

## УНІФІКАЦІЯ ХАРАКТЕРИСТИК ДЕФОРМУВАННЯ В БІОХІМІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Запропоновано уніфіковану систему позначень положення характерних точок кістки та місця зламу із застосуванням загально прийнятих методів механіки деформованого твердого тіла. Спосіб позначень дає можливість використання інформації про деформаційні характеристики для комп'ютерної обробки, систематизації та прогнозування механічної надійності різних систем остеосинтезу. Система реєстрації деформацій може бути застосовна при випробуваннях пристроїв фіксації переломів.

**Ключові слова:** остеосинтез, деформації, зміщення уламків, жорсткість.

### Вступ

Експериментальні дослідження у галузі біомеханіки систем остеосинтезу – один з шляхів підвищення якості лікування постраждалих з переломами та іншими травмами кісток. Численні публікації на цю тему підтверджують актуальність зазначених досліджень.

На наш погляд, аналіз даних, що одержані на сьогодні різними авторами, та обмін інформацією в області біомеханіки остеосинтезу (ОС) стримується неоднозначністю термінології при описанні результатів та відсутністю уніфікованих позначень механічних характеристик об'єктів випробувань. У даній публікації зроблена спроба встановити найбільш прийнятні, з нашої точки зору, поняття, якими доцільно користуватися при біомеханічних дослідженнях систем ОС, та запропонувати систему позначень біомеханічних характеристик цих систем.

**1. Про загальну термінологію.** Надійність будь-якої механічної системи у вузькому розумінні – це спроможність цієї системи зберігати працездатний стан протягом певного часу або протягом певної наробітки. У стандарті [1] ці властивості об'єднані під терміном "безвідмовність".

У широкому розумінні надійність – це комплексна властивість об'єкту, яка в залежності від призначення та умов експлуатації може включати у певних сполученнях безвідмовність, довговічність та збереженість цього об'єкту.

Переваги ОС пов'язані з жорсткістю фіксації фрагментів кістки, яка характеризується величиною їх зсувів і поворотів, що не виходять за допустимі межі в умовах рухів. Цим виключається небезпека травмування утвореного кісткового

регенерату і зберігається нормальний процес консолідації кістки. На величину жорсткості фіксації фрагментів у пристрої ОС впливають будова і властивості кістки, а також конструкція та характеристики фіксаторів та інших деталей пристрою, схема їх розташування та характер діючих навантажень [2, 3, 4, 5].

У травматологічній практиці під терміном **надійність системи "кістка – засіб фіксації перелому"** прийнято розуміти спроможність цієї системи зберігати значення всіх параметрів, що характеризують здатність виконувати необхідні функції. Це насамперед відноситься до зберігання системою заданої жорсткості фіксації кісткових уламків у встановлених межах (малі деформації при дії навантаження) в заданих режимах і умовах застосування протягом часу лікування.

Отже, надалі під терміном **надійність системи остеосинтезу** будемо насамперед розуміти **спроможність зберігання деформаційних характеристик системи у певних межах протягом всього терміну експлуатації.**

**2. Експериментальна база для введення уніфікованих позначень.** На сьогодні дослідниками у галузі біомеханіки ОС накопичені численні експериментальні дані про деформування систем "кістка – засіб фіксації перелому". Зокрема, у лабораторії біомеханічних систем НТУУ "КПІ" створено банк даних про поля деформацій та зміщень уламків (фото- та відеофайли, архів табличних даних) пошкоджених кісток нижніх кінцівок з різними системами ОС, що були піддані стиску, розтягу, згину та крученню. Зібрано дані, що стосуються переломів стегнової кістки, кісток гомілки, стопи та нижньої щелепи [6-13]. У процесі випробувань реєстрували як загальні деформації кісток, так і переміщення багатьох точок препаратів, включно із взаємними зміщеннями обломків кісток.

