

ОСОБЛИВОСТІ РОЗПОДІЛУ КОНТАКТНИХ ТИСКІВ В СИСТЕМІ «ФІКСАТОР-КІСТКА» ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗІ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ВИКОРИСТАННЯМ НАКІСНИХ МІНІПЛАСТИН

Наведено результати експериментального дослідження величини і характеру розподілу контактних тисків на границі кістка-фіксатор при застосуванні різних методів остеосинтезу нижньої щелепи. Встановлено, що традиційні мініпластини не спричиняють контактного перевантаження кістки, якщо пластина попередньо адаптована до її поверхні. При застосуванні пластин не адаптованих до поверхні щелепи, а також жорстких реконструктивних пластин, величина контактних тисків суттєво зростала. Застосування різних методів міжфрагментарної компресії не забезпечувало рівномірного розподілу навантаження по поверхні щілини перелому, а контактні тиски в навантажених зонах могли перевищувати компенсаторні можливості кісткової тканини.

Ключові слова: нижня щелепа, остеосинтез, контактні тиски, титанові мініпластини.

Вступ

В лікуванні травматичних ушкоджень нижньої щелепи (НЩ) широко використовують пристрої внутрішньої фіксації, зокрема, титанові накісні мініпластини, що мають різну форму, розміри, конструкційні особливості. Прагнення до функціонально-стабільного закріплення уламків призводить до збільшення числа та розмірів фіксуючих пластин, застосування, технік біпланарної фіксації та компресійного остеосинтезу [6,7]. Водночас, хірургічне лікування переломів з використанням накісних фіксаторів супроводжується низкою негативних ефектів, зокрема – розвитком локального остеопорозу, резорбцією і атрофією кістки в ділянці встановлення пластин, порушенням локальної гемодинаміки, уповільненням репаративних процесів [9,10]. Одним з механізмів, що визначають ці ефекти, є статичні навантаження в системах «фіксатор-кістка» [2,3]. Контактні тиски між елементами фіксації і кістковою тканиною, що виникають при проведенні остеосинтезу, діють протягом тривалого часу і, на думку авторів, можуть досягати величини, що перевищує компенсаторні можливості кісткової тканини [6,8].

Мета дослідження – вивчити в натурному експерименті величину і особливості розподілу контактних тисків, що виникають між пластиною і поверхнею кістки, а також між раньовими поверхнями кісткових уламків при остеосинтезі НЩ в залежності від типу пластини та особливостей її адаптації до поверхні кістки.

Матеріали і методи

Визначення величини і характеру розподілу тисків, що виникали в зоні контакту накісної пластини з поверхнею кортикального шару НЩ проводили в прямому натурному експерименті на трупних щелепах з використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Японія), що працюють в діапазоні 10- 50МПа із нормативною похибкою вимірювання не більше 10%.

Вимірювальну плівку розташовували на поверхні кістки під пластиною, яку фіксували шурупами відповідної довжини. Після експозиції протягом 5 хвилин фіксатор знімали, а відбиток, отриманий на плівці, оцифровували і аналізували за допомогою спеціально розробленої комп'ютерної програми. Принцип методу полягав у наступному [5]. 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.

Розподіл контактних тисків вивчали при встановленні мініпластин товщиною 1 мм з монокортикальною фіксацією, а також реконструктивних пластин товщиною 1,5 мм з бікортикальною фіксацією. Для кожного типу пластин було проведено по 2 типи експериментів. У першому випадку пластину попередньо вигинали відповідно до складного рельєфу поверхні НЩ на ділянці фіксації (рис.1). У другому – встановлювали неадаптовану до поверхні кістки пластину. Її притиснення і адаптація до кортикального шару відбувалися в процесі вкручування шурупів.

Крім того було досліджено тиски, що виникають між



Рис. 1. Визначення тиску на поверхні контакту пластина-кістка з використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale

раньовими поверхнями кісткових уламків при остеосинтезі із використанням 2 способів міжфрагментарної компресії: фіксація уламків стягуючим шурупом (lag screw) та компресія за допомогою репозиційного затискача системи KLS Martin (рис.2). Перед проведенням дослідів з міжфрагментарною компресією вимірювальну плівку розташовували між кістковими фрагментами. Аналіз динамічних компресійних пластин не проводили, оскільки їх принципові недоліки в більшості випадків не дозволяють рекомендувати цей метод компресії при переломах НЩ.



