

УДК: 616.718.5–001.5– 089.2

І.В. Мельник*, І.А. Лазарєв, А.Т. Бруско, А.В. Самохін ІМІТАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ПІДХОДУ ДО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ЛАТЕРАЛЬНОГО ВИРОСТКА ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України"; *Київська міська клінічна лікарня № 12

Мельник І.В., Лазарєв І.А., Бруско А.Т., Самохін А.В. Імітаційно-комп'ютерне моделювання та обґрунтування диференційованого підходу до остеосинтезу при переломах латерального виростка великогомілкової кістки // Український морфологічний альманах. – 2014. – Том 12, № 2. – С. 45-49.

Розроблено диференційований підхід до остеосинтезу при переломах латерального виростка великогомілкової кістки на підставі імітаційно-комп'ютерного моделювання, теорії міцності і граничних значень потенціальної енергії руйнування матеріалів фіксуючих конструкцій та кісткової тканини відламків.

Ключові слова: імітаційно-комп'ютерне моделювання, диференційований підхід, остеосинтез.

Мельник И.В., Лазарев И.А., Бруско А.Т., Самохин А.В. Имитационно-компьютерное моделирование та обоснование дифференцированного подхода к остеосинтезу при переломах латерального отростка большеберцовой кости // Український морфологічний альманах. – 2014. – Том 12, № 2. – С. 45-49.

Разработан дифференцированный подход к остеосинтезу при переломах латерального отростка большеберцовой кости на основе имитационно-компьютерного моделирования, теории прочности и предельных значений потенциальной энергии разрушения материалов фиксирующих конструкций и костной ткани отломков.

Ключевые слова: имитационно-компьютерное моделирование, дифференцированный подход, остеосинтез.

Melnik I.V., Lazarev I.A., Brusco A.T., Samohin A.V. Simulation-komp'yuterniy modeling and justification differentiated approach to osteosynthesis fractures laterally process tibial // Український морфологічний альманах. – 2014. – Том 12, № 2. – С. 45-49.

Developed a differentiated approach to osteosynthesis for fractures of the lateral process of the tibia based on simulation and modeling Komp'yuterniy, theory of strength and limits the potential energy of fracture of materials and structures fixing bone fragments.

Key words: simulation and modeling Komp'yuterniy differentiated approach osteosynthesis.

Переломи виростків великогомілкової кістки (ВГК) відносяться до тяжких і складають до 6,9% усіх внутрішньосуглобових переломів ушкоджень кісток нижніх кінцівок [5, 6, 8]. Анатомо-біомеханічні особливості внутрішньосуглобових ушкоджень кісток вимагають від травматолога атравматичного втручання, застосування малоінвазійних конструкцій для фіксації, точного співставлення кісткових відламків та раннього відновлення функції суглоба. Усе це є підставою для розробки диференційованого підходу до оперативного лікування постраждалих з такими переломами [1, 3, 7].

Важливим елементом хірургічного лікування внутрішньосуглобових переломів є вибір оптимальної фіксуючої конструкції для іммобілізації кісткових відламків, яка забезпечувала б її надійну стабільність та раннє застосування функціонального навантаження. До цього часу при остеосинтезі кісткових відламків недостатньо враховували біомеханічні особливості засобів фіксації та кісткових відламків. У зв'язку з цим, на нашу думку, застосування фіксаторів з попереднім визначенням показників розподілу механічних напружень у конструкціях, що застосовуються для стабільно-функціонального остеосинтезу, та на поверхні кісткових відламків в умовах конкретних переломів кісток є перспективним напрямком. Особливої актуальності це питання набуває в період реабілітації хворого, що

потребує науково-обґрунтованого і контрольованого функціонального навантаження в процесі відновлення структури кістки і функції ураженої кінцівки. Сьогодні вирішити ці питання можна шляхом застосування імітаційного комп'ютерного моделювання (ІКМ) системи "кісткові відламки-фіксатор", яке відкриває нові перспективи керованого остеосинтезу та покращення ефективності лікування переломів кісток [2, 4].

Мета дослідження. обґрунтувати диференційований підхід до остеосинтезу при переломах латерального виростка великогомілкової кістки на підставі визначення напружено-деформованого стану (НДС) елементів біомеханічної системи "кісткові відламки – фіксатор".

