

УДК 616.717.2-001.5-089.2:004.942](045)

Математичне моделювання варіантів остеосинтезу ключиці за її переломів у середній третині

М. Ю. Карпінський¹, О. В. Ярьсько¹, К. В. Павленко², В. П. Топор²,
О. Б. Уварова³, О. І. Попов⁴

¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

² Одеський національний медичний університет. Україна

³ Міська клінічна лікарня № 1, Одеса. Україна

⁴ Міська клінічна лікарня № 11, Одеса. Україна

Fore consolidation of the clavicle fragments and restoration of function in damaged extremity it is necessary to create optimum conditions including an accurate comparison of bone fragments, their reliable fixation, following the rules of asepsis, preservation of blood circulation, active management in the postoperative period. We propose to use this lock original design. Purpose: mathematical model to conduct a comparative analysis of the stress-strain state (SSS) system «collarbone – implant» fracture in the middle third of the clavicle in a different osteosynthesis holders. Methods: mathematical models clavicle fracture with the middle third. Simulated three options osteosynthesis: extramedullary plate, intramedullary nail, the original design of the machine. VAT study models performed using the finite element method. In the first stage studied VAT system «collarbone – implant» under the influence of compressive loads, the second — bending, the third — twisting. Results: It was found that the most dangerous loads are bending. Stresses in the clavicle bone in flexion, may exceed the limit of its strength and cause fractures. Extramedullary plate works well only when the bending loads acting perpendicular to its plane. But if they are parallel to the plane of the plate, the entire burden falls on the extreme screws, and critical to the strength of the bone stresses occur is around them. Intramedullary rod is equally effective when bending loads that act in both vertical and horizontal planes. However, the stresses in the bone cell models are too high. Advantage copyright apparatus is that it keeps the load bending in any direction and prevents overloading the bone. Key words: clavicle, fracture, osteosynthesis, modeling.

Для консолидации отломков ключицы и восстановления функции поврежденной конечности необходимо создать оптимальные условия, среди которых точное сопоставление костных фрагментов, их надежная фиксация, выполнение правил асептики, сохранение кровообращения и активное ведение в послеоперационном периоде. Мы предлагаем для этого использовать фиксатор оригинальной конструкции. Цель: на математической модели провести сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «ключица – имплантат» при переломе ключицы в средней трети при остеосинтезе различными фиксаторами. Методы: разработаны математические модели ключицы с переломом в средней трети. Моделировали три варианта остеосинтеза: накостной пластиной, интрамедуллярным стержнем, аппаратом оригинальной конструкции. Исследование НДС моделей выполняли с помощью метода конечных элементов. На первом этапе изучали НДС системы «ключица – имплантат» под влиянием сжимающих нагрузок, на втором — изгибающих, на третьем — скручивающих. Результаты: установлено, что самыми опасными нагрузками являются изгибающие. Напряжения, возникающие в костной ткани ключицы при сгибании, могут превысить предел ее прочности и явиться причиной возникновения переломов. Накостная пластина хорошо работает только при изгибающих нагрузках, действующих перпендикулярно ее плоскости. Но если они направлены параллельно плоскости пластины, вся нагрузка приходится на крайние винты, а критичные для прочности костной ткани напряжения возникают именно вокруг них. Интрамедуллярный стержень одинаково эффективен при изгибающих нагрузках, которые действуют как в вертикальной, так и в горизонтальной плоскостях. Однако напряжения, возникающие в костных элементах моделей слишком высоки. Преимущество авторского аппарата заключается в том, что он держит нагрузку на изгиб в любом направлении и предотвращает перегрузку костной ткани. Ключевые слова: ключица, перелом, остеосинтез, моделирование.

Ключові слова: ключиця, перелом, остеосинтез, моделювання

Вступ

На земній кулі останніми роками відбувається зростання травматизму. Збільшується кількість переломів кісток верхнього плечового поясу, серед яких на переломи ключиці припадає 44 % [1]. Від загальної кількості переломів кісток скелета на переломи ключиці припадає від 2,6 до 10 % [2]. Відповідно до особливостей анатомічної будови ключиці та функціонального навантаження верхньої кінцівки для відновлення її функції необхідне повне анатомічне співставлення [3] та скорочення терміну перебування у пов'язці в ранньому післяопераційному періоді. Через те, що більша частина ушкоджень (80 %) [4] припадає саме на середню третину ключиці, найактуальнішим вважаємо вивчення особливостей відновлення після переломів саме цієї локалізації. Значна кількість методик остеосинтезу переломів середньої третини ключиці свідчить про те, що наразі оптимального способу її відновлення ще не знайдено.

За результатами дослідження, проведеного в 2008–2009 рр., затримку відновлення кісток спостерігали у 32,7 % пацієнтів [5], при цьому уповільнену консолидацію переломів ключиці відмітили в 56,2 %, а хибні суглоби — в 11,4 % випадків. Найбільшу кількість цих ускладнень виявлено у віковій групі 20–39 років, що призводить до збільшення термінів непрацездатності.

Для консолидації відламків ключиці та відновлення функції ушкодженої кінцівки слід створити оптимальні умови загоєння кісткової рани. До таких можна віднести точне зіставлення кісткових відламків і їх надійну фіксацію, дотримання правил асептики, збереження кровообігу та активне ведення післяопераційного періоду [6–8].

