

УДК 620.17

Т.І. Матченко, канд.техн.наук
О.І. Яворська
А.В. Зубець

АНАЛІЗ СТРУКТУРИ БІОЛОГІЧНОГО КОМПОЗИТУ КІСТКИ

Інститут транспортних технологій НАУ, e-mail: veryzhsky@mbbox.com.ua

Запропоновано на основі проведеного аналізу механічних і структурних властивостей природної кістки створення моделі композиційного матеріалу з високим модулем пружності та міцності.

Вступ

Живі тварини мають екстраординарні здібності заліковувати травмовані тканини і замінювати втрачену частину скелета [1].

Травмована кістка з'єднується і зарубцьовується, і це відбувається так якісно, що вже через рік після травми неможливо знайти місце руйнування чи пошкодження.

Зростання нової кісткової тканини – це автоматична реакція організму на будь-яку форму травми кістки.

Травмована кісткова тканина неминуче воспалюється, після цього у неї відновлюється судинна система, внаслідок чого утворюється нова кістка в місці перелому від частин надкисниці і центральної частини кістки.

У тонкостінних кістках цей процес відбувається як пряме розростання і нова кістка стає продовженням старої.

У трубчастих кістках спочатку формується модель волокнистої з'єднувальної тканини і хряща, яка сумісно з кісткою утворює складну структуру, яка має назву "кісткова мозоля". Відкриття законів та механізмів, які стимулюють цей процес, залишається невирішеним завданням фізіології лікування травм.

У разі травмування людей можуть бути пошкоджені кістки, які не підлягають самостійному відновленню. Тут доцільне розроблення штучних матеріалів, з яких можна було б виготовляти штучні кістки для заміни незворотно пошкоджених кісток під час операції.

Мета роботи – виконати аналіз навантажень на кістку, які виникають у процесі діяльності людини, та механічних і структурних властивостей природної кістки та побудувати модель композиційного матеріалу з високим тимчасовим (1 хв) модулем пружності та міцності; знайти несучі навантаження, які витримує кістка, не руйнуючись, виявляючи якості до повзучості протягом 5...10 хв; проаналізувати здатність відновлювати геометрію кістки після зняття навантаження,

заліковувати дрібні пошкодження після удару або внаслідок втоми матеріалу, а також відновлювати структуру матеріалу кістки в процесі його старіння.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Останнім часом посилюється інтерес до побудови структурних моделей того складного матеріалу, який утворюють тканини компактною кістки. Першу в цьому напрямі роботу виконував Низ, який запропонував розглядати кістку як композитний двофазний матеріал [2].

Згідно з моделлю Низа ефективна міцність композита збільшується під час стискання внаслідок заздалегідь натягнутих колагенових волокон. Друге основне припущення Низа полягає в тому, що кожний остеон (гаверсова структура) являє собою циліндричну судину, яка наповнена рідиною під тиском.

Тиск рідини призводить до розтягальних напружень у стінках судини, що підвищує загальну жорсткість системи. Якщо створити зовнішній тиск на судину, який більше за внутрішній тиск, то стінки судини стискаються. Якщо на судину діє стискальне зовнішнє навантаження по осі циліндра, то тиском рідини можна досягти стискальних радіальних та тангенціальних нормальних напружень у циліндрі гаверсової структури, які приблизно однакові порівняно зі стискальними напруженнями по осі циліндра.

Опираючись на дослідження [3], Кюрей запропонував реологічну модель, яка дозволяє моделювати миттєву пружність, післядію, релаксацію напружень, немонотонну криву деформування. Пов'язані з цим ефекти, такі, як пружний предефект, пружна післядія, повзучість, гістерезис, нелінійна залежність між напруженнями і деформаціями.

Модель Седліна містить гуковський елемент, з'єднаний послідовно із зібраними паралельно елементами Ньютона і Прандтля. У цій моделі деформація кістки залежить від швидкості деформування і часу дії навантаження, а напру-

ження – від швидкості деформування і швидкості навантаження.

Каррі у праці [3] стверджує, що якщо зразок навантажувати протягом тривалого часу і при цьому відбувається повзучість, то можна виділити три різні ефекти:

- незворотну пластичну течію;
- зменшення жорсткості матеріалу;
- не виникає пружності.

