

## НАНОУРОВНЕВЫЙ МЕХАНИЗМ ЖЕСТКОСТИ И ПРОЧНОСТИ КОСТИ

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

\*ФГУ «Российский ордена Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р. Р. Вредена Росмедтехнологий», директор – д. м. н. профессор Р. М. Тихилов

\*\*Санкт-Петербургский государственный политехнический университет, кафедра сопротивления материалов, заведующий кафедрой – д. т. н. профессор Б. Е. Мельников Санкт-Петербург

### Введение

В остеологии в целом, и в частности в травматологии и ортопедии, механическим свойствам различных локусов скелета посвящено значительное число как теоретических, так и клинических исследований. На их основе предложены биомеханические концепции адаптации архитектуры скелета к изменяющимся условиям механической среды, что позволяет решать не только экспериментально-теоретические, но и клинические задачи. В разделе биомеханики, рассматривающей жесткость и прочность костных структур, доминирует теория J. D. Currey, разработанная в отделе зоологии Оксфордского университета [14].

**Концепция J. D. Currey [13].** Согласно его представлениям, кость является двухфазным материалом, подобным фиброглассу, где смола – аналог коллагена, а стекловолокно – апатита. J. D. Currey подчеркивает, что двухфазные материалы могут функционировать эффективно при наличии устойчивой связи между волокнами и матрицей, добавляя при этом, что на момент создания модели характер связей между коллагеном и апатитом не был до конца ясен. Автор, понимая, что это слабое место гипотезы, рассматривает два возможных механизма взаимодействия волокон коллагена и кристаллитов гидроксиапатита. В первом случае – это водородные связи, во втором – связь осуществляется мукополисахаридами, действующими как цемент между коллагеном и минералом. Здесь существенным, с нашей точки зрения, является утверждение J. D. Currey о том, что любая теория требует очень сильных связей между этими двумя компонентами, иначе модуль упругости кости не будет значительно отличаться от его значений у фибрилл коллагена.

В последние десятилетия детализированы не только характер и пространственная организация связей между органическими и минераль-

ными структурами, но и особенности их иерархического построения [1, 2]. Эти данные, с одной стороны, позволяют говорить о несоответствии модели J. D. Currey современным представлениям, а с другой, создать на современной основе модель, определяющую механические свойства костной ткани.

**Цель:** разработать общую концепцию базисной наноразмерной модели механизма, обеспечивающего жесткость и прочность кости на макроуровне.

### Теоретико-экспериментальная основа физико-механической модели

Для осуществления этой цели должны быть выполнены следующие условия, регламентирующие структуру модели:

1) отношение модуля упругости  $E_{кт}$  костной ткани к модулю упругости  $E_{ап}$  гидроксиапатита должно соответствовать экспериментальным данным, представленным в литературе;

2) механизм, определяющий жесткость кости, должен являться элементом механизма повреждения костных структур на наноразмере.

### Результаты исследования модуля упругости

Для костной ткани, образующей компактное вещество у человека, модуль упругости  $E_{кт}$  колеблется от 4 до 20 ГПа (в среднем 14 ГПа) [13] или от 10 до 22 ГПа (в среднем 16 ГПа) [15], что практически одно и то же. У гидроксиапатита этот показатель значительно выше: от 40 до 90 ГПа [15] или 114,2 ГПа [9], а у «зелено-синего» апатита от 54 до 62 ГПа [7]. Таким образом, приведенные значения модулей упругости для каждого объекта являются величинами одного порядка, и их отношение, если ориентироваться на данные А. С. Lawson и J. T. Czernuszka [15], составляет:  $E_{кт}/E_{ап} = 0,18-0,30$ .

Модуль упругости коллагена  $E_{кол}$  колеблется от 0,01 до 0,57 ГПа [15], то есть на два порядка ниже  $E_{ап}$ . Это позволяет утверждать, что при оди-

наковых деформациях минерального и органического компонентов в последнем напряжения составляют 1% (и менее) от уровня в минеральном матриксе. Следовательно, коллаген даже теоретически не может обеспечить наблюдаемую жёсткость кости, и она определяется только минеральным компонентом с учетом особенностей его иерархической структурной организации.