Матеріал та методи. Нами застосовано ІКМ та МСЕ – методи рішення задач механіки суцільних середовищ у прикладанні до біологічних об'єктів з використанням програмно-комп'ютерних комплексів. На аксіальних сканах кісткової тканини колінного суглоба здорової дорослої людини, отриманих на комп'ютерному томографі Toshiba Asteion Super 4 (Японія), за допомогою програмного пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено проксимальний відділ ВГК, на якому моделювали переломи типу Schatzker I [9,10] – умовні остеотомії в сагітальній площині суглобової поверхні латерального виростка на межі 30

(перша модель) та 60 % (друга модель) загальної відстані від латерального бічного краю до міжвиросткового підвищення ВГК. Нами взято ушкодження латерального виростка ВГК Schatzker I, оскільки цей тип перелому відноситься до самої простої клінічної форми переломів латерального виростка ВГК, що дозволяє отримати найбільш достовірні дані та зробити об'єктивні висновки. На наступному етапі ІКМ виконували імітаційний остеосинтез умовних відламків за чотирма варіантами фіксації, які найчастіше застосовуються в клінічній практиці: 1-й – фіксація двома гвинтами з медичної сталі 17X18N9, 2-й – фіксація поліамідними болтами-стяжками з шайбами та гайками, 3-й – комбінована фіксація поліамідним болтом-стяжкою з шайбою і гайкою та спонгіозним гвинтом з медичної сталі 17X18N9 і 4-й – фіксація титановою LCP-пластиною з пістсьма блокуючими титановими гвинтами та кортикальним гвинтом з VT-16 та VT-6 (Рисунок).

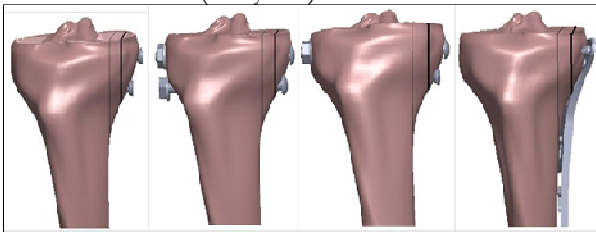


Рисунок. Варіанти фіксації кісткових відламків при умовних остеотоміях латерального виростка ВГК

Порівняльний комп'ютерно-математичний аналіз проведено за критеріями міцності Мізеса, або граничних значень потенціальної енергії деформування матеріалу фіксуючих конструкцій та кісткової тканини поверхні перелому центрального і периферичного відламків латерального виростка ВГК. Навантаження на колінний суглоб дорівнювали силі затягу гвинтів або болтів 41,3 Н та зусиллям 250, 375 та 750 Н, які відповідали відповідно 1/3, 1/2 та всій середньостатистичній масі тіла людини (75 кг). Отримані нами в ІКМ-експерименті особливості кількісних показників розподілу механічних напружень в елементах системи «кісткові відламки–фіксатор» враховані при оперативному лікуванні хворих з ушкодженнями латерального виростка ВГК.

Результати дослідження. У результаті проведених досліджень нами визначено максимальні та допустимі напруження на застосованих засобах фіксації та кісткових поверхнях центрального та периферичного відламків при імітації переломів латерального виростка ВГК в умовах різного ступеня навантаження (табл. 1 та табл. 2).

Аналіз наведених у таблицях результатів розрахунків НДС та деформацій довів, що в умовах першої моделі перелому при фіксації кісткових відламків двома сталевими гвинтами максимальні напруження зосереджені на ділянках нижнього та верхнього гвинтів у площині перелому, першого витка різьби та на поверхні централь-

ного (1,33 МПа) і периферичного (1,81 МПа) відламків, що відповідає критеріям надійної фіксації, враховуючи найнижчий гранично-допустимий рівень напружень, характерний для губчастої кісткової тканини – 3 МПа [2]. Навантаження зусиллям 250, 375 та 750 Н збільшувало напруження на поверхні перелому центрального відламка відповідно до 2,07; 2,69 та 4,67 МПа, але їх рівень, крім останнього, був допустимим (<3,0 МПа) та не викликає руйнування кісткової тканини. Навантаження на поверхні периферичного відламка, починаючи з 250 Н, перевищували допустимі на ділянці верхнього гвинта (3,05 МПа), що можуть супроводжуватися руйнуванням кісткової тканини (>3,0 МПа).