Результати досліджень показали, що кісткам характерні непружні деформації, які продовжувалися 54 доби, під час яких прогин зразка зростав на 13 % порівняно з початковим дослідженням.

Геометричну модель шарової кістки, що моделює анізотропію її властивостей, запропонував Стеч [4].

Криві деформування кістки

Модуль Юнга виміряли Еванс і Либау в дослідженнях на розтяг зразків із різних компактних частин гомілкової кістки людини [5]. Найбільші значення модуля пружності становили $19,4 \cdot 10^3$ МПа для сухих зразків і $14,8 \cdot 10^3$ МПа для вологих.

Середній модуль пружності, визначений Демпстером і Лиддикотом на розтяг дорівнює $19,3 \cdot 10^3$ МПа для сухих зразків і $12,3 \cdot 10^3$ МПа для вологих [6].

У дослідженнях на стиск сухої кістки модуль Юнга дорівнює $18,1 \cdot 10^3$ МПа і $14,4 \cdot 10^3$ МПа для вологої кістки.

Анізотропні властивості модуля Юнга для вологої гомілкової кістки людини на стиск такі: в поздовжньому напрямі $E_z = 8,9 \cdot 10^3$ МПа, в радіальному $E_r = 3,85 \cdot 10^3$ МПа і в осьовому $E_o = 4,27 \cdot 10^3$ МПа.

Результати дослідження для сухої гомілкової кістки: $E_z = 12,4 \cdot 10^3$ МПа; $E_r = 6,45 \cdot 10^3$ МПа; $E_o = 6,42 \cdot 10^3$ МПа.

У праці [7] визначено, що гомілкова кістка 14-літньої дитини має модуль Юнга $E = 22440$ МПа, а модуль зсуву $G = 5400$ МПа.

Механічні властивості кістки

Згідно з працею [8] відносна міцність на розтяг становить 100 МПа, відносна міцність на стиск – 180 МПа, модуль пружності колагену після механічного кондиціонування – 1250 МПа, неорганічний матеріал (апатит) – 75 % маси кістки, органічний матеріал – 25 % маси кістки, об'ємна частка колагену й апатиту в кістці приблизно однакові.

У праці Мака [9] було встановлено таке.

1. Після виділення з кістки органічних складових (колагену) границя міцності на стиснення

мінерального компонента кістки (апатиту) становить 30 % міцності нормальної кістки, а модуль пружності – 63 % нормальної кістки.

2. Після виділення з кістки органічних складових границя міцності на розтяг становить 5 % міцності на розтяг нормальної кістки, а модуль пружності становить 74% нормальної кістки.

3. Після виділення з кістки неорганічних складових міцність на стиснення органічного компонента становить менше 0,1 % міцності нормальної кістки, а модуль пружності на стиснення – менше 0,01 % модуля пружності нормальної кістки.

4. Після виділення з кістки неорганічних складових міцність на розтяг органічного компонента становить близько 7 % міцності на розтяг нормальної кістки, а модуль пружності на розтяг – 1 % модуля пружності на розтяг нормальної кістки. Роблячи висновки з роботи Мака [9] можна зазначити, що міцність кістки більша від суми міцностей окремих компонентів під час стиснення приблизно в 3 рази, а під час розтягання у 8 разів; модуль пружності під час стиснення і розтягання кістки більший в 1,5 рази, ніж окремо модулі неорганічних складових.

У результаті дослідження динамічних властивостей зразків гомілкової кістки людини розміром $4,5 \times 4,5 \times 6,5$ мм Мак-Елгані і Байерс визначили граничні напруження під час стиснення, поглинання енергії в процесі руйнування, модуль пружності, деформацію під час руйнування, коефіцієнт Пуассона – для швидкостей деформування в діапазоні від 10^{-3} до $1,5 \cdot 10^{-3}$ с⁻¹ [10; 11]. Результати їх досліджень показано на рис. 1, 2.