Для створення вказаних умов пропонуємо фіксатор оригінальної конструкції для інтрамедулярного остеосинтезу переломів ключиці в середній третині.

Мета роботи: на математичній моделі провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану системи «ключиця – імплантат» за умов перелому ключиці в середній третині та виконати остеосинтез різними фіксаторами.

Матеріал та методи

У лабораторії біомеханіки ПХС ім. проф. М. І. Ситенка проведено математичні дослідження механічних властивостей системи «ключиця – імплантат» за умов перелому ключиці в середній третині.

Для вирішення поставленого завдання ми побудували математичну модель ключиці та три варіанти фіксації її відламків: інтрамедулярним стрижнем, накістковою пластиною та авторським занурювальним апаратом (рис. 1).

Механічні властивості системи «ключиця – імплантат» досліджували у двох варіантах: за умов наявності повного та неповного контакту (його площа становила 40 % від загальної площі перетину в зоні перелому) між відламками ключиці.

Напружено-деформований стан (НДС) системи «ключиця – імплантат» вивчали під впливом навантажень на стиснення, згинання у горизонтальній та вертикальній площинах, кручення.

Для дослідження моделей на стиснення до обох кінців ключиці прикладали однакове навантаження, спрямоване назустріч одне одному. Вивчаючи моделі на згинання та кручення, на проксимальному кінці ключиці виконували жорстке закріплення, а до проксимального прикладали навантаження у відповідному напрямку. Величина навантаження у всіх випадках складала 50 Н.

Будуючи математичні моделі, елементи ключиці робили двошаровими: зовнішньому шару надавали механічні властивості коркової кістки, внутрішньому — губчастої [1]. Елементам, що відповідали металевим конструкціям, надавали механічні властивості титану марки VT-16, які вибирали з бібліотеки програмного забезпечення.

Характеристики матеріалів, використаних у розрахунках моделей, наведені в табл. 1.

Досліджували НДС моделей за допомогою методу кінцевих елементів. Критерієм оцінки НДС моделей взято напруження за Мізесом [2].

Моделювання об'єкта «ключиця – імплантат» виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки НДС

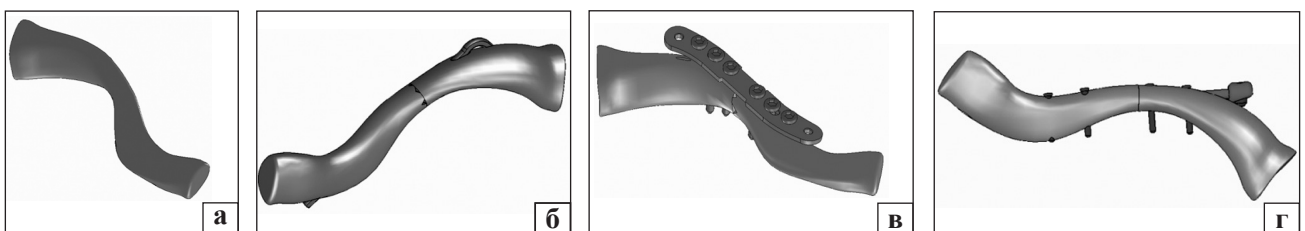


Рис. 1. Варіанти досліджуваних моделей: ключиця (а); остеосинтез інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

моделей проводили, використовуючи програмний комплекс CosmosM [3].

Результати та їх обговорення

На першому етапі роботи вивчено НДС системи «ключиця – імплантат» під впливом стискального навантаження. Картину розподілу напружень у моделях з повним контактом між відламками ключиці наведено на рис. 2, із якого видно, що основні зони максимальних напружень у неушкодженій ключиці за умов стискання розташовуються в ділянках на її згинах і сягають значень 2,21 МПа.

У разі використання інтрамедулярного стрижня для фіксації відламків ключиці напруження в кістковій тканині на згині біля зони перелому набуває значення 15,05 МПа. Максимальну величину напружень (16,02 МПа) у стрижні встановлено приблизно на тому ж рівні.

У випадку використання накісткової пластини головне навантаження направлене на перший гвинт з дистального кінця ключиці. Напруження на ньому сягає значень 23,82 МПа. На самій пластині максимальна величина напружень дещо нижча і становить 22,51 МПа. Це дає змогу розвантажити кісткову тканину в зоні перелому, де величина напружень набуває значення 11,09 МПа.

Інтрамедулярний апарат нашої конструкції дає змогу перенести пікові напруження величиною 32,35 МПа саме на інтрамедулярний стрижень. Це значно знижує напруження на фіксувальних гвинтах до 18,04 МПа порівняно з накістковою пластиною. Максимальне значення напружень у кістковій тканині в зоні перелому дорівнює 12,28 МПа (табл. 2).

У разі неповного контакту між відламками ключиці характер розподілу напружень у моделях під впливом стискальних навантажень дещо змінюється.

