

УДК 611.08:539.4

Шидловський¹ М.С., к.т.н., доц., Турчин² А.М., хірург, Димань¹ М.М.

1 - НТУУ «Київський політехнічний інститут» м. Київ, Україна;

2 - КЗ КОР «Київська обласна клінічна лікарня», м. Київ

БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РІЗНИХ СПОСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ ТАРАННОЇ КІСТКИ

Shidlovskiy¹ M., Turchin² A., Dyman¹ M.1 - National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine (mmi@kpi.ua);

2 - Kyiv Regional Clinical Hospital, Kyiv, Ukraine

BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF DIFFERENT FIXING METHODS OF FRACTURES OF THE TALUS

Досліджено характеристики жорсткості та надійності фіксації переломів стандартними та зустрічно-компресуючими гвинтами, що фіксують переломи тіла та шийки таранної кістки у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень. При передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження; залишкові деформації (взаємний зсув відламок) систем з зустрічно-компресуючими гвинтами суттєво менше залишкових деформацій систем з стандартними гвинтами. Застосування нових типів гвинтів суттєво підвищує стабільність фіксації та в цілому збільшує механічну надійність фіксації переломів таранної кістки.

Ключові слова: остеосинтез, зміщення уламків, фіксація переломів, жорсткість фіксації переломів, міцність фіксації переломів, стабільність фіксації переломів, таранна кістка, гвинти, спиці.

Вступ. Фіксація уламків кісток кінцівок людини стандартними та новими засобами остеосинтезу, окрім клінічних показників, повинна мати достатньо високі механічні характеристики. Зокрема, система «кістка – фіксатор» має бути достатньо міцною, жорсткою (мало деформуватися) та стабільною при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися певними фізіологічними навантаженнями. Теоретичні розрахунки переміщень, що виникають в зазначених системах, є достатньо складною задачею, в першу чергу, у зв'язку з особливостями механічних характеристик кісткової тканини (анізотропія, неоднорідність тощо) та складною конфігурацією анатомічних об'єктів.

Переломи над'яркової (таранної) кістки із зміщенням уламків належать до складних переломів, які призводять до довгострокової непрацездатності або навіть інвалідності [1]. На сьогодні відсутня єдина точка зору, щодо вибору раціональних фіксаторів та способів фіксації таких переломів. Для вибору оптимального способу фіксації необхідно визначення та порівняння жорсткості фіксації уламків на натурній моделі перелому таранної кістки (ТК) при використанні різних фіксаторів та способів фіксації.

Визначенню клінічних та фізичних характеристик засобів фіксації переломів кісток стопи присвячені роботи [2, 8, 9, 11, 15, 16, 17, 18]. На основі аналізу літературних джерел встановлено наступне.

Відсутні дані щодо стабільності з'єднання під дією циклічно змінних навантажень. Такий вид випробувань імітує навантаження при ходьбі, що є важливим з точки зору оцінки надійності скріплення уламків з урахуванням фізіологічних факторів. Відсутнє порівняння показників стабільності різних способів з'єднання уламків ТК.

Постановка задачі. З урахуванням вищезазначеного нами сформульовано такі основні задачі наших досліджень: удосконалити відомі та розробити нові методики досліджень систем остеосинтезу; провести серію випробувань нових систем остеосинтезу при статичних та циклічних навантаженнях; встановити закономірності впливу фіксації на міцність та жорсткість з'єднань.

Об'єкти випробувань. Як об'єкти випробувань були взяті непошкоджені ТК людини (рис. 1).

Таранна кістка [19, 20] (лат. Talus) - одна з кісток передплесни, що формує нижню частину гомілковостопного суглоба за допомогою з'єднання з велико- і маломілковою кістками. Знизу ТК з'єднується з п'ятковою кісткою, а спереду - з човноподібною.

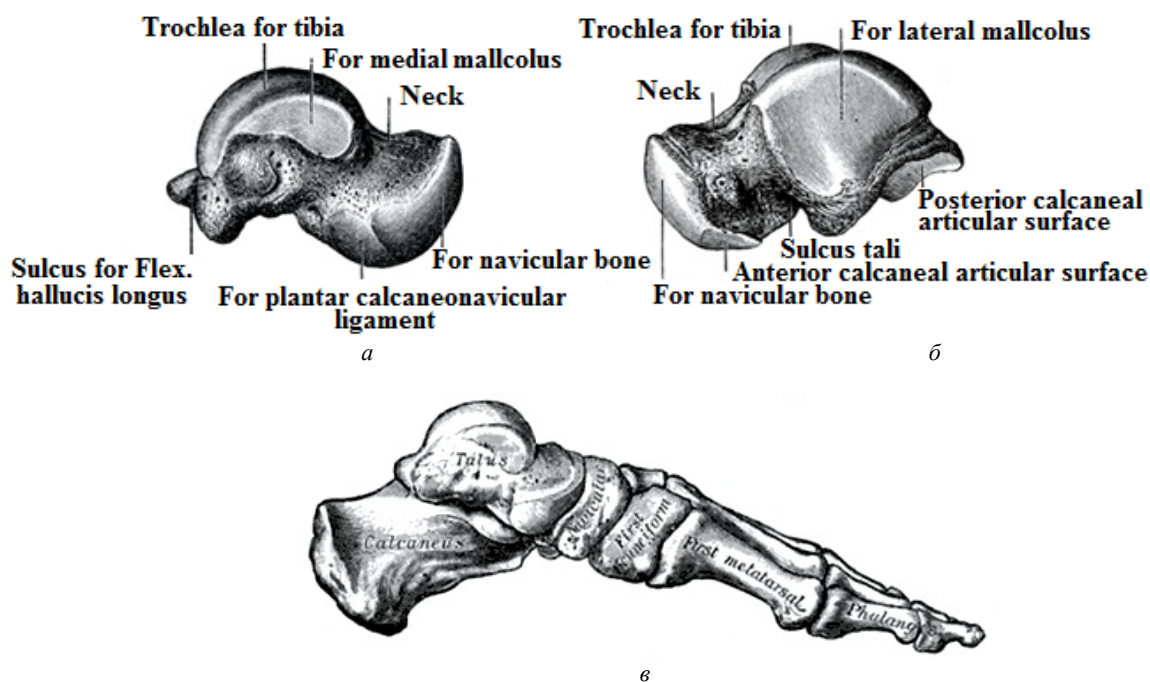


Рис. 1. Таранна кістка: медіальна (а) та латеральна поверхні (б); скелет стопи, вид збоку (в) [23]

В табл. 1 приведені позначення об'єктів випробувань та відомості щодо способу фіксації перелому, а в табл. 2 – геометричні характеристики досліджених кісток.