В умовах 2-го варіанту фіксації поліамідними болтами при затягу болтів на центральному відламку виникає напруження 0,002 МПа, периферичному відламку – 0,001 МПа, що відповідає вимогам стабільної фіксації. При навантаженні від 250 Н показники механічного напруження збільшувалися на центральному відламку до 7,04 МПа, на периферичному відламку – до 5,25 МПа (>3,0 МПа), які перевищували допустимі для обох відламків. Навантаження зусиллями 375 та 750 Н викликали відповідно збільшення напружень на центральному відламку до 10,26 та 20,53 МПа, на периферичному відламку – до 7,65 та 15,30 МПа (>3,0 МПа), які перевищували міцність кісткової тканини. Отже, навантаження зусиллями, які дорівнюють 250 Н та більше, в умовах цього варіанту остеосинтезу не відповідають біомеханічним вимогам до фіксації, оскільки показники напруження на обох відламках перевищували допустимі.

При 3-му варіанті фіксації кісткових відламків латерального виростка ВГК (фіксація сталевим гвинтом та поліамідним болтом) при затягу, який дорівнює 43,31 МПа, на центральному та периферичному відламках відповідно виникають напруження 2,83 та 2,26 МПа, що не перевищує критерії стабільної фіксації. Зусилля 250 Н збільшувало напруження у відламках відповідно до 2,54 і 3,69 МПа, при навантаженнях 375 Н – до 2,76 і 4,61 МПа та 750 Н – до 3,47 і 5,53 МПа. Наведені показники механічних напружень дозволяють вважати, що навантаження зусиллям 250 та 375 Н супроводжуються напруженнями, які є допустимими тільки для центрального відламка (<3,0 МПа), тоді як при подальшому збільшенні зусилля, яке дорівнює 750 Н, відбувається руйнування кісткової тканини центрального відламка.

Навантаження від 250 та 375 Н (4-й варіант фіксації) викликали напруження на центральному відламку відповідно до 0,56 та 0,82 МПа, на периферичному відламку – до 0,41 та 0,59 МПа, які відповідають критеріям надійної фіксації (<3,0 МПа). Навантаження 750 Н супроводжувалося збільшенням напружень на центральному відламку – до 1,63 МПа, на периферичному відламку – до 1,18 МПа (<3,0 МПа), що задовольняє критеріям стабільно-функціонального остеоси-

нтезу для обох відламків (<3,0 МПа). Отже, при усіх режимах навантаження – 250, 375 та 750 Н визначені напруження були допустимі для обох

відламків (<3,0 МПа). Цей варіант стабільно-функціонального остеосинтезу забезпечує умови надійної фіксації кісткових відламків.

Таблиця 1. Показники механічного напруження і деформації фіксуючих кісткові відламки конструкцій та механічного напруження на поверхнях “перелому” при різних варіантах фіксації кісткових відламків залежно від ступеня навантаження