Як бачимо на рис. 3, зони максимальних напружень у моделях з неповним контактом між відламками ключиці розташовуються саме там, де

Таблиця 1

Характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності за стискання, МПа
Корковп кістка	2 000	0,29	145
Губчаста кістка	200	0,3	10
Титан BT-16	110 000	0,3	235

Таблиця 2

Величини напружень в елементах моделей з повним контактом відламків ключиці за умов навантаження на стискання

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	22,51	16,02	32,35	—
Гвинт	23,82	—	18,04	—
Кістка	11,09	15,05	12,28	2,21

Таблиця 3

Величини напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків ключиці за умов навантаження на стискання

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	23,08	17,93	43,26	—
Гвинт	23,02	—	20,67	—
Кістка	11,61	11,72	11,39	2,21

й у моделях з повним контактом, але їх величини відрізняються (табл. 3).

Зокрема, величина максимальних напружень у кістковій тканині у цьому випадку практично однакова незалежно від використаного засобу для остеосинтезу. Але напруження в елементах металевих конструкцій значно відрізняється.

В інтрамедулярному стрижні зона максимальних напружень (17,93 МПа) розташовується на межі відламків.

У разі використання накісткової пластини за умов неповного контакту між відламками ключиці зона максимальних напружень зміщується до ближнього у ділянку перелому гвинта на дистальному

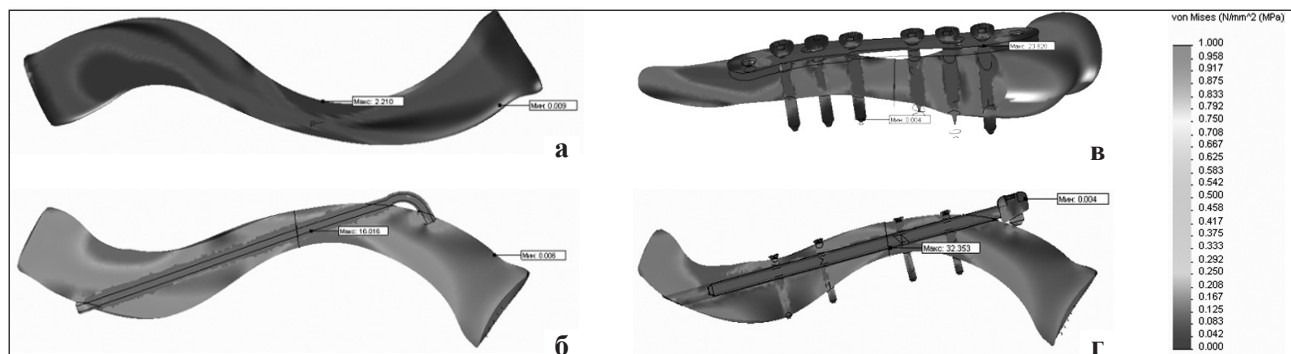


Рис. 2. Дослідження на стискання моделей з повним контактом у зоні перелому: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

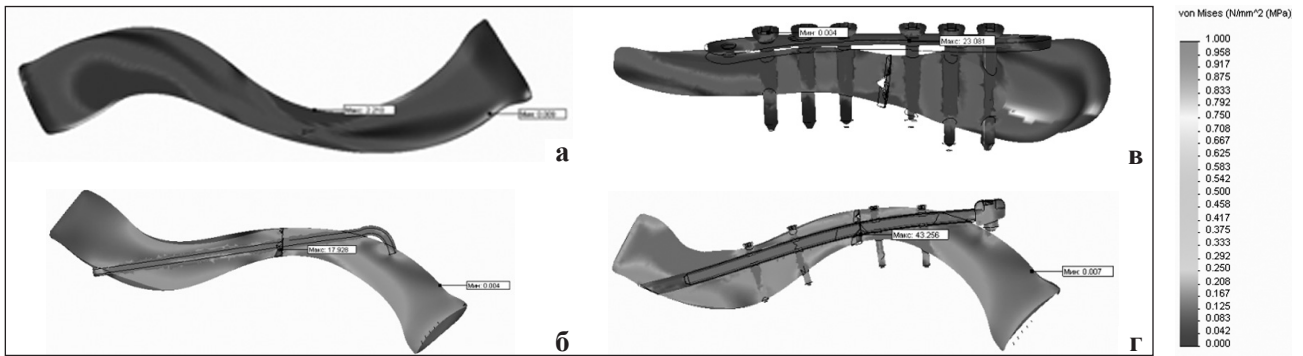


Рис. 3. Дослідження на стискання моделей з неповним контактом у зоні перелому: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

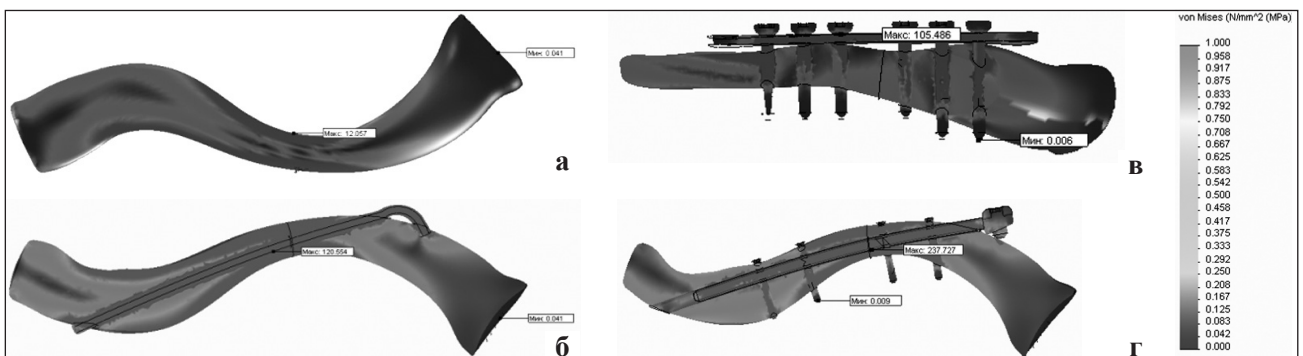


Рис. 4. Дослідження моделей на згинання у вертикальній площині з повним контактом відламків: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

відламку: напруження в пластині та на гвинті сягають значень 23,08 та 23,02 МПа відповідно.

