

УДК 616.716.4-001.5-089.84

КОПЧАК А.В., КРИЩУК М.Г.

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця

Національний технічний університет України «КПІ», м. Київ, Україна

## РОЗПОДІЛ НАПРУЖЕНЬ У СИСТЕМІ «ФІКСАТОР — КІСТКА» ПРИ ПРОВЕДЕННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ НА КІСТКОВИМИ МІНІ-ПЛАСТИНАМИ

**Резюме.** Проведено дослідження жорсткості, міцності та надійності системи «фіксатор — кістка» при остеосинтезі нижньої щелепи титановими накістковими міні-пластинами на основі вивчення особливостей розподілу напружень і деформацій, що виникають у ній при жувальних навантаженнях, методами комп'ютерного імітаційного моделювання. Тривимірну кінцево-елементну модель сегмента нижньої щелепи з відтвореним переломом у ділянці кута, а також моделі накісткових міні-пластин і шурупів було створено в програмному середовищі Solidworks та імпортовано в програму Ansys 5.7 для проведення подальших розрахунків. Механічні властивості кістки з урахуванням її структурної неоднорідності задавали за даними, отриманими в натурних експериментах. Було встановлено, що в умовах жувального навантаження система «фіксатор — кістка» перебувала в складному напружено-деформованому стані. Розподіл напружень був нерівномірним: найбільше навантаження сприймали перші 2 шурупи від щілини перелому. Напруження передавались на кісткову тканину переважно в ділянці зовнішньої кортикальної пластини, а їх максимальна концентрація відзначалась у ділянці перших 3–4 витків різьби. Збільшення кількості й довжини шурупів не призводило до суттєвого зменшення напружень у зонах їх максимальної концентрації. Натомість наявність контакту між кістковими уламками та стан кісткової тканини в зоні перелому мали суттєвий вплив як на характер розподілу напружень у системі, так і на їх абсолютну величину. За наявності міжфрагментарного діастазу всі напруження сприймалися і перерозподілялися за рахунок пластини й шурупів, їх максимальна величина в умовах, що відповідали пережовуванню м'якої їжі, перевищувала гранично допустимі значення, а стабільність системи в цілому виявлялась недостатньою. За наявності щільного контакту між фрагментами стискаючі напруження в ділянці нижнього краю щелепи сприймалися безпосередньо кістковою тканиною уламків, що суттєво зменшувало навантаження пластини. Зменшення жорсткості кісткової тканини поблизу щілини перелому призводило до збільшення деформацій у системі та зростання навантаження на шурупи, віддалені від щілини перелому.

**Ключові слова:** переломи нижньої щелепи, хірургічне лікування, остеосинтез, комп'ютерне моделювання, метод кінцевих елементів.

### Вступ

Сучасна хірургія й травматологія широко використовують імплантацію штучних конструкцій і матеріалів для заміщення втрачених тканинних структур та органів або для досягнення тих чи інших лікувальних ефектів [5, 7]. Так, у пацієнтів із переломами кісток обличчя та при проведенні різноманітних реконструктивно-відновних операцій у ділянці голови та шиї широко застосовують штучні фіксувальні пристрої у вигляді пластин, шурупів, спиць або складних зовнішньоротових апаратів. Наслідком їх встановлення є створення системи «фіксатор — кістка», компоненти якої якісно відрізняються за своєю структурою та властивостями [10]. Розвиток хірургічної техніки та розробка нових типів оперативних втручань призводять до того, що подібні системи можуть бути складними, багатокомпонентни-

ми й унікальними за своїми конструкційними характеристиками. При цьому система фіксації має забезпечити не тільки необхідну жорсткість і міцність, але й природний характер розподілу напружень і деформацій у кістковій тканині, оскільки структура кістки суттєво залежить від умов механічного навантаження, у яких вона перебуває [3, 5].

