

3. Полный эндопротез ВНЧС с дистракционным устройством может быть применен как у пациентов с вторичными деформирующими артрозами, фиброзными анкилозами, так и у больных с костными анкилозами, а также у пациентов в период роста лицевого скелета.

На Украине созданы два эндопротеза височно – нижнечелюстного сустава, которые могут быть использованы для решения сложной проблемы челюстно – лицевой хирургии лечения костно – деструктивных процессов височно – нижнечелюстного сустава. Данная проблема требует дальнейшего изучения для улучшения качества реконструкций височно – нижнечелюстного сустава.

Список литературы

1. Куцевляк В. И., Рябоконь Е. Н. // Восстановительная хирургия челюстно – лицевой области. – Труды ЦНИИС. – Москва, 1995. – С. 109-111.
2. Любченко А. В. Новый отечественный эндопротез височно – нижнечелюстного сустава. Вісник стоматології № 1. - 2008. - С. 96-97.
3. Рябоконь Е. Н. Однополюсное эндопротезирование височно – нижнечелюстного сустава у детей при костных поражениях. // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2000, - № 4: - С. 55-58.
4. Семкин В. А., Ляшев И. Н. Состояние вопроса об использовании тотальных эндопротезов височно – нижнечелюстного сустава по данным мировой литературы. // Стоматология. - 2001. - № 4. - С. 69-72.
5. Семкин В.А., Безруков В.М., Абдель Латиф Хамад Мохамед Али и др. Новые эндопротезы мышечного отростка отечественного производства. // Стоматология. - 1996. – №1. – С. 40-44.
6. Семкин В.А., Ляшев И.Н. Смещение титанового эндопротеза мышечного отростка нижней челюсти в сторону средней черепной ямки и способ его устраниения. //Стоматология. -2002; -81: 3: -с.41—43.
7. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac implants 1989; 4:333 – 340.
8. Faerber T.H., Mosby E.I. Surgery of the temporomandibular joint: Facial nerve injury with modified dissection technique. J Craniomandibular Dis Facial Oral Pain 1990;-4:2:-P.113-119. Ruiz C.A., Guerrero J.S. A new modified and aural approach for access to the temporomandibular joint. Br J Oral Maxillofac Surg 2001; -39:3: -P.371 — 373.
9. Kreutziger K. L. Surgery of the temporomandibular joint. I. Surgical anatomy and surgical incisions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1984;-58:6:-P.637-646.
10. Ruiz C.A., Guerrero J.S. A new modified and aural approach for access to the temporomandibular joint. Br J Oral Maxillofac Surg 2001; -39:3: -P.371 — 373.

Поступила 08.02.10.

УДК 611.08:539.4

**В. О. Маланчук, д. мед. н.,
М. С. Шидловський, к. тех. н.,
А. В. Копчак, к. мед. н.**

Національний медичний університет
Національний технічний університет України "КПІ"

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСУ РЕЛАКСАЦІЇ НАПРУЖЕНЬ В КІСТКОВІЙ ТКАНИНІ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

У статті приведені результати експериментального вивчення процесу релаксації напруги в зразках кісткової тканини нижньої щелепи, видалених при проведенні хірургічних втручань, при їх компресійному навантаженні. Встановлено, що кісткова тканина нижньої щелепи має виражені в'язко-пружні властивості. Процес релаксації напруги в різних типах кісткової тканини з високою точністю описується експоненціальним рівнянням другого порядку. При цьому його величина і швидкість залежать від типу кісткової тканини, її жорсткості і мінеральної насиченості. Найінтенсивніше процес протікає в губчастій кістковій тканині і тканині кісткових регенератів.

Ключові слова: нижня щелепа, кісткова тканина, біомеханіка, в'язко-пружне деформування, релаксація напружень.