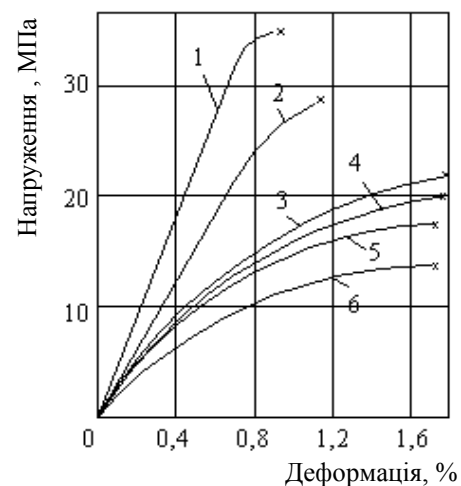


Рис. 1. Деформування зразків з гомілкової кістки людини за різних швидкостей навантаження:

1 – 1500 с⁻¹; 2 – 300 с⁻¹; 3 – 1 с⁻¹; 4 – 0,1 с⁻¹;
5 – 0,01 с⁻¹; 6 – 0,001 с⁻¹

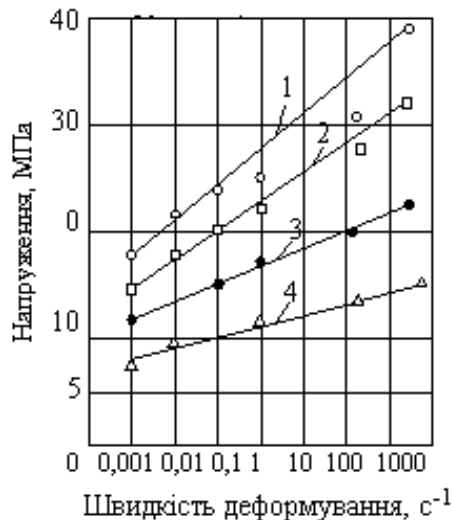


Рис. 2. Залежність граничних напружень під час стиснення від швидкості деформування для різних матеріалів:

1 – нейлон; 2 – алюміній; 3 – гомілкова кістка людини; 4 – волова гомілкова кістка

Підвищення межі руйнування з підвищенням швидкості деформування біологічного композита кістки зумовлено тим, що рідина не встигає перетекти по дрібних каналах (діаметр малих каналів остеону – близько 0,025 мм), і це підвищує тиск в прошарках остеона (в гаверсових структурах).

За малих швидкостей навантаження до 1 с⁻¹ руйнування відбувається шляхом зсуву по кінцевих поверхнях [11]. За великих швидкостей навантаження до 1500 с⁻¹, руйнування відбувається по поверхнях, що з'єднують окремі гаверсові структури, які мають форму циліндрів великої довжини і які орієнтовані вздовж осі кістки.

Модель гаверсової структури суперечить характеру руйнування, якщо склеювальний матеріал являє собою рідину, оскільки в'язкість склеювальної рідини більша за великих швидкостей деформування і характер руйнування має бути протилежним існуючому.

Суперечностей не виникає, якщо склеювальний матеріал має кристалічні ґрати, і коли тиск, або деформації перевищують граничні значення, то матеріал перетворюється рідиною.

Структура компактної речовини кістки

Кістка – це складний біологічний композит, міцність якого значно перевищує міцність складових матеріалів. Якщо, в свою чергу, складові матеріали штучного композита кістки є композиціями такої структури, як і кістка, але менших розмірів, то можна збільшити міцність композита в яку завгодно кількість разів порівняно з матеріалом складових.

Інакше кажучи, теоретично можна створити штучні композити з теоретичною міцністю і теоретичною жорсткістю.

У кістці наявні клітини різного типу, які виконують свої функції (рис. 3).

