

© А.В. Копчак, 2013

УДК:616.716.4-001.5-089.886:001.891.5

А.В. КОПЧАК

Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії, Київ

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНОГО ЗУСИЛЛЯ МІЖФРАГМЕНТАРНОЇ КОМПРЕСІЇ УЛАМКІВ ПРИ ТРАВМАТИЧНИХ ПЕРЕЛОМАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

У статті наведено результати вивчення величини та особливостей розподілу контактних тисків, напружень та деформацій в кістковій тканині уламків нижньої щелепи при застосуванні компресійного остеосинтезу з використанням натурального експерименту та математичного моделювання методом скінченних елементів. На основі отриманих даних було визначено оптимальні зусилля міжфрагментарної компресії, особливості її прикладання та границі застосування методу. Встановлено, що жодний з досліджених способів компресії не забезпечує рівномірного розподілу тисків по поверхні щілини перелому, що збільшує ризик перевантаження окремих ділянок кістки в разі їх застосування. Допустима величина компресії уламків є різною і залежить від типу перелому, особливостей архітектоники та фізико-механічних властивостей кісткової тканини нижньої щелепи в ділянці ураження.

Ключові слова: нижня щелепа, переломи, компресійний остеосинтез, метод скінченних елементів

Вступ. Широке застосування технік відкритої репозиції та внутрішньої фіксації при переломах кісток обличчя зумовило зростаючий інтерес до використання лікувальних пристроїв, здатних забезпечити притискання уламків один до одного з певним зусиллям (компресійний остеосинтез). Міжфрагментарна компресія при переломах довгих трубчастих кісток виявилась важливим чинником підвищення стабільності остеосинтезу за рахунок збільшення тертя між рановими поверхнями уламків, підвищення ретенційних властивостей їх мікро- та макрорельєфу та ефективного перерозподілу напружень і деформацій в системі «фіксатор-кістка». За даними М. Мюллера, М. Альговера та ін. вона в значному відсотку випадків дозволяла досягти первинного кісткового зрощення, принаймні на окремих ділянках щілини перелому. Це зумовило широке використання динамічних компресійних пластин, компресійних апаратів зовнішньої фіксації та стягуючих гвинтів, фіксаторів з пам'яттю форми в загальній травматології, і численні спроби адаптувати існуючі техніки компресійного остеосинтезу до переломів кісток обличчя, в тому числі нижньої щелепи (НЩ) [4, 6].

Втім, клінічний досвід останніх десятиліть виявив вади і обмеження подібного підходу. Так, застосування динамічних компресійних пластин (ДСР), принцип дії яких полягає у зміщенні головки шурупа, що має напівсферичну форму відносно нахиленої бокової поверхні в отворі пластини, дозволяло створити компресію уламків лише вздовж певної прямої лінії. Складна кривизна НЩ створювала значні технічні проблеми для подібних систем, особливо в разі розташування пластини в зоні, неоптимальній з точки зору біомеханіки – поблизу її нижнього краю, де корені зубів та канал НЩ не заважають встановленню довгих шурупів. У випадку надмірної компресії автори відзначали зміни оклюзійних співвідношень, що зумовлювали неефективність лікування в цілому, нерідко вини-

кало розходження фрагментів на ділянці альвеолярного паростку та внутрішньої кортикальної пластинки [6]. Спроби компенсувати ротаційні зміщення застосуванням додаткових адаптивних пластин та розробка ексцентричних компресійних пластин не дозволили повною мірою вирішити цієї проблеми. За даними літератури частота незадовільних результатів при використанні компресійних пластин для остеосинтезу НЩ хірургами із значним досвідом проведення таких операцій становить 7%-13% і вище [8].

