

# Оцінка якості кісткової тканини лицевого відділу черепа та класифікація її типів на основі біомеханічних параметрів

В.О. Маланчук, А.В. Копчак

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ

*Фізико-механічні та біологічні характеристики кісткової тканини щелеп визначають ефективність проведення хірургічних втручань, пов'язаних із встановленням дентальних імплантатів, фіксаторів, компресійно-дистракційних апаратів тощо. У статті представлені існуючі підходи до оцінки якості кісткової тканини на ділянці хірургічного втручання, визначено роль і місце сучасних методів комп'ютерної томографії в цьому процесі. Обговорюються класифікації типів кістки на основі її гістологічної будови, архітекτονіки, рентгенологічної щільності. Запропоновано нову класифікацію типів кісткової тканини, що базується на її фізико-механічних характеристиках (модуль пружності, твердість та рентгенологічна щільність), взаємопов'язаних між собою. Представлена класифікація розглядає 7 типів кісткової тканини, 3 з яких належать до губчастої, а 4 — до кортикальної кістки з різними властивостями. Використання запропонованих оціночних критеріїв та удосконалених методів діагностики дозволяє застосовувати класифікацію для оцінки якості кісткових регенератів і патологічно зміненої кісткової тканини з аномальною архітектоною.*

**Ключові слова:** кісткова тканина, лицевий відділ черепа, типи кістки, біомеханіка, модуль Юнга, комп'ютерна томографія.

Друга половина ХХ століття ознаменувалася бурхливим розвитком щелепно-лицевої хірургії, що був пов'язаний головним чином із розробкою та удосконаленням хірургічних втручань на кістках лицевого черепа. Відкриття феномену остеоінтеграції, дистракційного остеогенезу, розробка і впровадження систем функціонально-стабільного остеосинтезу, удосконалення методик реконструктивно-відновних операцій та кісткової пластики кардинально змінили підходи та значно розширили можливості лікування та реабілітації пацієнтів із захворюваннями щелепно-лицевої ділянки. Аналіз накопиченого за минулі десятиліття досвіду свідчить, що незважаючи на значні конструктивні удосконалення імплантатів і лікувальних пристроїв та розробку новітніх біологічно-інертних і біологічно-активних матеріалів, досягнення необхідних клінічних результатів неможливе без урахування стану кісткової тканини, її біологічних та фізико-механічних властивостей. Наявний об'єм та якість кістки, особливості просторового розподілу, властиві різним її типам (архітектоніка), на ділянці хірургічного втручання визначають найближчий та віддалений прогноз щелепно-лицевих операцій, технічну можливість застосування тієї чи іншої методики, особливості реабілітації хворого в післяопераційний період (Misch С.Е., 1999; Параскевич В.Л., 2002).

Для дослідження кісткових структур широко застосовують сучасні методи комп'ютерної діагностики. Аналіз даних спіральної чи конусної томографії із наступною 3D-реконструкцією зображення у відповідному діапазоні рентгенологічної

щільності дозволяє визначити форму і лінійні розміри кісткових утворень, розрахувати їх об'єм, а також обрати оптимальні ділянки розташування імплантатів, фіксаторів, зони проведення остеотомій, забору кісткових трансплантатів тощо.

Дещо складніше визначити «якість» кістки в зоні операції. На сьогодні запропоновано низку класифікацій та методів її оцінки, втім, в літературі існують розбіжності щодо змісту цього поняття, його чітке визначення відсутнє (Johansson P., Strid K.G., 1994; Trisi P., Rao W., 1999; Параскевич В.Л., 2002; Bergkvist G. et al., 2010).

Кісткова тканина є динамічною відкритою системою, якій притаманна складна багаторівнева організація, оптимальна для забезпечення опорно-механічної, захисної та метаболічної функції. Кістка може змінювати свою структуру та властивості у процесі адаптивного ремоделювання відповідно до стану регуляторних систем та локальних умов, в яких вона перебуває. Внаслідок цього для неї характерна значна індивідуальна та топографічна варіабельність морфологічної будови, фізико-механічних властивостей, хімічного складу та біологічного потенціалу. За цими ознаками кістка є дуже неоднорідною (Поворозюк В.В., Мазур І.П., 2003; Кадурін О.К. та співавт., 2007; Bergkvist G. et al., 2010). Так, щільність кістки на різних ділянках інтактної нижньої щелепи може змінюватися від 0,9 до 2,2 г/см<sup>3</sup>, а модуль її пружності — у >100 разів (від 120 МПа до ≥16 000 МПа) (Шидловський М.С. та співавт., 2010; Маланчук В.О. та співавт., 2011). Не менш варіабельні й біологічні параметри кісткової тканини — якість і вміст остеогенних

клітин-попередників та їх колонієутворювальна здатність (Астахова В.С. та співавт., 2002). Тому спроби авторів розділити кісткову тканину на типи за різними її властивостями є обґрунтованими та необхідними.

Історично проблему визначення якості кісткової тканини щелеп досліджували головним чином у зв'язку з потребами дентальної імплантації. До базових критеріїв при створенні класифікацій кісткової тканини автори відносили окремі параметри, що мали вагоме клінічне значення та могли бути визначені (прямо або опосередковано) із необхідною точністю в процесі передопераційної або інтраопераційної діагностики (Johansson P., Strid K.G., 1994; Friberg B. et al., 1995; Trisi P., Rao W., 1999). При цьому відбувалося майже повне отождоження якості кістки із цими параметрами, наприклад щільністю, архітектоною або мінеральною насиченістю, що не зовсім правильно, оскільки поняття якості кісткової тканини є набагато ширшим.