**В. А. Маланчук, Н. С. Шидловский,
А. В. Копчак**

Национальный медицинский университет
Национальный технический университет
Украины "КПИ"

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССА РЕЛАКСАЦИИ НАПРЯЖЕНИЙ В КОСТНОЙ ТКАНИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

В статье приведены результаты экспериментального изучения процесса релаксации напряжений в образцах костной ткани нижней челюсти, удаленных при проведении хирургических вмешательств, при их компрессионном нагружении. Установлено, что костная ткань нижней челюсти имеет выраженные вязкоупругие свойства. Процесс релаксации напряжений в различных типах костной ткани с высокой точностью описывается экспоненциальным уравнением второго порядка. При этом его величина и скорость зависят от типа костной ткани, ее жесткости и минеральной насыщенности. Наиболее интенсивно процесс протекает в губчатой костной ткани и ткани костных регенератов.

Ключевые слова: нижняя челюсть, костная ткань, биомеханика, вязкоупругое деформирование, релаксация напряжений.

V. A. Malanchuk, N. S. Shidlovskij, A.V. Kopchak

National Medical University
National Technical University of Ukraine “KPI”

**THE EXPERIMENTAL STUDY
OF THE PROCESS OF RELAXATION
OF THE TENSIONS IN MANDIBULAR
OSSEOUS TISSUE**

The results of the experimental study of the process of relaxation of tensions in the specimen of mandibular osseous tissue, removed at the surgeries, at their compressive loading are given in the article. Mandibular osseous tissue was determined to have expressed viscoelastic characteristics. The process of relaxation of tensions in different types of osseous tissues is described in exponential second-degree equation with high exactness. At that its value and speed depend on the type of osseous tissue, its firmness and mineral saturation. The most intensive process takes place in spongy bone tissue and the tissue of osseous reclaims.

Key words: lower jaw, osseous tissue, biomechanics, viscoelastic deformation, relaxation of tensions.

Вступ. Релаксацію напруження (стресову релаксацію) в механіці твердого деформованого тіла визначають як явище самостійного зменшення напруження з часом при незмінній деформації. Це явище є універсальним і притаманно різним типам матеріалів в тому числі кісткової тканині [6, 7]. Суть стресової релаксації полягає в тому, що за наявності будь-якої деформації кістки, яка є сталою протягом певного проміжку часу, напруження в ній будуть зменшуватись, прагнучи до певного граничного значення.

Навантаження, яких зазнає нижня щелепа в процесі життєдіяльності, мають різну тривалість. Так дія травмуючих чинників, що призводять до виникнення переломів, розвивається протягом тисячних або сотих долей секунди [7]. Тривалість навантаження щелепи при змиканні зубів становить 0,1-0,3 с, воно є циклічним, а його частота становить 60-80 змикань на хвилину і біля 3000 змикань на добу [1,8]. Впровадження сучасних методів лікування нерідко пов'язано з більш тривалою дією зовнішніх сил. При застосуванні компресійних і дистракційних методів лікування переломів, дефектів і деформацій, різноманітних ортопедичних і ортодонтичних пристроїв кісткова тканина перебуває в напружено-деформованому стані протягом годин, днів, місяців [4]. В останньому випадку механічна поведінка кістки значною мірою визначається саме її в'язко-пружними властивостями до яких належать повзучість і релаксація напружень.

В останні роки інтерес науковців до вивчення релаксаційних процесів в кістковій тканині суттєво зростає [9,10]. Це зумовлено широким

впровадженням в клінічну практику нових методів остеосинтезу (зокрема компресійних), дистракцій кісток та імплантації штучних конструкцій (дентальні імплантати, ендопротези). Ці методи лікування передбачають створення в кістковій тканині зон, які зазнають тривалих стискаючих або розтягнутих напружень, що необхідно для підвищення стабільності систем імплантат-кістка, впливу на перебіг репаративних процесів та інтенсифікації процесів перебудови кістки в певних клінічних випадках. Так, будь-який різьбовий елемент (шуруп, конічний імплантат, тощо) при укручуванні в кістку спричиняє виникнення локальних напружень і деформацій. Вони визначають стабільність фіксації імплантату і жорсткість системи імплантат-кістка [4, 8]. Клінічний досвід свідчить, що з часом стабільність фіксації змінюється. Це зумовлено, як в'язко-пружними властивостями кістки (релаксація напружень, феномен повзучості), так і біологічними процесами перебудови кісткової тканини навколо імплантату [4,8]. При цьому, процеси релаксації напружень в кістковій тканині протікають значно швидше за біологічні процеси резорбції і формування кісткової тканини і здатні суттєво впливати на них за рахунок п'єзоелектричних ефектів, що виникають в локально напружених зонах [3, 7, 12].