Компресія уламків, створена за допомогою спеціальних приладів, спричиняє виникнення статичних напружень, що діють протягом тривалого часу, внаслідок цього в кістковій тканині розвиваються процеси релаксації напружень та біологічної перебудови кістки, тісно пов'язані одне з одним. Результатом цих процесів є зменшення величини компресії в часі та прогресуюча резорбція кістки на ділянці постійного стискання з наступною побудовою нової структури. Внаслідок цього стабільність фіксації може бути втрачена ще в ранньому післяопераційному періоді [2]. Відомо, що величина міжфрагментарної компресії в окремих випадках може перевищувати компенсаторні можливості кісткової тканини уламків [5, 7]. При цьому жоден із запропонованих на сьогоднішній день методів компресійного остеосинтезу НЩ не дозволяє дозувати величину компресії залежно від наявних клінічних умов, що робить їх застосування не прогнозованим та збільшує ризики ускладнень та несприятливих результатів лікування [6, 8].

Мета дослідження. Визначити величини і особливості розподілу напружень, що виникають в кістковій тканині уламків НЩ при її компресійному остеосинтезі, та визначити оптимальне стискаюче зусилля, залежно від властивостей кісткової тканини та характеристик щілини перелому.

Матеріали та методи. Для досягнення поставленої мети було проведено серію натурних і моде-

льних експериментів, у яких вивчали контактні тиски, що виникають між раньовими поверхнями кісткових уламків НЩ при її міжфрагментарній компресії стягуючим шурупом (lag screw) та за допомогою репозиційного затискача системи KLS Martin. Для точного визначення сили компресії до однієї з ручок затискача був фіксований ноніус, що вказував взаємне переміщення ручок при їх стисканні за вимірювальною шкалою, жорстко пов'язаною з другою рукою затискача (Пріоритетна заявка № 201308135 від 27.06.2013). Ручки затискача, виконані з пружної нержавіючої сталі, в процесі здійснення компресії уламків згиналися, причому, величина їх взаємного зближення виявлялась пропорційною до сили стиску, що виникала між кінцями щічок робочої частини затискача і суттєво не залежала від ширини розведення щічок при здійсненні компресії. Прилад був каліброва-

ний за допомогою динамометра, що дозволяло чітко визначити силу компресії уламків, знаючи взаємне переміщення ручок затискача при їх стисканні (рис.1). Аналіз динамічних компресійних пластин не проводили, оскільки їх принципові недоліки в більшості випадків не дозволяють рекомендувати цей метод компресії при переломах НЩ.

Натурні експерименти було проведено на сухих трупних щелепах із відтвореним вертикальним переломом в ділянці підборіддя та косим переломом тіла НЩ. Визначення величини і характеру розподілу контактних тисків проводили з використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Японія), що працюють у діапазоні 10- 50МПа із нормативною похибкою вимірювання не більше 10%.