Рис.2. Визначення розподілу тисків на раньовій поверхні уламків при застосуванні міжфрагментарної компресії репозиційним затискачем.

Результати та їх обговорення

При застосуванні традиційних мініпластин (товщина 1 мм) з монокортикальною фіксацією у разі їх точної адаптації до поверхні кістки величина тиску, спричиненого пластиною, була менше 10 МПа. Тиск такої величини не викликає резорбції і атрофії кортикального шару, та не супроводжується розладами гемодинаміки і обмінних процесів в середині НЩ. Дещо більшими контактні тиски виявлялися на ділянці встановлення шурупів і були обумовлені тиском першого витка різьби на поверхню кортексу, при цьому найбільший тиск виникав навколо шурупів, які вкручувалися першими (рис. 3).

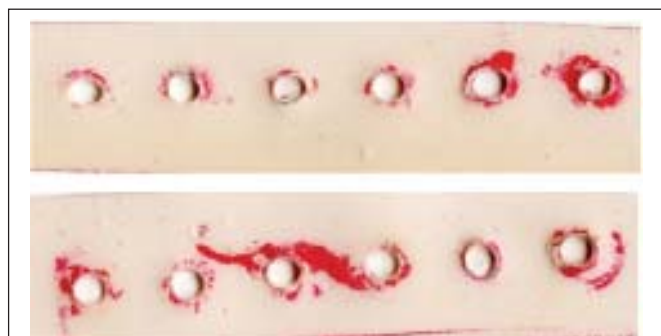


Рис. 3. Розподіл контактних тисків на границі кістка-фіксатор. А. Відбиток пластини, адаптованої до поверхні кістки. Б. Відбиток пластини, не адаптованої до поверхні кістки.

Однак, якщо пластина за формою не відповідала нерівній поверхні НЩ розподіл контактних тисків під нею змінювалося якісно. В процесі укручування шурупів, що відбувалося з певним зусиллям, пластина вигиналася набуваючи більшої відповідності рельєфу кістки. Площа контакту пластини і кортикального шару при встановленні першого шурупа була незначною, але потім, по мірі встановлення інших шурупів збільшувалася. В наслідок цього на ділянці контакту

пластина-кістка виникали зони локальної концентрації тисків. Загальна площа ділянок де тиск становив від 20 до 40 МПа перевищувала 20-25 мм², а на окремих невеликих площадках тиск перевищував 40 МПа. Особливості розподілу і абсолютна величина тиску значною мірою залежали від рельєфу поверхні кістки: у разі якщо поверхня була нерівною з вираженими виступами, величина тисків виявлялася більшою, і вони були більш концентрованими. В умовах постійно діючого

статичного навантаження отримані величини тисків є небажаними, здатними викликати структурну перебудову кісткової тканини в ділянці розташування пластини [3,4,6].

При застосуванні жорстких пластин (товщина 1,5 мм), з бікортикальною фіксацією, якщо пластина була попередньо вигнута по поверхні кістки, характер розподілу контактних тисків істотно не відрізнявся від отриманого для мініпластин, а їх величина зростала незначно. Однак, у випадку, коли пластина була неадаптованою до поверхні кістки величина тиску і площа перевантажених ділянок виявлялися значно більшими, ніж при застосуванні мініпластин. Жорстка реконструктивна пластина вимагала більшого зусилля при укручуванні шурупів для адаптації до рельєфу поверхні кістки, і хоча це зусилля перерозподілялось на більшу площу, в цілому тиск, спричинений жорсткими пластинами, виявлявся досить значним. Так площа ділянок, де тиск перевищувало 40 МПа, була в 10 разів більшою, ніж при застосуванні мініпластин. Абсолютна величина тиску досягала 50 МПа, або навіть перевищувала її.

При дослідженні способів міжфрагментарної компресії, було встановлено, що жодна з методик, що розглядалися, не забезпечила рівномірного розподілу тисків по поверхні щілини перелому, що збільшувало ризик перевантаження окремих ділянок кістки. При встановленні стягуючого шурупа, максимальні тиски виникали в зоні контакту кортикального шару уламків, поблизу місця його розташування. Площа контакту кортикальних пластинок, яка сприймала зусилля компресії в цьому випадку склала близько 15 мм², а максимальна величина тиску досягала 20-40 МПа (рис. 4).

