

*А.С. Аврунин, Б.Е. Мельников, Л.К. Паршин,
Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков*

О ФИЗИЧЕСКОЙ ПРИРОДЕ ЖЕСТКОСТИ И ПРОЧНОСТИ КОСТНОЙ ТКАНИ

Костная ткань — биологический композит, являющийся главным компонентом элементов скелета млекопитающих, птиц, пресмыкающихся, земноводных, рыб. Кости — весьма жесткие и прочные несущие элементы организма, роль которых аналогична конструкционным элементам машин и сооружений. Одновременно с этим кости, будучи элементом живого организма, имеют высокий уровень обменных процессов, обеспечивающих перестройку их локальной архитектуры соответственно изменению вектора преобладающих нагрузок [1].

Один из основных элементов костной ткани — гидроксиапатит (вариант фосфата кальция) [2, 3]. Аналогичная минеральная структура встречается в земной коре. Это типично хрупкий материал, который, как правило, обладает пре-

делом прочности на сжатие, в несколько раз превосходящим предел прочности на растяжение [4–8]. К хрупким материалам можно отнести и костную ткань, ибо она разрушается при невысоких значениях относительной деформации в 0,5–4,5 % [8]. Однако для дальнейшего обсуждения необходимо подчеркнуть, что пределы прочности костных элементов на растяжение (55–146 МПа) и сжатие (106–215 МПа) в среднем имеют один порядок [8], а именно 133 и 205 МПа соответственно [9]. Таким образом, костная ткань существенно отличается от гидроксиапатита по механическим характеристикам прочности.

Другое существенное отличие выявляется при сравнении модулей упругости. У природного гидроксиапатита его значение (40–90, в сред-

нем 65 ГПа) в 3–5 раз превышает модуль упругости костной ткани (10–20, в среднем 15 ГПа) [8].

Вышеизложенное стало основой рассматриваемой в настоящей работе гипотезы о том, что в живой природе формируется механизм, заметно изменяющий механические свойства минерального массива, включенного в композитную костную структуру.

Целью исследований была разработка теоретически обоснованной наноуровневой модели механизма, определяющего жесткость и прочность костной ткани.

Отметим, что структура единого минерального массива костей скелета складывается в процессе синтеза костной ткани. Поэтому необходимо кратко остановиться на биологических аспектах рассматриваемой проблемы.

Биологические основы физико-механической модели

Этапность формирования костной ткани является ее принципиальной особенностью. Первоначально создается органический фибриллярный каркас, состоящий из коллагеновых и неколлагеновых белков. Этот каркас — матрица, которая определяет пространственные взаимоотношения осаждающихся на ней кристаллитов гидроксиапатита [2, 3, 10].

Структурные особенности иерархической организации кости. Коллагеновый каркас представляет собой многоуровневую, иерархически организованную конструкцию. Элементы конструкции на всех уровнях устроены винтообразно. Низший (молекулярный) уровень — это длинная винтообразная молекула. На втором уровне несколько молекул коллагена свиваются в микрофибриллу (аналогично канату) и т. д. Всего рассматриваются семь уровней организации кости [2, 3, 10]. Кристаллиты гидроксиапатита, осаждаясь на коллагеновую матрицу и в последующем объединяясь в единый минеральный монолит, повторяют всю ее винтовую иерархическую организацию [10, 11].

Особенности объединения кристаллитов гидроксиапатита. К важнейшим особенностям минеральных структур относятся следующие:

кристаллиты имеют весьма малые размеры (толщина, ширина и длина в среднем $4 \times 8 \times 14$ нм) [2, 3, 12];

кристаллиты разделены тончайшим адсорбированным на них гидратным слоем, содержащим ионы фосфата и кальция [2, 3, 12].

Необходимо подчеркнуть, что по мере минерализации органической матрицы кости кристаллиты объединяются в конгломераты. Внутри конгломерата можно выделить копланарные объединения, в которых кристаллиты соединяются “торец в торец”, “бок в бок”. Их кристаллические решетки не объединяются [10, 12]. На рис. 1 представлена идеализированная схема минерального конгломерата.

Теперь, основываясь на приведенных выше биологических особенностях структуры костной ткани, перейдем к описанию предлагаемой физико-механической модели этой структуры.