На сьогоднішній день процеси біологічної перебудови кістки при дії навантажень, в тому числі при введенні в неї штучних конструкцій, вивчено в численних клінічних і експериментальних дослідженнях. Натомість існують лише поодинокі роботи, присвячені в'язко-пружним властивостям кісткової тканини, що базуються на аналізі тваринного або трупного матеріалу [3,11]. Проблема точного описання релаксаційних характеристик в залежності від типу і структурно-функціонального стану кісткової тканини залишається невирішеною.

Мета дослідження. Вивчити і описати математично процес релаксації напружень в різних типах кісткової тканині в залежності від її структурно-функціонального стану.

Матеріали і методи. Матеріалом дослідження було 30 зразків кісткової тканини, отриманих при проведенні оперативних втручань на нижній щелепі. Вік прооперованих хворих становив від 15 до 60 років (в середньому 30,7 років). Чоловіки серед загальної кількості склали 50 %. 17 зразків було отримано з неушкоджених щелеп при проведенні кістково-пластичних операцій, дентальній імплантації, заборі кісткових трансплантатів, видаленні ретендованих зубів тощо. Інші 13 зразків представляли собою фрагменти кісткових уламків, видалені у пацієнтів з травматичними переломами нижньої щелепи.

Строки після травми становили від 6 діб до 4 місяців. Розподіл зразків за типом кісткової тканини був наступний: кортикальна кістка – 67 %, губчаста – 23 %, тканина кісткових регенератів – 10 %.

Розміри і форма отриманих фрагментів кістки визначались технічними особливостями проведення оперативного втручання і варіювали значною мірою. Після антисептичної обробки отримані фрагменти зволожували в фізіологічному розчині і заморожували при температурі від -4 до -7°C в закритих пластикових контейнерах. Перед проведенням дослідження фрагменти піддавали механічній обробці, надаючи їм правильної геометричної форми у вигляді прямокутного паралелепіпеду або циліндру (рис. 1). Кожен виготовлений зразок фотографували, зважували на аналітичних вагах, вимірювали його лінійні розміри штангенциркулем з цифровою індикацією та розраховували густину кісткової тканини.

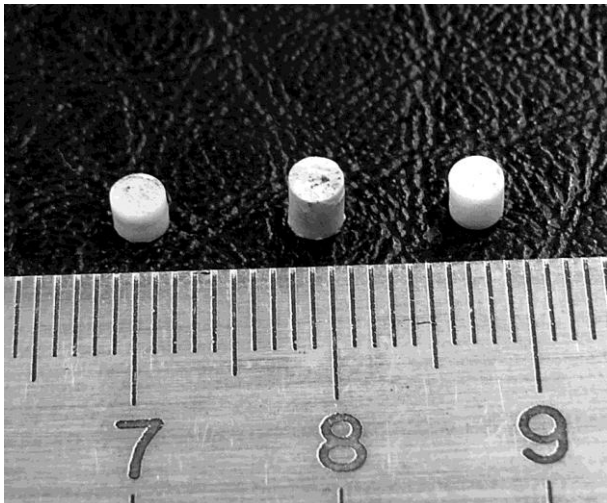


Рис.1. Зразки кісткової тканини, яким після попередньої обробки надано форму циліндру.

Після цього проводили компресійне навантаження зразків в універсальній випробувальній машині TIRATEST-2151 (рис.2) із зусиллям, що не виходило за межі пружного (лінійного) діапазону (відносна деформація до 1 %). Релаксацію напружень вивчали при сталій величині відносної деформації за зміною зусиль, що вимірювались динамометром дослідної машини. Показники приладу фіксували в режимі реального часу шляхом відеозйомки цифровою фотокамерою CANON DIGITAL IXUS 970 IS в режимі «відео» з частотою 30 кадрів/с протягом 7,5 хв. Обробку отриманих даних проводили на персональному комп'ютері Toshiba Satellite X 200.