Таблиця 1

Позначення об'єктів випробувань

№№ зразків	Шифр зразків	Назва об'єкту випробувань	Зображення
1 - 8	1Н-8Н	Непошкоджені таранні кістки №№ 1 ... 8	Рис. 2
9	1ф	ТК №1, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення МКГ3.5 та ШК по медіальному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3а
10	2ф	ТК № 2, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення двох МКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні перпендикулярно лінії перелому ТК.	Рис. 3б
11	3ф	ТК № 3, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення ЗКГ3.5 та ШК по медіальному краю суглобової поверхні перпендикулярно лінії перелому ТК.	Рис. 3в
12	4ф	ТК № 4, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні та МКГ3.5 по латеральному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3г
13	5ф	ТК № 5, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні та ШК по латеральному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3д
14	6ф	ТК № 6, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення двох ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні голівки ТК перпендикулярно перелому.	Рис. 3е
15	7ф	ТК № 7, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення двох КГ3.5 по медіальному та латеральному краях суглобової поверхні ТК.	Рис. 3ж
16	8ф	ТК № 8, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення МКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні перелому та ШК по латеральному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3з

Позначення в таблиці: ПЛТК – поперечний перелом шийки лівої таранної кістки; ППТК – поперечний перелом шийки правої таранної кістки; МКГ3.5 – малолярний компресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; ШК – штиця Кіршнера; ЗКГ3.5 – модифікований канюльований зустрічно-компресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; КГ3.5 – кортикальний гвинт діаметром 3.5 мм

Таблиця 2

Геометричні характеристики зразків, мм

№№ зразків	Розміри шийки у місці перелому		Відстань від точки прикладення сили до місці перелому
	висота	ширина	
1	26	31	9.0
2	27	31	10.2
3	34	31	8.3
4	33	34	6.0
5	30	31	10.0
6	32	31	7.0
7	28	34	7.4
8	30	27	5.0

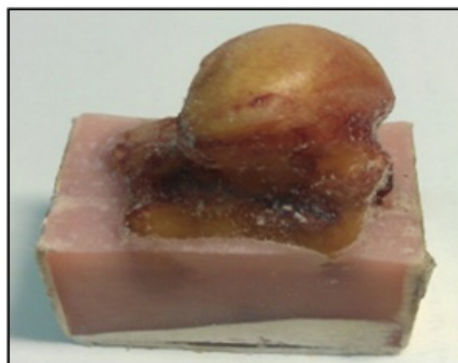


Рис. 2. Непошкоджена таранна кістка

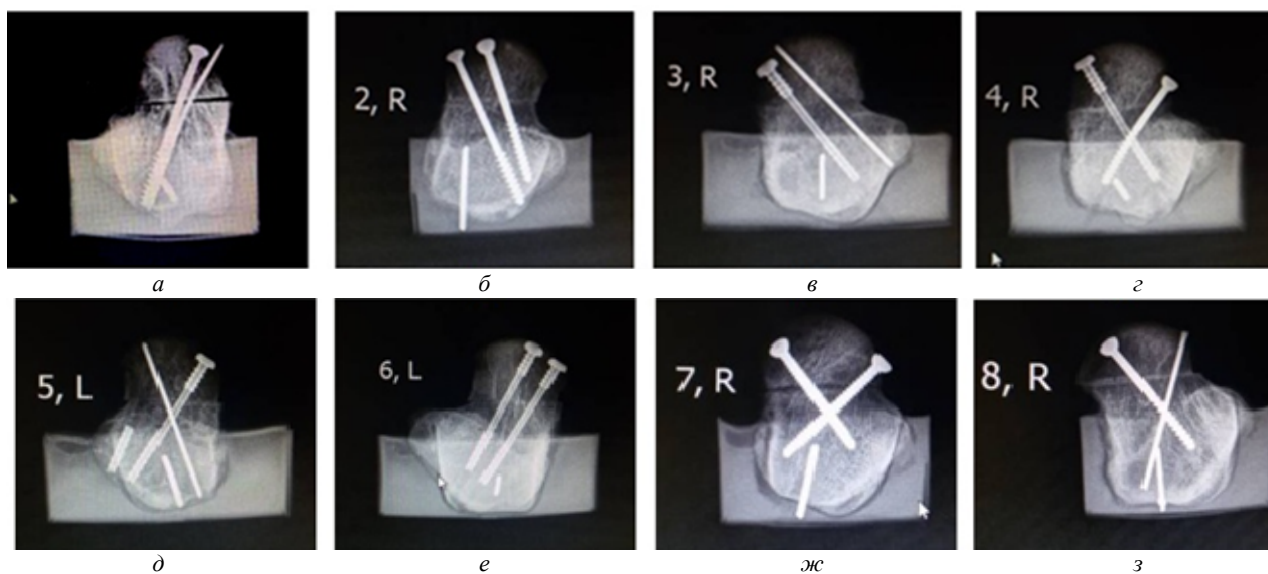


Рис. 3. Досліджені способи закріплення переломів таранної кістки

Підготовка зразків до випробувань. Перед вимірювання біомеханічних характеристик на зразках моделювали переломи, які фіксували вищезазначеними способами. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії шийки таранної кістки осциляторною пилкою. Моделювані переломи співставляли та фіксували вищезазначеними способами. Кортикальні та компресуючі гвинти, при фіксації переломів, вводили після попереднього розсвердлювання свердлом відповідного діаметру, а зустрічно-компресуючі гвинти вводили без розсвердлювання, по попередньо введений шпичі Кіршнера, яку виймали після вкручування гвита. При фіксації модельованих переломів одним гвинтом, додатково вводили шпичю Кіршнера, з метою профілактики ротації між уламками.