В останні десятиліття на протигагу емпіричному підходу у вирішенні задач, пов'язаних із розрахунком міцності та надійності систем фіксації в травматології і щелепно-лицевій хірургії, застосовують імітаційне комп'ютерне моделювання з використанням мето-

© Копчак А.В., Кришук М.Г., 2014

© «Український журнал хірургії», 2014

© Заславський О.Ю., 2014

ду кінцевих елементів [7, 9]. Цей підхід, що дозволяє з високою точністю відтворити механічну поведінку біологічних систем в умовах функціонального навантаження, розглядається як потужний інструмент у вирішенні низки теоретичних та прикладних проблем щелепно-лицевої хірургії [1, 8]. Створення й обчислення комп'ютерних моделей біомеханічних систем може бути застосоване для вирішення задач оптимізації, наприклад пошуку оптимальних параметрів системи фіксації при остеосинтезі кісток людини, зокрема нижньої щелепи (НЩ), яка є єдиною рухливою кісткою лицевого черепа, що зазнає значних навантажень у процесі пережовування їжі.

**Мета дослідження** — вивчити особливості розподілу напружень, що виникають у системі «фіксатор — кістка» при остеосинтезі НЩ, а також визначити жорсткість, міцність і надійність системи залежно від характеристик елементів фіксації, типу перелому та механічних властивостей кісткової тканини на ділянці травматичного ушкодження.

## Матеріали і методи

Дослідження було проведено на тривимірній кінцево-елементній моделі сегмента НЩ із відтвореним переломом на ділянці кута. Моделі накісткових титанових міні-пластин і шурупів системи KLS Martin було створено в програмному середовищі Autodesk Inventor 11.0 та імпортовано в програму Ansys 5.7 для проведення подальших розрахунків [1]. Як фіксатор було застосовано титанову міні-пластину на 7 отворів товщиною 1 мм, розташовану вздовж зовнішньої косої лінії відповідно до рекомендацій M. Champy і J. Lodde [10] і фіксовану 6 шурупами діаметром 2 мм. Довжину шурупів у модельному експерименті задавали рівною 5, 9, 11 і 15 мм. У ході моделювання шурупів вдавались до певних спрощень геометрії різьби, що полегшувало розбиття сітки та суттєво не позначалося на вірогідності подальших розрахунків. Навантаження в моделі за напрямком і ве-

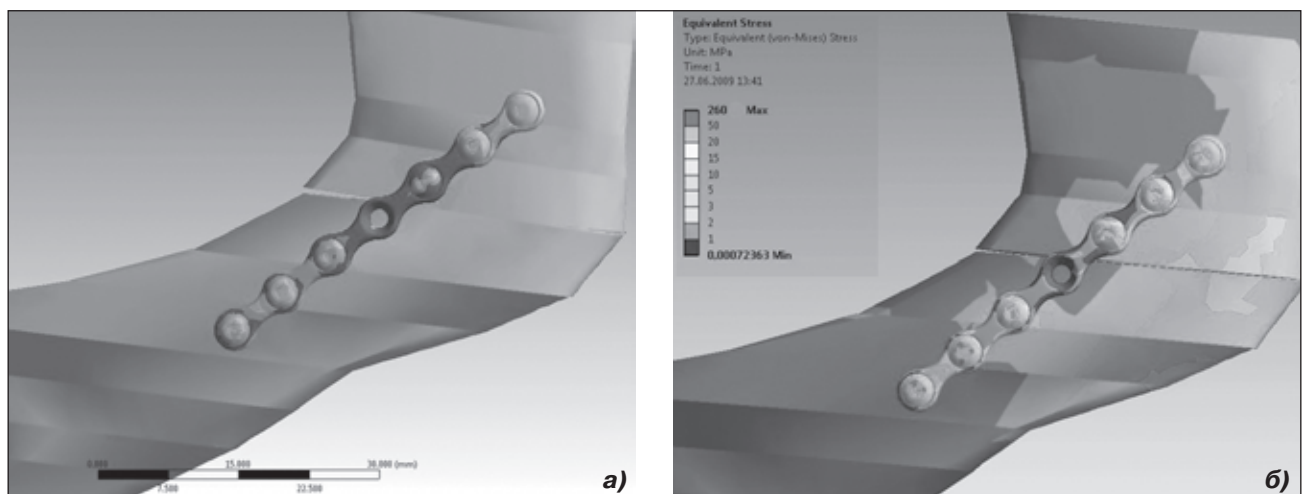
личиною (50 Н) відповідали зусиллям при відкушуванні та пережовуванні м'якої їжі [7].