Модель перелому та варіанти фіксації кісткових відламків	Навантаження, Н	Напруження та деформації фіксуючих конструкцій		Напруження на поверхнях перелому, σ та ϵ , МПа	
		напруження, σ та ϵ , МПа	деформація, ϵ та σ , мм	центральный	периферичний
Перша, 30 %: 1-й	43,31	19,17	$9,59 \cdot 10^{-5}$	1,33	1,81
	250	35,01	$2,1 \cdot 10^{-4}$	2,07	3,05
	375	51,27	$3,02 \cdot 10^{-4}$	2,69	3,65
	750	103,0	$6,05 \cdot 10^{-4}$	4,67	5,67
2-й	43,31	3,54	$2,58 \cdot 10^{-3}$	0,002	0,001
	250	3,55	$2,59 \cdot 10^{-3}$	7,04	5,25
	375	3,56	$2,60 \cdot 10^{-3}$	10,26	7,65
	750	3,95	$2,90 \cdot 10^{-3}$	20,53	15,3
3-й	43,31	23,33	$4,78 \cdot 10^{-3}$	2,26	2,83
	250	90,1	$6,4 \cdot 10^{-3}$	2,54	3,69
	375	123,38	$7,17 \cdot 10^{-3}$	2,76	4,61
	750	229,25	$9,7 \cdot 10^{-3}$	3,47	5,53
4-й	43,31	–	–	–	–
	250	176,27	$9,29 \cdot 10^{-4}$	0,56	0,41
	375	247,63	$1,3 \cdot 10^{-3}$	0,82	0,59
	750	495,26	$2,6 \cdot 10^{-3}$	1,63	1,18
Друга, 60 %: 1-й	43,31	16,05	$8,13 \cdot 10^{-5}$	0,10	0,11
	250	133,97	$6,7 \cdot 10^{-4}$	2,07	0,74
	375	194,47	$9,73 \cdot 10^{-4}$	3,01	1,08
	750	386,97	$1,93 \cdot 10^{-3}$	6,01	2,16
2-й	43,31	3,58	$2,26 \cdot 10^{-3}$	0,04	0,05
	250	3,60	$2,62 \cdot 10^{-3}$	9,23	9,23
	375	3,61	$3,17 \cdot 10^{-3}$	20,52	13,47
	750	7,04	$6,35 \cdot 10^{-3}$	41,03	26,9
3-й	43,31	7,99	$6,47 \cdot 10^{-3}$	0,57	0,64
	250	133,77	$6,61 \cdot 10^{-3}$	6,21	7,88
	375	195,17	$6,67 \cdot 10^{-3}$	8,83	11,24
	750	390,53	$6,56 \cdot 10^{-3}$	17,14	21,89
4-й	43,31	–	–	–	–
	250	176,27	$9,29 \cdot 10^{-4}$	1,39	1,4
	375	247,63	$1,3 \cdot 10^{-3}$	1,96	1,93
	750	495,26	$2,6 \cdot 10^{-3}$	3,93	3,86

Таблиця 2. Допустимі навантаження в умовах першої та другої моделей перелому після остеосинтезу кісткових відламків латерального виростка ВГК

Варіанти фіксації	Сила навантаження, Н	% від маси тіла
Перша модель		
1-й	245,90	32,80
2-й	106,60	14,20
3-й	203,25	27,10
4-й	750,00	100,00
Друга модель		
1-й	373,20	49,76
2-й	54,82	7,31
3-й	127,39	16,99
4-й	572,34	76,31

На другій моделі перелому (60% остеотомія) латерального виростка ВГК отримані наступні показники НДС та максимальних напружень на фіксаційних конструкціях та на кістковій тканині поверхонь центрального і периферичного кісткових відламків при різних варіантах фіксації та

за різним ступенем навантаження (див. табл. 1 та табл. 2).

При 1-му варіанті фіксації при зусиллі 43,31; 250 та 375 Н на поверхні перелому центрального відламка виникають напруження відповідно 0,10; 2,07 та 3,01 МПа та периферичному – 0,11;

0,74 та 1,08 МПа, при яких забезпечується стабільна фіксація обох відламків та попереджається можливість зміщення відламків, крім зусилля 375 Н, при якому на центральному відламку напруження досягають межі допустимих. При зусиллях навантаження 750 Н напруження на центральному відламку переважають допустимі в двое, тоді як на поверхні периферичного відламка залишаються в межах допустимих (2,16 МПа). Отже, цей варіант фіксації кісткових відламків при переломах латерального виростка ВГК задовольняє стабільний остеосинтез для центрального відламка тільки при навантаженні 250 та 375 Н. Для периферичного відламка при фіксації двома сталевими гвинтами показники напружень відповідали критеріям стабільного остеосинтезу при всіх зусиллях навантаження.

В умовах 2-го варіанту фіксації затяг поліамідних болтів викликав на поверхні центрального відламка напруження 0,04 МПа та периферичного – 0,05 МПа, що відповідало критерію надійної фіксації. Навантаження 250, 375 та 750 Н збільшували показник напруження на поверхні центрального відламка відповідно до 9,23; 20,52 та до 41,03 МПа і на периферичному відламку відповідно до навантаження – 9,23; 13,47 і 26,9 МПа, що значно перевищувало міцнісні характеристики кісткової тканини відламків ($>3,0$ МПа). Тому цей спосіб фіксації відламків не забезпечує стабільність системи “кісткові відламки–фіксатор” при всіх режимах навантаження.