Физико-механическая модель костной ткани

Элементарный модуль модели. Рассмотрим одиночный кристаллит, окруженный только тем гидратным слоем, который адсорбирован поверхностью этого кристаллита. Толщину этой водной пленки принимаем равной t . На рис. 1 этот элементарный объем выделен штриховыми линиями, а затем показан отдельно на рис. 2.

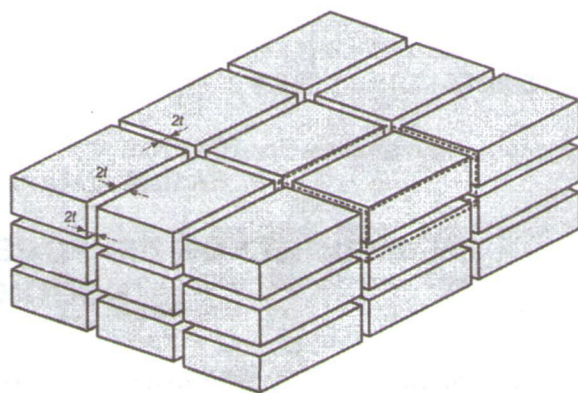


Рис. 1. Фрагмент конгломерата кристаллитов (штриховыми линиями выделен один кристаллит с адсорбированной его поверхностью гидратной пленкой; толщина пленки, разделяющей два соседних кристаллита, — $2t$)

Особенности гидратного слоя. Ионы фосфата и кальция образуют в растворе конфигурацию, которая аналогична пространственному распределению ионов в кристаллической решетке апатита. Толщина этого гидратного слоя ($2t$) составляет в среднем 1,3 нм (порядка 6–10 диаметров молекулы воды) [12]. Этот слой обеспечивает объединение отдельных кристаллитов в единый минеральный массив за счет сил адсорбции, интенсивность которых весьма велика

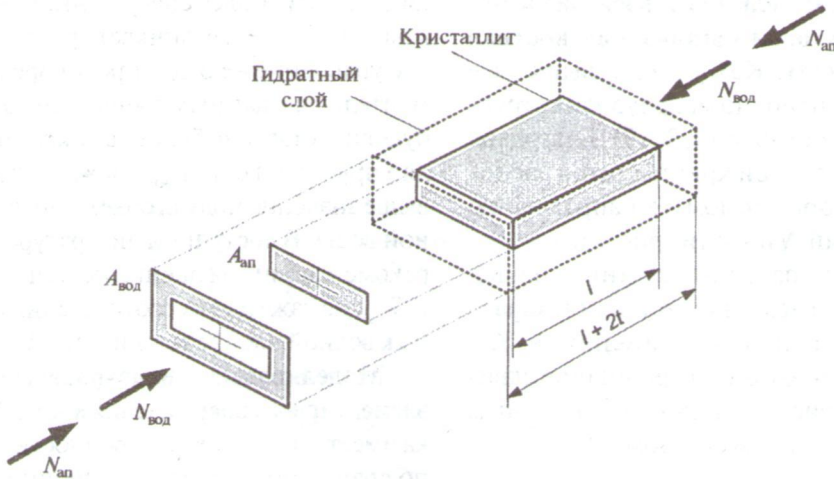


Рис. 2. Элементарный объем костной ткани ($A_{ап}$ — площадь сечения кристаллита; l — длина кристаллита; $N_{ап}$ — сила, действующая на кристаллит; $A_{вод}$ — площадь сечения продольного водного слоя; t — толщина гидратного слоя, относящегося к одному кристаллиту; $(l + 2t)$ — длина продольного водного слоя; $N_{вод}$ — сила, действующая на продольный водный слой)

благодаря указанной выше чрезвычайно малой толщине гидратной пленки [13].

Водная пленка в данной модели проявляет себя как структура с некоторыми свойствами твердого тела. Благодаря этому минеральный конгломерат не демонстрирует существенных вязких деформаций при обычных нагрузках. Поэтому выделенный элементарный объем можно рассматривать в качестве основного модуля модели, определяющей основные механические свойства костной ткани.

Сопоставление деформаций модели и эквивалентного объема костной ткани. Рассматриваемая модель представляет собой стержневую конструкцию, включающую два параллельных стержня. Основу первого стержня составляет кристаллит гидроксиапатита длиной l , с площадью сечения $A_{ап}$ и модулем упругости $E_{ап}$. Второй стержень — это своеобразная водная трубка с площадью сечения $A_{вод}$, модулем упругости $E_{вод}$ и длиной $(l + 2t)$. Первый стержень — составной: здесь следует дополнительно учесть работающую последовательно с кристаллитом поперечную водную прослойку, которая имеет длину $2t$, площадь $A_{ап}$, модуль упругости $E_{вод}$.