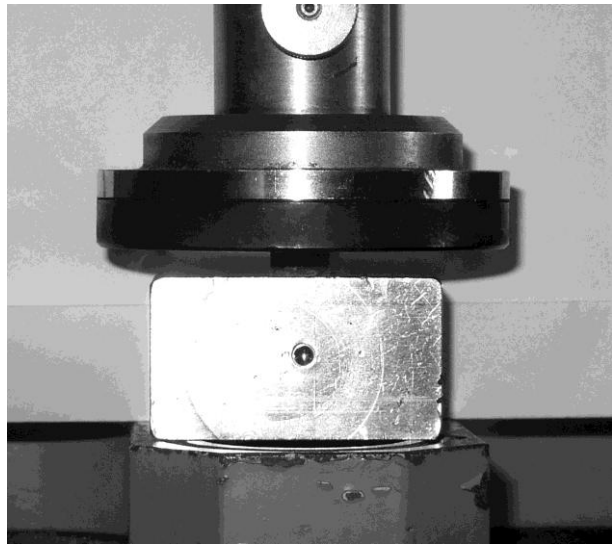


Рис.2. Навантаження зразка кістки в дослідній машині.

Побудову кривих релаксації з їх наступним регресійним аналізом і математичним описанням процесу згідно узагальненої моделі в'язкопружного тіла Максвелла [6] здійснювали в програмному середовищі Origin 7.0 (OriginLab, США). В наступному досліджували взаємозв'язки між величиною і швидкістю релаксації напружень та іншими характеристиками зразка: тип кісткової тканини, густина, жорсткість, локалізація, вік хворого, строк після травми тощо. Для цього було використано коефіцієнт кореляції Пірсона із визначенням його вірогідності.

Результати. Отримані дані свідчили, що релаксація напружень в зразках з різних типів кісткової тканини відбувалась з різною швидкістю. В зразках кортикальної кістки за період спостереження (7,5 хв) напруження зменшувались на 4-14%, причому вірогідних розбіжностей цього показника для інтактної кортикальної кістки і кортикальної кістки уламків нижньої щелепи при її переломі відзначено не було.

В губчастій кістковій тканині релаксація напружень відбувалась швидше. За період спостереження напруження зменшувались на 18-29 %, а в губчастій тканині кісткових уламків при переломі навіть більше – на 29-41 %.

В кісткових регенератах (строк після травми 4-6 місяців) величина напружень також суттєво зменшувалась (на 27-29 %).

Процес релаксації напружень відбувався за експоненціальним законом. Найбільш інтенсивно напруження в зразку зменшувались протягом першої хвилини, а в наступному цей процес суттєво уповільнювався по мірі наближення до певного граничного значення $P_{\text{гр}}$. Для всіх зразків процес релаксації з високою точністю описувався рівнянням експоненціального зменшення другого порядку (сума двох експонент, одна з яких ха-

рактизувала швидку фазу процесу релаксації а друга – повільну).

Це рівняння мало загальний вигляд $P(t) = P_{gr} + P_1 \times e^{\tau_1/t} + P_2 \times e^{\tau_2/t}$

де P – величина стискаючого зусилля в момент часу t ,

t – час,

P_{gr} – гранична величина стискаючого зусилля при $t \rightarrow \infty$

P_1, P_2, τ_1 і τ_2 – коефіцієнти визначені при проведенні регресійного аналізу.

Значення цих коефіцієнтів і їх похибку було визначено для кожного зразка, а потім отримано їх середні значення для окремих типів кісткової тканини. Таким чином були отримані рівняння, що описують процес релаксації для кожного з них (рис. 3, 4).