Міжнародна класифікація переломів кінцівок АО систематизує типи переломів, але не встановлює однозначного позначення взаємних зміщень уламків та загальних деформацій системи ОС. Відсутність єдиних (уніфікованих) позначень призводить до складнощів при порівнюванні результатів досліджень та математичному описанні деформацій кінцівок та систем ОС навіть при застосуванні однакових методик випробувань.

### 3. Основні складнощі уніфікації позначень у біомеханіці систем ОС:

- велика кількість досліджених анатомічних об'єктів; різноманітність типів переломів та конструкцій систем ОС; численність різних типів та режимів зовнішніх фізіологічних навантажень;
- різні типи (лінійні та кутові) та напрями деформацій (змішень) різних точок переломів;
- різні типи навантажень (стиск, розтяг, згин, кручення), що прикладаються до різних точок кінцівки.

Кістки кінцівок є об'єктами, що мають достатньо складну топографію. Тому використати позначення, що прийняті в механіці деформівного твердого тіла, без урахування анатомічних особливостей кісток, не уявляється можливим.

**Мета роботи** – розробити уніфіковану систему позначень положення характерних точок кістки та місця зламу із застосуванням загальноприйнятих методів механіки деформівного твердого тіла. Головною метою розробки уніфікованого способу позначень була подальша можливість використання інформації про деформаційні характеристики різних систем ОС для комп'ютерної обробки, систематизації та прогнозування механічної надійності зазначених систем.

Аналіз процесів деформування кісток з системами ОС проводиться із застосуванням методів аналізу векторів переміщень, прийнятому в біомеханіці кінцівок.

### Результати та їх обговорення

Пропонується введення уніфікованих позначень для описання деформацій пошкоджених кісток кінцівок з системами ОС. На наш погляд, такі позначення є прийнятні як для хірургів-травматологів, так і для спеціалістів у галузі технічної механіки.

**Позначення координатних осей** (рис. 1): **вісь X** – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та фронтальної площин;

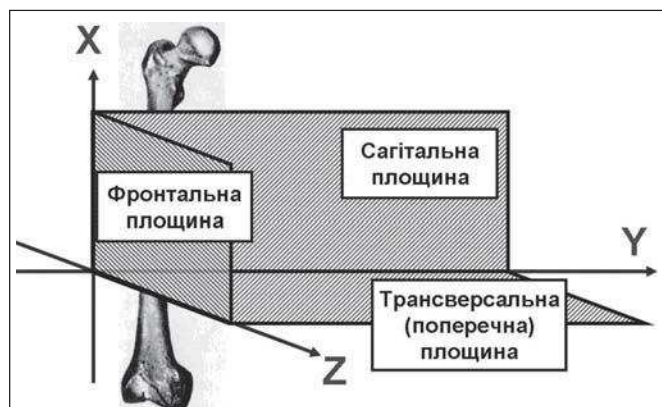


Рис. 1. Позначення координатних осей та їх зв'язок з анатомічними площинами.

**вісь Y** перпендикулярна осі X, перпендикулярна фронтальній площині та є лінією перетину поперечної (трансверсальної) та сагітальної площин; **вісь Z** перпендикулярна осі X, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину поперечної та фронтальної площин.

**Позначення точок перелому** відповідає дорсальній (D), латеральній (L), медіальній (M) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому (рис. 2). Таким чином,

$D^D, L^D, M^D, V^D$  – точки, що належать дистальній частині кістки;

$D^P, L^P, M^P, V^P$  – точки, що належать проксимальній частині кістки;

$D^D, D^P$  – точки, що належать дорсальній частині кістки;

$L^D, L^P$  – точки, що належать латеральній частині кістки;

$M^D, M^P$  – точки, що належать медіальній частині кістки;

$V^D, V^P$  – точки, що належать вентральній частині кістки.

**Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи** несуть інформацію про напрями дії зовнішніх сил і моментів та про напрям вимірювання переміщень та кутів повороту (рис. 2 та 3):



Рис. 2. Схематичне зображення перелому (діастаз збільшено для наочності), позначення точок перелому, координатних осей та силових факторів, що діють на кістку.