*Иерархическая организация минерального матрикса* имеет четырёхуровневую структуру [1, 2]: 1) внутренняя структура минерала; 2) морфология минерала; 3) копланарное объединение минералов; 4) макроструктурное объединение минералов в единый комплекс внутри каждого костного органа.

Образование этой структуры начинается с нуклеации, где основным нуклеатором является костный сиалопротеин [12]. Жесткая фиксация этого фосфопротеина в органическом матриксе, в том числе на коллагене – условие, обеспечивающее необходимую пространственную направленность формирования минерала по его осям (длина, ширина, толщина). В результате строго детерминируется пространственная интеграция минералов в структуре третичного и четвертичного уровней организации. Таким образом, пространственная организация минерального матрикса на этих уровнях соответствует структурным особенностям органического матрикса [1, 2].

Размеры кристаллитов крайне малы, и их величины близки не только у разных организмов, но и при формировании *in vitro*. Ширина колеблется от 7,0 до 15,8 нм, длина от 13,0 до 37,3 нм и толщина от 1,5 до 4,0 нм [1, 2]. Кристаллиты соединяются конец в конец или бок в бок, создавая копланарные структуры. Для последующего обсуждения и разработки физико-механической модели крайне важным является тот факт, что полного слияния кристаллических решеток, расположенных рядом кристаллитов, не происходит. Между ними сохраняется водная пленка [1, 2, 4, 6].

Минералы располагаются в основном веществе внефибрилярно и внутрифибрилярно. В межфибрилярных пространствах копланарные объединения кристаллитов, прилегающие к коллагеновым фибриллам, окружают их, формируя манжетки, и контактируют с внутрифибрилярными минеральными образованиями. В отдалении от коллагеновых фибрилл кристаллические объединения образуют конгломераты, в которых они ориентированы в одном направлении. По отношению друг к другу эти конгломераты расположены под разными углами. Внутрифибрилярные объединения кристаллитов представлены рядом параллельных, спирально закрученных пластов [1, 2, 4].

Для дальнейших рассуждений выделим и вышеперечисленного следующие основополагающие факты:

1) кристаллиты гидроксипатита имеют крайне малый размер;

2) каждый кристаллит жёстко связывает та называемую структурированную воду, то есть ультратонкую водную оболочку (содержащую ионы фосфата и кальция) [6];

3) эта водная плёнка обеспечивает соединение кристаллитов между собой;

4) все структуры, начиная с надмолекулярного уровня, имеют винтовую (спиральную) организацию;

5) минеральный матрикс повторяет винтовую структуру органического.

В заключение теоретико-экспериментального обоснования модели следует указать, что она должна не только удовлетворительно описать снижение модуля упругости  $E_{кр}$  по сравнению с модулем упругости  $E_{ан}$  и учитывать наличие структурированной воды, но и одновременно давать теоретически обоснованную оценку  $E_{вод}$  модуля упругости  $E_{вод}$ .

#### **Общие характеристики элементов физико-механической модели**

*Гидратный слой*, покрывающий каждый кристаллит, – это насыщенный водный раствор ионов фосфата и кальция, которые структурированы в соответствии с распределением этих элементов в поверхностном слое минерала [6]. Обозначим толщину этого слоя  $t$  (рис. 1). Каждый из двух рядом расположенных кристаллитов окружен своим гидратным слоем. Поэтому толщина водной плёнки, их разделяющей, составляет  $2t$  или 1,3 нм, что соответствует 6-11 размерам молекул воды [6].

Гидратный слой, жестко сцепленный с кристаллитами, представляет собой слой адсорбента на поверхности адсорбента. В этих условиях минимум один слой любого адсорбата остается неподвижным при внешнем механическом воздействии. В водной пленке имеется несколько подобных слоев, так как молекулы воды, обладая существенным дипольным моментом, выстраиваются «в цепочки» под действием электрического поля краевых ионов кристаллита (адсорбента). Это структурирование дополнительно стимулируется тем, что водный раствор насыщен ионами фосфата и кальция, одноименными ионами кристаллической решетки адсорбента. Итоге структура, формирующаяся в водном растворе, имеет много общего с кристаллитом и своим механическим свойствам приближается к твердому телу. Экспериментально показано, что сорбция приводит к увеличению плотности жидкости на 10% и более в слоях толщиной 3 –