Механічні властивості системи фіксації задавали заданими відповідних стандартів і нормативних документів (модуль пружності — 110 МПа, коефіцієнт Пуассона — 0,34) [5, 7]. У моделі було відтворено неоднорідні та анізотропні властивості кісткової тканини, визначені в прямих натурних експериментах [2, 4]. Модуль пружності кортикального шару в напрямку максимальної жорсткості E1 становив 11 ГПа, а губчастого шару — 0,78 ГПа. Для вивчення впливу посттравматичних змін механічних властивостей кісткової тканини уламків в наближених до щілини перелому зонах було розглянуто 2 ситуації: у контрольній моделі всі ділянки кортикального і губчастого шару мали однакову жорсткість, а в дослідній моделі властивості кортикального і губчастого шару в ділянці, наближеній до щілини перелому, змінювали відповідно до даних, отриманих у натурному експерименті при дослідженні фрагментів кісткової тканини уламків [4, 5]. Модуль пружності кортикального шару в напрямку максимальної жорсткості E1 зменшували до 5 ГПа, а губчастого шару — до 0,2 ГПа.

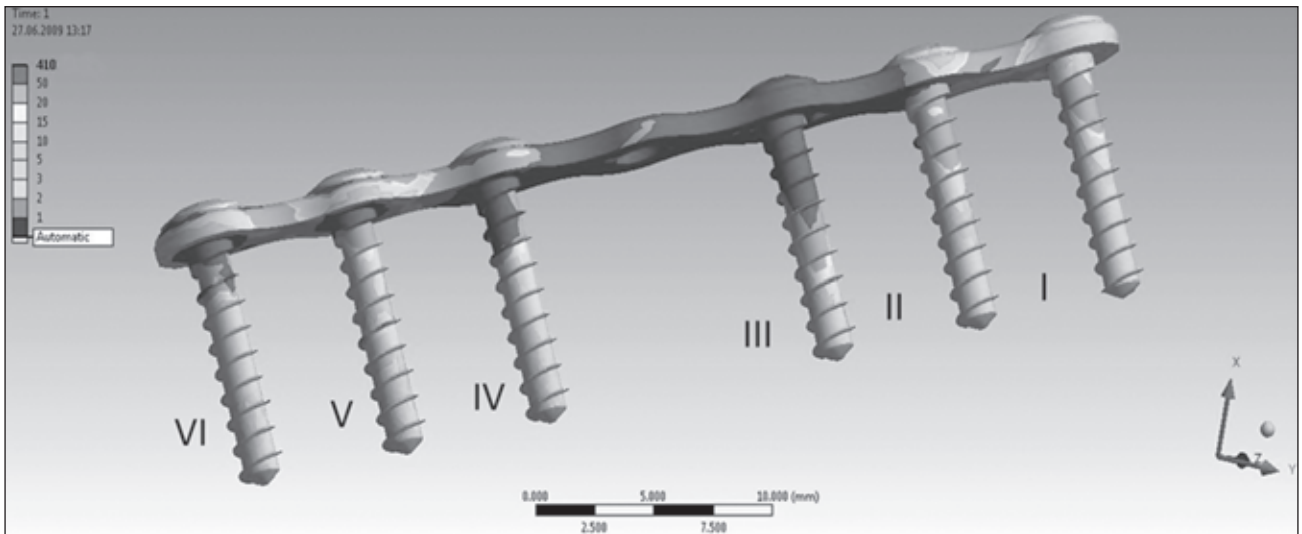
Крім того, було розглянуто 2 варіанти міжфрагментарного контакту уламків. У першому випадку моделювали ситуацію, при якій уламки було фіксовано з наявним міжфрагментарним діастазом (у процесі деформування системи контакту між уламками не виникало), у другому випадку уламки фіксували за наявності щільного контакту, що дозволяв кістковій тканині кінців уламків сприймати стискаючі напруження.

Окремо на моделі з довжиною шурупів 9 мм було розглянуто різні варіанти фіксації пластини 4 шурупами. Усього в ході дослідження було створено й розраховано 22 імітаційні комп'ютерні моделі.