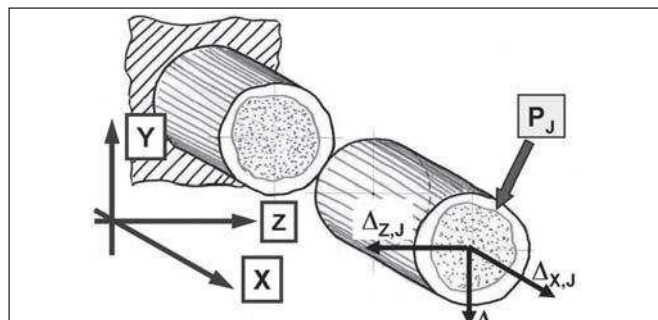


Рис. 3. Схематичне зображення проєкцій переміщень точки прикладання сили  $P_J$  на вісі X, Y, Z.

$P_J$  – загальні позначення зовнішньої сили (індекс при  $P$  – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження);

$D_{I,J}$  – загальні позначення абсолютних переміщень точки прикладання сили (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється переміщення, другий індекс – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження).

Таким чином,  $P_X$ ,  $P_Y$  та  $P_Z$  – зовнішні сили, що діють вздовж осей  $X$ ,  $Y$  та  $Z$  відповідно;

$\Delta_{X,J}$ ,  $\Delta_{Y,J}$  та  $\Delta_{Z,J}$  – абсолютні лінійні переміщення, виміряні у напрямках  $X$ ,  $Y$  та  $Z$ , під дією навантаження  $P_J$ ;

$\Delta_J = (\Delta_{X,J}^2 + \Delta_{Y,J}^2 + \Delta_{Z,J}^2)^{1/2}$  – повне лінійне переміщення точки прикладання навантаження  $P_J$ .

**Позначення характеристик жорсткості.** За вимірними переміщеннями точок кістки визначали жорсткості та приведені деформації, які є загальними характеристиками систем ОС:

$\delta_{I,J} = \Delta_{I,J} / P_J$  – приведені лінійні деформації у напрямі  $I$  під дією навантаження у напрямі  $J$ ;

$C_{I,J} = (\delta_{I,J})^{-1}$  – загальні жорсткості системи у напрямі  $I$  під дією навантаження у напрямі  $J$ .

**Позначення зміщень в області перелому.** За вимірними переміщеннями проксимальних та дистальних точок, що безпосередньо належать області перелому, визначали їх взаємні зміщення, які характеризують якість системи ОС:

$D_{I,0}$ ,  $L_{I,0}$ ,  $M_{I,0}$ ,  $V_{I,0}$  – проекції відстаней між суміжними дорсальними, латеральними, медіальними та вентральними точками перелому на вісь  $I$ , що виміряні в ненавантаженому стані системи;

$D_{I,J}$ ,  $L_{I,J}$ ,  $M_{I,J}$ ,  $V_{I,J}$  – проекції відстаней між суміжними дорсальними, латеральними, медіальними та вентральними точками перелому на вісь  $I$ , що виміряні під дією навантаження  $P_J$ ;

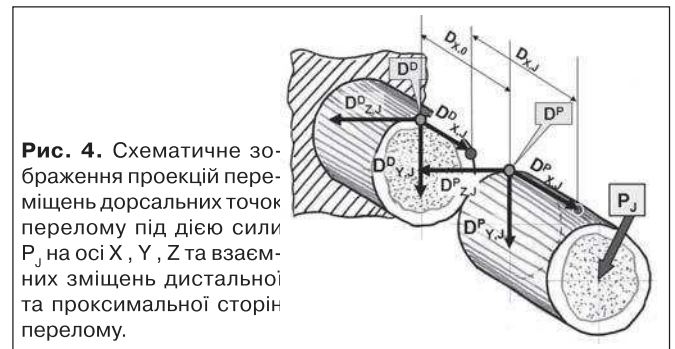
$\Lambda_{I,J}^D$ ,  $\Lambda_{I,J}^L$ ,  $\Lambda_{I,J}^M$ ,  $\Lambda_{I,J}^V$  – загальні позначення зміщення суміжних точок у вентральній, дорсальній, латеральній та медіальній частинах перелому відповідно (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється зміщення, другий індекс – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження). Додатне значення зміщення означає збільшення відстані між точками, від'ємне – зменшення;