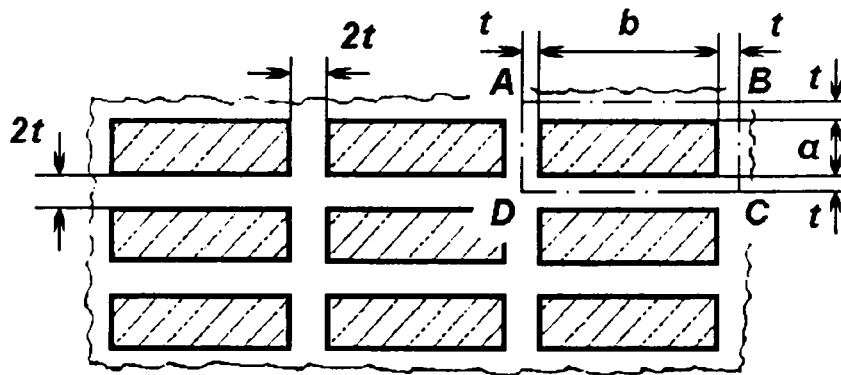


Рис. 1. Схематическая организация минерального матрикса на уровне отдельных кристаллитов с учетом структурированной воды:  $t$  – толщина слоя жестко связанной структурированной воды вокруг одного кристаллита;  $2t$  – расстояние между двумя кристаллитами;  $a, b$  – толщина и ширина кристаллита соответственно; ABCD – фрагмент, являющийся структурной основой механической модели.

молекулярных диаметров. Это свидетельствует о весьма высоком уровне межмолекулярного взаимного притяжения. Именно эти силы определяют немалую прочность на растяжение, присущую данному водному слою [11]. Таким образом, водный раствор ионов фосфата и кальция, находящийся между кристаллитами, ведет себя не только как твердое тело, но и демонстрирует отчетливое сопротивление отрыву как между собственными частицами, так и между кристаллитом и водной пленкой.

«Пористость» костных структур как термин в настоящей работе имеет несколько отличный от общепринятого смысл, так как рассматривается с точки зрения механики. В этом случае для оценки механической пористости весь объем кости разделяется на две части. Первая вбирает в себя жесткую минеральную составляющую, вторая объединяет остальные компоненты, которые не оказывают существенного влияния на механические свойства и поэтому в данном контексте определены как «поры».

При оценке степени пористости исходим из того, что доля минерального компонента (зола) составляет в костной ткани около 50% по массе, то есть в 1 кг кости имеем 0,5 кг минерального компонента и 0,5 кг – органического компонента и воды. Относительная плотность  $\gamma$  гидроксиапатита находится в пределах 3,0-3,2 [5, 8], плотность коллагена примем равной плотности воды, то есть 1,0. Соответственно 0,5 кг минерала имеет объем  $0,5/3,2 = 0,156$  л, 0,5 кг органики и воды – 0,5 л, а суммарно органика, вода и минерал дают 0,656 л. Исходя из этого, объемная доля минерала составляет  $(0,156/0,656) \cdot 100 = 24\%$ .

Отношение объема гидратного слоя к объему кристаллита составляет 1,9 [6]. Как показано выше, относительный объем минерального ком-

понента соответствует 24%, и, следовательно, относительный объем гидратных слоев –  $24\% \cdot 1,9 = 46\%$ . Таким образом, минерал и связанная с ним вода занимают  $24\% + 46\% = 70\%$  объема костной ткани. Оставшиеся 30% объема приходятся на свободную воду, органические структуры и связанную с ними воду и с механической точки зрения в настоящем исследовании рассматриваются как «пористость».

С учетом *двухфазной* механической модели J.D. Currey [13] и того факта, что объемное содержание минерала и жестко связанной с ним воды в костной ткани равняется 70%, величина  $E_{кт}$  должна быть на уровне 70% от значения  $E_{ан}$ . Согласно же представленным выше экспериментальным данным, отношение упомянутых модулей упругости находится в пределах от 18% до 30%. Последнее легко объяснимо дополнительной податливостью водных прослоек, входящих в состав минерального «монолита». Рассмотрим этот вопрос более подробно на основе *трехфазной* механической модели костной ткани, представленной минеральным компонентом, структурированной водой и механическими порами. Первые две фазы воспринимают механическую нагрузку, третья остаётся практически ненагруженной.