У процесі моделювання вдавались до певних спрощень: не враховували наявності сил тертя між кістковими уламками та між пластиною й кісткою, в'язкопружних властивостей кістки та титанового сплаву, їх



**Рисунок 1. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у системі «фіксатор — кістка» при остеосинтезі НЩ накістковою титановою міні-пластиною: а) фіксація уламків із міжфрагментарним діастазом. Напруження повністю сприймаються титановою пластиною; б) за наявності щільного контакту уламків напруження перерозподіляються між пластиною й кісткою**



**Рисунок 2. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у пластині й шурупах за відсутності міжфрагментарного контакту (зображення НЩ приховане)**

фізичної нелінійності в діапазоні напружень, що перевищують гранично допустиму величину, моделювання зубів і пародонту не проводили, а силу прикусу приклали до кортикального шару й розподіляли по площині в ділянці розташування зубів.

## Результати та обговорення

За даними розрахунку створених моделей при проведенні остеосинтезу НЩ, в умовах жувального навантаження накісткова пластина зазнавала переважно згинальних деформацій, а максимальна концентрація напружень у ній виникала на ділянці вільного отвору, розташованого над щілиною перелому. За відсутності міжфрагментарного контакту все навантаження сприймалося пластиною та передавалось на кісткову тканину НЩ у ділянці фіксуючих шурупів (рис. 1а). Система характеризувалась низькою стабільністю та наявністю ділянок локальної концентрації напружень як у самому фіксаторі, так і в кістковій тканині навколо шурупів. У середині пластина величина еквівалентних напружень

за Мізесом наближалась до гранично допустимих значень для титану або перевищувала їх [5]. Це створювало передумови для виникнення пластичної деформації або навіть руйнування фіксатора та зумовлювало появу зони нестабільності біля верхнього краю щелепи.

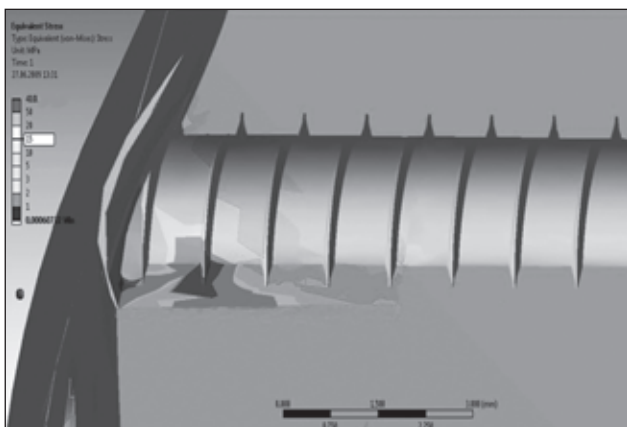
Розподіл напружень у системі був нерівномірним: найбільші навантаження сприймали перші 2 шурупи від щілини перелому. Сила, що передавалась на II та III шурупи, була значно меншою. Для шурупів I і VI вона становила лише 10–16 % від усього навантаження, що сприймала пластина (рис. 2).

Напруження передавались на кісткову тканину переважно в ділянці зовнішньої кортикальної пластина, при цьому їх максимальна концентрація відповідала першим 3–4 виткам різьби шурупа (рис. 3).

У губчастій кістковій тканині напруження були значно меншими (максимальне значення не перевищувало 11 МПа) і залежали більшою мірою від наявності концентраторів напруження на границі кортикального шару — різьби шурупа — губчастої кістки, ніж від величини навантаження, що припадало на той чи інший шуруп.

Довжина шурупів суттєво не позначалась на інтегральній жорсткості системи. Так, при її збільшенні з 5 до 9 мм стабільність фіксації зростала лише на 15 %, а при її подальшому зростанні до 11 та 15 мм (бікортикальна фіксація) залишалась майже незмінною. В усіх моделях, за наявності міжфрагментарного діастазу максимальна величина еквівалентних напружень у кістковій тканині перевищувала гранично допустиму щонайменше навколо 2 шурупів, а стабільність системи в цілому виявлялась недостатньою.

Наявність щільного контакту між кістковими уламками якісно змінювала характер розподілу напружень у системі та суттєво впливала на їх абсолютну величину. При цьому стискаючі напруження на ділянці нижнього краю НЩ у зоні функціональної компресії сприймалися безпосередньо кістковою тканиною уламків, що суттєво



**Рисунок 3. Розподіл еквівалентних напружень у кістковій тканині навколо IV шурупа (поперечний перетин, проведений уздовж осі шурупа)**