Механічна та біологічна поведінка кістки під час хірургічного втручання та в післяопераційний період визначається її основними властивостями: біохімічними (вміст мінеральних та органічних речовин та їх співвідношення), морфологічними (ступінь неоднорідності й особливості топографічних співвідношень різних типів кісткової тканини), фізико-механічними (щільність кістки, модуль пружності першого і другого порядку, коефіцієнт Пуассона, межа пружності та межа міцності, в'язко-пружні властивості, що відіграють велику роль в процесах адаптації кістки до змінених умов навантаження, ступінь структурної та механічної анізотропії), біологічними (репа-

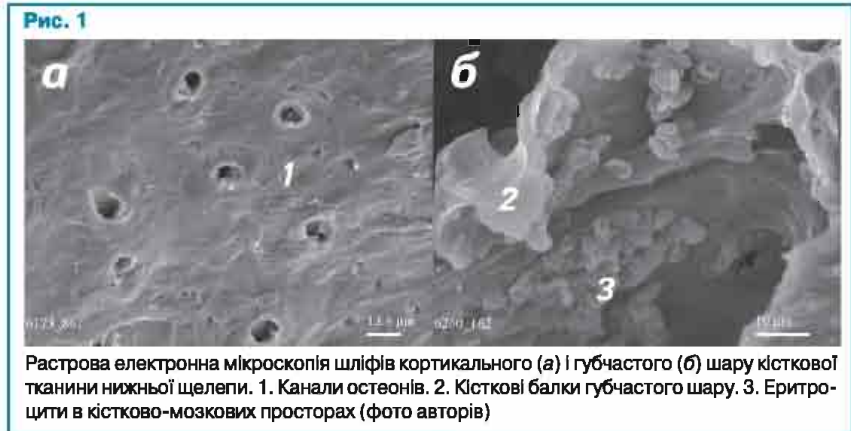
ративний потенціал, вміст і співвідношення різних типів клітин в одиниці об'єму кістки, рівень її васкуляризації, активність ремоделювання тощо). Для патологічно зміненої кістки, крім того, важливими є характер структурно-функціональних порушень та ступінь дезорганізації елементів її мікроструктури.

Всі ці параметри і визначають якість кістки. Вони взаємопов'язані, однак характер цих зв'язків дуже складний, і тому передбачити особливості реакції кісткової тканини на оперативне втручання, базуючись на якомусь одному критерії (наприклад її щільності), практично неможливо. Отже, на нинішньому рівні теоретичних уявлень про будову і функції кісткової тканини поняття «якість кістки» слід розглядати як збірне інтегральне поняття, що є певною узагальненою характеристикою архітектоники, щільності, мінеральної насиченості кісткової тканини, її механічних властивостей та біологічного потенціалу. Ці параметри досить варіабельні, а їх поєднання створює величезну кількість різних комбінацій.

Наслідком цього є наявність ряду класифікацій, що не протиставляються, а доповнюють одна одну, а також поява нових класифікацій у міру вдосконалення методів діагностики та накопичення теоретичних даних про біологію кісткової тканини. Якість кістки в більшості випадків слід оцінювати на основі синтезу кількох окремих класифікацій, що характеризують її з різних боків або за різними ознаками.

Розглянемо найбільш поширені класифікації типів кісткової тканини, що застосовують у клінічній практиці. Перші з них розділяли кісткову тканину за її щільністю (Misch С.Е., 1999; Turkyilmaz I. et al., 2006; Bergkvist G. et al., 2010; Merheb J. et al., 2010). Відомо, що на макроскопічному рівні кістки побудовані переважно зі щільної кортикальної (компактної) та пористої губчастої (спонгіозної) тканини, що відрізняються не лише за щільністю, але й за особливостями морфологічної будови (рис. 1). Втім, щільність кісткової тканини в межах кортикального або губчастого шару також неоднорідна. Вона значною мірою залежить від умов функціонального навантаження: чим більше напруження виникає на певній ділянці кістки, тим щільнішою вона стає в процесі ремоделювання, пристосування морфології до функції (Параскевич В.Л. 2002; Поворозник В.В., Мазур І.П., 2003). Ця закономірність описана в законі Вольфа, який діє за умови, що функціональне напруження не перевищує компенсаторних можливостей кістки. Патологічні зміни кісткової тканини при різноманітних захворюваннях та травмах також позначаються на її щільності та мінеральній насиченості (Шидловський М.С. та співавт., 2010).

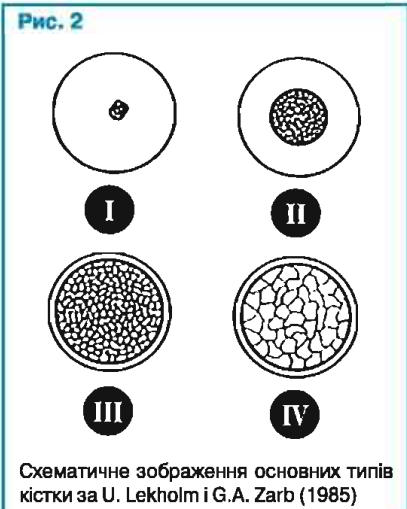
У зв'язку з цим С.Е. Міш (1999) виділяє 4 типи кістки за її щільністю: щільна компактна, порозна компактна, густа та рихла губчаста кістка. Чітко розмежувати ці типи інколи досить важко, оскільки



щільна губчаста кістка має щільність близьку або однакову із пористою компактною.

