

УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ СТРУКТУРЫ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

В.М. Тверье*, Е.Ю. Симановская**, А.Н. Еловикова**, Ю.И. Няшин*, А.А. Киченко*

*Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский пр., 29, e-mail: nyashin@pstu.ru

**Кафедра детской стоматологии и ортодонтии Пермской государственной медицинской академии им. академика Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. В работе рассмотрено влияние изменяющегося биомеханического давления на форму нижней челюсти. Показано, что структура костных тканей зубочелюстной системы реагирует на измененные условия нагружения как при функциональной травме, так и при заболевании пародонта. Изучены возрастные изменения трабекулярной и компактной костных тканей тела нижней челюсти, определяемые биомеханическим давлением. Для количественного описания структуры трабекулярной костной ткани использован тензор структуры (*fabric tensor*) \mathbf{N} . Приведен пример его построения. Сделан вывод о необходимости формулирования кинетического уравнения для тензора \mathbf{N} при постановке краевых задач биомеханики зубочелюстной системы.

Ключевые слова: зубочелюстная система человека, жевательный аппарат, биомеханическое давление, нижняя челюсть, структура костных тканей, пародонт, ортодонтическое лечение, трабекулярная костная ткань, компактная костная ткань, височно-нижнечелюстной сустав, потеря зубов, тензор структуры, биомеханическое моделирование.

Введение

Зубочелюстная система человека как основной элемент лицевого черепа служит начальным отделом пищеварительной и дыхательной систем организма и также обеспечивает взаимосвязанные речевую, мимическую и эстетическую функции [1–3].

В настоящее время зубочелюстная система рассматривается как специализированная, многоблочная, многофункциональная биомеханическая система, сформировавшаяся в процессе многоэтапных преобразований и приспособлений животных организмов к условиям окружающей среды [1–9].

Клиническое и топографо-морфологическое изучение жевательного аппарата позволяет выделить два каркасных блока: 1) дентоальвеолярный блок, образующийся при смыкании зубных рядов верхней и нижней челюстей; 2) костно-мышечный, с включением височно-нижнечелюстных суставов [4–9].

Генератором процессов формообразования элементов первого основного каркасного блока является нарастающая после рождения ребенка нагрузка, изначально под давлением процесса сосания, а с прорезыванием зубов – акта жевания. Завершается формирование основного каркасного блока к 16 годам – одновременно с

формированием корневой системы постоянных зубов (постоянный прикус формируется к 13 годам).

В жевательном аппарате четко прослеживаются клинические, анатомо-топографические и морфологические признаки, отражающие влияние механической нагрузки на формирование как органических, так и тканевых структур. Это отчетливо выявляется по структуре, форме и расстановке зубов, строению периодонта, зубных рядов, височно-нижнечелюстных суставов. В зависимости от выполняемых функций четко дифференцируются форма коронок зубов (резцы, клыки, малые и большие коренные зубы), число, форма, размеры и геометрическое расположение корней зубов, форма и размеры зубных дуг (на нижней челюсти в форме параболы, на верхней – полуэллипса).

Следует отметить идентичность факторов, генерирующих рост, развитие и формообразование основных каркасных блоков, сопряженность и взаимодействие их функций, наличие наряду с внутрисистемными связями костно-мышечных и нейрогуморальных связей при координирующей роли центральной нервной системы.

Таким образом, силовая нагрузка, возникающая на всех этапах акта жевания, является фактором, стимулирующим и генерирующим рост, перестройку и функционирование органов и тканей жевательного аппарата.

Помимо активного участия в акте жевания, апробации и транспорте пищи из полости рта в глотку и пищевод, биомеханическое давление не только обеспечивает необходимый биоритм, но и оптимальные условия для выполнения таких жизненно важных функций как речь, дыхание, слух, зрение, внутричерепное давление и деятельность черепно-мозговых нервов. Жевательное давление регламентирует возрастные изменения в системе сонных артерий в областях головы, шеи и лица, обеспечивая, таким образом, пластическую выразительность открытой части тела человека, его внешнего облика. Изменения жевательного давления, вызванные потерей части зубного ряда, проявляются в устойчивой совокупности симптомов, имеющих единый патогенез. Таким образом, можно говорить об атрофическом синдроме, связанном с патологическими изменениями биомеханического давления [10].