#### Описание модели

Для дальнейших расчетов, исходя из параметров, описанных выше, примем следующие размеры кристаллитов, имеющих форму прямоугольного параллелепипеда: толщина ( $a$ ) – 4 нм, ширина ( $b$ ) – 8 нм, длина ( $l$ ) – 14 нм. Первоначально рассмотрим вариант, при котором все кристаллиты располагаются правильными рядами (см. рис. 1) при толщине водной пленки между ними  $2t = 1,3$  нм. Локус ABCD, включающий в себя один кристаллит с окружающей его вод-

ной плёнкой, является наноуровневой структурой.

Продольная сила  $N$  сжимает или растягивает рассматриваемый локус (рис. 2). Исходя из гипотезы, что в этом элементарном локусе водная пленка ведёт себя подобно твёрдому телу со специфическими механическими свойствами и меньшим модулем упругости чем  $E_{ап}$ , рассмотрим механическую стержневую модель, состоящую из двух параллельных стержней. Первый сформирован водной пленкой и представляет собой трубку прямоугольного сечения с площадью  $A_{вод}$  и длиной  $l+2t$ . Внутри этой трубки расположен второй стержень (с площадью сечения  $A_{ап}$ ), который состоит из двух последовательных участков, первый длиной  $l$  – кристаллит гидроксиапатита с модулем упругости  $E_{ап}$  и второй – водная прослойка длиной  $2t$  с модулем упругости  $E_{вод}$ . Здесь две водные плёнки, относящиеся к торцевым поверхностям, условно сведены в один слой удвоенной толщины  $2t$  (рис. 2б).

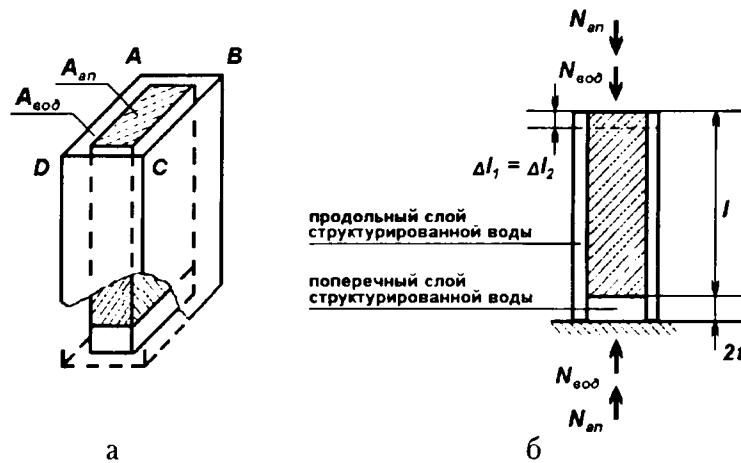


Рис. 2. Фрагмент ABCD, представляющий единичный кристаллит, окруженный структурированной водой: а – аксонометрическая проекция; б – продольное сечение:  $l$  – длина кристаллита;  $\Delta l_1$  – деформация продольной водной пленки;  $\Delta l_2$  – суммарная деформация кристаллита и поперечной водной пленки;  $N_{вод}$  – продольная сила, деформирующая воду, расположенную в продольном направлении;  $N_{ап}$  – продольная сила, деформирующая минерал и воду, расположенную в поперечном направлении;  $A_{ап}$  – площадь поперечного сечения кристаллита;  $A_{вод}$  – площадь поперечного сечения продольной водной пленки.

Продольная сила  $N$  раскладывается на две составляющие  $N_{вод}$  и  $N_{ап}$ , (см. рис. 2б):

$$N = N_{вод} + N_{ап} \quad (1).$$

Сила  $N_{вод}$  деформирует водный столбик (водную трубку), сила  $N_{ап}$  – внутренний составной стержень.