Для закріплення зразків на робочому столі випробувальної машини був застосований спосіб заливки частини кістки у пластмасі Протакрил-М 23. Цей спосіб мінімізує деформації (переміщення) в зоні закріплення зразка на робочому столі випробувальної установки. Для виготовлення опор готували форму з вологостійкого картону, змішували компоненти пластмаси Протакрил-М, після чого незатверділою пластмасою заповнювали форму з проксимальною часткою ТК.

Витримку препарату в нерухомому стані для полімеризації пластмаси здійснювали в середньому протягом 25 – 30 хв. Після цього препарат з встановленими на ньому реперними елементами був готовий до випробувань (рис. 2).

Попередні випробування показали, що переміщення, які виникають при навантаженні, у місці з'єднання пластмасової опори з кісткою на 1-2 порядки менші, ніж переміщення самої кістки та на 2-3 порядки менше, ніж переміщення у місці перелому.

Виготовлені зразки у непошкодженому стані закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 за допомогою планки з двома отворами та гвинтів (рис. 4).

Засіб навантаження. Для навантаження препарату використовували універсальну випробувальну машину TIRAtest-2151, що призначена для визначення механічних властивостей пластмас, волокон та

композиційних матеріалів при розтязі, згині та стискуванні. Максимальне випробувальне навантаження машини 5 кН, діапазон зміни швидкостей траверси від 0.5 до 1000 мм/хв з похибкою вимірювання навантаження не більше 1 %.

Передачу зусилля, що діє на зразок при підйомі робочого стола здійснювали за допомогою сталевго стрижня (рис. 4) діаметром 6 мм з плоским нижнім торцем. Стрижень був вставлений в захват, який кріпився до динамометру випробувальної машини.

Попередніми експериментами встановлено, що при передачі зусилля на зразок безпосередньо через поверхню кістки (тонкий кортикальний шар товщиною 1 - 2 мм) виникають значні локальні деформації у місці контакту. Для запобігання цього між поверхнею кістки та торцем стрижня розміщували шар пластмаси Протакрил-М.

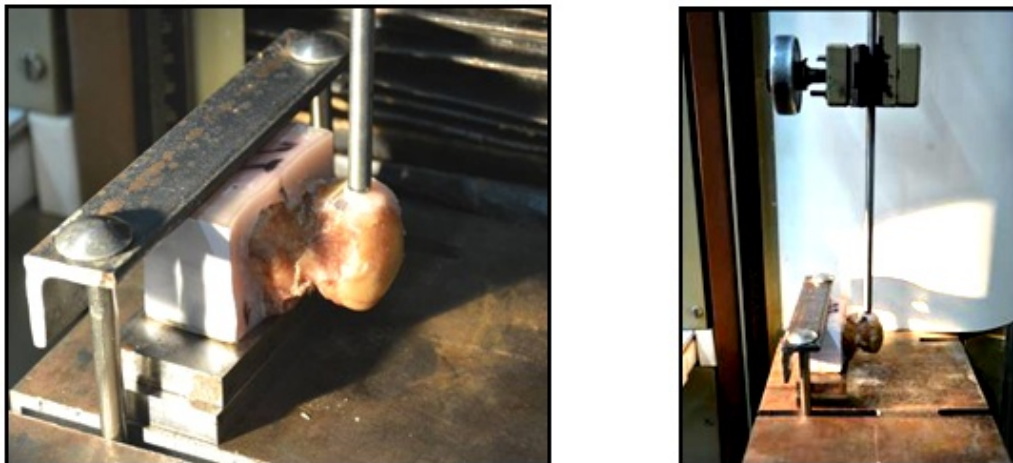


Рис. 4. Зразок таранної кістки на робочому столі випробувальної машини

Режими випробувань. Реалізовано 3 види режимів деформування зразків таранної кістки.

У режимі «А» максимальне переміщення точки прикладання навантаження вибирали так, щоб навантаження зразків не перевищували 200 Н. При цьому зберігалася лінійна залежність між навантаженням та переміщеннями кістки. Цей режим реалізовували при випробуваннях непошкодженої кістки без моделювання перелому. У режимі «Б» максимальну деформацію вибирали так, щоб зразок у процесі деформування був повністю зруйнований (рис. 5б). Режим «В» - це режим циклічного навантаження при якому сила, що діє на зразок змінюється циклічно між значеннями P_{\min} та P_{\max} . Зразок встановлювали на рухомому столі випробувальної машини. Навантаження прикладали, шляхом вертикального переміщення рухомого стола.

Для випробувань у режимі «В» застосовували спеціальну програму *Zyklische Belastung*, що входить до комплексу програмного забезпечення випробувальної машини TIRAtest-2151. Швидкість деформування зразка становила 2,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 1 Н. Кількість циклів при кожному рівні навантаження – 10. Зусилля P_{\max} варіювали від 50 Н до 200Н. Зусилля та переміщення вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини.

Для вимірювання переміщень на відстані 280 мм від зразка встановлювали дзеркальну цифрову фотокамеру **Nikon 5200**. Зазначені дані під час випробувань при циклічних навантаженнях записували за допомогою програми **WebCam** на ПК **Acer** вбудованою вебкамерою **Acer 1112**.

Способи реєстрації переміщень точок ТК. Переміщення, що виникають у ТК під дією одноразових та циклічних навантажень, реєстрували трьома способами.