Отсюда вытекает необходимость своевременного протезирования, изменения высоты прикуса с учетом влияния такого вмешательства на все блоки и миниблоки зубочелюстной системы. Это невозможно сделать без постановки и решения задач биомеханического моделирования.

Разработка новых методологических подходов с позиций биомеханики и гистомеханики для объективного изучения процессов, происходящих в живых тканях с учетом процессов остеогенеза, позволяет объективизировать исследования индивидуально для каждого пациента в статике и динамике, что особенно важно для выбора комплекса методов лечения зубочелюстной системы.

Методы биомеханики (с точки зрения механики сплошных сред) позволяют описать поведение как отдельных миниблоков зубочелюстной системы, так и их взаимодействие, учитывая свойства материалов и структуру. Рассмотрим подробнее морфологическую структуру костных тканей в онтогенезе зубочелюстной системы.

Формирование структуры костной ткани нижней челюсти под действием биомеханического давления

В литературе описано влияние биомеханического давления и его трансформации на формирование и изменение структуры костных тканей зубочелюстной системы [1–3, 11–15]. Генератором процессов формообразования элементов первого основного

каркасного блока является нарастающая после рождения ребенка нагрузка, изначально под давлением процесса сосания, а с прорезыванием зубов – акта жевания. Под влиянием акта жевания наблюдается усиление процессов роста губчатого вещества у ребенка в возрастной период от 6 месяцев до 3 лет, а к 13–15 годам становятся заметными изменения компактного вещества, объем которого возрастает в два–три раза. Трабекулы губчатого вещества образуют траектории. У новорожденных они еще отсутствуют. Траектории в области тела нижней челюсти у взрослого человека начинаются от нижнего края и восходят спереди назад и кверху, оканчиваясь в суставном и венечном отростках. Одновременно с формированием первого каркасного блока происходят сложные преобразования в альвеолярных отростках верхней и нижней челюстей, связанные с прорезыванием и расстановкой зубов, а также с подъемом высоты прикуса, что, в свою очередь, обеспечивает появление второго каркасного блока. Медиолатеральный размер суставной головки до прорезывания зубов составляет 9,6 мм, к моменту прорезывания молочных зубов – 12,4 мм и приблизительно 15 мм к моменту прорезывания постоянных. Размеры суставной ямки увеличиваются в 1,5 раза после прорезывания молочных зубов при формировании суставного бугорка. Эти данные подтверждают значимость механической нагрузки для процессов роста и развития челюстных костей и их сочленений.

Можно выделить пять возрастных периодов развития человека, отражающих влияние биомеханического давления на формирование как зубочелюстной системы в целом, так и ее отдельных блоков и миниблоков. Во время внутриутробного периода во время развития и дифференцировки тканей плода значительную роль играет внутриклеточное и межклеточное давление. Во втором периоде (период новорожденности), когда ребенок имеет беззубый рот, а зачатки молочных зубов располагаются в области горизонтальных отделов верхней и нижней челюстей, ветви нижней челюсти не сформированы. Здесь определяющее биомеханическое значение для формирования зубочелюстной системы имеет акт сосания, при котором усиливается биомеханическое давление за счет мышечных сокращений губ, щек, языка, дна полости рта, мышц, выдвигающих нижнюю челюсть. В третьем возрастном периоде прорезываются молочные зубы, формируется молочный прикус, корневая система зубов, периодонт. Это позволяет перейти от сосания к откусыванию и жеванию более плотной пищи и формированию пищевого комка. В четвертом возрастном периоде (периоде сменного прикуса) происходит рассасывание корней молочных зубов, их выпадение. Прорезываются постоянные зубы, формируются их коронковая и корневая системы, причем наблюдается расстановка пирамид эмали зубов, направление которых отражает направление приложения нагрузки [16]. В период формирования постоянного прикуса создаются условия для усиления функции нижней челюсти, роста и развития ее ветвей, заканчивается формирование височно-нижнечелюстного сустава. Все эти возрастные периоды имеют отражение и в структурном построении костной ткани в норме и при различных патологиях.