Слід зазначити, що з гістологічної точки зору всі типи компактної та губчастої кістки належать до пластичної кісткової тканини. Вона характеризується упорядкованою структурою зі спільним напрямком колагенових волокон, які розташовуються паралельними шарами, формуючи кісткові пластинки. Їх орієнтація відповідає переважно середньому вектору статичного навантаження і визначає максимальну механічну міцність кісткової тканини в певному напрямку. Втім, на окремих ділянках кісток виявляють інший гістологічний тип — грубоволокниста кісткова тканина, що характеризується хаотичним розташуванням колагенових волокон, меншим вмістом мінеральних солей та підвищеною кількістю клітинних елементів, високою швидкістю формування, перебуванні та перебігу обмінних процесів. Її виявляють на ділянках кісткових швів, у місцях прикріплення сухожиль та зв'язок, в зубних альвеолах, зонах інтенсивного утворення кісткової тканини, в незрілих кісткових регенератах. Після перенесених операцій і травм, навколо встановлених імплантатів і фіксаторів грубоволокниста кісткова тканина утворюється в значній кількості, проте її не можна віднести до жодного з типів кістки, представлених у вищезазначеній класифікації. Кісткові регенерати, навіть на пізніх стадіях свого дозрівання і компактизації, коли відбувається їх поступове заміщення пластичною кістковою тканиною, складно однозначно віднести до кортикальної чи губчастої кістки. Це притаманно і зонам перебування кісткових трансплантатів та кістково-замісних матеріалів.

Товщина та топографічні співвідношення шарів, представлених різними типами кісткової тканини, відрізняються на різних ділянках щелеп, що визначає їх індивідуальну органоспецифічну архітектоніку. Найбільш поширеною класифікацією кісткової тканини за цією ознакою є класифікація U. Lekholm і G.A. Zarb (1985), згідно з якою виділяють 4 типи кістки. I тип представлений майже виключно гомогенною щільною компактною кісткою, II — характеризується наявністю товстого компактного шару, що оточує щільну губчасту кістку, III — тонкий, пористий кортикальний шар, що оточує губчасту кістку із добре розви-



неною трабекулярною сіткою, IV — тонкий кортикальний шар оточує губчасту кістку із низькою щільністю (рис. 2).

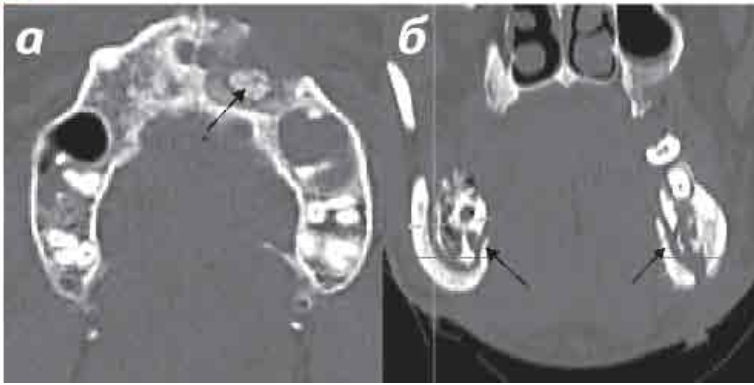
Ця класифікація широко застосовується в дентальній імплантації для характеристики альвеолярних паростків беззубих щелеп. Однак деякі автори вказують на наявність більшої кількості існуючих типів архітектоники, крім того, поширення даної класифікації на інші кістки лицевого черепа (середня зона обличчя) або патологічно змінену кістку не завжди можливо (рис. 3).

Інша проблема полягає в тому, що виміряти щільність кістки *in vivo* прямими методами здебільшого неможливо. U. Lekholm і G.A. Zarb (1985) рекомендували відносити кістку до того чи іншого типу на основі аналізу традиційних рентгенограм та тактильного відчуття хірурга під час формування ложа для імплантату. Однак цей підхід виявляється доволі суб'єктивним, оскільки відчуття лікаря зазнають впливу багатьох чинників, зокрема залежать від якості ріжучого інструмента, та базуються на приблизних, усереднених оцінках архітектоніки досліджуваної ділянки щелепи.

Для підвищення об'єктивності та точності визначення якості кістки P. Johansson і K.G. Strid (1994) запропонували розрізняти типи кістки на основі вимірювання величини моменту сили, необхідного для вкручування дентального імплантату. Відомо, що більш щільна кістка має більшу твердість і чинить більший супротив про-



Рис. 3



Архітектоніка патологічно зміненої кістки: а) комп'ютерна томографія верхньої щелепи через 6 міс після видалення кістозного новоутворення і заповнення дефекту кістково-замісним матеріалом: внаслідок перебігу процесів репаративної регенерації і перебудови кістки утворилася ділянка з архітектонікою, що не може бути віднесена до жодного з класичних типів; б) аномальна архітектоніка кісткової тканини нижньої щелепи при дифузному остеомієліті

никненню в неї хірургічного інструмента (свердла, фрези, долота, самонарізний шуруп). Отже, ущільнішій кістковій тканині величина вкручувального моменту більша (Friberg B. et al., 1995; Turkyilmaz I. et al., 2006).