Под действием силы  $N$  первый и второй стержни деформируются совместно, одинаково изменяя свою длину (см. рис. 2б):

$$\Delta l_1 = \Delta l_2 \quad (2).$$

Для дальнейших расчетов предположим, что модуль упругости водной плёнки  $E_{вод}$  соответ-

ствует модулю объёмного сжатия воды  $K$  при 40С и атмосферном давлении:  $E_{вод} = K = 2,3$  ГПа [10]. В этом случае  $E_{вод}$  меньше модуля  $E_{ап}$  в 20 – 40 раз. Исходя из формулы (2), получаем путём несложных выкладок, что сила  $N_{ап}$  превосходит силу  $N_{вод}$  более чем на порядок. Это позволяет пренебречь последней и для упрощения дальнейших рассуждений принять равной нулю.

Величина  $\Delta l_2$  представляет собой сумму деформаций стержня, состоящего из минерала и поперечной прослойки воды. Так как они соединены последовательно, то силы, действующие на них, одинаковы, как одинаковы и их площади сечения. Следовательно, исходя из закона Гука [3], получаем:

$$\Delta l_2 = N_{ап} l / (E_{ап} A_{ап}) + N_{ап} (2t) / (E_{вод} A_{ап}) \quad (3).$$

В связи с тем, что мы пренебрегли силой  $N_{вод}$ , имеем  $N_{ап} = N$ . В этом случае формула (3) принимает вид:

$$\Delta l_2 = N l / (E_{ап} A_{ап}) + N (2t) / (E_{вод} A_{ап}) \quad (4).$$

При экспериментальной оценке  $E_{кт}$  костная ткань рассматривается в виде гомогенной структуры. В этом случае закон Гука для элементарного локуса записывается следующим образом:

$$\Delta l = (N / E_{кт}) ((l+2t) / (A_{вод} + A_{ап})) \quad (5).$$

Согласно условию совместности деформаций (2) имеем  $\Delta l = \Delta l_2$ . Исходя из этого, приравниваем выражения (4) и (5) и, проведя преобразования, найдем выражение для расчета модуля упругости водной плёнки:

$$E_{вод} = E_{кт} (2t / (l+2t)) ((A_{вод} + A_{ап}) / A_{ап}) (1/C) \quad (6).$$

где:

$$C = 1 - (E_{кт}/E_{ан})(l/(l+2t))((A_{вод} + A_{ан})/A_{ан}). \quad (7).$$

Вычислим значения площадей поперечного сечения центрального стержня ( $A_{ан}$ ) и окружающей его трубки ( $A_{вод}$ ):

$$A_{ан} = ab = 4 \times 8 = 32 \text{ нм}^2,$$

$$A_{вод} = (2t + b)(2t + a) - A_{ан} = (1,3 + 8)(1,3 + 4) - 32 = 17,3 \text{ нм}^2.$$

Подставляя полученные значения площадей в формулы (6) и (7), находим:

$$C = 1 - 1,54(E_{кт}/E_{ан})(l/(l+2t)), \quad (8).$$

$$E_{вод} = 1,54E_{кт}(2t/(l+2t))(1/C). \quad (9).$$

Далее с учетом значений  $2t = 1,3 \text{ нм}$  и  $l = 14 \text{ нм}$  формулы (8) и (9) принимают вид:

$$C = 1 - 1,409(E_{кт}/E_{ан}), \quad (10),$$

$$E_{вод} = 0,131E_{кт}(1/C). \quad (11).$$

Как показано выше, отношение  $E_{кт}/E_{ан}$  находится в пределах от 0,18 до 0,30 или в среднем 0,24. Подставляя это значение в формулы (10) и (11), получаем:

$$C = 1 - 1,409 \times 0,24 = 0,662,$$

$$E_{вод} = 0,131E_{кт}(1/0,662) = 0,198E_{кт}.$$

Как уже говорилось, что  $E_{кт}$  составляет около 15 ГПа. Следовательно, модуль упругости ультратонкой водной плёнки составляет:

$$E_{вод} = 0,195 \times 15 = 2,97 \text{ ГПа}.$$

Это в 1,29 раза выше значения модуля объёмного сжатия  $K$  воды, показанного выше.