Образование дефекта зубного ряда приводит не только к выдвиганию и наклону зубов в сторону образовавшегося изъяна (феномен Годона [17]). Удаление первого нижнего моляра в период роста челюстей приводит к искривлению головок нижней челюсти. Суставная головка на стороне удаленного зуба наклоняется вперед и внутрь. Проекционная длина нижней челюсти на этой стороне становится короче более чем на 5 мм по сравнению с длиной противоположной стороны. Резцовый центр нижней челюсти смещается в сторону ее более короткой части. В другой группе случаев с потерей первых нижних моляров наряду с наклоном зубов в направлении дефекта и образованием глубокого прикуса происходит образование изгиба нижней челюсти. В этих условиях нижняя челюсть искривляется в местах отсутствующих шестых зубов.

При этом подбородок отходит кверху от базальной плоскости нижней челюсти (рис. 1), а зубная дуга на нижней челюсти укорачивается [15].

Как известно, нарушение первоначального, существовавшего в норме равновесия зубочелюстной системы с окружающей средой вызывает в конечном итоге образование нового равновесия [1, 3, 13], что является проявлением закона Ю. Вольфа [18]. Образование дефекта зубного ряда приводит к значительному изменению биомеханического давления, что проявляется и в структуре костной ткани. Площадь соприкосновения жевательных поверхностей зубов, стоящих рядом с удаленным зубом, уменьшается за счет их наклона и образования клиновидной щели в смыкании. Наблюдается дополнительное образование костных балок у зубов со стороны дефекта. Структурные изменения трабекулярной костной ткани являются результатом приспособления зубоальвеолярного отростка к наклонному положению зуба. Зубы, располагающиеся позади дефекта зубного ряда, обычно наклоняются больше, чем те, что расположены впереди удаленного зуба. Жевательное давление приводит к изгибу наклоненного зуба и соответствующему этому состоянию нагружения напряженного состояния окружающих тканей пародонта. Со стороны дефекта зубного ряда образуется густая сеть костных балок, расположенных своей удлиненной частью против наклона зуба (рис. 2).

Зубы, стоящие рядом с удаленным, не компенсируют его жевательной функции. Наклон не только понижает их способность нести жевательную нагрузку, но и создает условия, при которых шарпеевы волокна пародонта, образующие подвесную систему зуба, вместо нормальной работы на растяжение подвергаются сжатию и дегенерации. Такой эффект наблюдается и при ортодонтическом лечении, сопровождающемся изменениями в структуре альвеолярного отростка (резорбции костной ткани в направлении перемещения зуба и образовании новых структурных элементов с противоположной стороны) [1, 3, 13, 15].

В.Ю. Курляндским в связи с изучением изменяющихся условий приложения нагрузки к зубочелюстной системе введено понятие функциональной травмы [19]. Функциональная травма зубочелюстной системы возникает в условиях, при которых действующая на зуб или группу зубов жевательная нагрузка превышает максимальную силу, которую в физиологических условиях способен воспринять их пародонт. Причинами травмы пародонта являются кариес, пародонтоз и некоторые другие болезни организма. В одних случаях, например, при пародонтозе, травма является следствием основного патологического процесса, связанного с атрофией альвеолярного отростка и уменьшением способности пародонта к нагрузке. В других случаях, при отсутствии пародонтоза, основной причиной рассасывания альвеолярного отростка и уменьшения способности пародонта выдерживать нагрузку является травма. В числе травм не пародонтозного происхождения в работе [15] изучены травмы пародонта мостовидными протезами и коронками. А.Т. Бусыгиным показано, что альвеолярный отросток в области зубов, не соприкасающихся с протезом, имеет сравнительно нормальную костную структуру. В зоне непосредственного воздействия протеза на зубы наблюдается резорбция кости: костные балки межзубных перегородок местами разрушены, вершина альвеолярного отростка неровная, местами также разрушена. На рис. 3 видно, что резорбция костных балок в участках функциональной травмы является диффузной, идущей от края зубных лунок вглубь кости. Количество петель спонгиозной ткани альвеолярного отростка в местах травмы уменьшается. Здесь губчатое вещество в сравнении с соответствующим участком здоровых челюстей сходного возраста по