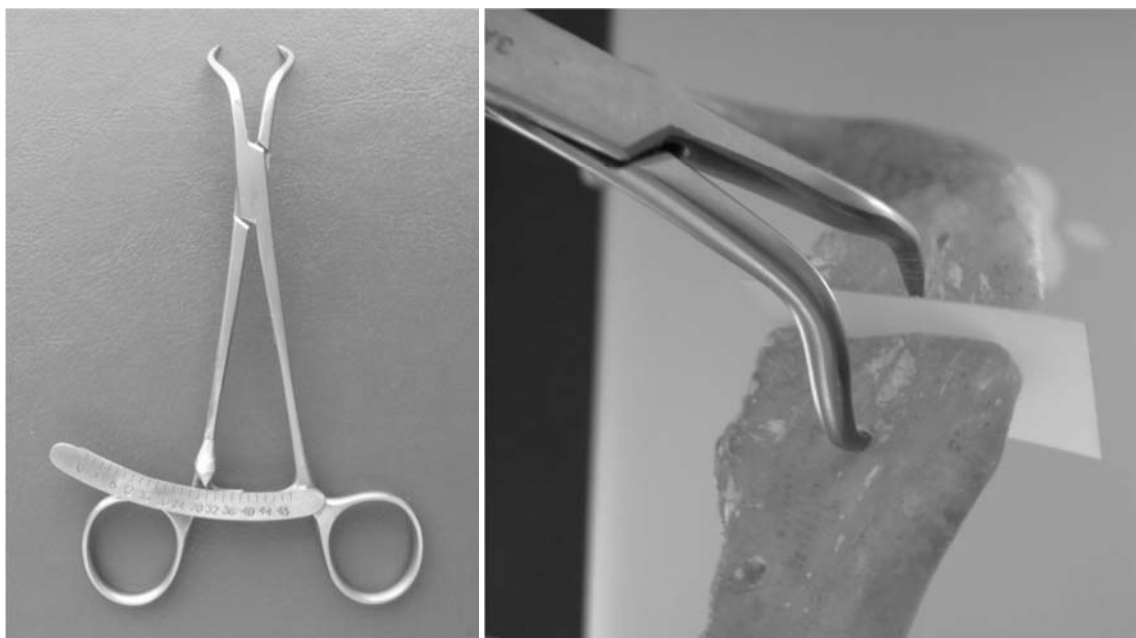


Рис. 1. А. Пристрій для здійснення міжфрагментарної компресії уламків. Б. Дослідження контактних тисків на між поверхнями уламків при міжфрагментарній компресії за допомогою репозиційного затискача.

Вимірювальну плівку розташовували між кістковими фрагментами, після чого здійснювали їх компресію. Відбиток, отриманий на плівці, оцифровували і аналізували за допомогою спеціально розробленої комп'ютерної програми. Принцип методу полягав у наступному [3]. Вимірювальна плівка містить мікрокапсули з барвником червоного кольору, які під дією зовнішнього тиску руйнуються. Реакція, що виникає при цьому в місці контакту, призводить до стійкого забарвлення, інтенсивність якого залежить від величини тиску, що прикладається.

В модельному експерименті було створено і обчислено імітаційну комп'ютерну модель НЩ із відтвореним переломом у ділянці підборіддя. Аналіз розподілу напружень і деформацій в кістковій тканині уламків було проведено з використанням методу скінченних елементів. Для забезпечення

високого рівня точності і адекватності моделі було застосовано розроблені нами алгоритми відтворення анізотропних та в'язко-пружних властивостей кісткової тканини на основі моделі Максвелла [1]. В ході модельних розрахунків змінювали величину сили стиску, розташування точок її прикладання по обидва боки від щілини перелому, та відстань між ними. Окремо змінювали властивості кісткової тканини поблизу від щілини перелому, зменшуючи її жорсткість, що відповідало змінам кісткових уламків, пов'язаних із їх механічним ушкодженням, резорбцією і перебудовою в посттравматичному періоді.

Результати досліджень та їх обговорення. При вивченні напружень, які виникали при застосуванні міжфрагментарної компресії, було встановлено, що обидві досліджені методики не забезпечували рівномірного розподілу тисків по поверхні

щілини перелому. Це збільшувало ризик перевантаження окремих ділянок кістки в разі їх застосування. При встановленні стягуючого шурупа максимальні тиски виникали на ділянці контакту кортикального шару уламків, навколо місця його розташування. Площа контакту кортикальних пластинок, що зазнавали компресії в цьому випадку, становила близько 15 мм^2 , а їх максимальна величина сягала 20-40 МПа (рис. 2).

При застосуванні репозиційного затискача, що діяв вздовж вісі НЩ (сила компресії 90Н), тиск розподілявся в зоні контакту кортикального шару з

зовнішнього боку щелепи і концентрувався на ділянках її нижнього і верхнього краю. Площа контакту кортикальної кістки сягала $12-13 \text{ мм}^2$, причому загальна площа ділянок, де тиск перевищував 30МПа, була меншою за 5 мм^2 . Оскільки поверхні уламків при проведенні остеотомії НЩ не були абсолютно конгруентними, на ділянках, де безпосередній контакт виникав раніше, тиск був більшим. Водночас, на жодній ділянці він не перевищував 50 МПа (рис.3). Це є допустимою величиною, яку кортикальна кістка може витримати без незворотних змін своєї структури [4].