Інші дослідники в якості визначального параметра запропонували використовувати різну здатність кісткової тканини поглинати рентгенівські промені, що може бути визначена за даними комп'ютерної томографії (КТ) (Misch C.E., 1999; Norton M.R., Gamble C., 2001; Shapurian T. et al., 2006; Merheb J. et al., 2010). Відомо, що ця властивість кістки пов'язана з її мінеральною насиченістю і прямо пропорційна щільності. Особливо чітко можна диференціювати неоднорідні ділянки кістки при застосуванні спіральної КТ із високою роздільною здатністю. Для візуальної та кількісної оцінки щільності структур, що досліджуються цим методом, використовують шкалу послаблення рентгенівського випромінювання (шкала Хаунсфілда). Діапазон цієї шкали становить від -1024 до 3071 умовних одиниць Хаунсфілда (HU). Точкою відліку (0 HU) прийнята щільність води, негативні величини шкали відповідають повітрю та жировій тканині, позитивні — м'яким тканинам, кістковій тканині та більш щільній речовині (емаль зуба, металеві протези, імплантати). Різні типи нормальної кісткової тканини мають щільність 226–3071 HU.

Найзастосованішою класифікацією типів кісткової тканини, яка ґрунтується на визначенні її рентгенологічної щільності, є модифікована класифікація С.Е. Міш (1999). Вона враховує не лише щільність і мінеральну насиченість кортикального і губчастого шару, але й їх топографічне співвідношення. Автор виділяє 4 типи кістки: D1 — товста щільна компактна кістка з рентгенологічною щільністю >1250 HU; D2 — товстий кортикальний шар різної щільності з вираженим мілкокомірковим губчастим шаром (рентгенологічна щільність 850–1250 HU); D3 — тонкий рихлий кортикальний шар з рихлим середньокмірковим губчастим шаром

(рентгенологічна щільність 350–850 HU); D4 — кортикальний шар дуже тонкий або невиражений, переважає великокоміркова губчаста кістка (рентгенологічна щільність 150–350 HU).

Важливим класифікаційним критерієм у цьому випадку виступає усереднена величина рентгенологічної щільності кістки на структурно неоднорідних ділянках. Це зумовлено тим, що авторів досліджень у першу чергу цікавить площа безпосереднього контакту поверхні імплантату із кістковою тканиною, яка збільшується пропорційно щільності кістки. Водночас класифікація не є універсальною, вона не дозволяє визначити ступінь неоднорідності кістки в окремих клінічних випадках, бо кожен із типів кістки за С.Е. Міш сам по собі є неоднорідним і містить ділянки з різними властивостями. В умовах патології можуть виникати ситуації, коли кістки з однаковим середнім значенням рентгенологічної щільності, віднесені до одного типу, будуть поводити себе по-різному.

Прогрес комп'ютерної діагностики (КТ, магнітно-резонансна томографія — МРТ, позитронно-емісійна томографія — ПЕТ), методів візуалізації зображень та комп'ютерного моделювання дозволяє сьогодні розділяти кісткову тканину на більшу кількість дискретних типів, базуючись на об'єктивних та відтворюваних критеріях (Klein R. et al., 1997). А удосконалення хірургічної техніки і методів біомеханічного аналізу зумовлюють нагальну потребу в появі більш детальних класифікацій.

Сучасна хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія широко застосовують імплантацію штучних конструкцій, заміників тканин і органів у поєднанні з методами трансплантації кістки, спрямованої регенерації та тканинної інженерії. Внаслідок проведення таких хірургічних втручань утворюються складні багатокомпонентні системи, елементи яких мають якісно різні властивості. При плануванні, проведенні та прогнозуванні анатомічних та функціональних результатів операцій на кістках лицевого черепа все ширше за-

стосовують методи комп'ютерного моделювання та комплексного біомеханічного аналізу, технології автоматизованого проектування CAD (computer-aided design)/CAM (computer-aided manufacturing) та комп'ютерну навігацію, що базуються на точних математичних розрахунках.

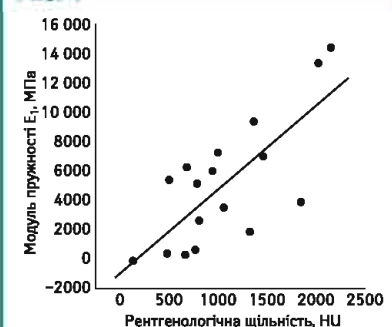
Всі наведені класифікації, які для оцінки різних типів кісткової тканини застосовують якісні або «напівкількісні» характеристики, представлені в певному узагальненому вигляді і більш-менш зрозумілі та корисні для клініциста, виявляються непридатними для отримання точних біомеханічних рішень, створення комп'ютерних та аналітичних моделей біологічних систем. На відміну від клінічної медицини, біомеханіка та комп'ютерна наука в якості вхідних даних використовують параметри, що мають кількісне вираження і можуть бути представлені в одиницях системи СІ. Отже, на сьогодні виникає проблема перегляду існуючих класифікацій із наданням їм більш конкретного сенсу на основі об'єктивних кількісних критеріїв.

Для вирішення цього завдання нами створено класифікацію типів кісткової тканини, в основу якої покладено її фізико-механічні характеристики, зокрема величину модуля пружності першого роду (модуль Юнга), що є однією з основних констант, які визначають поведінку кістки під дією зовнішніх навантажень. Модуль пружності кістки оцінюють із застосуванням непрямих методів, на основі параметрів, що мають сильні кореляційні зв'язки із пружними властивостями кістки (Маланчук В.О. та співавт., 2011).

Нами встановлено, що наявні кореляційні залежності між модулем пружності, рентгенологічною щільністю і твердістю кісткової тканини з високим рівнем вірогідності описуються лінійними рівняннями, отриманими в ході регресійного аналізу (рис. 4). На основі цих залежностей, використовуючи дані КТ ділянки хірургічного втручання та інтраопераційного визначення твердості кістки, її можна віднести до певного типу з відомим діапазоном величини модуля пружності.

