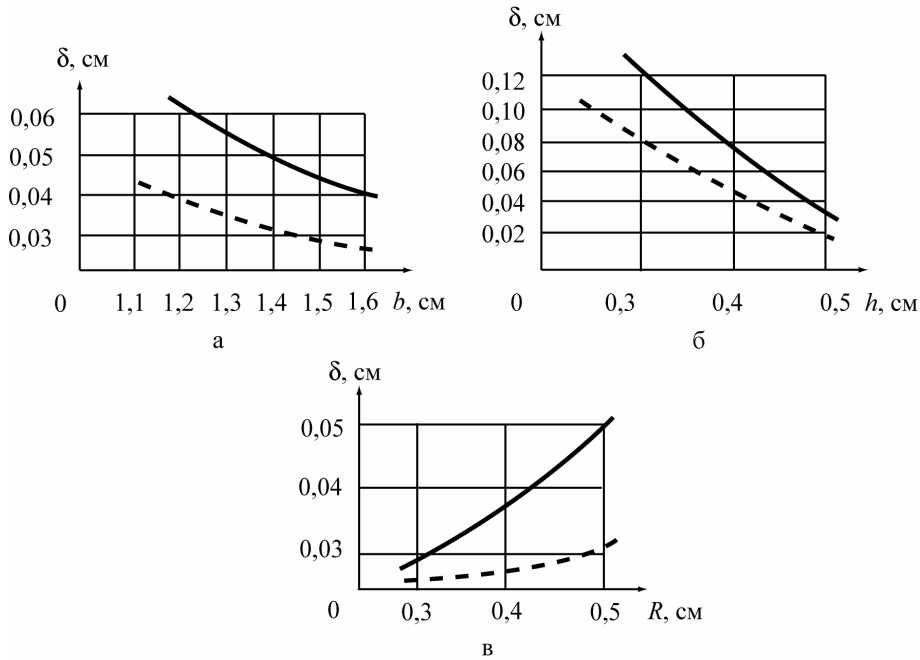


Рис. 4. Графические зависимости осевого перемещения от размеров поперечного сечения (волнообразная пластина): а)  $R=0,5$  см,  $h=0,4$  см; б)  $R=0,5$  см,  $b=1,5$  см; в)  $b=1,5$  см,  $h=0,4$  см

Величина коэффициента динамичности  $K_d$ , особенно при неосторожных движениях, потере равновесия и т.д., может достигать существенных значений, в зависимости от массы тела пациента и возникающего ускорения. Это означает, что полученное расчётным путем значение может увеличиваться в несколько раз и даже на порядок. На рис. 3 приведены графические зависимости осевого перемещения Z-образной пластины в зависимости от ширины поперечного сечения (рис. 3а), толщины поперечного сечения (рис. 3б) и величины радиусов полуволн демпфирующего участка при заданных размерах сечения (рис. 3в)

На рис. 4 приведены графические зависимости осевого перемещения волнообразной пластины для двух вариантов конструкций с 4-я и 2-я полуволнами в демпфирующей части в зависимости от ширины поперечного сечения (рис. 4а), толщины поперечного сечения (рис. 4б), величины радиуса закругления полуволн (рис. 4в).

Анализ графических зависимостей на рис. 3 позволяет сделать вывод, что осевая деформация, возникающая в корпусе Z-образной пластины существенно зависит от размеров поперечного сечения пластины. При уменьшении ширины пластины в 1,5 раза осевые деформации увеличиваются в 1,25 раза, а при снижении толщины пластины в 1,5 раза осевые деформации возрастают в 5 раз. Осевые деформации убывают также при уменьшении радиуса закруглений демпферов Z-образной пластины. Анализ графиков на рис. 4 показал, что осевые деформации в корпусе волнообразной пластины также зависят от размеров поперечного сечения, как и в Z-образной пластине. Кроме этого, увеличение числа полуволн в 2 раза влечет за собой увеличение осевой деформации в 1,5–1,8 раза.

### Выводы

1. Предложена расчётная методика для определения взаимных перемещений отломков поврежденной кости при использовании Z-образной и волнообразной пластин.

2. Расчётным путём определено влияние геометрических параметров сечения пластин, длины, радиусов закругления демпфирующих участков на деформативные характеристики фиксаторов: Z-образной и волнообразной пластин.
3. Показано, что применение пластин с волнообразным демпфером является более предпочтительным, поскольку в этом случае деформативность биотехнической системы «кость-пластина» наиболее близка к соответствующим параметрам целой неповреждённой кости.

### Список литературы

1. Анкин, Л.Н. Пластины с минимальным контактом для биологического стабильно-функционального остеосинтеза / Л.Н. Анкин // Травматология и ортопедия России. – 1995. – С. 14-16.
2. Гайко, Г.В. Стан і проблеми ортопедо-травматологічної допомоги населенню / Г.В. Гайко, А.В. Калашніков, С.В. Лимар // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2004. – № 6. – С. 5-9.
3. Декларац. патент на винахід, Україна. Пристрій для остеосинтезу з Z-подібним демпфером/ Шайко-Шайковський О.Г., Білик С.В., Царик Т.О., Леник Д.К., Василов В.М., Ковальчук П.Є. - /11/2603/, /51/7A61B17/56/; заявл. 19.01.04; опубл. 15.06.04, Бюл. № 6. – 2 с.
4. Декларац. патент на винахід, Україна. Пристрій для остеосинтезу з хвилеподібним демпфером/ Стебліна К.В., Шайко-Шайковський О.Г., Білик С.В., Солійчук О.В., Василов В.М., Ковальчук П.Є. - /11/2601/, /51/7A61B17/56/; заявл. 19.01.04; опубл. 15.06.04, Бюл. № 6. – 2 с.
5. Писаренко, Г.С. Справочник по сопротивлению материалов / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев. – К.: Наукова думка, 1988. – 734 с.

## BIOMECHANICAL ASPECTS OF PERIOSTEAL OSTEOSYNTHESIS OF TRANSVERSE AND OBLIQUE DIAPHYSIAL FRACTURES OF LONG BONES WITH Z-SHAPED AND WAVE-SHAPED PLATES

Ye.V. Steblina, A.G. Shayko-Shaykovskyy (Chernovtsy, Ukraine)

There has been examined the feasibility of the generation of conditions for dynamic osteosynthesis with the help of z-shaped and wave-shaped periosteal plates of minimum contact when transverse and oblique diaphysial fractures of long bones take place. A computational technique has been suggested for the determining of relative motion of injured bones fragments while using the offered constructions. It is proved that the usage of the plates with a wave-shaped damper is more preferable because of higher degree of deformity approximation of such biotechnical system in relation to the deformation parameters of the whole non-injured bone.

**Key words:** biotechnical system, osteosynthesis, periosteal plate, motion, damper.

Получено 3 июня 2005