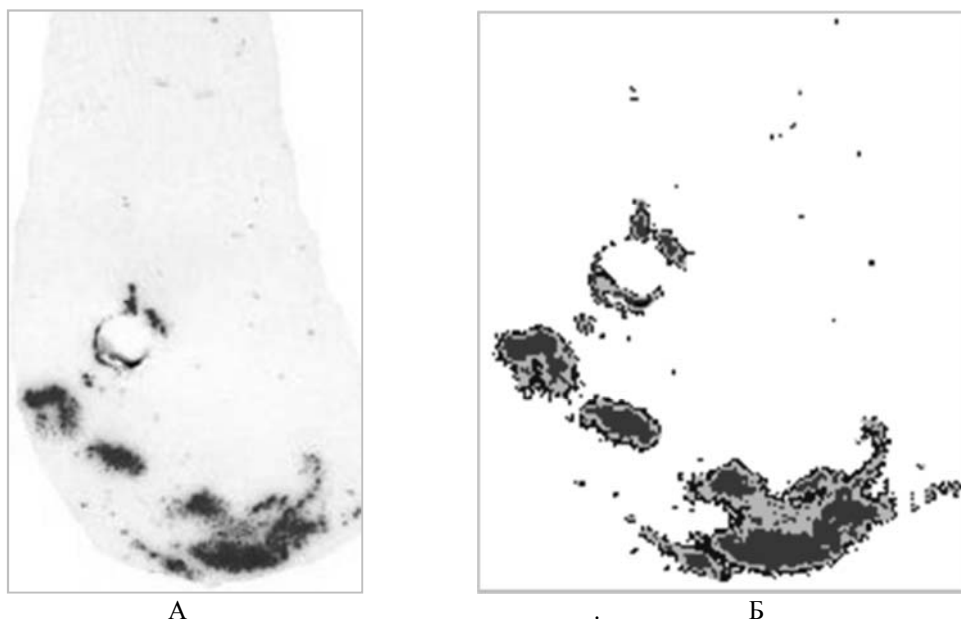


Рис. 2. Розподіл контактних тисків на ділянці нижнього краю НЩ при здійсненні міжфрагментарної компресії стягуючим шурупом: А – Відбиток, отриманий за допомогою вимірювальної плівки Fuji Prescale; Б – Графічне представлення отриманого відбитку у вигляді градієнтів інтенсивності тиску.

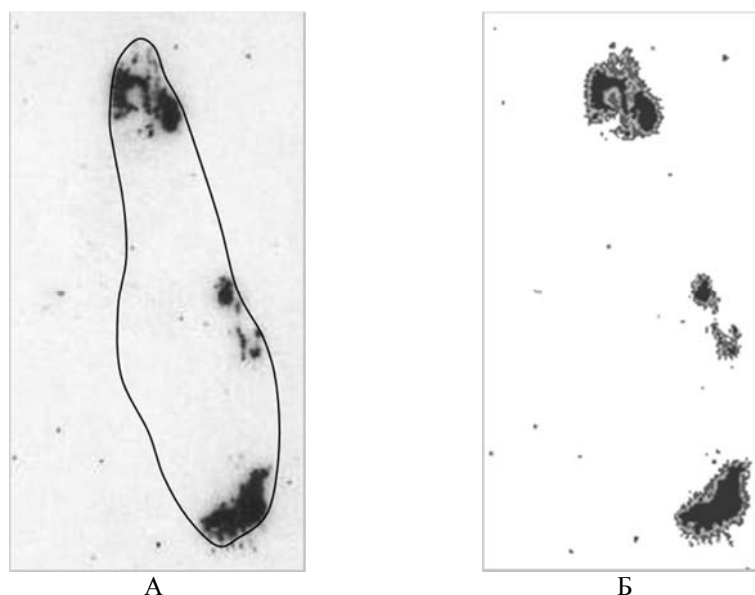


Рис. 3. Розподіл контактних тисків на ділянці нижнього краю НЩ при здійсненні міжфрагментарної компресії репозиційним затискачем: А – Відбиток, отриманий за допомогою вимірювальної плівки Fuji Prescale; Б – Графічне представлення отриманого відбитку у вигляді градієнтів інтенсивності тиску.