В умовах патології кістки більш точним критерієм є визначення її твердості, оскільки жорсткість і міцність залежать не лише від мінеральної насиченості, що визначає

Рис. 4



Регресійна залежність між рентгенологічною щільністю кісткової тканини та її модулем пружності

здатність поглинати рентгенівське випромінювання, але й від особливостей структурної організації та наявності мікроушкоджень (Маланчук В.О. та співавт., 2011). Нами розроблено пристрій і методику визначення твердості, що на відміну від традиційних методів (Бринелла, Роквелла, Вікерса) переважно відображає здатність кістки протидіяти пружній або пружно-пластичній деформації. Її виражають в умовних одиницях в діапазоні 0–100, де 100 Од відповідає твердості товстої скляної пластини, а 0 Од — твердості жирової тканини.

Розроблена класифікація включає 7 типів кісткової тканини із різними пружними властивостями: 3 з них можуть бути віднесені до губчастої кістки, 4 — до кортикальної.

I тип — **високопорозна губчаста кісткова тканина** із величиною модуля пружності в напрямку максимальної жорсткості (E1) <500 МПа. Він представлений переважно рихлою сіткою тонких трабекул. Цей тип виявляють у пацієнтів із остеопорозом та остеопенією, в бокових відділах беззубої нижньої щелепи, на ділянці горба верхньої щелепи. Рентгенологічна щільність такої кістки <200 НУ, а вимірювання твердості (як і для інших типів губчастої кістки) є неточним і зазвичай недоцільним.

Притаманний цьому типу рівень механічної анізотропії може бути різним, втім, якщо зниження щільності кістки зумовлено системним остеопорозом, то модуль пружності і міцність кістки в різних напрямках можуть відрізнитися в декілька разів. Це викликано тим, що в напружених зонах при остеопорозі втрата кісткової маси відбувається нерівномірно, в першу чергу розсмоктовуються трабекули, що зазнають меншого функціонального навантаження. Тому в напрямку, що відповідає головному вектору статичного навантаження, жорсткість кістки буде значно більшою, ніж в інших напрямках, доки, внаслідок прогресування патологічного процесу, трабекулярна сітка не втратить своєї структурної цілісності і здатності сприймати будь-які навантаження. При зміні умов навантаження адаптивні можливості цього типу кістки різко обмежені, а його опорно-механічне значення нехтовно мале. Навіть за невеликого напруження, що перевищує 3–5 МПа, йому притаманні руйнування на мікро- і макрорівні, пластичні деформації тощо.

II тип — **губчаста кісткова тканина** з величиною модуля пружності 500–1499 МПа. Вона характеризується добре розвинутою трабекулярною сіткою і здатністю до швидкої структурної перебудови в змінених біомеханічних умовах. На навантажених ділянках цей тип кістки представлений нечисленними досить товстими трабекулами, а на ділянках, що менш навантажені, — густішою сіткою трабекул менших розмірів. В обох випадках структура трабекулярної сітки досить упорядкована. II тип кістки формує губчастий шар на ділянці тіла інтактної нижньої чи верхньої щелепи (при втраті зубів зберігається переважно у фронтальних відділах), може

виявлятися на ділянці гілки нижньої щелепи та її віросткового відростка. Рентгенологічна щільність цього типу кістки становить 200–399 НУ. Його здатність сприймати навантаження незначна, сам по собі він не може забезпечити достатньої первинної стабільності імплантату чи елемента фіксації, втім забезпечує більш рівномірний розподіл напруження в оточуючих ділянках кортикального шару та відіграє певну амортизувальну роль.

З біологічної точки зору I і II типи кісткової тканини характеризуються наявністю кістковомозкових порожнин, що містять кровоносні судини й остеогенні клітини, які можуть бути джерелом репаративної регенерації та остеогенезу за сприятливих біомеханічних умов. Саме тому комбінація щільної кортикальної кістки із наявністю вираженого губчастого шару (II тип за U. Lekholm і G.A. Zarb, або D2 за С.Е. Misch) є оптимальною для встановлення дентальних імплантатів.

Хоча репаративний потенціал губчастої кістки не пропорційний до її щільності та визначається низкою інших чинників, губчаста кістка з вираженою порозністю (I тип) частіше характеризується низькою здатністю до регенерації та структурної перебудови і зазвичай потребує оптимізації/корекції умов репаративної регенерації.

III тип кістки відповідає ділянкам **ущільненої губчастої кісткової тканини**, модуль пружності якої становить 1500–3499 МПа. Він притаманний перехідним зонам на межі губчастого і кортикального шару, кісткам склепіння черепа, середньої зони обличчя та суглобової голівки нижньої щелепи, відмічається в зонах кісткової регенерації. Рентгенологічна щільність становить 400–699 НУ.

IV тип — **низькомінералізована пориста кортикальна кістка** з модулем пружності 3500–6499 МПа і рентгенологічною щільністю 700–1199 НУ. В нормальній щелепі кісткова тканина IV типу не є розповсюдженою, однак в умовах патології виявляється досить часто. Цей тип кістки виникає, наприклад, внаслідок резорбції та перебудови кінців кісткових уламків при застарілих переломах, приєднанні інфекційних процесів, вираженому системному чи локальному остеопорозі. Він характерний також для перехідних зон та ділянок кісткової регенерації. Твердість цього типу кістки низька — до 70 Од.

З механічної точки зору в кістковій тканині III і IV типу можна отримати задовільний рівень первинної стабільності імплантатів чи фіксаторів, але в умовах зовнішнього циклічного навантаження вони не здатні забезпечити необхідної міцності та жорсткості. Ступінь механічної анізотропії та структурної упорядкованості цих типів кістки нижньої порівняно з іншими, натомість обидва типи кістки виявляють високу здатність до в'язко-пружного деформування.