Розроблений апарат за таких умов зазнає найбільшого навантаження серед усіх засобів остеосинтезу. Зона максимальних напружень у ньому знаходиться біля межі відламків ключиці. При цьому напруження в стрижні набувають значення 43,26 МПа, а на гвинті — 20,67 МПа.

Наступним етапом роботи стало дослідження НДС моделей остеосинтезу ключиці під впливом згинальних навантажень. Розподіл напружень у моделях із повним контактом між відламками ключиці під впливом згинального навантаження, яке діє у вертикальній площині, наведено на рис. 4. У разі згинальних навантажень у вертикальній площині зона максимальних напружень у неушкодженій ключиці розташовується на згині в ділянці з найменшою площею перетину і за абсолютним значенням дорівнює 12,06 МПа. У моделях остеосинтезу ключиці з використанням інтрамедулярних пристроїв (стрижень та апарат власної конструкції) з повним контактом між відламками ключиці максимальне напруження і в кістці, і в елементах металевих конструкцій концентрується біля зони перелому. Іншу картину виявлено в моделі з накістковою пластиною, яка в разі такого навантаження

дає змогу більше розвантажити кісткову тканину порівняно з іншими засобами остеосинтезу. У табл. 4 наведені максимальні величини напружень в елементах моделей з повним контактом відламків за умов згинальних навантажень у вертикальній площині.

Згідно з даними, наведеними в табл. 4, найменші за максимальним значенням напруження в кістковій тканині під впливом згинальних навантажень у вертикальній площині виникають під час використання накісткової пластины для остеосинтезу перелому з повним контактом між відламками. У цьому випадку максимальна величина напруження в кістці становить 61,30 МПа. В елементах металевої конструкції зони максимальних напружень розташовуються на крайніх гвинтах і набувають значень 100,05 МПа, а на пластині — 105,49 МПа.

Таблиця 4
Величини напружень в елементах моделей з повним контактом відламків за умов згинальних навантажень у вертикальній площині

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	105,49	120,55	237,73	—
Гвинт	100,05	—	111,84	—
Кістка	61,30	117,90	99,65	12,06

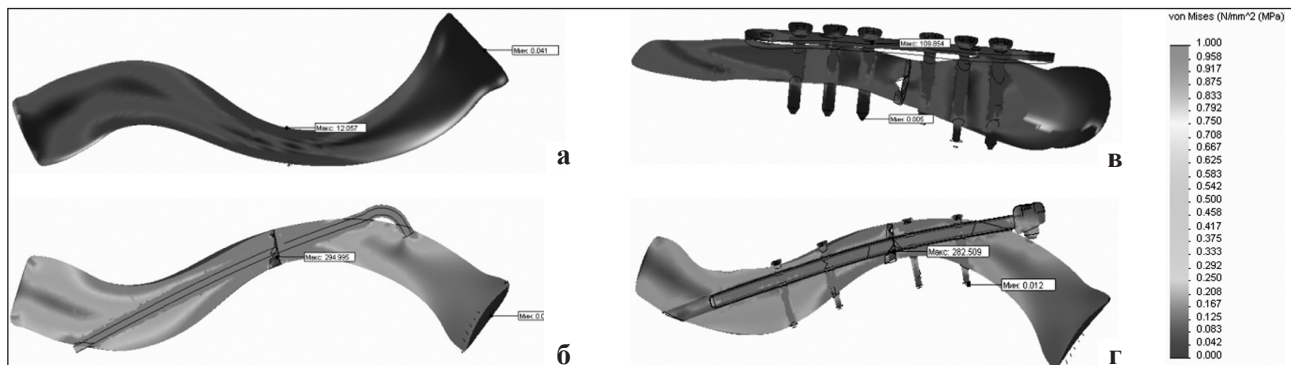


Рис. 5. Дослідження моделей на згинання у вертикальній площині з неповним контактом відламків: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