Таким образом, на основании приведенных теоретико-экспериментальных исследований дана обоснованная оценка модуля упругости  $E_{вод}$ . С одной стороны, она не противоречит современным представлениям физики наноструктур, а с другой, теоретически обосновывает снижение модуля упругости костной ткани по сравнению с модулем упругости гидроксипатита до величин, существенно превышающих модуль упругости органического матрикса. Следовательно, предлагаемая трёхфазная модель удовлетворительно объясняет снижение модуля упругости  $E_{кт}$  костной ткани в 3 – 5 раз по сравнению с модулем упругости  $E_{ан}$  гидроксипатита, что обеспечивает выполнение первого регламентирующего условия.

**Жёсткость костной ткани и винтовые структуры.** Винтообразная иерархическая организация минерального матрикса создает условия, при которых продольное направление рассматриваемого выше элементарного локуса костной ткани не всегда совпадает с направлением господствующих растягивающих (сжимающих) усилий. В результате возникают касательные (сдвиговые) напряжения  $\tau$ , направленные вдоль поперечной водной плёнки (рис. 3 и 4). В зависимости от угла  $\phi$  касательные напряжения могут варьировать.

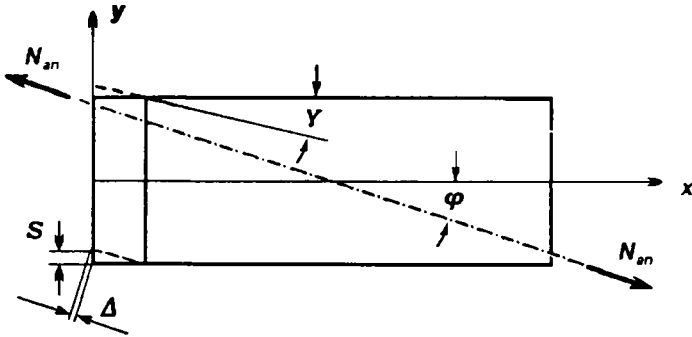


Рис. 3. Схематическое изображение возникновения дополнительных продольных деформаций в результате сдвига по водной прослойке:  $N_{ан}$  – внешняя нагрузка;  $\phi$  – угол несоответствия продольной оси ( $x$ ) кристаллита и направления действия силы;  $\gamma$  – угол сдвига;  $S$  – абсолютный сдвиг;  $\Delta$  – проекция абсолютного сдвига по направлению внешней нагрузки;  $y$  – поперечная ось.

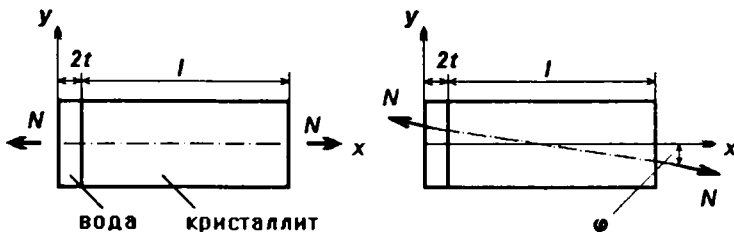


Рис. 4. Схематическое изображение двух вариантов направления действия нагрузки по отношению к продольной оси кристаллита: а – направление действующей силы совпадает с продольной осью кристаллита; б – направление действующей силы не совпадает с продольной осью кристаллита;  $l$  – длина кристаллита;  $2t$  – толщина водной плёнки;  $N$  – внешняя нагрузка;  $\phi$  – угол несоответствия продольной оси ( $x$ ) кристаллита и направления действия силы;  $y$  – поперечная ось.

При наличии касательных напряжений  $\tau$  прямоугольный элемент деформируется путём искажения прямых углов (см. рис. 3). Соответствующий угол искажения  $\gamma$  принято называть углом сдвига. Величины  $\tau$  и  $\gamma$  связаны законом Гука:

$$\gamma = \tau/G. \quad (12).$$

Здесь  $G$  – модуль сдвига, который всегда существенно меньше модуля упругости  $E$ , и поэтому проекция абсолютного сдвига на направление господствующей растягивающей (сжимающей) силы становится значимой. Эта проекция на рисунке 3 обозначена символом  $\Delta$ .