Цим типам кістки притаманна здатність до динамічної структурної перебудови при зміні зовнішніх умов, що пов'язано із порівняно доброю васкуляризацією та достатнім вмістом клітинних елементів.

При цьому залежно від рівня напруження і стану регуляторних систем перебудова кістки цих типів може йти як у напрямку компактизації, ущільнення, збільшення мінеральної насиченості, жорсткості і міцності, так і навпаки, в напрямку зменшення мінеральної насиченості, поглиблення структурної дезорганізації аж до повного руйнування. Ці процеси в кістковій тканині III і IV типу відбуваються досить швидко, а особливості проведення хірургічного втручання будуть відчутно позначатися на їх динаміці.

V тип характеризує **нормальну кортикальну кістку із помірно мінеральною насиченістю**, характерну для ненапружених зон, із величиною модуля пружності 6500–8999 МПа, рентгенологічною щільністю 1200–1599 НУ та твердістю в межах 71–80 Од. Кісткова тканина цього типу забезпечує стабільну фіксацію імплантатів, елементів фіксації, ендопротезів та здатна сприймати досить значне напруження (100–120 МПа). Оскільки її твердість не є надмірною, на цьому типі кістки відносно легко проводити хірургічні маніпуляції (остеотомія, формування отворів, нарізання різьби, забір трансплантатів тощо). Однією з можливих проблем є те, що в динаміці патологічних процесів або в післяопераційний період внаслідок резорбції і перебудови кісткова тканина V типу може змінюватися, набуваючи ознак IV типу. При цьому міцність, жорсткість і надійність системи «імплантат — кістка» різко знижуються. Якщо ці зміни фізико-механічних властивостей кістки під впливом біологічних чинників не враховувати, то ризик ускладнень у пізній післяопераційний період різко зростає. При цьому справжня причина незадовільного результату операції часто незрозуміла для хірурга.

VI тип — **щільна добре мінералізована кортикальна кістка**, притаманна ділянкам потовщення кортикального шару та контрфорсів щелеп з величиною модуля пружності 9000–11 999 МПа. Її рентгенологічна щільність становить 1600–2099 НУ, а твердість — 81–90 Од. Для кісткової тканини цього типу, як правило, характерний високий ступінь структурної та механічної анізотропії, впорядкована структура із певною орієнтацією остеонів, менш виражені в'язко-пружні властивості (особливо в осіб старшого віку). При встановленні імплантатів і фіксаторів в кісткову тканину VI типу утворюється система з високою жорсткістю і міцністю. Саме тому ділянки контрфорсів виявляються оптимальними зонами для встановлення фіксаторів при переломах щелепи. Водночас регенераторний потенціал та рівень кровопостачання цього типу кістки відносно низькі. Велике значення для нього зазвичай мають периостальні джерела, що можуть бути легко пошкоджені в ході оперативного втручання. Перебіг процесів адаптивної перебудови або резорбції такої кістки повільний, тому в несприятливих біомеханічних умовах її розсмоктування навколо імплантату (елементу фіксації) буде відбуватися поступово. Проблеми, пов'язані з порушенням гемодинаміки, перегріван-

ням кістки під час операції або надмірним навантаженням, будуть проявлятися частіше у віддалений післяопераційний період і майже завжди супроводжуватимуться незворотнім розсмоктуванням кістки на перевантажених ділянках.

VII тип — **ущільнена, склерозована кортикальна кістка з підвищеною мінералізацією**; її ділянки, як правило, мають порівняно невеликі розміри. Вони інколи утворюються внаслідок перенесених запальних процесів, операцій чи травм. Модуль пружності такої кістки становить 12 000–16 000 МПа, її рентгенологічна щільність >2100 HU, а твердість — >91 Од.

З біомеханічної точки зору VII тип є несприятливим, оскільки його велика порівняно з іншими типами кістки жорсткість спричиняє збільшення градієнтів напруження і появу ділянок їх локальної концентрації в зонах, представлених склерозованою кісткою. Якщо імплантат або фіксатор, встановлений в кістку VII типу, піддається зовнішньому навантаженню, розподіл напруження в кістковій тканині навколо окремих шурупів або витків різьби буде менш рівномірним. Така кісткова тканина зазвичай є гіпо- або аваскулярною, а її потенціал до репаративної регенерації чи адаптивної перебудови вкрай низький. Незважаючи на велику міцність, кістка VII типу досить крихка, крім того, після встановлення жорстких штучних конструкцій в умовах циклічного навантаження в ній можуть виникати і накопичуватися мікрошкодження на різних рівнях структурної організації, що в інших типах кістки зазвичай усувається в ході фізіологічної регенерації. У зв'язку з цим при надмірному навантаженні, остеотомії кістки цього типу можуть виникати не лише розсмоктування кістки, але й мікропереломи або сколи окремих ділянок кортикального шару.

Застосування запропонованої класифікації, що є результатом багаторічних досліджень біомеханіки кісткової тканини, розпочатих в 1985 р., дозволяє диференціювати різні за будовою і властивостями типи не лише нормальної, але й патологічно зміненої кістки чи кісткових регенератів на основі єдиної класифікаційної ознаки — їх пружних властивостей.