Спосіб 1. Запис діаграм деформування у координатах «навантаження - переміщення». Цей спосіб застосовували при випробуваннях непошкоджених зразків при малих деформаціях на першому етапі дослідження (режим «А»). Малисть деформацій обумовлена необхідністю зберегти зразки у непошкодженому стані для подальших випробувань.

Діаграми деформування записували також на кінцевому етапі випробувань (режим Б) після проведення дослідів при дії серії циклічних навантажень. Препарати при цьому доводилися до повного руйнування з розділенням частин перелому. Такий режим випробувань реалізований для встановлення максимальних навантажень, що витримує зразок.

По закінченню дослідження отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування у координатах «зусилля P – абсолютна деформація Δ ». Слід відмітити, що за **способом 1** реєструються тільки вертикальні переміщення точки прикладання навантаження зразка, що недостатньо для аналізу просторових переміщень різних точок досліджуваного об'єкту.

Спосіб 2. Відеозапис показань вимірювань безпосередньо з цифрового табло випробувальної машини. Цей спосіб застосовувався переважно при випробуваннях з циклічною зміною навантаження (**режим «В»**) оскільки у цьому режимі можливості випробувальної машини не дозволяють записувати покази цифрового табло на будь-який носій інформації.

Напроти табло випробувальної машини встановлювали веб-камеру (**ПК Acer**) та одночасно з випробуваннями проводили запис зображення табло. Після проведення випробувань проводили перенос значень індикаторів у протокол випробувань. Цей же спосіб використано при навантаженні зразків до повного руйнування (режим «Б») як дублюючу реєстрацію діаграми деформування на випадок відмови системи запису діаграми у паперовому вигляді.

Спосіб 3. Послідовне фотографування зразка з реперними елементами. Метод вимірювання переміщень відламків кістки в експерименті за допомогою цифрової фотозйомки відрізняється від відомих тим, що при цьому способі відсутній контакт між вимірювальною апаратурою та дослідженим об'єктом, що не приводить до виникнення додаткових деформацій, як, наприклад, при взаємодії індикаторів переміщень годинного типу або штангенциркуля з поверхнею препаратів. Вищевказаний метод вирішує також задачу одночасного вимірювання переміщень біомеханічної системи "кістка - фіксатор перелому" в різних точках і площинах об'єкта.

Визначення біомеханічних характеристик ТК. Для позначення осей координат, точок перелому та зміщень точок використана система, що запропонована у роботах [21, 22], з певними уточненнями. Ці уточнення пов'язані з функціональним положенням ТК, які на відміну від довгих кісток кінцівок розташовані горизонтально.

Позначення анатомічних площин. Таранна кістка умовно поміщається в тривимірну прямокутну систему координат (рис. 6а): **сагітальна площина XY** розділяє праву і ліву половини кістки; **фронтальна** або **аксіальна площина YZ** розташована вертикально, перпендикулярно до сагітальної. Вона відокремлює передню (дистальну) частину кістки від задньої (проксимальної) частини; **горизонтальна** або **поперечна площина XZ** перпендикулярна першим двом і паралельна поверхні землі, вона відокремлює верхню частину кістки від нижньої.

Позначення координатних осей (рис. 5а): **вісь X** – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та горизонтальної площин; **вісь Y** перпендикулярна осі X, перпендикулярна горизонтальній площині та є лінією перетину фронтальної та сагітальної площин; **вісь Z** перпендикулярна осі X, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину горизонтальної та фронтальної площин.

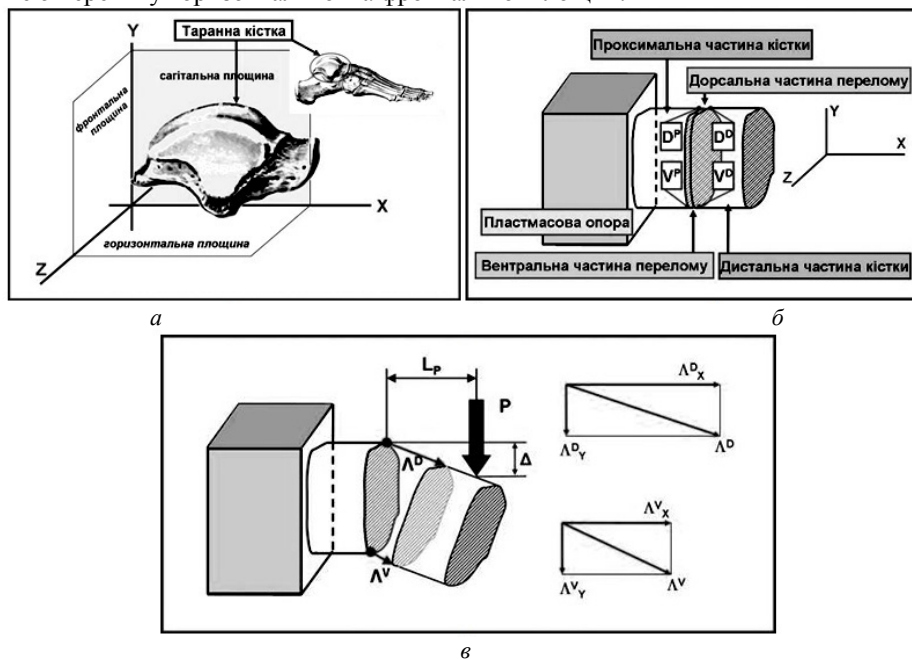


Рис. 5. Позначення анатомічних площин та координатних осей (а), точок перелому (б) та переміщень точок перелому (в) таранної кістки

Позначення точок перелому. Позначення точок перелому відповідає дорсальній (D) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому (рис. 5б).

Таким чином, D^D та D^P – точки, що належать дорсальній частині перелому кістки; V^D та V^P – точки, що належать вентральній частині перелому кістки; D^D та V^D – точки, що належать дистальній частині перелому кістки; D^P та V^P – точки, що належать проксимальній частині перелому кістки.