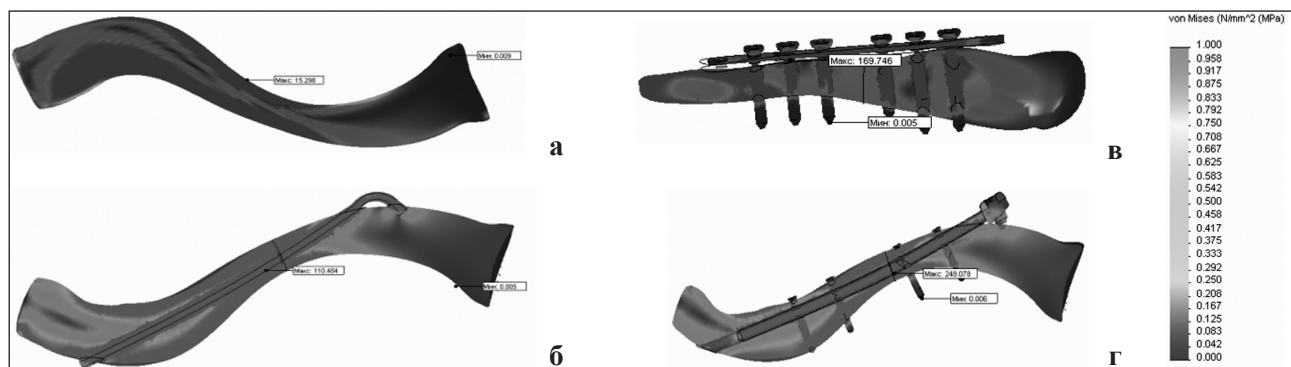


Рис. 6. Дослідження моделей на згинання у горизонтальній площині з повним контактом відламків: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

Використання для остеосинтезу інтрамедулярного стрижня призводить до виникнення найзначніших за максимальною величиною напружень у кістці серед усіх засобів фіксації — 117,90 МПа. При цьому максимальні напруження в стрижні перевищують показники в пластині та становлять 120,55 МПа.

Апарат нашої конструкції приймає на себе найзначніші навантаження серед усіх засобів остеосинтезу ключиці. Величини максимальних напружень на стрижні набувають значення 237,73 МПа, а на фіксувальних гвинтах — 111,84 МПа. Але це дає змогу знизити величину пікових напружень у кістковій тканині до 99,65 МПа порівняно з інтрамедулярним стрижнем.

Відсутність повного контакту між відламками ключиці призводить до часткового перерозподілу напружень у моделях з елементів власне ключиці до металевих конструкцій. Картина НДС моделей різних варіантів остеосинтезу ключиці з неповним контактом між її відламками під впливом згинальних навантажень, які діють у вертикальній площині, наведена на рис. 5. Як бачимо, характер розподілу напружень у моделях аналогічний до випадку повного контакту між відламками ключиці. Але за максимальними показниками величини напружень

встановлено зміщення важкості навантаження в бік елементів металевих конструкцій. Максимальні значення величини напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків за умов згинальних навантажень у вертикальній площині наведені в табл. 5.

Найрадикальніше відсутність повного контакту між відламками ключиці відобразилася на моделі остеосинтезу за допомогою інтрамедулярного стрижня: напруження збільшилося як в елементах ключиці (до 182,25 МПа), так і на стрижні (до 295,00 МПа).

У моделі остеосинтезу ключиці накістковою пластиною за неповного контакту між відламками незначно зросло напруження в пластині (до 109,85 МПа), наслідком чого стало зниження напружень на фіксувальних гвинтах (до 95,40 МПа) та в кісткових фрагментах (до 58,58 МПа).

Таблиця 5
Величини напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків за умов згинальних навантажень у вертикальній площині

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	109,85	295,00	282,51	—
Гвинт	95,40	—	119,11	—
Кістка	58,58	182,25	140,18	12,06

Таблиця 6

Величини напружень в елементах моделей з повним контактом відламків за умов згинальних навантажень у горизонтальній площині

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	166,16	110,48	248,08	—
Гвинт	169,75	—	109,31	—
Кістка	128,86	105,92	101,55	15,30

Під впливом вертикальних згинальних навантажень робота авторського апарата більше нагадує роботу інтрамедулярного стрижня, але максимальні показники напружень у цій моделі дещо нижчі. Зокрема, у стрижні максимальна величина напружень зросла до 282,51 МПа порівняно з моделлю з повним контактом між відламками ключиці, напруження на фіксувальних гвинтах зросли до 119,11 МПа, а в елементах моделі з механічними властивостями кісткової тканини — до 140,18 МПа.

Картину НДС моделей різних варіантів остеосинтезу ключиці з повним контактом між її відламками під впливом згинальних навантажень, які діють у горизонтальній площині, наведено на рис. 6, з якого видно, що під впливом згинальних навантажень у горизонтальній площині значно збільшуються розміри зон з піковими напруженнями. Це характерно і для моделі неушкодженої ключиці, де максимальні напруження 15,30 МПа, і для моделей її остеосинтезу. Відповідно підвищуються і максимальні значення величини напружень у різних елементах моделей порівняно з вертикальними згинальними навантаженнями. Абсолютні значення максимальних напружень в елементах моделей під впливом згинальних навантажень у горизонтальній площині наведені в табл. 6.

Як показали результати моделювання, накісткова пластина в цьому випадку працює не найкращим чином. Максимальні за величиною напруження припадають на крайні гвинти, особливо на прокси-

мальному кінці ключиці (169,75 МПа). При цьому пластина навантажується менше за гвинти, про що свідчить величина максимальних напружень у ній (166,16 МПа). Це негативно впливає на кісткові фрагменти, напруження на яких у ділянці крайніх гвинтів сягають 128,86 МПа.

Інтрамедулярний стрижень під впливом згинальних навантажень у горизонтальній площині розподіляє їх рівномірно між металевими та кістковими елементами моделі. Максимальна величина напруження в стрижні дорівнює 110,48 МПа, а в кісткових фрагментах у зоні перелому 105,92 МПа.