Продольная сила N , сжимающая (или растягивающая) оба стержня модели, может быть представлена в виде суммы сил, действующих на каждый из них:

$$N = N_{ап} + N_{вод}.$$

Приравнивая деформации первого и второго стержней под действием этих сил, находим, что силой $N_{вод}$ можно пренебречь по сравнению с силой $N_{ап}$. Поэтому для упрощения последующих выкладок примем

$$N \approx N_{ап}.$$

Составим выражение для деформации первого (составного) стержня под действием силы N [7]:

$$\Delta l = \frac{Nl}{E_{ап}A_{ап}} + \frac{N2t}{E_{вод}A_{ап}}. \quad (1)$$

К ней приравниваем деформацию эффективного (условно однородного) стержня костной ткани тех же размеров с модулем упругости $E_{кТ}$ и получим следующее соотношение:

$$\frac{Nl}{E_{ап}A_{ап}} + \frac{N2t}{E_{вод}A_{ап}} = \frac{N(l + 2t)}{E_{кТ}(A_{ап} + A_{вод})}. \quad (2)$$

Уравнение (2) удовлетворяется при подстановке в него средних значений всех параметров, известных к настоящему времени: $l = 14$ нм; $2t = 1,3$ нм [12]; $E_{кТ} = 15$ ГПа [8, 9]; $E_{ап} = 65$ ГПа [8]; $E_{вод} = 2,3$ ГПа [14]. Кроме того, используем средние значения толщины и ширины кристаллита гидроксиапатита: $a = 4$ нм, $b = 8$ нм [12]. Таким образом, согласно предлагаемой модели модуль упругости костной ткани $E_{кТ}$ в 3–5 раз (в среднем в 4 раза) меньше модуля упругости гидроксиапатита $E_{ап}$, именно за счет податливости межкристаллитных водных нанослоев в минеральном монолите.

Использование модели для объяснения влияния эффектов винтовой организации костной ткани на ее жесткость. Как указано выше, все элементы кости от нано- до макроуровня структурированы винтообразно [2, 3, 10]. Благодаря этому обстоятельству оси кристаллитов расположены под некоторым углом φ к направлению продольных усилий N в кости (рис. 3).

В результате в поперечных сечениях нашей модели возникают касательные усилия, характеризующиеся касательными напряжениями. Касательные усилия вызывают деформацию сдвига. Угол сдвига γ (рис. 4) связан с касательным напряжением τ известным образом [7]:

$$\gamma = \tau/G, \quad (3)$$

где G — модуль сдвига.

Модуль сдвига водной пленки $G_{\text{вод}}$ существенно меньше модуля сдвига гидроксиапатита $G_{\text{ап}}$. Поэтому в нашей модели можно пренебречь деформацией сдвига минерального стержня и принять во внимание лишь деформацию сдвига водной пленки. На рис. 4 абсолютная деформация этого элемента модели обозначена символом S , а ее проекция на направление продольного усилия N в кости — через Δ . Значение деформации Δ имеет один порядок с деформацией Δ' , вычисляемой по формуле (1). Следовательно, увеличивается деформация модели при одной и той же нагрузке, что означает возрастание податливости костной ткани, то есть уменьшение ее эффективного модуля упругости $E_{\text{к.т}}$. Эти соображения не учитываются приведенным выше уравнением деформаций (2). Поэтому требуется составить более сложное уравнение деформаций, соответствующее

ющее новой, более совершенной теоретической модели. Но здесь возникает другая проблема: новое уравнение не будет противоречить экспериментальным данным лишь в случае, если в него будет подставлено более высокое значение модуля упругости воды $E_{\text{вод}}$, нежели принятое нами выше значение модуля объемного сжатия свободной воды. В доступной литературе мы не нашли рекомендаций для оценки не только величин $E_{\text{вод}}$ и $G_{\text{вод}}$, но даже для их соотношения применительно к водной пленке толщиной 0,5–1,5 нм.