При 3-му варіанті фіксації відламків затяг гвинтів на центральному відламку супроводжувався напруженням 0,57 МПа та на периферичному – 0,64 МПа, що задовольняє критерію надійної фіксації. Навантаження 250, 375 та 750 Н збільшувало напруження відповідно на центральному відламку до 6,21 МПа, 375 Н – 8,83 МПа та 750 Н – 17,14 МПа і на поверхні перелому периферичного відламка відповідно зусиллям до 7,88; 11,24 та 21,89 МПа, які значно перевищували межу допустимого напруження в кісткових відламках. Отже, при 3-му варіанті фіксації кісткових відламків тільки напруження, що виникають при знятті сталевих гвинтів та поліамідного болта ($<3,0$ МПа), відповідають надійному остеосинтезу.

В умовах 4-го варіанту фіксації кісткових відламків забезпечується надійність фіксації кісткових відламків та адекватність критеріїв стабільно-функціонального остеосинтезу при навантаженнях 250 та 375 Н як для центрального, так і периферичного кісткових відламків ($<3,0$ МПа). Подальше збільшення навантаження до 750 Н супроводжувалося напруженнями, що перевищували допустимі ($>3,0$ МПа) для центрального та периферичного відламків.

Динаміка напружень на поверхнях кісткових відламків в умовах другої моделі перелому латерального виростка ВГК (60% остеотомія) залежно від ступеня навантаження та варіанту фіксації кісткових відламків наведена у таблицях 1 та 2. Як бачимо найкращі умови для забезпечення

стабільної фіксації спостерігаються при 4-у варіанті фіксації відламків. Цей варіант повністю відповідає вимогам стабільно-функціонального остеосинтезу при всіх ступенях навантаження, крім випадку навантаження зусиллям, що дорівнює 750 Н, при якому напруження на центральному та периферичному відламках перевищують допустимі.

Отже, 1-й та 4-й варіанти фіксації для центрального відламка латерального виростка ВГК відповідають критеріям надійної фіксації при навантаженні, зусилля якого дорівнюють 375 Н; тоді як 2-й та 3-й варіанти фіксації центрального кісткового відламка латерального виростка ВГК відповідають критеріям стабільного остеосинтезу тільки в умовах навантаження, що дорівнює зусиллю затягу гвинтів (43,31 Н), забезпечують стабільні умови фіксації та попереджають зміщення відламка.

Фіксація кісткових відламків при переломах латерального виростка ВГК LCP-пластиною (4-й варіант фіксації, перша модель перелому) повністю відповідає критеріям стабільно-функціонального остеосинтезу при всіх ступенях навантаження. В умовах другої моделі перелому латерального виростка ВГК (60% остеотомія) стабільно-функціональний остеосинтез забезпечується тільки при навантаженні зусиллям, яке дорівнює 375 Н.

У результаті проведених ІКМ-досліджень з використанням МСЕ встановлено максимальні показники механічних напружень та деформації фіксаторів кісткових відламків, що забезпечують оптимальні стабільно-функціональний остеосинтез та механічні напруження на поверхнях перелому латерального виростка ВГК. Значення вирішення цього питання пов'язано також і з необхідністю покращення ефективності реабілітації, у першу чергу, строків її початку та контрольованого застосування активних функціональних рухів та правів з навантаженням. Тому встановлення допустимих значень напружено-деформованого стану з урахуванням міцності та надійності системи “кісткові відламки–фіксатор” спрямовані на оптимізацію строків загоєння перелому та раннє відновлення функції ураженого органу.

Визначення та контролювання допустимих значень деформування структур кісткової тканини та фіксуєчих металокоплекцій і впливом різних за ступенем навантажень, які співставлені відносно маси тіла, дозволяє при переломах латерального виростка ВГК попередити негативний вплив (руйнування кісткової тканини, переломи елементів фіксуєчих засобів), оптимізувати перебіг репаративного процесу та покращити результати оперативного лікування.

Вищезазначені напруження на всіх фіксуєчих елементах не перевищують допустимих для даних матеріалів, тобто міцність гвинтів та пластин забезпечується навіть при навантаженні місця перелому повною масою тіла. Поліамідні болти можна використовувати при переломах латера-

льного виростка для остеосинтезу тільки у випадках, коли є необхідність у тривалій іммобілізації оперованої кінцівки, важкого соматичного стану хворого та декомпенсованих розладах кровообігу.