Авторський апарат за такої схеми навантаження за характером розподілу напружень є аналогічним і до пластини, і до інтрамедулярного стрижня. Зокрема, максимальні навантаження приймає на себе стрижень, напруження на якому сягають 248,08 МПа, при цьому напруження на фіксувальних гвинтах вдвічі нижче — 109,31 МПа, а в кісткових фрагментах найнижчі порівняно з іншими моделями остеосинтезу ключиці і не перевищують позначки 101,55 МПа.

Відсутність повного контакту відламків призводить до підвищення рівня напружень у моделях, в яких для остеосинтезу використовують засоби з інтрамедулярним розташуванням носійних елементів (стрижень та авторський апарат). Але в разі використання накісткової пластини рівень напружень незначно знижується у всіх елементах моделі порівняно з моделями під впливом згинальних навантажень у вертикальній площині.

На рис. 7 представлено розподіл напружень у моделях остеосинтезу ключиці з неповним контактом у зоні перелому під впливом згинальних навантажень, які діють у горизонтальній площині.

Максимальні значення величини напружень в елементах моделей з неповним контактом у зоні перелому в разі згинальних навантажень у горизонтальній площині наведені в табл. 7.

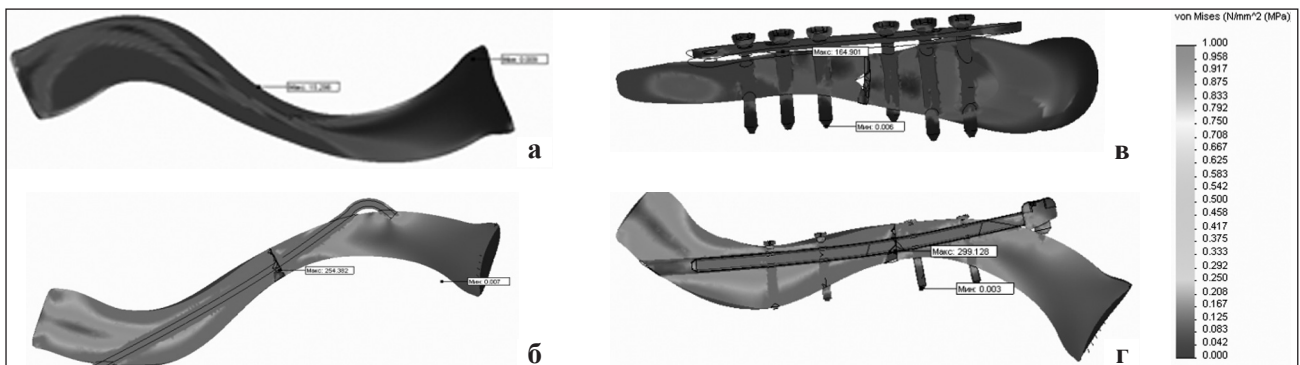


Рис. 7. Дослідження моделей на згинання у горизонтальній площині з неповним контактом відламків: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

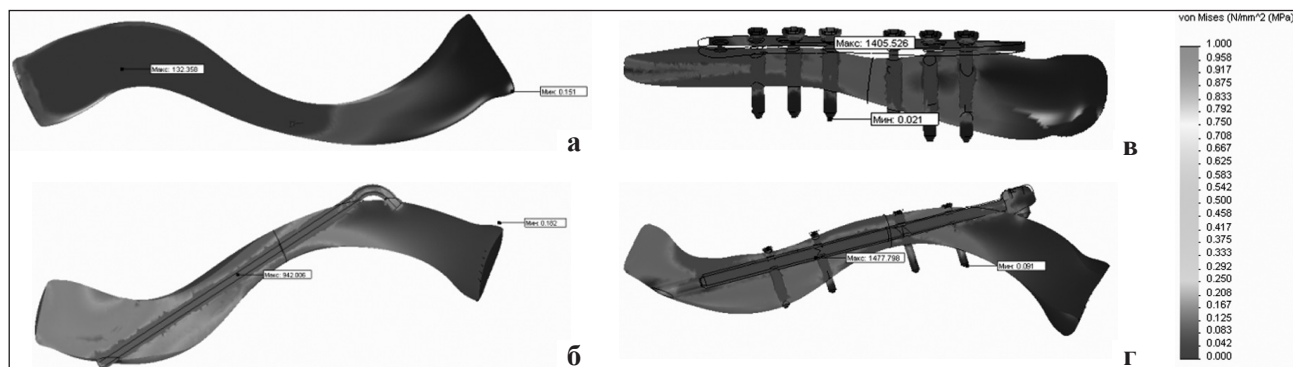


Рис. 8. Розподіл напружень у моделях з повним контактом відламків під впливом навантажень на кручення: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), авторським пристроєм (г)

Як зазначено вище, у разі використання накісткової пластини для остеосинтезу ключиці за неповного контакту між відламками під впливом згинальних навантажень у горизонтальній площині рівень напружень в елементах моделі незначно знижується порівняно з напруженнями, які виникають під впливом згинальних навантажень у вертикальній площині. Але характер розподілу напружень залишається незмінним. Максимальні навантаження припадають на крайній гвинт у проксимальному кінці ключиці і становлять 164,90 МПа, у пластині напруження трохи нижчі — 161,84 МПа. Кісткові фрагменти зазнають найбільших напружень, які припадають на зони навколо крайніх гвинтів, а за максимальною величиною дорівнюють 124,31 МПа.