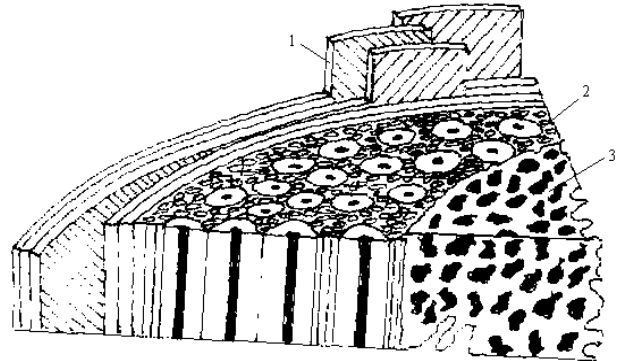


Рис. 3. Гомілкова кістка людини в розрізі:
1 – окістя; 2 – компактна речовина; 3 – губчаста речовина

В остеобластах – кісткостворювальних клітин переважають апатити (неорганічна речовина). Остеобласти мають форму прямокутних паралелепіпедів завширшки 15...20 мкм. Остеоцити – клітини кісткової тканини – оточені рідкою міжклітинною речовиною і виконують ті функції, які роблять кістку живою тканиною. На цій стадії розвиток клітин оточений порожнинами з рідиною. Остеокласти пов'язані з резорбцією кістки та являють собою дуже великі клітини з 20 ядрами.

Структурна організація кістки

Елементарною частинкою структури кістки є остеон, або гаверсова структура – нерегулярне циліндричне або вітіювате трубчасте утворення з товстими стінками і вузькими просвітами, які називають гаверсовими каналами, що заповнені рідкою речовиною [12; 13]. Циліндричні остеони зазвичай зорієнтовані в напрямі осі кістки. Стінки остеонів мають виразну шарову структуру. Тонкі прошарки містять рідку речовину. Фібрили кожного шару розміщені по спіралі відносно осі каналу. Напрямок фібрил змінюється від шару до шару. Гаверсова структура, в структурі якої міститься центральний канал, заповнений рідиною, містить велику кількість порожнин, в яких міститься рідина. Порожнини з'єднані між собою і з гаверсовими каналами за допомогою великої кількості розгалуженої системи дрібних каналів.

На рис. 4 зображено мікрофотографію компактної волової кістки, на якій видно гаверсові структури – остеони та порожнини (лагуни).

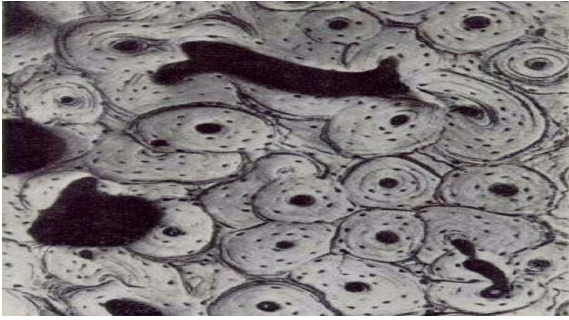
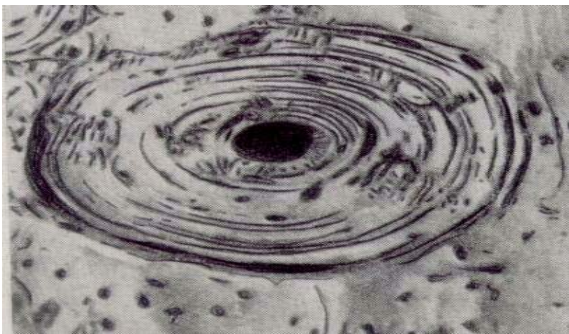
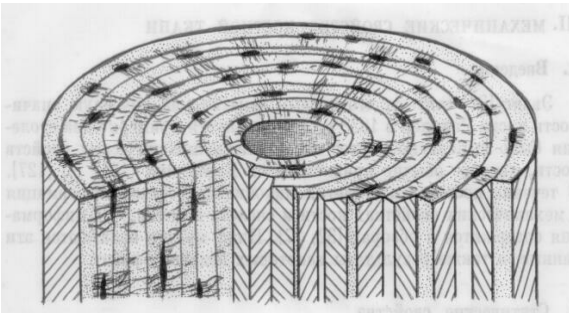


Рис. 4. Мікрофотографія компактноі волової кістки

Циліндричну шарову і тривимірну структури остеона схематично зображено на рис. 5 [13].



a



б

Рис. 5. Циліндрична шарова (*a*) і тривимірна (*б*) структура остеона

Теоретичні передумови створення високоміцного композита

За складного напруженого стану матеріалу залежність між інтенсивністю напружень σ_i і інтенсивністю деформацій ε_i для кожної точки тіла беруть такою, як залежність напружень σ_1 від деформації ε_1 у разі простого одноосного розтягання зразка з того самого матеріалу [14].