Слід пам'ятати, що при випробуваннях **ТК** встановлювали на робочий стіл машини в перевернутому на 180° положенні у порівнянні з функціональним положенням **ТК**. У цьому випадку **краніальний напрям** (до голови) відповідає прикладанню сили вниз, **вентральні точки** кістки знаходяться внизу, **дорсальні точки** – вверху. На рис. 1 та 6а таранна кістка зображена у природному положенні. На решті рисунків – у положенні, при якому проводили випробування.

Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи. Оскільки в наших експериментах сила прикладалася тільки в вертикальному напрямі (напрямі **Y**, рис. 6а), надалі будемо користуватися позначенням сили «**P**». З аналогічних міркувань переміщення препарату в точці прикладання сили **P** будемо позначати як «**Δ**». Реєстрацію переміщення **Δ** проводили за діаграмами деформування (спосіб 1) та за допомогою системи вимірювання випробувальної машини (спосіб 2).

Приведені деформації та характеристики жорсткості системи «кістка – елементи фіксації». За виміряними переміщеннями точок кістки визначали жорсткості та приведені деформації, які є загальними характеристиками систем ОС: $\delta = \Delta / P$ – приведена лінійна деформація у напрямі **Y** під дією навантаження у напрямі **Y**; $C = (\delta)^{-1}$ – загальна жорсткість системи у напрямі **Y** під дією навантаження у напрямі **Y**.

Діаграми деформування та механічні характеристики зразків. Представлені результати випробувань таранних кісток (зразки 1-8) при одноразовому навантаженні з одночасним записом діаграм деформування. Для непошкоджених кісток та кісток з модельованими переломами, фіксованими різними способами, записані початкові ділянки діаграм деформування. Зазначені зразки були піддані циклічним навантаженням, після чого зразки навантажувалися до повного руйнування з одночасним записом діаграм деформування. На рис. 6 зображено зразки з модельованими переломами та системами фіксації до випробувань та у зруйнованому стані.

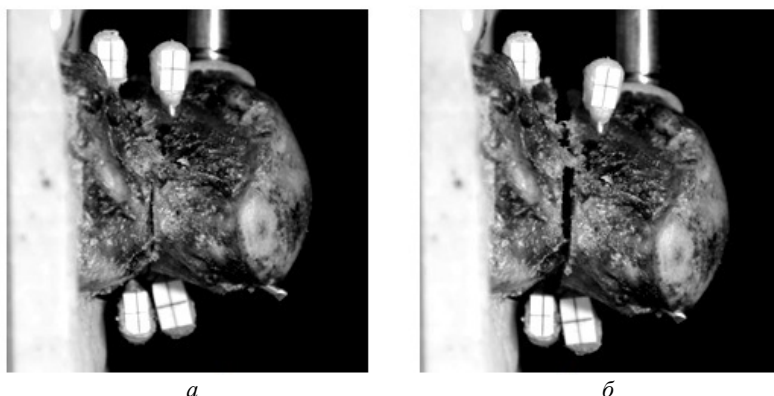


Рис. 6. Зразок таранної кістки з модельованим переломом та системою фіксації до випробувань (а) та у зруйнованому стані (б)

Діаграми деформування, одержані на зразках, підданих попередньому послідовному 10-разовому циклічному навантаженню при рівнях 50, 75, 100, 125, 150, 175 та 200 Н, наведені на рис. 7.

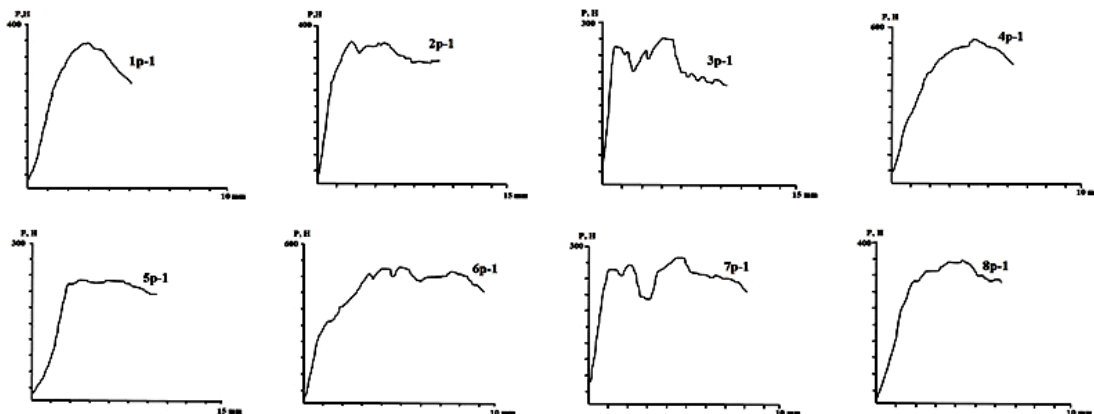


Рис. 7. Діаграми деформування таранних кісток з модельованими переломами та різними способами фіксації

У табл. 3 розміщені дані, що одержані за діаграмами деформування. Надано максимальні навантаження, розраховані приведені деформації та жорсткості непошкоджених ТК та ТК з модельованими переломами та системами фіксації. Приведені дані про зміну жорсткостей таранної кістки після моделювання та фіксації переломів у порівнянні з неушкодженими кістками.

У табл. 4 приведені результати обробки діаграм деформування, що одержані при випробуваннях зразків на міцність після прикладання десятиразових циклічних навантажень у діапазоні 50 ... 200 Н. Надано значення навантажень, що відповідають границям лінійних ділянок діаграм (P_{III}), максимальні навантаження, що відповідають руйнуванню препаратів (P_{MAX}).