$\lambda_{I,J}^D$ ,  $\lambda_{I,J}^L$ ,  $\lambda_{I,J}^M$ ,  $\lambda_{I,J}^V$  – приведені зміщення точок перелому, розраховані як модулі відношення відповідних взаємних зміщень до величини прикладеного навантаження;

$C_{I,J}^D$ ,  $C_{I,J}^L$ ,  $C_{I,J}^M$ ,  $C_{I,J}^V$  – умовні жорсткості закріплення перелому, розраховані як величини, зворотні до відповідних приведених зміщень.

**Приклад позначення зміщень.** З використан-

ням вищенаведених позначень взаємні зміщення точок уламків, приведені зміщення та жорсткості з'єднання в дорсальній області перелому визначаються таким чином (рис. 4):



**Рис. 4.** Схематичне зображення проекцій переміщень дорсальних точок перелому під дією сили  $P_J$  на осі  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  та взаємних зміщень дистальної та проксимальної сторін перелому.

$\Delta_{X,J}^D = D_{X,J} - D_{X,0}$  – взаємне зміщення суміжних дорсальних точок перелому у напрямі  $X$  під дією навантаження  $P_J$ ;

$D_{X,0}$  – відстань між суміжними дорсальними точками перелому, виміряна до прикладення навантаження;

$D_{X,J}$  – відстань між суміжними дорсальними точками перелому, виміряна при дії навантаження  $P_J$ ;

$\Lambda_J^D = [(\Delta_{X,J}^D)^2 + (\Delta_{Y,J}^D)^2 + (\Delta_{Z,J}^D)^2]^{1/2}$  – повне лінійне взаємне зміщення дорсальних точок;

$\lambda_{X,J}^D = \Delta_{X,J}^D / P_J$  – приведені зміщення у напрямі  $X$  під дією навантаження у напрямі  $J$ ;

$C_{X,J}^D = (\lambda_{X,J}^D)^{-1}$  – жорсткість з'єднання у напрямі  $X$  під дією навантаження у напрямі  $J$ .

Аналогічні співвідношення для латеральних, медіальних та вентральних точок перелому можна отримати шляхом заміни верхнього індексу  $D$  на  $L$ ,  $M$  та  $V$  відповідно.

**Моменти сил та кути повороту.** При дії зовнішніх навантажень одночасно з лінійними зміщеннями протилежні частини перелому можуть змінювати кути взаємного нахилу. Ступінь зміни зазначених кутів є однією з характеристик жорсткості фіксації перелому та може бути показником надійності системи ОС нарівні з жорсткостями, що визначаються за лінійними переміщеннями точок.

**Позначення моментів сил та кутів повороту перелому** відповідають позначенням координатних осей, відносно яких діють ці моменти та обертаються лінії, що з'єднують точки перелому:  $M_J$  – загальне позначення моменту сили (згинального або крутильного), що діє в площині, перпендикулярній осі  $J$ ;

$\phi_{I,J}$  – кут повороту відносно осі  $I$  за рахунок дії моменту сили  $M_J$ ;

Таким чином,  $M_Z$  та  $M_Y$  – згинальні моменти, що прикладені у площинах, перпендикулярних осям  $Z$  (сагітальна площина) та  $Y$  (фронтальна площина) відповідно;

$M_X = M_{KP}$  – крутильний момент, який прикла-

дається у площині, перпендикулярній осі X (трансверсальна площина);

$\Phi_{Z,J}$ ,  $\Phi_{Y,J}$  та  $\Phi_{X,J}$  – кути повороту перелому в площинах, перпендикулярних осям Z, Y та X відповідно, що виникають за рахунок дії моменту сили  $M_J$ ;

$\gamma_{I,J} = \Phi_{I,J} / M_J$  – приведена кутова деформація;

$K_{I,J} = (\gamma_{I,J})^{-1}$  – загальна кутова жорсткість системи.