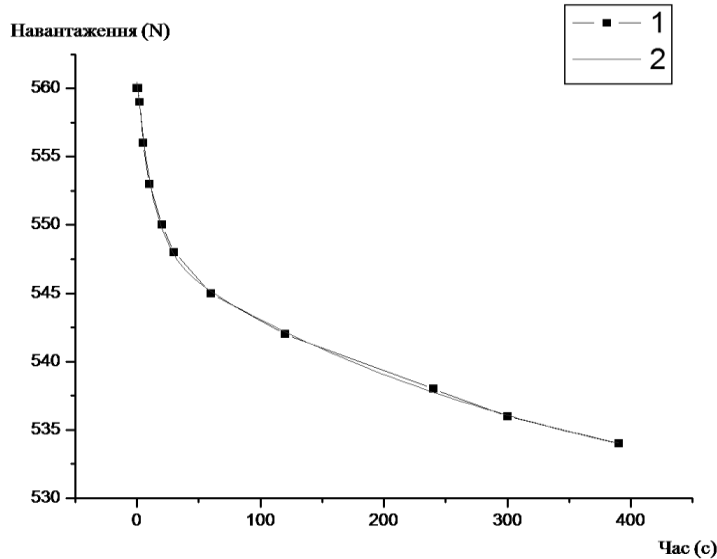


Рис. 3. Релаксація напружень в кортикальній кістковій тканині

1 – крива релаксації, побудована за експериментальними даними

2 – графік регресійної функції ($P(t) = 527 + 21 \times e^{372/t} + 12 \times e^{13/t}$), що описує процес релаксації напружень для даного зразка

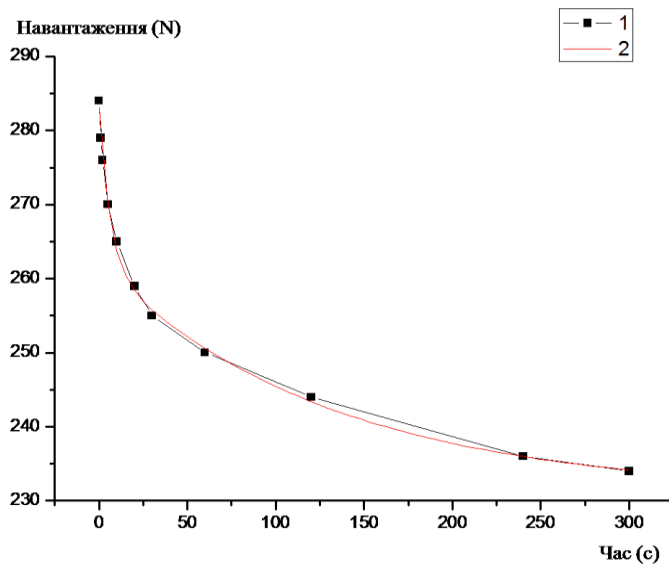


Рис. 4. Релаксація напружень в губчастій кістковій тканині.

1 – крива релаксації, побудована за експериментальними даними

2 – графік регресійної функції ($P(t) = 231 + 30 \times e^{131/t} + 21 \times e^{6/t}$), що описує процес релаксації напружень для даного зразка.

З одержаних рівнянь можна визначити межі функції, що мають велике клінічне значення. Так, навантаження в початковий момент часу ($t=0$) P_0 , визначене експериментально можна також отримати з рівняння: $P_0 = P_{гр} + P_1 + P_2$. При $t \rightarrow \infty$ навантаження наближається до значення

$P_{гр}$ (рис. 5). Таким чином, прогнозоване зменшення напружень в кістковій тканині після проведення оперативного втручання, пов'язаного із її компресією, можна розрахувати за формулою $(P_0 - P_{гр}) / P_0 * 100 \%$.

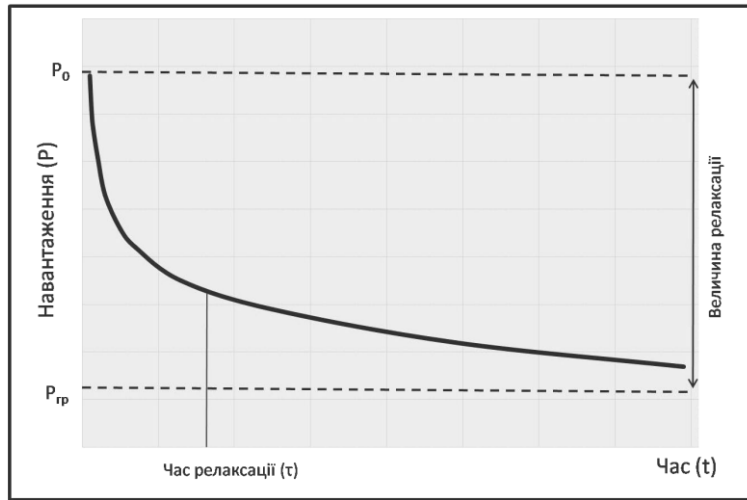


Рис. 5. Основні показники, які визначали за кривими релаксації напружень.