Таблиця 3

Результати вимірювання приведених деформацій та жорсткостей фіксації, визначених за початковими ділянками діаграм деформування таранних кісток

№ зразка	Тип фіксації	максимальні навантаження P_{max} (Н)	Приведена деформація $\delta \cdot 10^4$ (мм/Н)	Жорсткість C (Н/мм)	C_{Φ} / C_{H} (%)	$C_{\Phi II} / C_{H}$ (%)	$C_{\Phi II} / C_{\Phi}$ (%)
1	1н	155	13.2	757.9	0.22 (-78)	0.26 (-74)	1.17 (+17)
	1ф*	39.9	59.4	168.4			
	1ф**	349.7	50.8	197.0			
2	2н	142.2	6.75	1480	0.06 (-94)	0.16 (-86)	2.80 (+140)
	2ф*	9.8	116.7	85.7			
	2ф**	357.8	41.7	240.0			
3	3н	151.1	14.2	702.4	0.27 (-73)	0.41 (-59)	1.49 (+49)
	3ф*	42.1	51.7	193.5			
	3ф**	271.3	34.7	288.0			
4	4н	99.3	9.81	1019	0.29 (-71)	0.15 (-85)	0.52 (-48)
	4ф*	66.0	33.9	294.7			
	4ф**	555.8	64.8	154.3			
5	5н	144.4	13.0	770.1	0.20 (-80)	0.13 (-87)	0.69 (-31)
	5ф*	31.1	65.6	152.4			
	5ф**	227.5	94.9	105.4			
6	6н	60.8	16.7	600.0	0.25 (-75)	0.52 (-48)	2.09 (+109)
	6ф*	18.7	66.2	151.0			
	6ф**	517.1	31.6	316.1			
7	7н	132.8	15.3	654.5	0.37 (-63)	0.37 (-63)	0.97 (-3)
	7ф*	54.9	40.5	246.9			
	7ф**	279.9	41.7	240.0			
8	8н	96.6	21.9	455.7	0.29 (-71)	0.36 (-64)	1.22 (+22)
	8ф*	31.9	75.0	133.3			
	8ф**	359.0	61.3	163.0			

Позначення у таблиці: 1н ... 8н - кістка у вихідному стані (без пошкоджень, без фіксації);

1ф* ... 8ф* - кістка з модельованим переломом та фіксатором до випробувань при циклічному навантаженні;

1ф** ... 8ф** - кістка з модельованим переломом та фіксатором після випробувань при циклічному навантаженні.

C_{Φ} / C_{H} – жорсткість кістки з переломом та фіксатором по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки

$C_{\Phi II} / C_{H}$ – жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки

$C_{\Phi II} / C_{\Phi}$ – жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до жорсткості кістки з переломом та фіксатором до циклічного навантаження.

Порівняльний аналіз результатів. Для зручності порівняльного аналізу та вибору раціональних способів фіксації переломів ТК результати випробувань, що розміщені в табл.3 та 4, представлено у вигляді гістограм (рис. 8).

На рис. 8а відображені зусилля, що відповідають початку руйнування системи «ТК – перелом – фіксатор» при зсуві зі згином. Діапазон руйнівних навантажень складає 230 ... 530 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 2ф.

Таблиця 4

Результати вимірювання навантаження на границі пропорційності, максимального навантаження та в'язко-пружної деформації, визначених за діаграмами деформування таранних кісток

Характеристика	Тип фіксатора перелому							
	1ф	2ф	3ф	4ф	5ф	6ф	7ф	8ф
Навантаження на границі пропорційності $P_{ПЦ}$ (Н)	231.1	262.2	251.4	416.9	216.5	290,1	238.1	311.0
Максимальне навантаження $P_{МАХ}$ (Н)	355.5	362.2	260.0	527.0	230.0	500.3	263.1	340.0

На рис. 8б відображено навантаження, що відповідають початку границі лінійної ділянки діаграми деформування **ТК** з модельованими переломами та системами фіксації. Діапазон навантажень складає 220 ... 420 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 8ф.

На рис. 8в відображені жорсткості **ТК** з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані (**Сф**) та після прикладення циклічних навантажень (**Сфц**). Жорсткості **ТК** знаходяться в межах: для таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані 85 ... 290 Н/мм та для таранних кісток після прикладення циклічних навантажень 105 ... 320 Н/мм. Найбільшу стабільність має система фіксації зразка 7ф.