Напруження в інтрамедулярному стрижні за такого навантаження підвищуються вдвічі до 254,38 МПа, але в кісткових фрагментах при цьому змінюються незначно — до 103,01 МПа.

У випадку використання авторського апарата виявлено аналогічний характер розподілу напружень: у носійному стрижні вони підвищуються до 299,13 МПа, на фіксувальних гвинтах їх максимальні величини втричі нижчі — 117,61 МПа. Кісткова тканина в цьому випадку навантажується менше за всі інші моделі: максимальні напруження в ній 101,15 МПа.

Останнім етапом роботи стало дослідження НДС моделей остеосинтезу ключиці під впливом

навантажень на кручення. На рис. 8 приведені результати дослідження моделей з повним контактом між відламками ключиці.

Під впливом навантажень на кручення в нешкодженій ключиці, а також у моделі остеосинтезу накістковою пластиною максимальні напруження виникають на проксимальному кінці ключиці. У разі використання інтрамедулярних конструкцій (стрижень, апарат) зона максимальних напружень у кісткових елементах розташована в середній частині ключиці і по внутрішньому радіусу на її проксимальному кінці (табл. 8).

За умов навантаження на кручення для всіх елементів моделей виявлено рівень напружень значно вищий, ніж за всіх інших варіантів. Якщо вважати критерієм ефективності остеосинтезу величину напружень у кісткових елементах моделей, то найефективнішим способом слід визнати остеосинтез пластиною, за якого вони дорівнюють 724,91 МПа. Удвічі більші напруження виникають на крайніх гвинтах — 1405,53 МПа, а в пластині становлять 836,58 МПа.

Найбільші напруження в кісткових елементах (884,58 МПа) встановлені в моделі остеосинтезу ключиці інтрамедулярним стрижнем. На ньому величина напруження була 942,01 МПа.

Авторський апарат як і в попередніх варіантах навантаження можна порівняти з інтрамедулярним стрижнем і з пластиною. Але величина максимального напруження на гвинтах (1129,14 МПа) нижча

Таблиця 7

Величини напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків у разі згинальних навантажень у горизонтальній площині

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	161,84	254,38	299,13	—
Гвинт	164,90	—	117,61	—
Кістка	124,31	103,01	101,15	15,30

Таблиця 8

Величини напружень в елементах моделей з повним контактом відламків у разі навантаження на кручення

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стрижень	апарат	ключиця
Носійний	836,58	942,01	1 477,80	—
Гвинт	1 405,53	—	1 129,14	—
Кістка	724,91	884,58	827,65	132,36

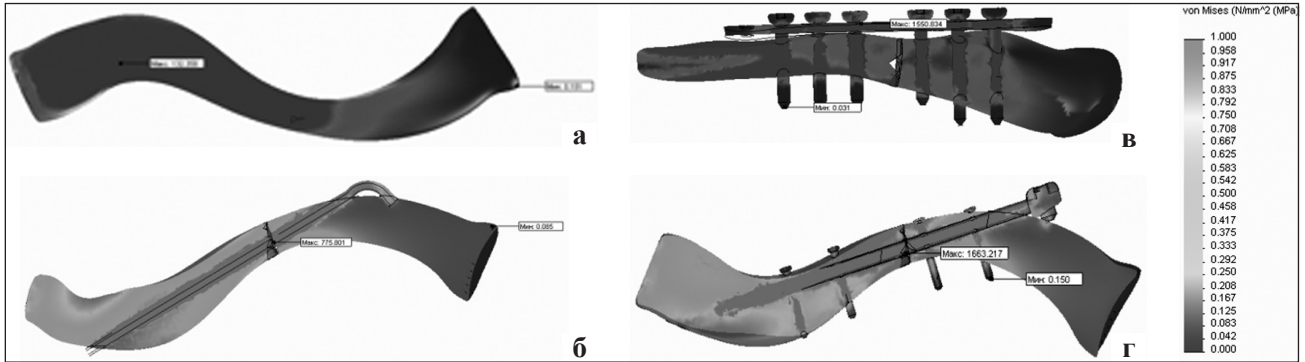


Рис. 9. Дослідження моделей з неповним контактом відламків на кручення: ключиця (а); відламки, фіксовані інтрамедулярним стрижнем (б), накістковою пластиною (в), пристроєм власної конструкції (г)

порівняно з остеосинтезом пластиною, а на носійному стрижні значно вища (1 477,80 МПа). Величина напружень у кісткових фрагментах (827,65 МПа) набуває середнього значення між моделями остеосинтезу накістковою пластиною та інтрамедулярним стрижнем.

Характер розподілу напружень у моделях з неповним контактом відламків під впливом навантажень на кручення (рис. 9) практично не змінюється порівняно з моделями з повним контактом, але змінюються величини напружень в елементах моделей.

Величини максимальних напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків у разі навантаження на кручення наведено в табл. 9.