У свою чергу, інтенсивність напружень σ_i дорівнює:

$$\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}, \quad (1)$$

інтенсивність деформацій ε_i дорівнює:

$$\varepsilon_i = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2}, \quad (2)$$

де $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ – головні напруження та головні деформації.

Вираз (1) свідчить, що якщо у разі об'ємного навантаження матеріалу значення напружень $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ мало відрізняються $\sigma_1 \approx \sigma_2 \approx \sigma_3$, то за великих значень $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$, які перевищують границю міцності матеріалу, значення σ_i може бути меншим від границі міцності матеріалу і матеріал не руйнуватиметься.

Отже, композиційний матеріал повинен мати таку структуру, яка забезпечить об'ємний пружно-деформований стан з близькими значеннями $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ в кожній точці композита.

Аналіз кістки як конструкційного матеріалу

Циліндричну шарову структуру остеона, в якій декілька шарів чергуються у вигляді товстих стінок з вузькими шарами, заповненими рідиною під тиском, можна розглядати як циліндри, що знаходяться під зовнішнім та внутрішнім тиском. Якщо кістка працює на стиснення по осі z , то для забезпечення близьких значень $\sigma_z, \sigma_r, \sigma_\theta$ доцільно утворювати зовнішній тиск на циліндр за рахунок стиснення рідини в прошарках остеона. Якщо зовнішній тиск більший від внутрішнього тиску в циліндрі, то σ_r і σ_θ – напруження стиснення. За рахунок тиску в рідині можна забезпечити $\sigma_z \approx \sigma_r$.

Спіральне розшарування фібрил забезпечує підвищення деформування остеона та можливість витримувати великі швидкозмінні навантаження з великою деформацією без руйнування остеона, що дозволяє гасити енергію швидкозмінних навантажень.

Велика кількість порожнин, в яких міститься рідина і система дрібних каналів, забезпечує швидкозмінну пружність за швидкозмінних навантажень (0,5 хв) за рахунок перетікання рідини під тиском по каналах. Система біологічних «ніпелів» дозволяє керувати розподілом тиску рідини в прошарках, порожнинах та каналах за тих або тих рівнів та характеристик деформації кістки.

Теоретично гаверсова структура біологічного композита кістки дозволяє моделювати будь-яку діаграму швидкозмінного деформування та повзучості матеріалу.

Механіка відновлення первісної форми після зняття навантажень

у біологічному композиті кістки

У недеформованому стані остеона рідина в системі порожнин навколо центрального каналу знаходиться під більшим тиском, ніж рідина в каналі. Після деформування остеона об'єм порожнин зменшується і зайва рідина витискається в центральний канал остеона. Після зняття навантаження під тиском рідина з центрального каналу по дрібних каналах повертається в порожнини і прошарки, створюючи там тиск, потрібний для відновлення форми остеона і кістки в цілому.

Якщо уявити систему нирок, які завдяки електричним сигналам керують системою «ніпелів», то процес відновлення форми остеона може бути запрограмованим. Ніпелі відкривають канали та регулюють швидкість перебігу процесів деформування. Біологічний гідравлічний пристрій підтримує тиск рідкої речовини на заданому рівні.

Метод дослідження

Якщо розглядати остеон як систему концентричних циліндрів, то кожний циліндр має внутрішній радіус a та зовнішній радіус b і циліндр знаходиться під зовнішнім pb та внутрішнім тиском pa . Якщо вважати, що напруження симетричні відносно осі труби z , тоді тангенсні, радіальні нормальні напруження σ_0 і σ_r та напруження σ_z – це головні напруження. Вираз інтенсивності напружень σ_i має вигляд

$$\sigma_i = \frac{\sqrt{2}}{2} \sqrt{(\sigma_r - \sigma_0)^2 + (\sigma_0 - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2}$$

Критерій руйнування циліндра має вигляд $\sigma_i \geq [\sigma]$,

де $[\sigma]$ – критичне значення напруження на діаграмі деформування.