Оскільки швидкість релаксації напружень визначається складним співвідношенням коефіцієнтів τ_1 і τ_2 , біологічне значення кожного з яких не є очевидним, для її спрощеної оцінки нами був застосований узагальнений параметр – час релаксації τ , визначений в експерименті. Час релаксації широко застосовують при описанні в'язкопружних властивостей різних, зокрема полімерних, матеріалів. Це час, за який напруження зменшуються в e раз (де e – основа натурального логарифму і дорівнює 2,718). Отримані дані наведені в табл.

Таблиця

Показники, що визначають швидкість і величину релаксації напружень в кістковій тканині ($M \pm \sigma$)

Тип кісткової тканини	Час релаксації (с)	Прогнозована величина релаксації напружень
неушкоджена ККТ	32,3±10,6	10±4,6 %
ККТ уламків при переломі	37±6,8	9±3,6 %
Неушкоджена ГКТ	32,25±3,7	24±7 %
ГКТ уламків при переломі	18±6	37,25±9,9 %
Кісткові регенерати	24,69±6,4	29,5±7,1 %

Примітка: ККТ – кортикальна кісткова тканина
ГКТ – губчаста кісткова тканина

Кореляційний аналіз не виявив статистично вірогідних зв'язків між швидкістю та величиною релаксації напружень. Величина релаксації мала

статистично вірогідні зв'язки з густиною ($r=0,89$, $p<0,05$) та жорсткістю ($r=0,77$, $p<0,05$) кістки. Натомість швидкість релаксації не залежала від цих характеристик кісткової тканини. Невелика кількість спостережень не дозволила також виявити вірогідні статистичні взаємозв'язки між віком хворих та локалізацією фрагментів кістки із їх в'язко-пружними властивостями. Ці питання потребують подальшого дослідження.

Обговорення. Отримані дані дозволяють поглибити уявлення про особливості процесу релаксації напружень в кістковій тканині нижньої щелепи. Встановлено, що його закономірності є універсальними для всіх видів кісткової тканини і описуються рівняннями одного типу. Втім, існують суттєві розбіжності щодо швидкості і величини релаксації напружень. Так, в неушкодженій кортикальній тканині величина релаксації, як правило, не перевищує 15 %, а в губчастому шарі кістки сягає 20-40 %. Кореляційний аналіз свідчить, що на в'язко-пружні властивості кісткової тканини суттєво впливають її густина і мінеральна насиченість, іншим вагомим чинником імовірно є мікроархітектоніка кістки.

В даному дослідженні вперше було вивчено вплив посттравматичних змін кісткової тканини уламків при переломі на її в'язко-пружні властивості. Нами не було виявлено вірогідного збільшення величини і швидкості релаксації напружень в кортикальній тканині уламків, незважаючи на виразні зміни інших механічних властивостей (міцності і жорсткості) виявлені в інших дослідженнях. Натомість в губчастій кістковій тка-

нині уламків, що зазнає більш швидкої і інтенсивної перебудови в посттравматичному періоді, процеси релаксації напружень вірогідно прискорювались.

Отримані нами дані погоджуються з клінічними дослідженнями, згідно з якими, зменшення сили компресії, зумовлене в'язко-пружини властивостями кістки при застосуванні апаратів зовнішньої фіксації трубчастих кісток становило 10-20 % [4]. Ця цифра, що, вочевидь, зумовлена властивостями кортикального шару, може бути більшою, коли навантаження сприймаються переважно іншими типами кісткової тканини (губчаста кістка, кісткові регенерати різного ступеня зрілості), наприклад, при встановленні дентальних імплантатів.

Механізм релаксації напружень в кістковій тканині є майже не вивченим. Існуючі гіпотези пов'язують процеси релаксації із перебудовою просторової конфігурації макромолекул і надмолекулярних структур під дією зовнішньої сили, зміною іонних зв'язків між кристалами гідроксилапатиту, деформуванням і взаємним переміщенням кісткових ламел, переміщенням остеонів в більш в'язкій і аморфній міжостеонній речовині тощо [3, 7]. Цей процес, на відміну від пластичних деформацій, як правило, є зворотнім [6]. Хоча жоден з зазначених механізмів не є повністю доведеним, автори погоджуються, що процес релаксації напружень зумовлений змінами, які відбуваються на різних рівнях структурної організації кістки [3, 10]. Саме це може пояснити наявність швидкої і повільної фаз релаксації відзначених в даному дослідженні.