При застосуванні репозиційного затискача, який діяв вздовж вісі НЩ, тиск виникав в зоні контакту кортикального шару з зовнішньої сторони щелепи, і концентрувався на ділянках її ниж-

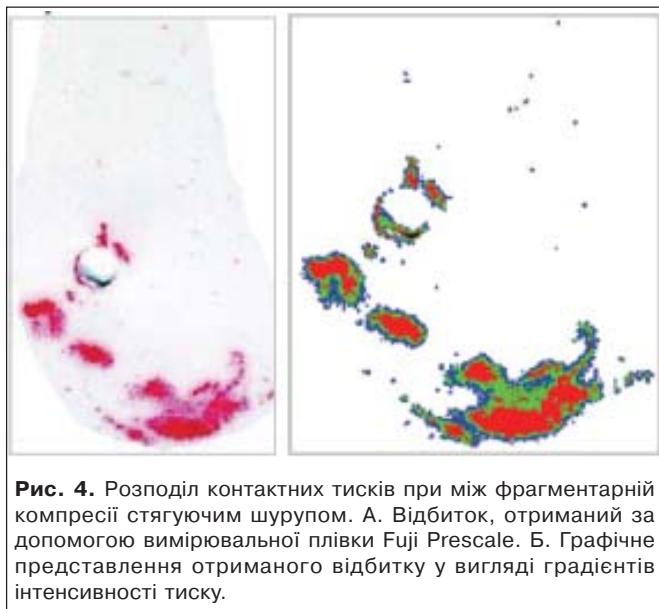


Рис. 4. Розподіл контактних тисків при між фрагментарній компресії стягуючим шурупом. А. Відбиток, отриманий за допомогою вимірювальної плівки Fuji Prescale. Б. Графічне представлення отриманого відбитку у вигляді градієнтів інтенсивності тиску.

нього і верхнього краю. Площа контакту кортикальної кістки досягала 12-13 мм², причому загальна площа ділянок де тиск перевищував 30МПа була менше 5 мм².

В обох випадках тиски більші за 50 МПа на раньовій поверхні уламків не виникали. Такий тиск інтактна кортикальна кістка може витримати без незворотних змін своєї структури. Отримані дані, проте, дозволяли припустити, що величина контактних тисків при компресійному остеосинтезі і реакція кістки можуть істотно відрізнятися залежно від фізико-механічних властивостей кісткової тканини на ділянці перелому, вираженості посттравматичних змін, архітекτονіки і регенераторного потенціалу ураженої ділянки.

Таким чином традиційні пластини, що використовують в щелепно-лицевій хірургії, не викликали значного контактного перевантаження кістки, у разі якщо пластина була попередньо адаптована до її поверхні в зоні фіксації. Необхідності в додатковому розвантаженні кістки, наприклад шляхом застосування пластин з кутовою стабільністю шурупа (locking plates), в цих випадках не виникало. Однак, якщо для проведення остеосинтезу використовують неадаптовані пластини, величина контактних тисків на межі пластина-кортекс щелепи може досягати небезпечних значень. Пластина згинається по поверхні кістки під дією сил, що виникають при укручуванні шурупів, а в системі пластина-шуруп-кістка виникають тангенціальні напруження, які зумовлюють зміщення елементів системи, резорбцію кістки та випадання елементів фіксації у випадках, коли до наявних статичних додаються циклічні функціональні навантаження [1,2,3].

Товсті пластини з бікортікальною фіксацією спричиняють більший тиск на поверхню кістки. У зв'язку з цим їх передопераційна (на стереолітографічній моделі) або інтраопераційна адаптація перед вкручуванням шурупів є необхідною умовою мінімізації негативних ефектів, пов'язаних зі статичними напруженнями всередині системи «фіксатор-кістка». Встановлення шурупів необхідно починати з ділянок, де якість кісткової тканини вище, а ймовірність її післяопераційних змін найменша (як правило це ділянки, віддалені від щілини перелому).