Якщо залежність між напруженнями та деформаціями на діаграмі деформування моделюється залежністю

$$\sigma = \left(\frac{\varepsilon}{B} \right)^{\frac{1}{n}}$$

де B – коефіцієнт; n – показник нелінійності, то пружний стан циліндра виражається залежностями:

$$\sigma_r = \frac{P_a a^{\frac{2}{n}} - P_b b^{\frac{2}{n}}}{b^{\frac{2}{n}} - a^{\frac{2}{n}}} - \frac{(P_a - P_b) a^{\frac{2}{n}} b^{\frac{2}{n}}}{\left(b^{\frac{2}{n}} - a^{\frac{2}{n}} \right) r^{\frac{2}{n}}};$$

$$\sigma_0 = \frac{P_a a^{\frac{2}{n}} - P_b b^{\frac{2}{n}}}{b^{\frac{2}{n}} - a^{\frac{2}{n}}} + \frac{2-n}{n} \frac{(P_a - P_b) a^{\frac{2}{n}} b^{\frac{2}{n}}}{\left(b^{\frac{2}{n}} - a^{\frac{2}{n}} \right) r^{\frac{2}{n}}}$$

На рис. 7 показано епюри поширення $\sigma_r, \sigma_0, \sigma_z$ за встановленої повзучості (суцільні лінії), якщо

для спрощення припустити, що зовнішнього тиску немає, $n = 3$, а відношення $b/a = 2$. Пунктирні лінії належать до пружно-миттєвої задачі.

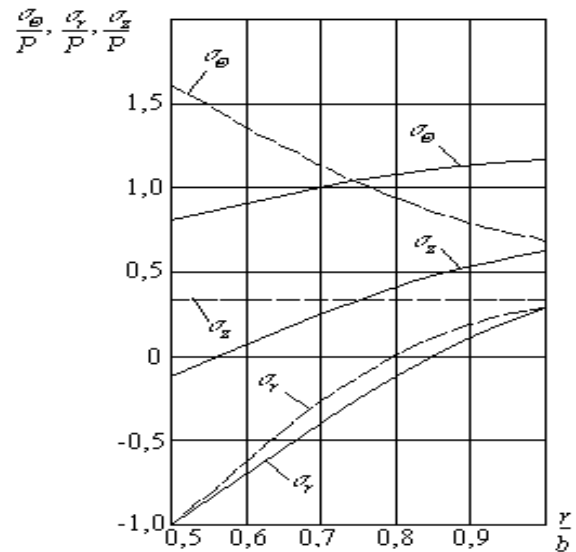


Рис. 7. Епюри поширення $\sigma_r, \sigma_0, \sigma_z$ за встановленої повзучості для випадку $n = 3$

Процес деформації будь-якого матеріалу, що розглядається в часі, дуже складний, особливо якщо це стосується складних систем, що являють собою поєднання декількох матеріалів в одну композицію для спільної роботи. Це залежить від багатьох причин, наприклад, різних температурних умов, у яких за різних швидкостей та характеру завантаження матеріал виявляє різні властивості.

Але, на жаль, для складних композиційних систем поки що невідомі конкретні закони деформації, які можна було б застосувати для досить широкого діапазону температур, напружень, швидкостей деформації, способу завантаження і т. ін.

Напрями подальших досліджень

1. Розробити конструкцію гаверсової структури композиційного матеріалу з високим значенням головних нормальних напружень за інтенсивності напружень, менших від межі пропорційності.
2. Підібрати або розробити матеріали для гаверсової структури композиційного матеріалу.
3. Розробити конструкцію штучного ніпеля для каналів гаверсової структури композиційного матеріалу.
4. Розробити конструкцію гідравлічного пристрою для підтримки необхідного тиску в каналах та прошарках гаверсової структури композиційного матеріалу.
5. Розробити нейронну систему для керування штучними ніпелями та штучними гідравлічними всмоктувачами.

6. Розробити технологію виготовлення композиційних матеріалів у вигляді гаверсових структур.