Принциповою відмінністю представленої класифікації від класифікації С.Е. Mish



або U. Lekholm і G.A. Zarb є те, що до певного типу можна віднести лише кістку на умовно однорідних (або близьких до однорідної) ділянках (рис. 5, 6). У ній свідомо не розглядаються можливі варіанти поєднання виділених типів на ділянках із різною архітектонікою. Це зумовлено тим, що, за нашими даними, таких варіантів дуже багато (рис. 7), а у відомих класифікаціях представлено лише невелику частину можливих випадків, оскільки автори аналізують лише окремі ділянки беззубих щелеп без наявних патологічних процесів, концентруючись лише на вирішенні задач стоматологічної імплантації.

## Висновки

Ми вважаємо, що застосування розробленої класифікації у поєднанні із можливостями сучасних комп'ютерних технологій не лише поглибить уявлення лікаря про архітектоніку кістки на ділянці хірургічного втручання, але й дозволить обрати оптимальний метод хірургічного лікування на підставі віднесення кістки до одного з відомих типів архітектоніки (в простих випадках) або проведення біомеханічних розрахунків на імітаційних моделях в більш складних, нетипових випадках.

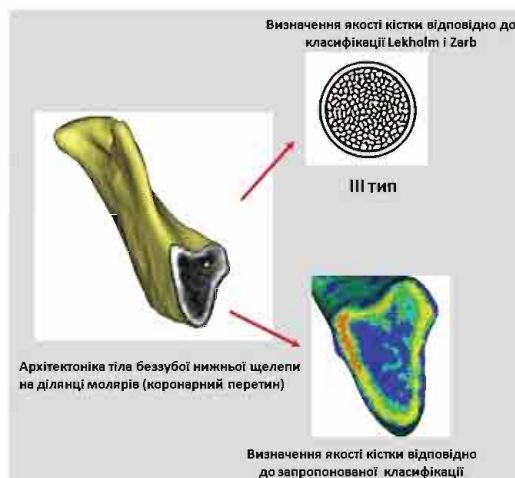
Перевагою класифікації є те, що в своїй основі вона спирається на об'єктивні і відтворені критерії (пружні характеристики, рентгенологічна щільність, твердість), що меншою мірою залежать від

суб'єктивних чинників (досвід, кваліфікація і переконання хірурга), ніж попередні класифікації.

## Список використаної літератури

- Астахова В.С., Маланчук В.А., Панченко Л.М., Циленко О.Л. (2002) Оцінка показателя репаративного остеогенеза нижньої щелепи і крыла подвздошної кістки человека. Укр. мед. часопис, 3(29): 136–141.
- Кадурін О.К., Вирва О.Є., Леонтьєва Ф.С. (2007) Біофізичні властивості компактно-ї кісткової тканини. Прапор, Харків: 136.
- Маланчук В.О. Копчак А.В., Шидловський М.С. (2011) Непрямі методи визначення механічних властивостей кісткової тканини нижньої щелепи *in vivo*. В кн.: Матеріали науково-практичної конференції «Сучасна стоматологія та щелепно-лицева хірургія» з нагоди 90-ліття з дня народження професора Коваленко В.С. Київ: 226–229.
- Параскович В.Л. (2002) Дентальна імплантологія: основи теорії і практики. ООО «Юніпрес», Мінск: 57–167.
- Поворозюк В.В., Мазур И.П. (2003) Костная система и заболевания пародонта. ВПЦ «Экспресс», Киев: 446.
- Шидловський М.С., Маланчук В.О., Копчак А.В. (2010) Вивчення механічних характеристик кісткової тканини з урахуванням її анізотропії. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Машинобудування, 59: 34–37.
- Bergkvist G., Koh K.J., Sahlholm S. et al. (2010) Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 25(2): 321–328.
- Friberg B., Sennerby L., Roos J., Lekholm U.

Рис. 6



Визначення якості кістки згідно із запропонованою класифікацією (за механічними властивостями — жорсткість, твердість, рентгенологічна щільність) на відміну від класифікації U. Lekholm і G.A. Zarb (за архітектонікою) дозволяє врахувати неоднорідність кортикального і губчастого шару, а також оцінити біомеханічні властивості різних ділянок кістки

Рис. 7



(1995) Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. Clin. Oral Implants Res., 6(4): 213–219.

Johansson P., Strid K.G. (1994) Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 9: 279–288.

Klein R., Kramer J., Futterling S. (1997) Geometric modeling and finite element analysis of dental implants in the human mandible. In: Girod B., Niemann H., Seidel H.-P. (Eds.) 3D Image Analysis and Synthesis '97, pp. 73–80.

Lekholm U., Zarb G.A. (1985) Patient selection and preparation. In: Brånemark P.I., Zarb G.A., Al-



brektsson T. (Eds.). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing, Chicago, pp. 199–209.

**Merheb J., van Assche N., Coucke W. et al.** (2010) Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin. Oral Implants Res.*, 21(6): 612–617.

**Misch C.E.** (1999) Density of bone: Effect on surgical approach, and healing. In: Misch C.E. (Ed.). *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby-Year Book, St Louis, pp. 371–384.

**Norton M.R., Gamble C.** (2001) Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin. Oral Implants Res.*, 12(1): 79–84.

**Shapurian T., Damoulis P.D., Reiser G.M. et al.** (2006) Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 21(2): 290–297.

**Triei P., Rao W.** (1999) Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin. Oral Implants Res.*, 10(1): 1–7.

**Turkyilmaz I., Tözüm T.F., Tümer C. et al.** (2006) Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J. Oral Rehabil.*, 33(12): 881–888.