Компресія уламків при проведенні остеосинтезу НЩ може стабілізувати поверхню перелому за рахунок збільшення тертя між уламками та більш ефективного перерозподілу функціональних напружень і деформацій у системі «фіксатор-кістка», проте їй притаманний ряд недоліків. Результати дослідження свідчать, що штучно створені зони стиску не відповідають ділянкам, які перебувають у стані стиску в умовах нормального функціонування, а при ексцентричному застосуванні компресії (збоку від лінії, що з'єднує центри мас поперечних перерізів НЩ) можуть виникати деформації, які спотворюють анатомічну форму щелепи [6]. Крім того напруження в кістковій тканині, в окремих випадках, можуть перевищувати її компенсаторні можливості, і приводити до змінання і руйнування окремих структур на мікро і макрорівні

Висновки

1. Традиційні мініпластини з монокортікальною фіксацією, що використовують в щелепно-лицевій хірургії, не викликають значного контактного перевантаження кістки, якщо пластина попередньо адаптована до її поверхні в зоні фіксації.
2. При використанні пластин не адаптованих до поверхні кістки, а також жорстких реконструктивних пластин площа перевантажених ділянок зростає більш, ніж в 10 разів, а величина контактних тисків сягає 50 МПа і більше.
3. Використання міжфрагментарної компресії репозиційним затискачем або стягуючим шурупом не забезпечує рівномірного розподілу навантаження по поверхні щілини перелому, а контактні тиски в максимально навантажених зонах можуть досягати величин, що перевищують компенсаторні можливості кісткової тканини.

Литература

1. Артюшкевич А. С. Определение деформации нижней челюсти человека при помощи оптической голографии / А.С. Артюшкевич, Л.В.Танини, Н.Л. Дробот // Стоматология. – 1992. – № 2-6. – С. 12-15.
2. Стецула В.И. Биологическое значение упругих деформаций кости / В.И.Стецула, А.Т. Бруско // В кн.: Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций. – Рига, 1975. – С.78-82.
3. Мюллер М.Е. Руководство по внутреннему остеосинтезу: Методика рекомендуемая группой АО (Швейцария) / [М.Е.Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х.Виллинеггер]. – М.: Ad Marginem, 1996. – 750 с.
4. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: основы теории и практики / В.Л. Параскевич // Мн.: ООО «Юнипресс», 2002. – 368 с.
5. Bachus KN, DeMarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke D.S. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. Med Eng Phys. 2006; 28(5):483-8.
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. Malanchuk V.O. Risk factors for development of infection in patients with mandibular fractures located in the tooth-bearing area /Malanchuk V.O., Kopchak A.V. - Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2007, vol.35, p. 57-62.
8. 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. Gautier, E. Schneider // ClinOrthopRelat Res.- 1988 Jul. – Vol. 232. – P.139-151.
9. Uhthoff H.K. Cortical porosis under plates.Reaction to unloading or to necrosis? / H.K. Uhthoff, D. Boisvert, M. Finnegan // J Bone Joint Surg Am.- 1994 Oct. - Vol. 76(10). – P.1507-1512.
10. Haug R.H. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates / R.H. Haug, C.C. Street, M. Goltz // J Oral Maxillofac Surg. – 2002. – Vol.60(11). – P.1319-1326.

Маланчук В.О., Копчак А.В.

Особенности распределения контактных давлений в системе «фиксатор-кость» при остеосинтезе нижней челюсти с использованием наkostных минипластин

Представлены результаты экспериментального исследования величины и характера распределения контактных давлений на границе кость-фиксатор при использовании различных методов остеосинтеза нижней челюсти. Установлено, что традиционные минипластины не вызывают значительной контактной перегрузки кости, если пластина предварительно адаптирована к ее поверхности. При использовании пластин не адаптированных к поверхности челюсти, а также жестких реконструктивных пластин величина контактных давлений существенно возрастала. Использование различных методов межфрагментарной компрессии не обеспечивает равномерного распределения нагрузки по поверхности щели перелома, а контактные давления в нагруженных зонах могут превышать компенсаторные возможности костной ткани.

Ключевые слова: нижняя челюсть, остеосинтез, контактные давления, титановые минипластины.

Malanchuk V.O., Kopchak A.V.

Features of the contact pressure distribution in the device-bone in the mandible osteosynthesis using bone miniplates

The results of the experimental study of the contact pressures value and distribution on the bone-fixator border in specific methods of the mandible osteosynthesis is presented in the article. It was find out, that traditional miniplates did not cause significant bone overload, if the plate was previously bended according to the underlying bone surface. If the plate was not adapted to the bone surface or in cases of firm reconstructive plate usage the value of contact pressures increased significantly. The different methods of interfragmentary compression did not provide the even distribution of the load over the bone surface and contact pressures in the most loaded areas may reach the value, which the bone could not withstand.

Key words: mandible, osteosynthesis, contact pressures, titanium miniplates.