За неповного контакту між відламками ключиці найменша величина максимального напруження в кісткових елементах виявлена в моделі остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем — 518,61 МПа, напруження в самому стрижні при цьому дорівнює 775,80 МПа. Але такий розподіл напружень слід відносити не стільки до переваг, скільки до недоліків — неповний контакт дає змогу відламкам повільніше обертатися навколо інтрамедулярного стрижня.

У моделі остеосинтезу накістковою пластиною зафіксовано підвищення максимальних значень у всіх елементах порівняно з випадком повного контакту між відламками. Найбільші напруження (1 550,83 МПа) виявлені на крайніх гвинтах, а на пластині вони дещо нижчі — 1 056,01 МПа.

Таблиця 9

Величини напружень в елементах моделей з неповним контактом відламків за умов навантаження на кручення

Елемент моделі	Напруження, МПа			
	пластина	стержень	апарат	ключиця
Носійний елемент	1 056,01	775,80	1 663,22	—
Гвинт	1 550,83	—	1 182,14	—
Кістка	727,72	518,61	888,18	132,36

Напруження на фіксувальних гвинтах в авторському апараті визначані нижчими, ніж у моделі остеосинтезу накістковою пластиною — 1 182,14 МПа. Максимальні за величиною напруження виникають у носійному стрижні (1 663,22 МПа), а в кісткових елементах моделі становлять 888,18 МПа.

За результатами моделювання варіантів остеосинтезу ключиці на опір моделей навантаженням на кручення, напруження, які виникають в моделях, значно перевищують межу міцності кісткової тканини. Але ні анатомічна будова ключиці, ні характер рухів у плечовому суглобі не дають можливості припустити наявність таких навантажень на ключицю в процесі життєдіяльності. Тому цю частину дослідження про остеосинтез ключиці можна розглядати теоретично.

Висновки

Як свідчать результати моделювання варіантів остеосинтезу ключиці, найнебезпечнішими для неї є згинальні навантаження. Напруження, які виникають у кістковій тканині ключиці в разі згинання, можуть перевищувати межу міцності кісткової тканини, що, в свою чергу, є підставою для виникнення переломів кістки.

Недоліком накісткової пластини виявився той факт, що вона добре працює тільки у разі згинальних навантажень, які діють у вертикальній площині, тобто перпендикулярно до площини пластини. Але вона практично не функціонує за умов навантажень у горизонтальній площині (паралельно площині пластини), усе навантаження передається на крайні гвинти, а критичні до межі міцності кісткової тканини напруження виникають саме навколо гвинтів.

Інтрамедулярний стрижень однаково ефективний у разі згинальних навантажень, які діють як у вертикальній, так і в горизонтальній площині. Але напруження, які виникають у кісткових елементах моделей занадто високі.

Перевага апарата нашої конструкції полягає в тому, що він тримає згинальні навантаження у будь-якому напрямку, як інтрамедулярний стрижень, та одночасно дає змогу не перевантажувати фіксувальні гвинти і кісткову тканину навколо них.

Список літератури

1. Epidemiology of clavicle fractures / F. Postacchini, S. Gumina, P. De Santis, F. Albo // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2002. — Vol. 11 (5). — P. 452–456.
2. Мателенок Е. М. Внеочаговый чрескостный остеосинтез при лечении переломов ключицы / Е. М. Мателенок, А. Е. Барыш // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 1998. — № 2. — С. 100–102.
3. Лунев А. П. Биомеханика плечевого пояса при переломах ключицы и их оперативное лечение: автореф. дис. ... канд. мед. наук / А. П. Лунев. — Одесса, 1971. — 15 с.
4. Kingsley R. Chin. Orthopaedic key review concepts / Kingsley R. Chin, Samir Mehta. — Lippincott Williams & Wilkins, US, 2007. — 1st ed. — 704 p.
5. Климовицкий В. Г. Частота замедленной консолидации переломов у пострадавших разных возрастных групп и влияние на нее остеотропной терапии / В. Г. Климовицкий, В. Ю. Черныш // *Травма.* — 2011. — Т. 12, № 3. — С. 93–97.
6. Корж А. А. Репаративная регенерация кости / А. А. Корж, А. М. Белоус, Е. Я. Панков. — М.: Медицина, 1972. — 232 с.
7. Анкин Л. Н. Принципы стабильно-функционального остеосинтеза / Л. Н. Анкин, В. Б. Левицкий. — 1991. — 143 с.
8. Лаврищева Г. И. О возможности влияния на скорость восстановления нормальной структуры кости после перелома и принципах морфологической оценки / Г. И. Лаврищева // *Медицинская реабилитация больных с переломами костей и ортопедическими заболеваниями: сб. тр. ЦИТО.* — 1983. — Вып. 26. — С. 6–10.
9. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотиллов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
10. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М.: Мир, 1978. — 519 с.
11. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987201445-13>

Стаття надійшла до редакції 30.05.2014

MATHEMATICAL MODELING OF OPTIONS FOR OSTEOSYNTHESIS OF MIDDLE THIRD CLAVICLE FRACTURES

M. Yu. Karpinski¹, O. V. Yaresko¹, K. V. Pavlenko², V. P. Topor², O. B. Uvarova³, O. I. Popov⁴

¹ SI «Sytenko Institute of Spine and Joints Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv

² Odessa National Medical University. Ukraine

³ City Clinical Hospital № 1, Odessa. Ukraine

⁴ City Clinical Hospital № 11, Odessa. Ukraine