## Оценка качества костной ткани лицевого отдела черепа и классификация ее типов на основе биомеханических параметров

**В.А. Маланчук, А.В. Копчак**

**Резюме.** Физико-механические и биологические характеристики костной ткани челюстей определяют эффективность проведения

хирургических вмешательств, связанных с установкой дентальных имплантатов, фиксаторов, компрессионно-дистракционных аппаратов и т.д. В статье представлены существующие подходы к оценке качества костной ткани в области хирургического вмешательства, определены роль и место современных методов компьютерной томографии в этом процессе. Обсуждаются классификации типов кости на основе ее гистологического строения, архитектоники, рентгенологической плотности. Предложена новая классификация типов костной ткани на основе ее взаимосвязанных физико-механических характеристик (модуль упругости, твердость и рентгенологическая плотность). Представленная классификация рассматривает 7 типов костной ткани, 3 из которых относятся к губчатой, а 4 — к кортикальной кости с различными свойствами. Использование предложенных оценочных критериев и усовершенствованных методов диагностики позволяет применять такую классификацию для оценки качества костных регенератов и патологически измененной кости с аномальной архитектоникой.

**Ключевые слова:** костная ткань, лицевой отдел черепа, типы кости, биомеханика, модуль Юнга, компьютерная томография.

## Evaluation of the quality of facial bones and skull classification of its type on the basis of biomechanical parameters

**V.O. Malanchuk, O.V. Kopchak**

**Summary.** Physical, mechanical and biological characteristics of the jaw bone determine the effectiveness of surgical procedures associated with the installation of dental implants, clamps, compression-distraction apparatus, etc. The article presents the current approaches to assessing the quality of the bone tissue in the area of surgery, defines the role and place of modern methods of computer tomography in the process. We discuss the classification of bone types on the basis of its histological structure, architectonics, X-ray density. The new classification of types of bone tissue based on its interrelated physical and mechanical properties (elastic modulus, hardness and X-ray density) is proposed. Presented classification considers 7 types of bone tissue, 3 of which belong to trabecular, and 4 — to cortical bone with different properties. Using the proposed evaluation criteria and improved methods of diagnosis allows applying this classification to assess the quality of bone regenerates and pathologically transformed bone with abnormal architectonics.

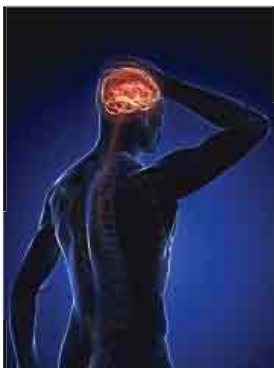
**Key words:** bone, facial skull, types of bone, biomechanics, Young's modulus, computed tomography.

**Адреса для листування:**

Маланчук Владислав Олександрович  
01004, Київ, бульв. Тараса Шевченка, 13  
Національний медичний університет  
ім. О.О. Богомольця, кафедра хірургічної  
стоматології та щелепно-лицевої хірургії

## Реферативна інформація

### Нейростимуляція може краще впливати на стан пацієнтів з мігренню



В лютому в журналі «Neurology» група учених з Бельгії опублікувала перше рандомізоване контрольоване клінічне дослідження, оцінює ефективність апаратної стимуляції трійничного нерва для лікування пацієнтів з мігренню.

В дослідженні прийняли участь 67 пацієнтів, у яких відзначалися як мінімум 2 атаки мігрени в місяць. Пацієнтів розподілили на дві групи. В 1-й групі проводили стимуляцію нерва спеціальним пристроєм «Cefaly» щодня протягом 20 хв впродовж 3 міс, во 2-й — пристроєм, який викликав подібні відчуття, але не стимулював трійничний нерв.

Згідно з результатами у пацієнтів, що пройшли активне лікування, відзначалося значиме зменшення кількості приступів мігрени в порівнянні з групою плацебо. Також в експериментальній групі зменшилося кількість препаратів, приймаємих в зв'язі з мігренню. Крім того, такі показники, як кількість пацієнтів з редукцією симптомів на  $\geq 50$  і  $\geq 25\%$  (повністю і частково відповіли на терапію) були

значимо вище в групі, що використовувала апаратну стимуляцію трійничного нерва.

По думці доктора медицини Жана Шоуна (Jean Schoenen), керівника дослідницької групи, ефективність препаратів, що застосовуються в терапії при мігрени, сильно варіює у різних пацієнтів і в загальному досягає 50%. Виходячи з цього розробка нових методів терапії цього захворювання є надзвичайно актуальною проблемою.

Одним з можливих механізмів такого сприятливого ефекту вивчаємого пристрою, по думці дослідницької групи, є те, що стимуляція трійничного нерва може змінювати активність в супраспинальних центрах, що належать до болювої (мігренозної) матриці, що, в свою чергу, збільшує поріг для виникнення мігрени.

Незважаючи на те, що це дослідження не преследувало цілі порівняння ефективності фармакотерапії та нейростимуляції, при застосуванні топірамама кількість пацієнтів, що досягли  $\geq 50\%$  редукції симптомів, становило 45% в порівнянні з 38,2% у «Cefaly». При цьому, як зазначив доктор Ж. Шоун, четверть пацієнтів припинили прийом препаратів в зв'язі з побічними ефектами, а при нейростимуляції такого не відбувалося.

**Hughes S.** (2013) Neurostimulation effective in migraine prevention. *Medscape*, Feb. 6 (<http://www.medscape.com/viewarticle/778875>).

**Schoenen J., Vandersmissen B., Jeangette S. et al.** (2013) Migraine prevention with a supraorbital transcutaneous stimulator: A randomized controlled trial. *Neurology*, Feb. 6 [Epub ahead of print].

*Віталій Безшейко*