Висновки:

1. Застосування імітаційного комп'ютерного моделювання та методу скінчених елементів вирішує проблему диференційованого підходу до остеосинтезу кісткових відламків при переломах латерального виростка ВГК та кісток інших локалізацій.

2. Сутність диференційованого підходу до вибору оптимальної технології остеосинтезу кісткових відламків при переломах латерального виростка великогомілкової кістки полягає у використанні фіксуючих конструкцій, які відповідають допустимим показникам напружень і деформацій фіксаторів та напруженням кісткової тканини на поверхнях перелому.

3. При переломах латерального виростка великогомілкової кістки найбільш високим механічним напруженням у системі "кісткові відламки-фіксатор" піддаються гвинти та накладна пластина і кісткова тканина на ділянках її контакту з елементами фіксатора.

4. При остеосинтезі врахування допустимих значень деформації елементів фіксуючих відламки металоконструкцій та напружень кісткової тканини поверхонь перелому дозволяє попередити ускладнення (руйнування кісткової тканини, переломи засобів фіксації), оптимізувати перебіг репаративного процесу та покращити результати оперативного лікування.

5. Засноване на загальних положеннях механіки твердого тіла імітаційне комп'ютерне моделювання дає можливість з високою точністю дослідити біомеханічний стан системи "кісткові відламки-фіксатор" та її окремих елементів в умовах функціонального навантаження, що неможливо в біологічному експерименті. Найбільш надійними варіантами фіксації при переломах латерального виростка великогомілкової кістки є гвинти та LCP-пластина (перший та четвертий варіанти фіксації).

6. Конструкції для остеосинтезу до впровадження в клінічну практику доцільно тестувати на визначення особливостей розподілу механічних напружень і деформацій елементів засобу фіксації, допустимих напружень на поверхнях перелому кісткових відламків, критеріїв надійної фіксації з урахуванням характеру та локалізації перелому в умовах різного ступеня функціонального навантаження, що дозволяє диференційовано підійти до вибору оптимальних фіксуючих кісткові відламки конструкцій та встановити

переваги або недоліки запланованого способу фіксації відламків.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ:

1. Гайко Г.В. Теоретические аспекты физиологической и репаративной регенерации костей с позиций системных представлений / Г.В. Гайко, А.Т. Бруско // Журнал НАМН України. – 2013. – Том 19, № 4. – С. 471-481
2. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. – К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – 231 с.
3. Малышкина С.В. Влияние биомеханических факторов и структурной организации кости на остеорепарацию в области имплантации керамики / С.В. Малышкина, Н.В. Дедух, О.А. Никольченко // Літопис травматології та ортопедії. – 2014. – № 1–2. – С. 258.
4. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния / Р.Р. Никифоров, С.Н. Куценко, Ю.А. Костандов и др. // Травма. – Т. 14, № 3. – 2013. – С. 43-51.
5. Фукалов А.Ю. Оперативное лечение переломов мышц большеберцовой кости с нарушением конгруэнтности суставных поверхностей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Пермь, 2006. – 22 с.
6. Біомеханічні характеристики різних способів фіксації переломів в області колінного суглоба / Н.С. Шидловский, О.А. Бур'янов, А.М. Лакша та ін. // Літопис травматології та ортопедії. – 2013. – № 3–4. – С. 43-48.
6. Barei D.P. Complications associated with internal fixation of high-energy bicondylar tibial plateau fractures utilizing a two-incision technique / D.P. Barei, S.E. Nork, W.J. Mills // J. Orthop. Trauma. – 2004. – Vol. 18 (10). – P. 649-657.
7. The Results of Surgical Management of Displaced Tibial Plateau Fractures in the Elderly / A. Biyani, N.S. Reddy, J. Chaudhury et al. // Injury. – 1995. – Vol. 26. – P. 291.
8. Rockwood Ch.A. Fractures in adults / Ch.A. Rockwood, D.P. Green // Lippincott Williams and Wilkins, 2006. – P. 14-16.
9. Schatzker J. The Tibial Plateau fractures: The Toronto Experience 1968–1975 / J. Schatzker, M. R. Brown, D. Bruce // J. Clin. Orthop. – 1979. – Vol. 138. – P. 94–104

Надійшла 17.02.2014 р.
Рецензент: проф. В.І.Лузін