Проекцию деформации  $\Delta$  на направлении  $N$  следует складывать с аналогичной проекцией  $\Delta'$  деформации поперечной водной пленки, которая была учтена выше как фрагмент уравнения (4):  $N(2t)/(E_{вод} A_{ан})$ . Он определялся нормальными напряжениями  $\sigma$ . Возрастающую суммарную деформацию  $\Delta + \Delta'$  следует считать причиной еще большего увеличения податливости модели (т. е. костных структур) в направлении господствующих сил  $N$ .

В этих обстоятельствах по-новому представляется роль винтовых (спиральных) структур в кости. Именно подобная структурная организация обеспечивает деформацию сдвига в водных плёнках и увеличивает податливость костной ткани. Это, в свою очередь, увеличивает производительность конвективного движения жидкости в канальцевой системе, то есть улучшает процесс поступления питательных веществ к остеонам и удаления от них шлаков.

*Инициация первичных локальных разрушений структуры минерального матрикса на наноуровне при изменении условий нагрузки.* Для понимания механизмов инициации формирования повреждений на наноуровне вернемся к рисунку 4. Здесь нет продольного водного слоя, потому что он практически не оказывает влияния на ход процессов деформирования в поперечной водной плёнке.

На схеме (см. рис. 4а) внешняя сила  $N$  приложена к модели строго по её продольной оси  $x$ . В подобной ситуации возникающая по поперечному сечению внутренняя сила равна и параллельна внешней силе и направлена по нормали (перпендикулярно) к поперечному сечению. Степень воздействия внутренней силы характеризуется интенсивностью (силой, приходящейся на единицу площади), то есть напряжением. В данном случае это нормальное напряжение  $\sigma$ , которое рассчитывается по формуле [3]:

$$\sigma = N/A_{ан}. \quad (13).$$

В связи с тем, что костные структуры работают не только на сжатие, но и на растяжение, необходимо отметить, с учетом сказанного о свойствах гидратного слоя, располагающегося между двумя кристаллитами, что он оказывает

высокое сопротивление отрыву. Принципиально другая ситуация складывается при действии внешних сил под углом  $\phi$  к продольной оси кристаллита (см. рис. 4б). Здесь в поперечном сечении стержня возникают, как уже говорилось, помимо нормальных напряжений  $\sigma$  касательные напряжения  $t$ . Между ними устанавливается следующая зависимость [3]:

$$\tau = 0,5\sigma \sin 2\phi. \quad (14).$$

Это крайне важно, так как в результате винтовой иерархической организации костных структур при любом направлении нагрузки значительная часть кристаллитов находится в углах, иллюстрируемых схемой 4б. Именно эта особенность организации объясняет, почему угол  $\phi$  может достигать 10-20°, а в отдельных случаях 40° и более. Поскольку водная прослойка сопротивляется срезу под действием касательных напряжений значительно слабее, чем отрыву под действием нормальных напряжений, существует высокая вероятность локального возникновения критических ситуаций, при которых происходят элементарные акты повреждения в виде среза по водным прослойкам.

По мере роста нагрузки эти повреждения сначала возникают лишь в тех локусах, где угол  $\phi$  максимален. В результате нарушается локальная целостность единого минерального массива и происходит уменьшение эффективной с механической точки зрения площади поперечного сечения кости. Это немедленно ведёт к возрастанию среднего уровня напряжений в костной ткани, что повышает опасность дальнейших повреждений. Кроме этого, вблизи поврежденных искривляются траектории господствующих растягивающих и сжимающих напряжений. Это в свою очередь, в отдельных локусах приводит к дальнейшему увеличению угла  $\phi$  (см. рис. 4), есть критичность ситуации обостряется. Таким образом, можно утверждать, что один и тот же механизм, определяющий жесткость костных структур, при определенных условиях лежит в основе инициации повреждений этих же структур на наноуровне.

## Выводы

1. Согласно разработанной наноуровневой модели, гидратный слой воды, обволакивающий кристаллы гидроксиапатита в костной ткани лежит в основе механизма, определяющего жесткость и прочность костных структур в физических условиях.