Результати модельних експериментів, що імітували міжфрагментарну компресію на ділянці підборіддя із застосуванням репозиційного затискача, збігалися із результатами проведених натурних експериментів. Напруження, що виникали в кістковій тканині, концентрувалися вздовж зовнішньої поверхні щелепи і сягали максимуму на ділянці її нижнього краю (рис.4). При цьому, напруження в губчастому шарі були мінімальними, а на ділянці внутрішньої (язикової) поверхні НЩ виникало розходження уламків, виражене різною мірою в залежності від сили компресії та властивостей кісткової тканини, відтворених в моделі. Іншим чинником, що визначав величину розходження уламків з язикового боку, виявлялася відстань між щічками репонууючого затискача. Чим більшою була відстань між щічками, тим більш рівномірним виявлявся розподіл напружень в зоні перелому і меншим розходження уламків з язикового боку. Розташування затискача ближче до проекції вісі щелепи створювало умови для більш рівномірного розподілу напружень між ділянкою альвелярного паростку і нижнім краєм щелепи, а їх зміщення ближче до верхнього чи нижнього краю сприяло зростанню напружень в зонах їх концентрації та більшому розходженню уламків з внутрішнього боку. Повністю уникнути цього ефекту не вдавалося за жодного розташування репонууючого затискача. Для інтактною кісткової тканини при силі стиску, більшій за 80Н, в окремих випадках деформація досягала клінічно-небезпечних значень і могла позначатися на характері змикання зубів. Величина локальних напружень за відтворених умов навантаження не перевищувала гранично-допустимих значень (при стисканні із зусиллям 100Н вони не перевищували 30МПа) і

виявлялась меншою ніж у натурному експерименті в 1,5-2,5 разу. Це було зумовлено тим, що в моделі було прийнято припущення про наявність щільного контакту раньових поверхонь уламків по всій площині та їх абсолютну геометричну відповідність. У клінічній практиці такі умови є дуже рідкісними, оскільки поверхня уламків знає певних змін унаслідок первинної та вторинної травми, отже, напруження компресії в реальних умовах можуть перевищувати розрахункове значення. При фіксації уламків у стиснутому стані, внаслідок явища релаксації напружень величина стискаючих напружень, а отже і сила тертя між уламками знижувалась за експоненційним законом відповідності до раніше встановлених закономірностей на 10-20%, а деформації, зокрема, розходження уламків з внутрішнього боку щелепи, залишалися незмінними. Це визначало недоцільність надмірної компресії уламків у клінічних умовах.

При зменшенні жорсткості кістки напруження вздовж щілини перелому зменшувались, а їх розподіл ставав більш рівномірним, однак, не зважаючи на це, на певних ділянках вони наближались до граничнодопустимих значень, які для патологічнозміненої кістки є меншими ніж у інтактного кортикального шару, а величина деформації щелепи суттєво зростала.

Оскільки розходження уламків із внутрішнього боку НЩ за певних умов зменшує жорсткість та міцність системи, а також викликає порушення прикусу у хворих, потреба в мінімізації цього негативного ефекту враховувалась при визначенні оптимального зусилля компресії поряд із величиною локальних напружень у кістковій тканині, що зазнавала стиску.



А



Б

Рис. 4. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у НЩ при застосуванні міжфрагментарної компресії репонууючим затискачем із зусиллям 100Н: А – Загальний вигляд; Б – Розподіл напружень по поверхні щілини перелому.

Проведені розрахунки дозволили визначити граничні зусилля компресії, залежно від властивостей кортикальної кістки уламків. Так, для інтактною кісткової тканини, що з урахуванням її в'язко-

пружних властивостей була здатна витримати значні компресійні навантаження, їх визначали на рівні до 80Н. За наявності невеликих дефектів зовнішньої кортикальної пластинки, або вільних ула-

мків у ділянці нижнього краю щелепи, тріщин кортикального шару тощо, для цих типів кістки силу компресії слід зменшувати на 30-40% (до 50Н), оскільки ефективна площа контакту кортикальних пластинок при цьому зменшується, а величина напружень у них пропорційно зростає.