**Вимірювання кутів взаємного повороту частин перелому.** Застосування для вимірювання кутів повороту додаткових засобів або інструментів не є доцільним, оскільки значення цих кутів можна отримати розрахунковим шляхом за значеннями лінійних переміщень декількох точок перелому.

Схема, за якою проводили розрахунки, наведена на рис. 5. Точки D та V належать дорсальній та вентральній частинам перелому. В процесі навантаження зовнішньою силою  $P_J$  зазначені точки переміщуються і займають положення  $D^1$  та  $V^1$ . При цьому в загальному випадку змінюються не тільки відстані між точками, але і кут нахилу (відрізок DV обертається на кут  $\Phi_{Z,J}$ ).

Показано сагітальна площина кістки і проекції переміщень  $\Delta_{X,J}^D$ ,  $\Delta_{Y,J}^D$ ,  $\Delta_{X,J}^V$  та  $\Delta_{Y,J}^V$  дорсальної та вентральної точок на відповідні осі за рахунок сили  $P_J$ . Величини переміщень вимірюємо безпосередньо в експерименті [8].

Відстань між дорсальною та вентральною точкою в процесі навантаження кістки не змінюється ( $DV = D^1V^1$ ). Враховуючи цю обставину, кут повороту можна визначити таким чином:

$$\Phi_{Z,J} = \arctg [(\Delta_{X,J}^D - \Delta_{X,J}^V) / (DV + \Delta_{Y,J}^V - \Delta_{Y,J}^D)] .$$

У випадках, коли вертикальні переміщення відламку малі ( $\Delta_{Y,J}^D \approx \Delta_{Y,J}^V \approx 0$ ) зручніше користуватися формулою

$$\Phi_{Z,J} = \arcsin [(\Delta_{X,J}^D - \Delta_{X,J}^V) / DV] .$$

Варто відмітити, що в наведені формули значення зміщень слід підставляти з відповідними знаками (“+” при зміщенні точки праворуч та вниз, “-” при зміщенні наліво та вгору або нав-

паки: “+” при зміщенні наліво та вгору “-” при зміщенні направо та вниз). При цьому додатній знак кута буде означати поворот перерізу за годинниковою стрілкою.

### Приклади використання запропонованої системи позначень

Використання запропонованих способів реєстрації результатів проілюструємо на прикладах випробувань великогомілкової кістки з переломом, що був закріплений стрижневим апаратом зовнішньої фіксації. Конструкція апарату, методика підготовки об'єктів, їх закріплення у випробувальній установці та способи навантаження детально описані у роботах [9, 10].

Результати випробувань при стискуванні силою вздовж осі X та при згині у сагітальній площині вздовж осі Y наведені в табл. 1.

Таблиця 1.

**Абсолютні лінійні переміщення D (мм), зміщення суміжних точок перелому  $\Delta$  (мм), приведені лінійні деформації  $\delta$  (мм/Н) та приведені зміщення точок перелому  $\lambda$  (мм/Н) системи “ВГК – СтАЗФ” при компресійних та згинальних навантаженнях**