Моделирование наноуровневого механизма элементарного повреждения кости. Водная пленка имеет низкий предел прочности на сдвиг (срез) по сравнению с пределом прочности на отрыв. Касательное напряжение τ в водной пленке может превзойти предел прочности на сдвиг (срез). В этом случае появляется возможность перемещения одного кристаллита относительно другого по водной прослойке, что можно классифицировать как акт элементарного повреждения костной ткани.

Подчеркнем, что значение касательного напряжения τ не зависит от того, находится элемент в зоне растяжения или сжатия кости. Поэтому критическая для кости ситуация возникает тогда, когда величина τ в любом малом объеме превышает порог прочности. Именно это обстоятельство и определяет практически равную вероятность возникновения элементарных повреждений в растянутой и в сжатой области кости. В результате пределы прочности костной ткани на растяжение и сжатие оказываются мало отличающимися друг от друга. Здесь имеются в виду эксперименты, проводимые на образцах,

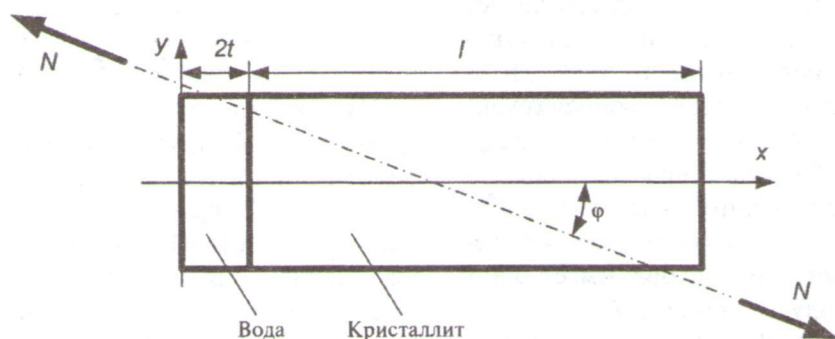


Рис. 3. Несовпадение продольной оси кристаллита с продольным усилием в кости (N — продольное усилие в локальном объеме кости, окружающем отдельный кристаллит; φ — угол несовпадения усилия N с продольной осью x кристаллита)

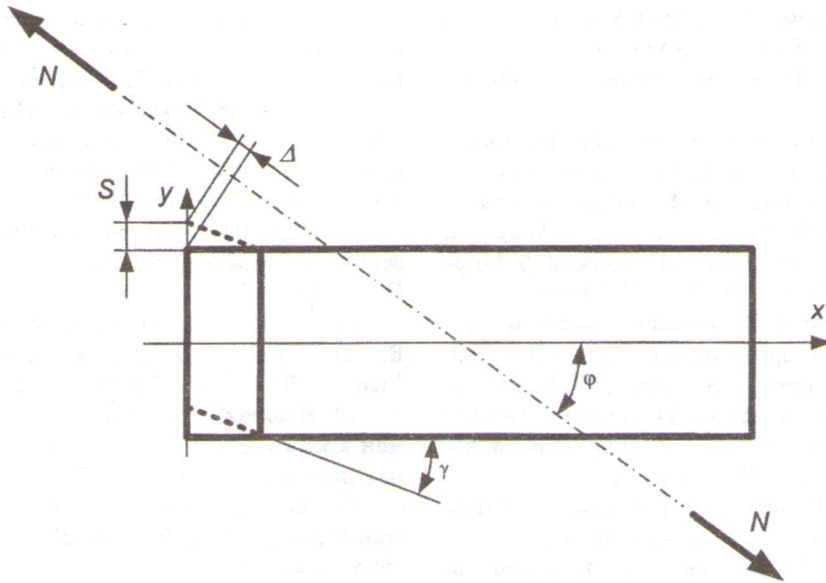


Рис. 4. Проекция абсолютного сдвига водной прослойки на направление продольного усилия в кости (φ — угол сдвига гидратного слоя; S — абсолютный сдвиг гидратного слоя; Δ — проекция абсолютного сдвига S на направление продольного усилия N в локальном объеме кости)

вырезанных из кости [8, 9]. Можно провести аналогию с равенством пределов текучести на растяжение и сжатие у металлов [7].

Моделирование наноуровневого механизма развития старческой хрупкости костей. С течением времени (при старении) в кристаллитах гидроксиапатита, а также в насыщенном растворе гидратного нанослоя происходят замены ионов фосфата на ионы карбоната [12, 15]. Несмотря на близость по химическим свойствам, такие замены оказываются неэквивалентными по силам адсорбции: они уменьшаются. Соответственно снижаются значения модуля сдвига и предела прочности на сдвиг (срез) гидратного слоя. В конечном счете это является одним из основных факторов развития хрупкости костей при старении.

