

*До 170-ліття Національного медичного університету імені О.О. Богомольця,
90-ліття стоматологічного факультету та
90-ліття кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії НМУ*

*Українська асоціація
черепно-щелепно-лицевих хірургів
(УАЧМЛХ)*



*Ukrainian Association
for Cranio-Maxillo-Facial Surgery
(UACMFS)*

*Кафедра хірургічної стоматології
та щелепно-лицевої хірургії
Національного медичного університету
імені О.О. Богомольця*



*National O. Bohomolets
Medical University
Department of Oral,
Maxillofacial Surgery*

*Головний військово-медичний клінічний
ордена Червоної Зірки центр «ГВКГ»
Міністерства оборони України*



*Main military and medical clinical of the
Red Star order center «GVKG» of
Ministry of Defence in Ukraine*

II З'їзд УКРАЇНСЬКОЇ АСОЦІАЦІЇ ЧЕРЕПНО-ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВИХ ХІРУРГІВ

Матеріали з'їзду:

13-14 травня 2011



Київ - 2011



БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ СПОСОБІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЮПИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ НАКІСНИХ ТИТАНОВИХ МІНІПЛАСТИН

Маланчук В.О., Кончак А.В., Крицюк М.Г., Шидловський М.С.

Кафедра хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця; Кафедра динаміки міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України "КПІ", м. Київ

Переломи нижньої щелепи (ПНЩ) є одним з найпоширеніших травматичних ушкоджень кісток обличчя. Їх лікування передбачає точне співставлення і надійне закріплення (остеосинтез) кісткових уламків на період, необхідний для формування повноцінного кісткового зрощення. В лікуванні переломів існує тісний взаємозв'язок між механічними умовами і біологічними реакціями: величина напружень і деформацій в зоні перелому визначає перебіг процесів репаративної регенерації, резорбції та перебудови кісткової тканини. В свою чергу, структурно-функціональні характеристики кісткової тканини, що змінюються в часі, впливають на характер розподілу навантажень в системі фіксатор-кістка, змінюють її стабільність і міцність. В зв'язку з цим, рішення багатьох проблем остеосинтезу потребує всебічного біомеханічного аналізу. З точки зору біомеханіки, системи для остеосинтезу мають ефективно протидіяти зовнішнім силам, що дестабілізують зону перелому і спричиняють вторинне зміщення уламків. При різноманітних жувальних і нежувальних рухах нижня щелепа зазнає значних навантажень. Навіть за умови застосування міжщелепної іммобілізації, зона перелому перебуває в складному напружено-деформованому стані, зумовленому тонусом м'язів, що прикріплюються до нижньої щелепи, та їх мимовільним скороченням. Це створює передумови для виникнення вторинного зміщення уламків, деформації пластин, розхитування і втрати шурупів після проведення остеосинтезу. Численні системи фіксації, запропоновані для лікування ПНЩ не завжди забезпечують необхідну жорсткість і надійність. Це зумовлює необхідність ретельного вивчення їх біомеханічних характеристик з метою визначення доцільності застосування того чи іншого типу фіксатора в різних клінічних ситуаціях.

Мета роботи: в натурному і модельному експерименті вивчити жорсткість і надійність систем фіксатор-кістка при ПНЩ залежності від типу фіксатора та особливостей його розташування.



Матеріали і методи. Основні типи ПНЩ на ділянці кута та виросткового відростка було відтворено шляхом остеотомії 20 сухих трупних щелеп людини. Для фіксації уламків застосовували традиційні титанові мініпластини товщиною 1 мм лінійної, сітчастої, Х-подібної та L-подібної форми, а також комбінацію пластини і стягуючого шурупа. Діаметр і довжина шурупів, які застосовували для їх фіксації становила відповідно 2 і 7 мм. Досліджували різні варіанти фіксації однією пластиною та комбінації з двох лінійних пластин, розташованих в одній або двох площинах (біпланарна фіксація). Після цього препарати нижньої щелепи навантажували в дослідній машині TIRA-test (Німеччина), відтворюючи типові варіанти напружено-деформованого стану зони перелому. В процесі дослідження проводили цифрову фото та відеозйомку препарату з реперними точками, нанесеними на його поверхню, та еталонним об'єктом з відомими розмірами. Зображення обробляли в програмному середовищі Adobe Photoshop CS3, переміщення в міліметрах визначали на основі розрахунку масштабного коефіцієнту за еталонним об'єктом. Оскільки на різних ділянках щільни перелому виникали різні за величиною і напрямком деформації, для визначення жорсткості системи фіксатор-кістка вимірювали найбільше переміщення і розраховували жорсткість, як відношення навантаження до цього переміщення.