2. Предлагаемая трехфазная модель предполагает, что этот же механизм лежит в основе инициации разрушения костных структур на наноуровне при изменении характера нагрузки.

3. Разработанная трехфазная модель элементарного локуса костной ткани на наноуровне удовлетворительно описывает связь между модулем упругости гидроксиапатита и модулем упругости костной ткани на макроуровне.

4. Гидратный слой воды способен воспринимать не только сжимающие и растягивающие усилия, но и усилия сдвига. В этих обстоятельствах трёхфазная модель элементарного локуса обеспечивает понимание условий разрушения костной ткани на самом низком иерархическом (молекулярном) уровне путём среза по гидратному слою.

5. Рассматриваемая трёхфазная модель костной ткани объясняет необходимость существования винтовых (спиральных) структур в костях в качестве оптимизации функционирования конвекционного механизма движения жидкости в канальцевой системе.

6. Трёхфазная модель указывает на теоретические предпосылки создания новых конструкционных материалов с особенностями строения на наноуровне.

## Литература

1. Аврунин, А.С. Лекция по остеологии. Многоуровневый характер структуры минерального матрикса и механизмы его формирования / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, А.Б. Аболин, И.Г. Щербак // Гений ортопедии. — 2005. — № 2. — С. 89-94.
2. Аврунин, А.С. Уровни организации минерального матрикса костной ткани и механизмы, определяющие параметры их формирования (аналитический обзор) / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, А.Б. Аболин, И.Г. Щербак // Морфология. — 2005. — Т. 127, № 2. — С. 78-82.
3. Беляев, Н.М. Соппротивление материалов / Н.М. Беляев. — 15-е изд. — М.: Наука, 1976. — 608 с.
4. Денисов-Никольский, Ю.И. Ультраструктурная организация минерального компонента пластинчатой костной ткани у людей зрелого и старческого возраста / Ю.И. Денисов-Никольский, Б.А. Жилкин, А.А. Докторов, И.В. Матвейчук // Морфология. — 2002. — Т. 122, вып. 5. — С. 79-83.
5. Матвейчук, И.В. Изучение особенностей морфогенеза в условиях изменённой функциональной нагрузки и его прикладное значение / И.В. Матвейчук, Ю.И. Денисов-Никольский, А.А. Докторов // Труды научно-исследовательского и учебно-методического Центра биомедицинских технологий ВИЛАР. — Москва, 1999. — Вып. 12. — С. 56-70.
6. Ньюман, У. Минеральный обмен кости / У. Ньюман, М. Ньюман. — М.: Изд-во иностранной литературы, 1961. — 270 с.
7. Справочник (кадастр) физических свойств горных пород / Под ред. акад. Н.В. Мельникова. — М.: Недра, 1975. — 276 с.
8. Стрюбель, Г. Кристаллография / Г. Стрюбель, Д.Х. Юыммер. — М.: Недра, 1987. — 268 с.
9. Турчанинов, И.А. Комплексное исследование физических свойств горных пород / И.А. Турчанинов, Р.В. Медведев. — Л.: Недра, 1973. — 124 с.
10. Физические величины: справочник / под ред. И.С. Григорьева, Е.З. Мейлихова. — М.: Энергоатомиздат, 1991. — 1232 с.
11. Фридрихсберг, Д.С. Курс коллоидной химии / Д.С. Фридрихсберг. — СПб.: Химия, 1995. — 400 с.
12. Gamss, B. Bone sialoprotein / B. Gamss, R.H. Kim, J. Sedek // Clin. Rev. Oral. Biol. Med. — 1999. — Vol. 10, N 1. — P. 79-98.
13. Currey, J. D. Three analogies to explain the mechanical properties of bone / J. D. Currey // Biorheologi. — 1964. — Vol. 2. — P. 1-10.
14. Currey, J. D. Mechanical properties of vertebrate hard tissues / J. D. Currey // Proc. Inst. Mech. Engrs. — 1998. — Vol. 212, part H. — P. 399-411.
15. Lawson, A. C. Collagen-calcium-phosphate composites / A. C. Lawson, J. T. Czernuszka // Proc. Inst. Mech. Engrs. — 1998. — Vol. 212, part H. — P. 413-425.