Новая теоретическая модель позволяет утверждать, что гидратный слой обеспечивает:

целостность поликристаллического массива кости;

снижение в 3–5 раз модуля упругости костной ткани по сравнению с модулем упругости гидроксиапатита;

акт элементарного разрушения костной ткани при критической нагрузке;

практическое равенство пределов прочности костной ткани на сжатие и растяжение;

снижение характеристик прочности костной ткани при старении.

Высказанные выше предположения о механических свойствах гидратного слоя требуют экспериментальной проверки. Тем не менее предлагаемая модель не противоречит сведениям о структуре костной ткани и ее механических свойствах, а также основам кристаллографии, физической и коллоидной химии. Необходимость проведения экспериментов вызвана не только возникающими теоретическими проблемами, но также и тем, что данная модель может оказаться полезной при создании новых искусственных материалов для применения в медицине.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Frost, H.M. New targets for the studies of biomechanical, endocrinologic, genetic and pharmaceutical effects on bones: bone's "nephron equivalents", muscle, neuromuscular physiology [Текст] / H.M. Frost //

Journal of Musculoskeletal Research. — 2000. Vol. 4. № 2.— P. 67–84.

2. Аврунин, А.С. Лекция по остеологии. Многоуровневый характер структуры минерального

матрикса и механизмы его формирования [Текст] / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, А.Б. Аболин, И.Г. Щербак // Гений ортопедии. — 2005. — № 2. — С. 89–94.

3. **Авренин, А.С.** Уровни организации минерального матрикса костной ткани и механизмы, определяющие параметры их формирования (аналитический обзор) [Текст] / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, А.Б. Аболин, И.Г. Щербак // Морфология. — 2005. Т. 127, № 2. — С. 78–82.

4. **Турчанинов, И.А.** Комплексное исследование физических свойств горных пород [Текст] / И.А. Турчанинов, Р.В. Медведев. — Л.: Недра, 1973. — 400 с.

5. Справочник (кадастр) физических свойств горных пород [Текст] / Под ред. акад. Н.В. Мельникова. — М.: Недра, 1975. — 276 с.

6. **Стрибель, Г.** Кристаллография [Текст] / Г. Стрибель, Д.Х. Юиммер. — М.: Недра, 1987. — 276 с.

7. **Писаренко, Г.С.** Справочник по сопротивлению материалов [Текст] / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев. — Киев: Наукова думка, 1975. — 704 с.

8. **Lawson, A.C.** T.Collagen-calcium-phosphate composites [Текст] / A.C. Lawson, J. Czernuszka // Proc. Inst. Mech. Engrs. — 1998. — Vol. 212, part H. — P. 413–425.

9. **Currey, J.D.** Mechanical properties of vertebrate hard tissues [Текст] / J.D. Currey // Inst. Mech. Engrs. — 1998. — Vol. 212, part H. — P. 399–411.

10. **Денисов-Никольский, Ю.И.** Ультратрунтурная организация минерального компонента пластинчатой костной ткани у людей зрелого и старческого возраста [Текст] / Ю.И. Денисов-Никольский, Б.А. Жилкин, А.А. Докторов, И.В. Матвейчук // Морфология. — 2002. — Т. 122. Вып. 5. — С. 79–83.

11. **Gamss, B.** Bone sialoprotein [Текст] / B. Gamss, R.H. Kim, J. Sedek // Clin. Rev. Oral Biol. Med. — 1999. — Vol. 10. № 1. — P. 79–98.

12. **Ньюман, У.** Ньюман М. Минеральный обмен кости [Текст] / У. Ньюман. — М.: Иностранная литература, 1961. — 270 с.

13. **Фридрихсберг, Д.С.** Курс коллоидной химии [Текст] / Д.С. Фридрихсберг. — СПб.: Химия, 1995. — 400 с.

14. **Физические величины: справочник** [Текст] / Под ред. И.С. Григорьева и Е.З. Мейлихова. — М.: Энергоатомиздат, 1991. — 1232 с.

15. **Докторов, А.А.** Структурная организация минеральной фазы костной ткани [Текст] / А.А. Докторов // Биомедицинские технологии. — 1999. В. 12. — С. 42–52.