Відомо, що зміна структури кісткової тканини під дією зовнішніх сил, на відміну від інших типів матеріалів, зумовлена не лише фізичними але й біологічними процесами, зокрема, резорбцією і новоутворенням кісткової тканини [5]. При цьому біологічним процесам належить провідна роль, однак між процесом релаксації напружень і перебудовою кісткової тканини існує тісний взаємозв'язок [3]. Релаксація напружень найбільш інтенсивно протікає протягом перших хвилин від початку дії зовнішньої сили, а потім суттєво уповільнюється. Натомість, процес резорбції кісткової тканини потребує набагато більше часу: резорбція в одній структурній одиниці ремоделювання триває 7-10 днів [5]. Автори вказують, що в процесі релаксації напружень виникають зміни електричних потенціалів локально напружених ділянок кістки. Ці п'єзоелектричні ефекти, на їх думку, регулюють процеси новоутворення і перебудови кістки, визначають інтенсивність і напрямки перебігу біологічних процесів [7, 12].

Таким чином, процес релаксації напружень в кістковій тканині є важливою ланкою в складно-

му механізмі адаптації кісткової тканини до дії зовнішніх навантажень. Отримані в ході дослідження рівняння дозволяють з високою достовірністю прогнозувати величину релаксації напружень в кістковій тканині в залежності від її виду і структурно-функціонального стану. Їх можна використовувати при створенні більш досконалих скінченно-елементних моделей кісток людини та при плануванні різноманітних хірургічних втручань на нижній щелепі.

Висновки. 1. Кісткова тканина має виражені в'язко-пружні властивості. За сталої деформації напруження в різних зразках кісткової тканини зменшуються на 4-41 %.

2. Величина релаксації напружень залежить від типу кісткової тканини, її жорсткості і мінеральної насиченості. Найбільш інтенсивно процес релаксації напружень протікає в губчастій кістці і тканині кісткових регенератів.

3. Релаксація напружень в кістковій тканині відбувається за складним експоненціальним законом, її швидкість найбільша протягом першої хвилини, після чого процес значно уповільнюється.

4. Визначені нами коефіцієнти, що характеризують швидкість і величину релаксації напружень, можуть бути застосовані при плануванні оперативних втручань і створенні скінченно-елементних моделей кісток людини.

Список літератури

1. **Гросс М. Д., Мэтьюс Дж. Д.** Нормализация окклюзии: Пер. с англ. — М: Медицина, 1986. — 288 с.
2. **Маланчук В.О., Копчак А.В., Шидловський М.С.** Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі // В кн: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції „Іноваційні технології в стоматології та щелепно-лицевій хірургії” 30-31 жовтня 2009 року. Харків – 2009.- С. 25-28.
3. **Мелнис А.Э., Кнетс И.В.** Вязкоупругие свойства компактной костной ткани. В кн. Современные проблемы биомеханики. Выпуск 2. Механика биологических тканей. Рига «Зинатне», 1985, с. 38-69.
4. **Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллинегер Х.** Руководство по внутреннему остеосинтезу: Методика рекомендуемая группой АО (Швейцария).-М.: Ad Marginem, 1996.- 750 с.
5. **Поворознюк В.В., Мазур И.П.** Костная система и заболевания пародонта.- К. 2003.-446 с.
6. **Прикладная механика ячеистых пластмасс:** Пер с англ. /Под. ред.. Н.К. Хильярда.-М.: Мир, 1985.- 360 с.
7. **Проблемы** прочности в биомеханике. / Под ред. Акад. И.Ф.Образцова. — М.: Высшая школа, 1988.-310 с.
8. **Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region / edited by P. Worthington, P.I. Branemark.**-Quintessence Publishing, 1992.- 403 p.