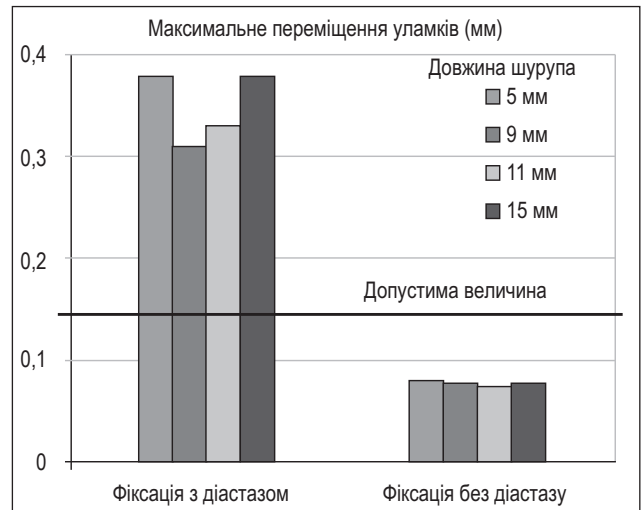
зменшувало навантаження пластини (рис. 1б). Величина розходження уламків у ділянці верхнього краю НЩ зменшувалась в 3,9–4,75 раза (рис. 4).

Напруження в кістковій тканині наближались до гранично допустимої величини, але здебільшого не перевищували її. Збільшення довжини шурупів з 5 до 11 мм призводило до зростання жорсткості системи «фіксатор — кістка», водночас частка навантаження, що сприймалось пластиною й шурупами, зростала, а величина функціональної компресії на ділянці нижнього краю щелепи зменшувалась, що супроводжувалось зростанням величини напружень в кістковій тканині навколо шурупів (рис. 5).

Зменшення жорсткості кісткової тканини на ділянках, наближених до щілини перелому, що спостерігалось в клінічній практиці як наслідок посттравматичної резорбції й перебудови кінців уламків [4, 6], призводило до збільшення величини деформацій у системі й якісних змін напружено-деформованого стану. За відсутності міжфрагментарного контакту жорсткість системи зменшувалась на 8–10 %. Напруження навколо найближчих до щілини перелому шурупів зменшувались, але зростали на віддалених від щілини перелому ділянках.

Оскільки межа пружності кісткової тканини, що зазнала посттравматичних змін, є нижчою, ніж у інтактної кістки, і, за даними прямих натурних експериментів, становить 50–60 МПа [4], напруження в ній перевищували гранично допустиме значення навіть при зменшенні їх абсолютної величини. У цілому перевищення граничних значень відзначали на ділянці III–IV шурупів, отже, надійність системи значно зменшувалась порівняно із моделлю, у якій властивості кісткової тканини задавали незмінними.

За наявності міжфрагментарного контакту зниження жорсткості кінців уламків, що впливало на її здатність сприймати й перерозподіляти навантаження, призводило до зменшення стабільності системи в 1,5–1,6 раза. Сила функціональної компресії уламків суттєво зменшувалась порівняно з моделлю, у якій були відтворені властивості інтактної кісткової тканини, а навантаження на пластину зростало. Напруження на ділянці шурупів, наближених до щілини перелому, в окремих моделях перевищували граничні значення для кісткової