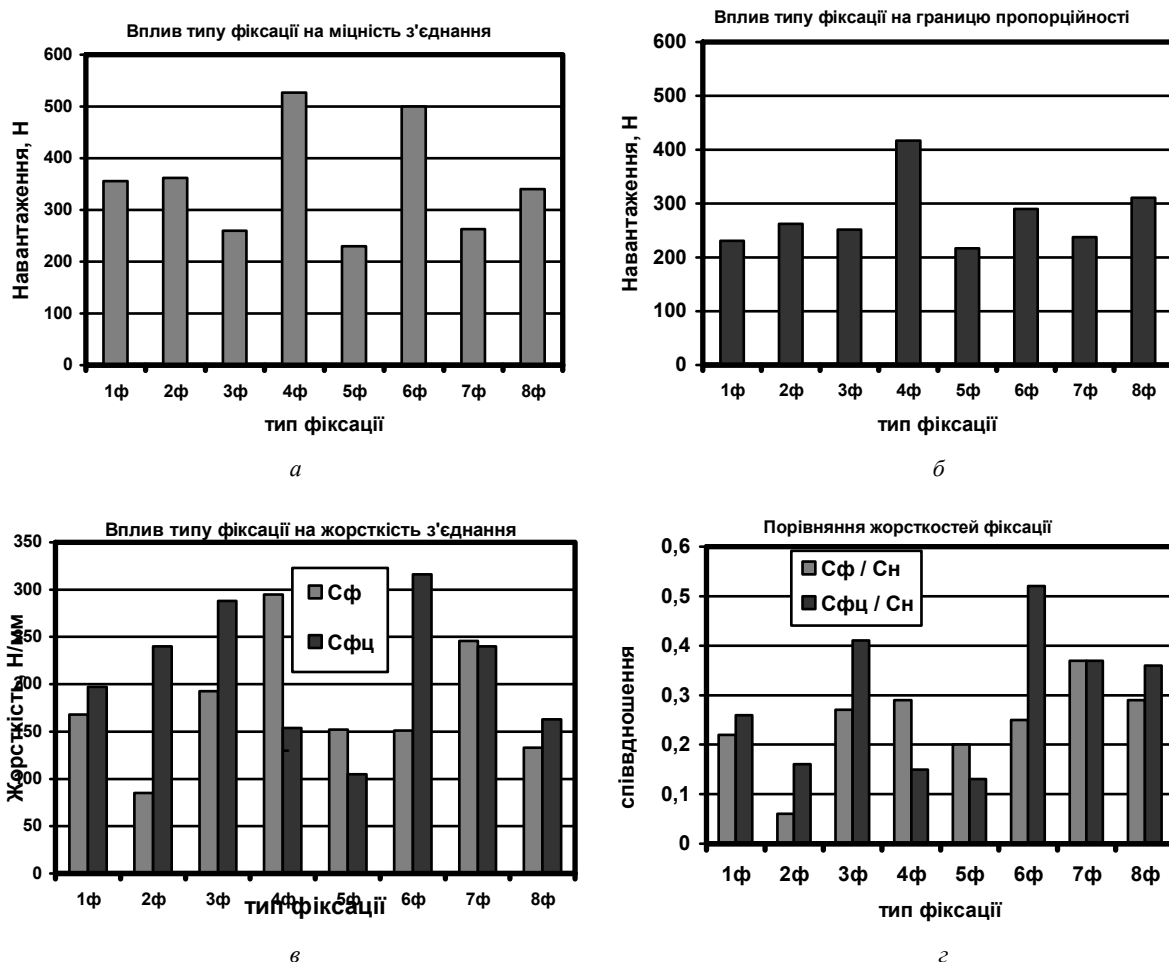


Рис. 8. Максимальні навантаження, що відповідають початку руйнування (а); навантаження, що відповідають границі лінійної ділянки діаграми деформування (б); жорсткості таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані (**Сф**) та після прикладення циклічних навантажень (**Сфц**) (в); співвідношення жорсткостей непошкоджених таранних кісток та кісток з модельованими переломами з фіксацією (г)

На наступному рис. 8г відображено співвідношення жорсткостей непошкоджених таранних кісток та кісток з модельованими переломами з фіксацією. На цьому рисунку позначено: $C_{ф} / C_{н}$ – жорсткість кістки з переломом та фіксатором по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки; $C_{фц} / C_{н}$ – жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до непошкодженої кістки.

Висновки. Розроблені методика та програма випробувань таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації. Проведена серія експериментів на 8-ми системах фіксації переломів таранних кісток. Одержані характеристики міцності систем фіксації таранних кісток при одноразовому навантаженні. Виміряні характеристики жорсткості цих систем. Встановлено, що за більшістю вимірних характеристик перевагу мають способи фіксації перехресним введенням зустрічно-компресуючого гвинта сумісно з малоюлярним компресуючим гвинтом (система «4ф») та паралельним введенням двох зустрічно-компресуючих гвинтів (система «6ф»).

Анотація. В статье исследованы характеристики жесткости и надежность фиксации переломов стандартными и самокомпрессирующимися винтами, которые фиксируют перелом тела и шейки таранной кости в реальных, включая циклические, режимах действия внешних нагрузок. При передаче сжимающего усилия на отломок тип фиксирующих винтов существенно влияет на деформации системы остеосинтеза при всех уровнях нагрузок; остаточные деформации (взаимный сдвиг отломков) систем с самокомпрессирующимися винтами существенно меньше остаточных деформаций систем со стандартными винтами. Использование новых типов винтов существенно повышает стабильность фиксации и в целом увеличивает механическую надежность фиксации переломов таранной кости.

Ключевые слова: остеосинтез, смещение отломков, фиксация отломков, жесткость фиксации отломков, мощность фиксации переломов, стабильность фиксации переломов, таранная кость, винты, спицы.

Abstract. Purpose. Subject matter of the present paper is to investigate the characteristics of hardness and fixation of fractures with standard and self-tightening screws, fixing the oblique talus fracture in real regimes of external load including the cyclic ones.

Design/methodology/approach. During the experiment the specimen of limbs without pathology of the bone tissue had been used. Fixation of the bone fragments (osteosynthesis) had been performed by the means of standard and self-tightening screws. Tests were conducted by transferring the load on fixed distal fragment fracture of the talus in the craneal direction. Downloads modes: one static and impact more cyclically variable loads that simulate human weight.

Findings. During the transmission of the compressing force onto the fragment, the type of the fixing screw greatly influences the deformation of the osteosynthetic systems at all levels of load; permanent residual deformations (mutual shift of fragments) of the systems with self-tightening screws are much more lower if compared to the ones of the systems, employing the standard ones. Employment of the new type of screws significantly increases the fixation stability and generally increases the mechanical durability of the fixation of the oblique fracture of the talus fracture.

Originality/value. Results are important for medicine and can improve treatment.

Keywords: osteosynthesis, displacement of fragments, fixation of bone fragments, fragments fixation stiffness, power fixation of fractures, fracture fixation stability, astragalus, screws, spokes.