Для більш глибокого аналізу напружено-деформованого стану систем фіксатор-кістка було створено відповідні імітаційні комп'ютерні моделі нижньої щелепи, де було відтворено різні умови функціонального навантаження та проведено аналіз розподілу еквівалентних напружень та деформацій, що виникали, як в самому фіксаторі, так і в оточуючій кістковій тканині. Для кожного типу фіксатора в заданих умовах функціонального навантаження визначали стабільність, як максимальну величину переміщення кісткових уламків відносно один одного, максимальну величину еквівалентних напружень в кістковій тканині навколо кожного із шурупів та в середині, фіксатора, від напружено-деформованого стану на основі розрахунків критерію Нодаї-Ладе та інтегральну деформаційну здатність щелепи на основі аналізу полів переміщень. Отримані данні порівнювали з результатами натурних експериментів для визначення вірогідності створених моделей. Окремо було визначено вплив довжини шурупа, фізико-механічних властивостей кісткової тканини та особливостей контактної взаємодії уламків на біомеханічні характеристики систем фіксатор-кістка.



Результати. В результаті проведених натурних експериментів було встановлено, що жорсткість системи фіксатор-кістка суттєво відрізнялась в різних напрямках і при різних типах деформування. Пластини демонстрували найбільшу жорсткість на розтяг-стиск, і значно меншу - на згин і зсув, особливо по площині. Втім, інтегральна жорсткість системи визначалася не лише типом фіксатора, але й його розташуванням і типом перелому, що відтворювали. Жорсткість фіксації при косих, біомеханічно-несприятливих переломах, та переломах з діастазом була в кілька разів меншою ніж при переломах, що проходили перпендикулярно вісі щелепи і були репоновані в правильному анатомічному положенні.

На ділянці кута оптимальною зоною для розташування пластин виявилась ділянка її верхнього краю. За цих умов системи фіксації більш ефективно протидіяли згину в сагітальній площині, що є основним видом деформації щелепи при жувальному навантаженні. При вертикально-несприятливих косих переломах найбільшу жорсткість забезпечували сітчасті фіксатори, а при горизонтально-несприятливих - системи біпланарної фіксації.

На ділянці виросткового паростку за несприятливих біомеханічних умов (фіксація з діастазом, тощо) одна міні пластина, не зважаючи на її форму і розташування, не забезпечувала достатньої стабільності в 3-х площинах. Застосування 2-х пластин в ділянці заднього краю гілки та вирізки нижньої щелепи суттєво підвищувало стабільність при основних типах відтворених функціональних навантажень.

Аналіз імітаційних комп'ютерних моделей на основі співставлення розрахункових даних з величинами деформацій, отриманих в прямому експерименті, підтвердив їх вірогідність і адекватність та дозволив суттєво поглибити уявлення про характер розподілу напружень в системі фіксатор-кістка. Було встановлено, що жодна система фіксації, основана на застосуванні накісних пластин, не забезпечує повного відновлення деформаційної здатності та характеру розподілу функціональних напружень, притаманних неушкодженій нижній щелепі. Жорсткість системи фіксатор-кістка при застосуванні одних і тих самих пластин відрізнялась в кілька разів залежно від розташування пластини, типу перелому, стану кісткової тканини і виду напружено-деформованого стану щелепи.

Розподіл напружень в кістковій тканині навколо шурупів виявився нерівномірним: найбільш напруженими здебільшого виявлялись перші два



шурупи від щілини перелому. Напруження передавались на кісткову тканину переважно в ділянці зовнішньої кортикальної пластинки, а їх максимальна концентрація відповідала першим виткам різьби шурупів. Розрахунки моделей свідчать, що в неушкодженій нижній щелепі при звичайному жувальному навантаженні виникають напруження, які менше граничнодопустимих в 8-10 разів, а при максимально-можливих функціональних навантаженнях - в 2-3 рази. Натомість, при остеосинтезі запас міцності кісткової тканини в ділянці шурупів, що є максимально навантаженими, навіть за умов звичайного жування, виявлявся значно меншим, а в окремих випадках, напруження перевищували граничнодопустимі значення. Збільшення кількості і довжини шурупів не призводило до суттєвого зниження напружень в зонах їх максимальної концентрації. В той же час, просторове розташування пластини та наявність контакту між кістковими уламками мало значний вплив як на характер розподілу навантажень в системі, та і на їх абсолютну величину.

Висновки. Жорсткість і надійність систем фіксатор-кістка залежить від характеристик фіксатора, його розташування, типу перелому і механічних властивостей кісткової тканини ділянки перелому, що необхідно враховувати при проведенні остеосинтезу нижньої щелепи.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ЦЕЛОСТНОСТИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ РЕБЕРНЫМ АУТОТРАНСПЛАНТАТОМ

Мосейко А.А.

*Запорожская медицинская академия последипломного
образования, г. Запорожье*

Актуальность: Замещение дефектов нижней челюсти является одной из основных проблем реконструктивной челюстно-лицевой хирургии. Нижняя челюсть – единственная подвижная и самая массивная кость лицевого скелета, является опорой и местом прикрепления различных групп мышц. Имея сложную анатомическую форму, она играет одну из основных ролей в обеспечении функций жевания, глотания, артикуляции и дыхания. При возникновении сегментарных дефектов нижней челюсти различной этиологии перед хирургом стоит задача выбора реконструктивной операции, позволяющей восстановить жизненно важные функции.