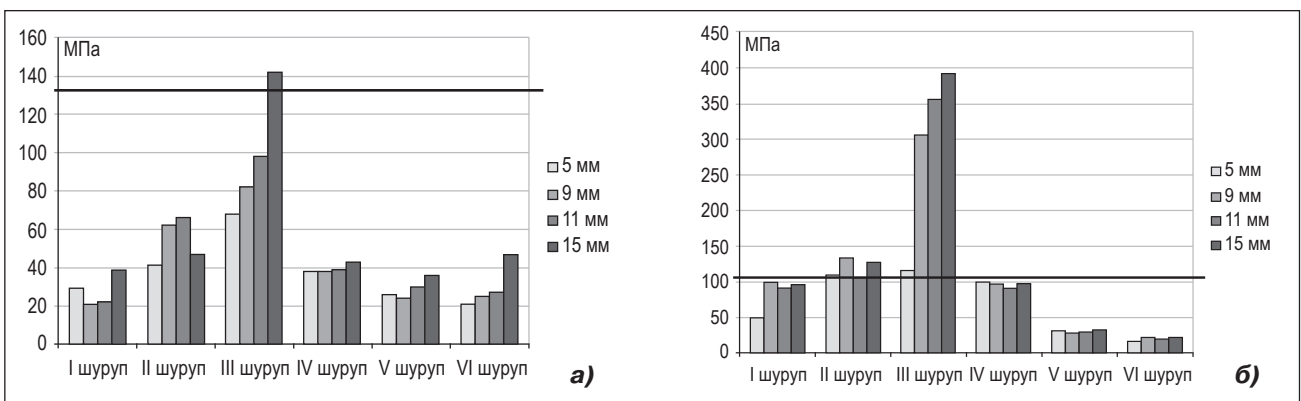


**Рисунок 4.** Стабільність системи «фіксатор — кістка» залежно від довжини шурупа й особливостей міжфрагментарного контакту при жувальному навантаженні

тканини, що зазнала посттравматичних змін. Однак навіть у цьому випадку деформація системи (розходження уламків в ділянці верхнього краю) не перевищувала допустимої величини.

При аналізі моделей зі зменшеною кількістю шурупів було встановлено, що основні інтегральні механічні характеристики системи «фіксатор — кістка» за наявності міжфрагментарного контакту при фіксації пластини 4 шурупами порівняно із пластиною, фіксованою 6 шурупами, відрізнялися несуттєво.

Якщо із розрахунку виключали 2 шурупи, найбільш віддалені від щілини перелому за умов відтворення в моделі властивостей інтактної кісткової тканини, жорсткість системи зменшувалась лише на 11 %. Максимальні еквівалентні напруження навколо шурупів зростали різною мірою, але не більше ніж на 17 %. При виключенні з розрахунку 2 найближчих до щілини перелому шурупів жорсткість системи зменшувалась на 20 %, але напруження навколо шурупів зменшувались. Їх максимальна величина була на 45 % нижчою за гранично допустиму, що свідчило про значний запас міцності системи.



**Рисунок 5.** Максимальні напруження, що виникали навколо фіксуючих шурупів при жувальному навантаженні: а) фіксація в умовах щільного контакту уламків; б) фіксація з міжфрагментарним діастазом

Якщо в моделі враховували зменшення жорсткості й міцності кісткової тканини навколо найближчих до щілини перелому шурупів, то стабільність фіксації зменшувалась на 43 %, а напруження зростали й на ділянці 1-го або 2-го шурупів, досягали або перевищували гранично допустимі значення. При фіксації пластини 4 шурупами втрата хоча б одного з них закономірно приводила до втрати стабільності й дезінтеграції системи. Тому в цьому випадку надійність фіксації із використанням лише 4 шурупів є сумнівною.

Таким чином, при точному зіставленні уламків та наявності щільного контакту між ними міні-пластина товщиною 1 мм могла забезпечити необхідну стабільність в умовах, що відповідають звичайному жуванню, як при моно-, так і при бікортикальній фіксації. Збільшення довжини шурупів приводило до незначного підвищення інтегральної жорсткості системи та збільшення напружень у кістковій тканині навколо шурупів. Оптимальною довжиною шурупів для фіксації міні-пластини у зв'язку з цим можна вважати 5–7 мм (в окремих випадках — до 9 мм).

Мінімальна кількість шурупів, необхідних для фіксації міні-пластини, становить чотири, водночас для забезпечення необхідної стабільності й надійності системи вони мають бути розташовані в кістковій тканині із невираженими або мінімально вираженими посттравматичними змінами. При виражених посттравматичних змінах фізико-механічних властивостей кістки на ділянці перелому доцільно фіксувати пластину 6 шурупами. Це пов'язано з тим, що зменшення жорсткості кісткової тканини навколо найближчих до щілини перелому шурупів призводить до зростання навантаження на інші шурупи, а стабільність системи в цілому зменшується.

За наявності діастазу між уламками звичайні міні-пластини не забезпечують достатньої стабільності при жувальних навантаженнях незалежно від довжини й кількості шурупів. Напруження в кістковій тканині перевищують допустиму величину на ділянці II–IV шурупів.