Характеристика	Компресійне навантаження вздовж осі X	
	$P_x = 58.9$ Н	$P_x = 90.1$ Н
$\Delta_{X,X}(\delta_{X,X})$	2.19 (0.0372)	3.52 (0.0391)
$\Delta_{X,X}^D(\lambda_{X,X}^D)$	-1.56 (0.0265)	-2.59 (0.0287)
$\Delta_{X,X}^V(\lambda_{X,X}^V)$	-2.16 (0.0367)	-3.55 (0.0394)
$\Delta_{Y,X}(\lambda_{Y,X}^D)$	0.19 (0.0032)	0.29 (0.0032)
$\Delta_{Y,X}^V(\lambda_{Y,X}^V)$	0.17 (0.0029)	0.29 (0.0032)
Середнє значення загальної жорсткості системи при компресійному навантаженні $C_{X,X} = 26.21$ Н / мм (відхилення від середнього значення $\pm 2.5\%$ )		
Характеристика	Згинальне навантаження у сагітальній площині	
	$P_x = 28.9$ Н	$P_x = 53.0$ Н
$\Delta_{X,X}(\delta_{X,X})$	9.96 (0.3446)	19.83 (0.3742)
$\Delta_{X,X}^D(\lambda_{X,X}^D)$	-1.48 (0.0512)	-2.79 (0.0526)
$\Delta_{X,X}^V(\lambda_{X,X}^V)$	-1.82 (0.0630)	-4.28 (0.0807)
$\Delta_{Y,X}(\lambda_{Y,X}^D)$	2.05 (0.0709)	3.48 (0.0657)
$\Delta_{Y,X}^V(\lambda_{Y,X}^V)$	1.14 (0.0394)	2.91 (0.0549)
Середнє значення загальної жорсткості системи при згині $C_{Y,Y} = 2.78$ Н / мм (відхилення від середнього значення $\pm 4.1\%$ )		

Для підвищення точності при вимірюванні кутів повороту використовували два реперних стрижня, що були закріплені поблизу перелому (рис. 6). Кути закручування визначали за формулою

$$\Phi_{X,M} = \arcsin [(\Lambda^{3-4}_{X,M} - \Lambda^V_{X,M}) / \Lambda] ,$$

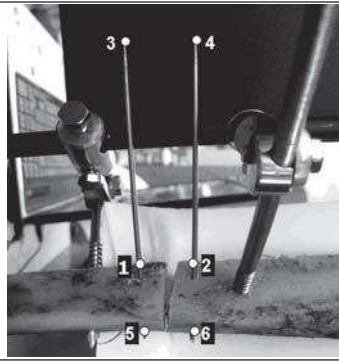
де  $\Lambda^{3-4}_{X,M}$  – взаємні зміщення точок 3 – 4 у фронтальній площині;

$\Lambda^V_{X,M}$  – взаємні зміщення вентральних точок (на рис. 6 – точки 1-2);

$\Lambda$  – довжина реперних стрижнів.

Після вимірювань були розраховані абсолютні та приведені кути закручування. Результати наведено в табл. 2.

**Рис. 6.** Розташування реперних стрижнів 3-5 та 4-6 при вимірюванні деформацій системи "великогомілкової кістки – СтАЗФ": 1, 2 – дорсальні точки; 3, 4 – крайні точки реперних стрижнів; 5, 6 – вентральні точки.



Таблиця 2.

**Зміщення суміжних точок перелому  $\Delta$  (мм), кути повороту перелому  $\varphi$  ( $^\circ$ , рад) та приведені кутові деформації перелому  $\gamma$  (град / Н·мм) системи "ВГК – СтАЗФ" при ротаційному навантаженні**

Характеристика	Момент кручення у трансверсальній площині	
	$M_x = 1430$ Н·мм	$M_x = 2870$ Н·мм
$\Delta^{3-4}_{x,m}$	9.53 мм	19.16 мм
$\Delta^{4-5}_{x,m}$	0.04 мм	0.08 мм
$\varphi_{x,m}$	3.64 $^\circ$	7.28 $^\circ$
$\gamma_{x,m}$	2.545·10 <sup>-3</sup> град/Н·мм	2.537·10 <sup>-3</sup> град/Н·мм

Середнє значення загальної кутової жорсткості системи  $K_{x,m} = 0.394 \cdot 10^3$  Н·мм / рад = 0.225·10<sup>5</sup> Н·мм / рад (відхилення від середнього значення  $\pm 0.16\%$ )

## Висновки

1. Практика застосування запропонованих позначень показала підвищену інформативність та зручність введеної системи ідентифікації та систематизації результатів. За її допомогою достатньо просто узагальнювати результати досліджень на натурних препаратах та проводити аналіз деформаційної надійності нових систем ОС.