В разі, якщо в кортикальному шарі уламків у посттравматичному періоді виникали виразні посттравматичні зміни, пов'язані із зменшенням мінеральної насиченості, жорсткості та міцності кістки (їх можна виявити при інтраопераційному вимірюванні твердості кістки, або за даними спіральної комп'ютерної томографії з високою роздільною здатністю), сила компресії не повинна перевищувати 30Н.

Ці рекомендації, зважаючи на особливості застосованих експериментальних моделей, не можуть бути поширені на косі, дрібно-уламкові переломи та переломи з дефектом кістки. Застосування міжфрагментарної компресії при цих пере-

ломах могло спричинити спотворення анатомічної форми НЩ та зміщення уламків по типу «телескопічного ефекту». Отже, рішення про можливість застосування міжфрагментарної компресії та її силу в даних випадках слід приймати з урахуванням характеру перелому, а здійснення цього операційного прийому проводили під ретельним контролем взаємного положення уламків.

Висновки. Відомі способи застосування міжфрагментарної компресії не забезпечують рівномірного розподілу тисків по поверхні щілини перелому, що збільшує ризик перевантаження окремих ділянок кістки. Оптимальна величина компресії уламків залежить від характеру перелому та стану кісткової тканини на ділянці ураження і варіює від 30 до 80 Н. Розроблений нами пристрій для міжфрагментарної компресії дозволяє точно дозувати її силу при проведенні остеосинтезу НЩ, залежно від наявних біомеханічних та клініко-біологічних умов.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. 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». Машинобудування.—2010. —№ 59. — С. 55—58
2. Маланчук В.О. Експериментальне дослідження процесу релаксації напружень в кістковій тканині нижньої щелепи / В.О. Маланчук, М.С. Шидловський, А.В. Копчак // Вісник стоматології. — 2010. — №2. — С. 90—96
3. Маланчук В. О. Визначення величини та особливостей розподілу сили прикусу при різних варіантах оклюзії з використанням вимірювальних плівок "Fuji Prescale" та системи "Tekscan" / Маланчук В. О., Кришук М.Г., Копчак А.В. [та ін.] // Український стоматологічний альманах. — 2011. —№ 6. — С.43 — 49.
4. Руководство по внутреннему остеосинтезу: Методика рекомендуемая группой АО (Швейцария) / М.Е.Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х.Виллинегер. — М.: Ad Marginem, 1996. — 750 с.
5. Ahmad M. Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? / M. Ahmad, R. Nanda, A.S. Bajwa [et al.] // Injury, International Journal of the Care of the Injured. — 2007. — Vol.38. — P. 358—364.
6. Maxillo-facial trauma and esthetic facial reconstruction / edited by P.W. Booth, B.L. Eppley, R. Schmelzeisen. — Churchill Livingstone, 2003. — P. 229—299.
7. Perren S.M. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? / S.M. Perren, J. Cordey, B.A. Rahn, E. [et al.] // Clin.Orthop.Relat. Res. — 1988. — Vol. 232. — P. 139—151.
8. Zachariades N. Complications of treatment of mandibular fractures with compression plates/ N.Zachariades, I.Papademetriou// Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. — 1995. —Vol.79, №2. —P. 150—153.

A.V. КОПЧАК

Bogomolets national medical universit, department of dental and maxillo-facial surgery, Kyiv

EXPERIMENTAL DETERMINATION OF OPTIMAL INTERFRAGMENTARY COMPRESSION EFFORT IN TRAUMATIC FRACTURES OF THE MANDIBLE

The article presents the results of the study for the value and distribution of contact pressures, stresses and strains in the bone fragments of the mandible in compression osteosynthesis using the experiment and finite element modeling. Based on these data the optimal values of the fragments compression were determined, as well as the peculiarities of its application and the limitations of the method. It was found out that none of the investigated compression methods provided uniform pressure distribution over the surface of the fracture gap, increasing the risk of overloading of special areas of the bone in the case of it's application. Optimal compression force varies and depends on the type of fracture, architectonics and physico-mechanical properties of mandibular bone in the fracture zone.

Key words: mandible, fractures, compression osteosynthesis, finite element method

Стаття надійшла до редакції: 13.10.2013