Бібліографічний список використаної літератури

1. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.
2. Білінський П. І. Обґрунтування фіксуєючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47–49.
3. Каплан А. В. Повреждения костей и суставов. – М. Медицина, 1979. – С.582–588.
4. Лакша А. М. Жесткостные биомеханические параметры стержневых аппаратов внешней фиксации. // Український журнал медичної техніки і технології. – 2000. – № 3–4 – С.35–38.
5. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.
6. Оганесян О. В., Истомина И. С., Кузьмин В. И. Дефартроз суставов стопы и тактика лечения // Клиника и эксперимент в травматологии и ортопедии: Тез. докл. – Казань, 1994. – С. 102–103.
7. Остеосинтез: Руководство для врачей / Под ред. С. С. Ткаченко. – Л. Медицина, 1987. – С. 99–100.
8. Паламарчук В. В. Лікування переломів, переломовивихів таранної кістки, підтаранних вивихів стопи та суміжних пошкоджень. Автореферат. Канд. мед. наук. 14.01.21 – травматологія та ортопедія. Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка АМН України. Харків – 2002. – 21с.
9. Панков И. О. Опыт применения аппарата Илизарова при переломах таранной кости в детском возрасте // Хирургическая коррекция и восстановительное лечение поврежденных опорно-двигательного аппарата: Материали Всероссий. Науч.-практ. Конф. Дет. Ортопед.-травматол. Ч. 1. – СПб-Казань, 1996. – С. 101–102.
10. Синельников Р. Д., Синельников Я. Р. том 1 // Атлас анатомии человека в 4-х томах. — М.: Медицина, 1996. — 1160с.
11. Сапин М. Р., Билич Г. Л. том 1 // Анатомия человека. В двух томах. — Оникс, 1999. — 464с.
12. Шидловський М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю. Уніфікація характеристик деформування в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2/2013 (25-26). – С.113–117
13. Шидловський М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю. Застосування уніфікованих характеристик деформування систем остеосинтезу в біомеханічних дослідженнях // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип.137/2013. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2013. – С. 142–147.

14. Шидловський М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю. Натурные испытания систем "большеберцовая кость с переломом – стержневой аппарат фиксации" // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 61 том 2. – С. 134–140.
15. *Henry Vandyke Carter - Henry Gray // Anatomy of the Human Body (Gray's Anatomy) 1918, С. 271-291*

References

1. *Nikitin P.V., Laksha A.M., Shidlovskiy M.S. Vznachennja ta porivnjannja zhorstkosti fiksacii perelomu tarannoї kistki pri vikoristanni riznih metodik osteosintezu (eksperimental'ne doslidzhennja). Visnik ortopedii, travmatologii ta protezuvannja. 2004, no 4. P. 44–49.*
2. *Bilinskij P. I. Obruntuvannja fiksujuchih mozhlivostej fiksatoriv i pristroiv na fizичnij modeli. Visnik ortopedii, travmatologii ta protezuvannja. 2002, no 2, P. 47-49.*
3. *Kaplan A. V. Povrezhdenija kostej i sustavov. Moscow. Medicina, 1979. P. 582-588.*
4. *Laksha A. M. Zhestkostnye biomechanicheskie parametry sterzhnevych apparatov vneshnej fiksacii. Ukraїns'kij zhurnal medicinoї tehnik i tehnologii. 2000. No 3-4. P. 35-38.*
5. *Nikitin P.V., Laksha A.M., Shidlovs'kij M.S. Vznachennja ta porivnjannja zhorstkosti fiksacii perelomu tarannoї kistki pri vikoristanni riznih metodik osteosintezu (eksperimental'ne doslidzhennja). Visnik ortopedii, travmatologii ta protezuvannja. 2004, no 4. P. 44–49.*
6. *Oganesjan O. V., Istomina I. S., Kuz'min V. I. Defartroz sustavov stopy i taktika lechenija. Klinika i jeksperiment v travmatologii i ortopedii: Tez. dokl. Kazan', 1994. P. 102-103.*
7. *Osteosintez: Rukovodstvo dlja vrachej. Pod red. S. S. Tkachenko. L. Medicina, 1987. P. 99-100.*
8. *Palamarchuk V. V. Likuvannja perelomiv, perelomovivihiv tarannoї kistki, pidtarannih vivihiv stopi ta sumizhnih poshkodzen'. Avtoreferat. Kand. med. nauk. 14.01.21 travmatologija ta ortopedija. Institut patologii hrebta ta suglobiv imeni prof. M. I. Sitenka AMN Ukraїni. Har'kiv 2002. 21 p.*
9. *Pankov I. O. Opyt primenenija apparata Ilizarova pri perelomah tarannoї kosti v detskom vozraste. Hirurgiche-skaja korrekcija i vossta-novitel'noe lechenie povrezhdenij oporno-dvigatel'nogo apparata: Materiali Vseross. Nauch. prakt. Konf. Det. Ortoped.-travmatol. Ch. 1. SPb-Kazan', 1996. P. 101-102.*
10. *Sinel'nikov R. D., Sinel'nikov Ja. R. tom 1. Atlas anatomii cheloveka v 4-h tomah. Moscow: Medicina, 1996. 1160 p.*
11. *Sapin M. R., Bilich G. L. tom 1. Anatomija cheloveka. V dvuh tomah. Oniks, 1999. 464 p.*
12. *Shidlovskiy M.S., Laksha A.M., Shpak D.Ju. Unifikacija harakteristik deformuvannja v biomechanichnih doslidzhennjah sistem osteosintezu. Litopis travmatologii ta ortopedii. No 1-2/2013 (25-26). P.113-117*
13. *Shidlovskiy M.S., Laksha A.M., Shpak D.Ju. Zastosuvannja unifikovanih harakteristik deformuvannja sistem osteosintezu v biomechanichnih doslidzhennjah. Visnik SevNTU: zb. nauk. pr. Vip.137. 2013. Serija: Mehanika, energetika, ekologija. Sevastopol', 2013. P. 142-147.*
14. *Shidlovskiy M.S., Laksha A.M., Shpak D.Ju. Naturnye ispytaniya sistem "bol'shebercovaja kost' s perelomom sterzhnevogo apparat fiksacii". Visnik Nacional'nogo tehničnogo universitetu Ukraїni "Kiїvs'kij politehničnij institut", Serija Mashinobuduvannja, Kyiv: 2011, no 61 tom 2. P. 134–140.*
15. *Henry Vandyke Carter - Henry Gray. Anatomy of the Human Body (Gray's Anatomy) 1918, P. 271-291*

Подана до редакції 18.08.2015