У зонах локальної концентрації напружень, що перевищують гранично допустимі значення, у реальній біологічній системі можна зі значною вірогідністю прогнозувати резорбцію й руйнування кісткової тканини [3, 5]. Виявлені при розрахунку моделей ділянки локальної концентрації напружень, де їх величина перевищувала гранично допустимі значення, топографічно займали невеликий об'єм, отже, руйнування кістки на цих ділянках не буде одразу спричиняти дезінтеграцію всієї системи, але це зумовить зменшення її жорсткості й виникнення нових ділянок концентрації напружень, на які буде поширюватися процес резорбції. Таке поступове руйнування кісткової тканини навколо шурупів зі зменшенням жорсткості системи «фіксатор — кістка» буде розвиватися в часі паралельно з процесами репаративної регенерації, спрямованими на поступове збільшення стабільності уламків і розвантаження пластини за рахунок новоутвореного кісткового регенерату. Отже, інтерпретація результатів біомеханічних розрахунків потребує обов'язкового урахування як ступеня змін фізико-механічних властивостей кісткової тканини, що ви-

никли внаслідок травми, так і її біологічного потенціалу, направленості біологічних процесів у ділянці перелому.

## Висновки

Таким чином, при остеосинтезі НЩ на ділянці кута з використанням накісткових титанових міні-пластин система «фіксатор — кістка» перебувала в умовах складного напружено-деформованого стану. Найбільших навантажень зазнавали шурупи, найближчі до щілини перелому, а напруження передавалися на кісткову тканину переважно на ділянці кортикального шару. Збільшення кількості й довжини шурупів понад 5–7 мм не призводило до суттєвого зниження напружень в зонах їх максимальної концентрації та не впливало на жорсткість фіксації. За наявності міжфрагментарного діастазу всі напруження сприймалися та перерозподілялися за рахунок пластини і шурупів, при цьому їх максимальна величина в кістковій тканині перевищувала гранично допустиму на ділянці II–IV шурупів, а стабільність системи була недостатньою. За наявності щільного контакту між фрагментами стискаючі навантаження на ділянці нижнього краю НЩ сприймалися безпосередньо кістковою тканиною уламків, що вірогідно зменшувало навантаження на пластину. В цих умовах міні-пластина товщиною 1 мм була здатна забезпечити необхідну стабільність і міцність в умовах звичайного переживання їжі, а достатня кількість шурупів для її фіксації становила 4 у випадку, коли вони були розташовані в кістковій тканині із невираженими або мінімально вираженими посттравматичними змінами. Зменшення жорсткості кісткової тканини поблизу від щілини перелому призводило до збільшення величини деформацій у системі та якісних змін у розподілі навантажень. У цьому випадку для забезпечення надійної фіксації пластину слід фіксувати 6 шурупами.

## Список літератури

1. Басов К.А. ANSYS: Справочник для пользователя / Басов К.А. — М.: ДМК Пресс, 2005. — 640 с.
2. Кришук Н.Г. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти при функциональной нагрузке / Н.Г. Кришук, В.А. Маланчук, А.В. Копчак, В.А. Ещенко // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». — 2010. — № 59. — С. 55–58.
3. Корж А.А. Репаративная регенерация кости / Корж А.А., Белоус А.М., Панков Е.Я. — М.: Медицина, 1972. — 232 с.
4. Маланчук В.О. Зміна механічних властивостей кісткової тканини уламків нижньої щелепи при травматичному переломі / В.О. Маланчук, М.С. Шидловський, А.В. Копчак // Український стоматологічний альманах. — 2009. — № 6. — С. 44–48.
5. Мюллер М.Е. Руководство по внутреннему остеосинтезу: Методика, рекомендуемая группой АО (Швейцария) / [М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х. Виллингер]. — М.: Ad Marginet, 1996. — 750 с.
6. Оноприенко Г.А. Васкуляризация костей при переломах и дефектах / Оноприенко Г.А. — М.: Медицина, 1995. — 224 с.

7. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии. / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. — Х.: Форт, 2010. — 466 с.
8. Anderson A.E. Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics/ A.E. Anderson, B.J. Ellis, J.A. Weiss // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* — 2007. — Vol. 10. — № 3. — P. 171-84.
9. *Finite Element Analysis* / [Edited by David Moratal]. — Rijeka, Croatia: Sciyo, 2010. — 698 p.
10. Harle F. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis. Miniplates, Microplates, and Screws/ F. Harle, M. Champy, B. Terry. — Stuttgart, New York: Thieme. — 1999. — 182 p.

Отримано 15.12.13 □

Копчак А.В., Крищук Н.Г.

Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца

Национальный технический университет Украины «КПИ», г. Киев, Украина

### РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ «ФИКСАТОР — КОСТЬ» ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ОСТЕОСИНТЕЗА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ НАКОСТНЫМИ МИНИ-ПЛАСТИНАМИ

**Резюме.** Проведено исследование жесткости, прочности и надежности системы «фиксатор — кость» при остеосинтезе нижней челюсти титановыми на костными мини-пластинами на основе изучения особенностей распределения напряжений и деформаций, возникающих в ней при жевательных нагрузках, методами компьютерного имитационного моделирования. Трехмерная конечно-элементная модель сегмента нижней челюсти с воспроизведенным переломом в области угла, а также модели на костных мини-пластин и шурупов были созданы в программной среде Solidworks и импортированы в программу Ansys 5.7 для проведения дальнейших расчетов. Механические свойства кости с учетом ее структурной неоднородности задавали на основании данных, полученных в натурных экспериментах. Установлено, что в условиях жевательной нагрузки система «фиксатор — кость» находилась в сложном напряженно-деформированном состоянии. Распределение напряжений было неравномерным: наиболее нагрузки воспринимали первые 2 шурупа от щели перелома. Напряжения передавались на костную ткань преимущественно в области наружной кортикальной пластины, а их максимальная концентрация отмечалась в области первых 3–4 витков резьбы. Увеличение

количества и длины шурупов не приводило к существенному уменьшению напряжений в зонах их максимальной концентрации. В то же время наличие контакта между костными отломками и состояние костной ткани в зоне перелома оказывали существенное влияние как на характер распределения напряжений в системе, так и на их абсолютную величину. При наличии межфрагментарного диастаза напряжения воспринимались и перераспределялись исключительно за счет пластины и шурупов, их максимальная величина в условиях, соответствующих пережевыванию мягкой пищи, превышала предельно допустимые значения, а стабильность системы в целом оказывалась недостаточной. При наличии плотного контакта между фрагментами сжимающие напряжения в области нижнего края челюсти воспринимались непосредственно костной тканью отломков, что существенно уменьшало нагрузку на пластину. Уменьшение жесткости костной ткани вблизи щели перелома приводило к увеличению деформаций в системе и росту нагрузки на шурупы, удаленные от щели перелома.

**Ключевые слова:** переломы нижней челюсти, хирургическое лечение, остеосинтез, компьютерное моделирование, метод конечных элементов.

Копчак А.В., Крищук Н.Г.

National Medical University named after O.O. Bogomolets

National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

### STRESS DISTRIBUTION IN THE BONE — FIXATOR SYSTEM DURING EXTERNAL MINIPLATE OSTEOSYNTHESIS OF THE MANDIBULAR BONE

**Summary.** A study of the stiffness, strength and reliability of the bone — fixator systems after mandibular osteosynthesis with titanium miniplates was performed by investigating the character of the stresses and strains distribution during masticatory loads using the methods of computer simulation. Three-dimensional finite-element model of the mandible segment with fracture in the angular region as well as the models of titanium miniplates and screws were created in the Solidworks software and imported into the Ansys 5.7 program for further calculations. The mechanical properties of bone considering its structural heterogeneity were applied on the base of experimental data. It was found out that under masticatory loads bone — fixator system was in a complex stress and strain state. Stress distribution was uneven: the greatest loads were noted in the first 2 screws from the fracture gap. Stresses passed on bone mainly in the area of the outer cortical plate, and their maximum concentration was observed in the area of the first 3–4 turns of thread. Increasing the number and length

of the screws did not lead to a significant reduction of stress in areas of maximum concentration. Instead, the presence of contact between the bone fragments and the properties of the bone tissue in the fracture zone had a significant impact both on the distribution of stresses in the system, and their absolute value. In presence of interfragmentary diastasis all stresses were perceived and redistributed by plates and screws, their maximum value in conditions that meet soft food chewing exceeded the maximum allowable value and stability of the whole system was inadequate. If there was a direct contact between the fragments, compressive stresses in the region of the lower edge of the jaw bone were directly perceived by the fragments, which significantly reduced the plate load. Reducing the stiffness of bone near the fracture gap leads to increased strain of the system and increase the load on the screws remote from the fracture gap.

**Key words:** mandibular fractures, surgical treatment, fixation, computer modeling, finite element method.