2. Запропонована система формалізованих позначень та їх реєстрації може бути застосовна при сертифікаційних випробуваннях пристроїв фіксації переломів та імплантатів, які використовуються в ортопедо-травматологічній практиці.

## Література

1. ГОСТ 27.002—89. Надійність в техніці. Основні поняття. Термины и определения. Дата введення 01.07.90
2. Попов И.Ф., Березка Н.И., Спесивый И.И. и др. Лечение последствий переломов длинных костей нижних конечностей аппаратами на спицевой и стержневой основе // Ортопедия, травматология. — 1996. №3. С. 44-47.
3. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Биомеханические аспекты в схемах чрескостной фиксации при лечении диафизарных дефектов длинных костей // Вопросы травматологии и ортопедии: Тез. юбил. науч.-практ. конф. — Иркутск, 1996. С. 33-34.
4. Калнберз В.К. Компрессионно-дистракционные аппараты напряженной и жесткой систем. Рига, 1981. 67 с.
5. Комплексный подход к моделированию систем внешней фиксации при лечении переломов опорно-двигательного аппарата методом остеосинтеза / А. В.Ткачева, Л.В.Сафонова, О.В.Бейдик, К.Г. Бутовский, К.К. Левченко, С.И. Киреев // Технологии живых систем – М, 2006 – Т 3 – № 4 – С. 60-62.

6. Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів // Вісник НТУУ "КПІ", серія Машиностроение – К: 2008, – № 54. – С. 51-62.
7. Шидловский Н.С., Лакша А.М., Лакша А.А. Параметры жесткости стержневых аппаратов фиксации // Вісник НТУУ "КПІ", Серія Машинобудування, – К: 2010, – № 59. – С. 31-34.
8. Шидловский Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // Вісник НТУУ "КПІ", Серія Машинобудування – К: 2010, – № 58. – С. 195-203.
9. Лакша А.М., Шидловський М.С. Біомеханічні характеристики стрижневих систем фіксації великогомілкової кістки при короткочасних та циклічних навантаженнях // Літопис травматології та ортопедії. – 2011, № 1-2. – С. 29-35.
10. Шидловский Н.С., Лакша А.М., Шпак Д.Е. Натурные испытания систем "большеберцовая кость с переломом – стержневой аппарат фиксации" // Вісник НТУУ "КПІ", Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 61 том 2. – С. 134 –140.
11. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.
12. Шидловский Н.С. Методы исследования систем остеосинтеза конечностей человека. Часть 2. Критерии деформационной надежности // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 2. – С. 42-50.
13. Шидловский Н.С. Критерии деформационной надежности систем остеосинтеза // Літопис травматології та ортопедії. – 2012, № 1-2. – С.120-125.

**Шидловский М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю.**

### Унификация характеристик деформирования в биохимических исследованиях систем остеосинтеза

Предложена унифицированная система обозначений характерных точек кости и места перелома с применением общепринятых методов механики деформируемого твердого тела. Способ обозначений дает возможность использования информации о деформационных характеристиках для компьютерной обработки, систематизации и прогнозирования механической надежности различных систем остеосинтеза. Система регистрации деформаций может быть использована при испытаниях устройств фиксации переломов.

**Ключевые слова:** остеосинтез, деформации, смещение отломков, жесткость.

**Shidlovsky MS, Lakshya AM, D. Shpak**

### Unification of deformation characteristics in biochemical research systems of osteosynthesis

A unified system of signs position of characteristic points of bone and place of fracture with using generally accepted methods of solid mechanics is proposed. Method of notation allows use of deformation characteristics for computer processing, systematization and prediction of mechanical reliability of various systems of osteosynthesis fixation. The registration system of deformations is applicable when testing devices for fixation of fractures.

**Keywords:** osteosynthesis fixation, strain, displacement of fragments, stiffness.