9. **Dong XN, Yeni YN, Les CM, Fyhrie DP.** Effects of end boundary conditions and specimen geometry on the viscoelastic properties of cancellous bone measured by dynamic mechanical analysis // J Biomed Mater Res A. 2004 Mar 1;68(3):573-83.

10. **Linde F.** Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. Dan Med Bull. 1994 Apr;41(2):119-38.

11. **Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C.** Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible // American journal of physical anthropology 120:252-277 (2003)

12. **Steinberg M.E., Busenkell G.L., Black J., Korostoff E.** Stress-induced potentials in moist bone in vitro.- J.Bone Joint Surg., 1974, vol. 56, p. 704-713.

Надійшла 15.02.10.



УДК 616.317-007.254-089.85

Ш. Т. Шокиров, к. мед. н.

Центр пластической хирургии Marienhospital,
Штутгарт, Германия
Ташкентская медицинская академия

**СТАБИЛЬНОСТЬ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ
ПОСЛЕ ЕЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЯ
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВНУТРИРОТОВЫХ
ДИСТРАКТОРОВ У БОЛЬНЫХ
С ВРОЖДЕННОЙ РАСЩЕЛИНОЙ ГУБЫ
И НЕБА**

Врожденная расщелина губы и неба – тяжелый порок развития челюстно-лицевой области, который характеризуется выраженными структурными и функциональными нарушениями.

Целью нашей работы было изучение стабильности положения верхней челюсти после distraction с использованием внутриротовых дистракторов. Distraction средней зоны лица является идеальным методом коррекции серьезной гипоплазии верхней челюсти у больных с врожденной расщелиной губы и неба. Использование внутриротовых дистракторов дает хорошие и стойкие косметические и функциональные результаты.

Ключевые слова: врожденная расщелина губы и неба, distraction.

Ш. Т. Шокиров

Центр пластичної хірургії Marienhospital,
Штутгарт, Німеччина
Ташкентська медична академія

**СТАБІЛЬНІСТЬ ВЕРХНЬОЇ ЩЕЛЄПИ
ПІСЛЯ ЇЇ ПЕРЕМІЩЕННЯ
З ВИКОРИСТАННЯМ ВНУТРІШНЬОРО-
ТОВИХ ДИСТРАКТОРІВ У ХВОРИХ
З ВРОДЖЕНОЮ РОЗЦІЛИНОЮ ГУБИ
ТА ПІДНЕБІННЯ**

Вроджена розцілина губи та піднебіння – важкий порок розвитку щелепно-лицьової ділянки, який характеризується вираженими структурними і функціональними порушеннями.

Метою нашої роботи було вивчення стабільності положення верхньої щелепи після distraction з застосуванням внутрішньоротових дистракторів. Distraction середньої зони лица є ідеальним методом корекції серйозної гіоплазії верхньої щелепи у хворих з вродженою розцілиною губи та піднебіння. Використання внутрішньоротових дистракторів дає добрі та стійкі косметичні і функціональні результати.

Ключові слова: вроджена розцілина губи та піднебіння, distraction.

Sh. T. Shokirov

The Centre of Plastic Surgery Marienhospital, Stuttgart,
Germany
Tashkent Medical Academy

**THE STABILITY OF THE UPPER JAW
AFTER ITS SHIFT WITH THE USE OF ORAL
DISTRACERS IN PATIENTS WITH INNATE
UPPER LIP AND SOFT PALATE CLEFT**

Innate cleft of lip and soft palate is the grave defect in the development of maxillo-facial part, which is characterized with expressed structural and functional disorders. The aim of our work was the study of the stability of the position of upper jaw after distraction with the use of oral distracters. Distraction of the middle part of the face is the ideal method of correction of the severe dysplasia of upper jaw in patients with innate cleft of upper lip and soft palate. The use of oral distracters gives good and stable cosmetic and functional results.

Key words: innate cleft of upper lip and soft palate, distraction.

Актуальность проблемы. Лечение больных с врожденными пороками лица, сопровождающимися деформациями средней зоны, является сложной задачей [1, 2, 4]. Ортодонтическое лечение деформаций челюстей, которые после первичных операций на губе и небе развиваются у 73-89 % детей старшего возраста, не всегда дает положительный результат [3,4,5]. Хирургическое