Висновки

1. Якщо розглядати кістку, як мінеральний композит, то він має найбільше відношення міцності на розтяг до міцності на стиск 10/18 порівняно з усіма іншими мінеральними композитами, в яких це відношення 1/10. Тому ці властивості композита кістки доцільно використовувати для створення міцної на розтяг кераміки, потрібної для сучасних двигунів з високим коефіцієнтом корисної дії.

2. Жива кістка – це біологічний композит, міцність якого в 3–8 разів більша від міцності складових матеріалів.

3. Гаверсова структура елементів біологічного композита кістки завдяки тиску рідини дозволяє підтримувати приблизно однакові значення головних напружень.

4. Гаверсова структура під тиском рідини дозволяє забезпечити швидкозмінну жорсткість та міцність; тривалу повзучість без руйнування; відтворення геометричної форми після зняття навантаження.

5. Моделювання гаверсової структури в штучному композиті може дозволити створювати композити, які будуть в декілька разів міцніші від матеріалів з яких вони складаються. Якщо складові, в свою чергу є композитами, то міцність штучного композита може бути у скільки завгодно разів більша від міцності первинних складових матеріалів.

Список літератури

1. *Mc Leon F.C., Urist M.R.* The physical and mechanical properties of bone // Bone University of Chicago Press, Chicago Illinois, 1961.
2. *Hirsch C., Evans F.G.* Composites with periodic microstructure // Acta Orthopaedica Scandinavica, 35, 1965. – P. 300–313.
3. *Currey I.D.* The elastic and thermo-elastic properties of composite media // Independent Explicit Biology, 43, 1965. – P. 279–292.
4. *Stech E.L.* Some fundamental aspects of biology composites fractography // Pap. N 66–HUF–3, ASME, New York, 1966.
5. *Безухов Н.И.* Основы теории упругости, пластичности и ползучести. – М.: Высш. шк., 1968. – 512 с.
6. *Dempster W.T., Liddicoat R.T.* Stiffness and strength of short fibre composites as affected by cracks and plasticity // American Institute Anat., 91, 1952. – P. 331–362.
7. *Sweeney A.W., Kroon R.P., Byers R.K.* The elastic and elastic-plastic composites // Pap. № 65 – WA/HUF–7, ASME, New York, 1965.
8. *McElhaney I.H., Byars E.F.* A self-consistent mechanics of composite materials // Pap. N 65 – WA/HUF–9, ASME, New York, 1965.
9. *Mack R.W.* Bone as biology composite // Technical Memory Biomechanics Laboratory, University of California, San Francisco, California, 1964.
10. *Sedlin E.D.* Mechanical properties of particulate biology composite // A Rheologic Model for Cortical Bone, Elanders Boktryckeri Aktiebolag, Gøteborg, 1965. – P. 1–77.
11. *McElhaney I.H., Fogle I., Byars E.F.* Elastic moduli of perfectly disordered biology composite material // Weaver G., I. Applied physiology, 19, 1964. – P. 1234–1236.
12. *Bassett C.A.* Statistical aspects of failure of fibrous materials // L. Scientific American., 213, 18–25, 1965.
13. *Evans F.G., Lebow M.I.* Variational bounds of unidirectional fibre-reinforced composites // Applied physiology, 3, 1951. – P. 563–572.
14. *Weinmann I.P., Sicher H.* Nonlinear viscoelastic analysis of a unidirectional composite material // Bone and Bones – Fundamentals of Bone Biology, Bosby, St. Louis, Miss., 1955. – P. 309–337, 494–497.

Стаття надійшла до редакції 09.03.04.

Т.И. Матченко, О.И. Яворская, А.В. Зубец

Анализ структуры биологического композита кости

Предложено на основе проведенного анализа механических и структурных свойств природной кости создать модель композиционного материала с высоким модулем упругости и прочности.

T.I. Matchenko, O.I. Yavorskaya, A.V. Zubets

The analysis of structure of a biological composite of bone.

It is offered on the basis of the carried out analysis of mechanical and structural properties of natural bone creation of model of a composite material with the high module of elasticity and durability.