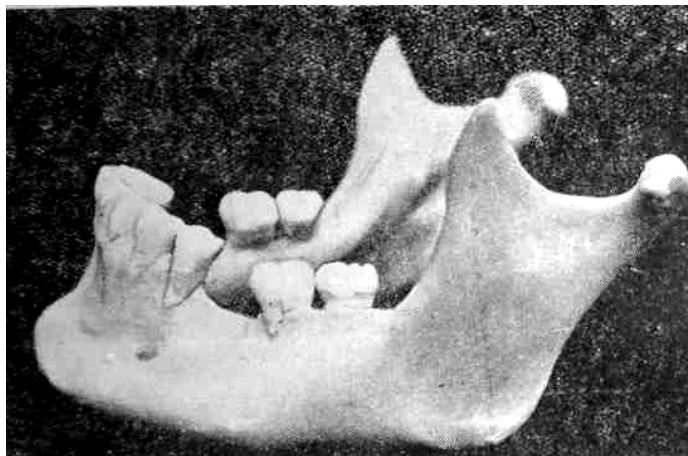


Рис. 1. Искривление тела нижней челюсти [15]

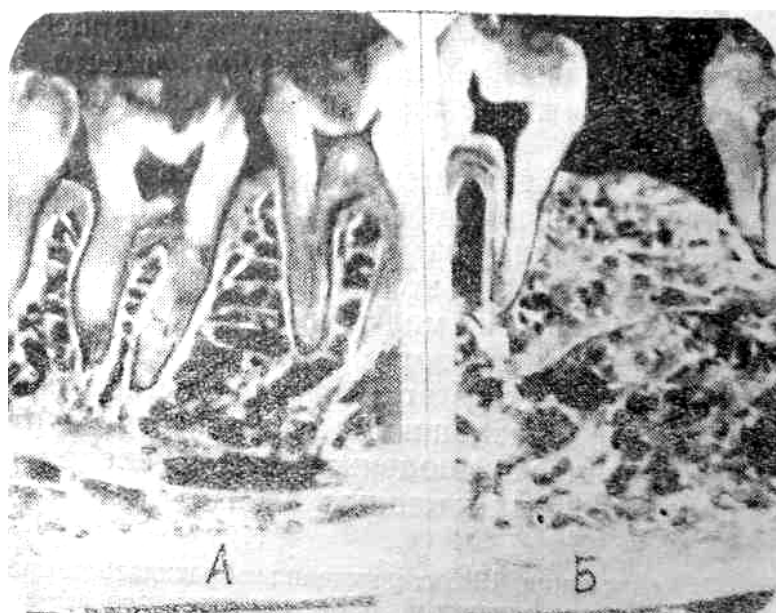


Рис. 2. Слева – нормальная структура губчатого вещества нижней челюсти (препарат) мужчины 25 лет; справа – структура губчатого вещества нижней челюсти (препарат) мужчины соответственного возраста при феномене Годона [15]

преимуществу крупнопетлистое (мелкопетлистая структура имеет диаметр ячеек от 0,6 до 1,5 мм, среднепетлистая – с диаметром ячеек от 1,6 до 3,5 мм, крупнопетлистая – с диаметром ячеек от 3,6 до 5 мм и выше). Наблюдается уменьшение объема альвеолярного отростка при увеличении пористости.

При пародонтозе наблюдаются склеротические явления, более выраженные в теле челюстей. Уплотнение костной структуры и сравнительно большая, чем в альвеолярном отростке, убыль неорганических веществ в теле челюстей являются наиболее характерными чертами, отличающими пародонтоз от травмы мостовидными протезами (рис. 4).

Строение восходящей ветви нижней челюсти с момента рождения и до глубокой старости изменяется в соответствии с физиологической (иногда и патологической) нагрузкой; наблюдается перестройка кости, которая регулируется центральной нервной системой. Для объективного учета изменений кости необходимо выяснить типовые особенности нормального строения, присущие восходящей ветви в целом и подчиняющиеся различным ее анатомо-физиологическим законам в каждом возрастном периоде.

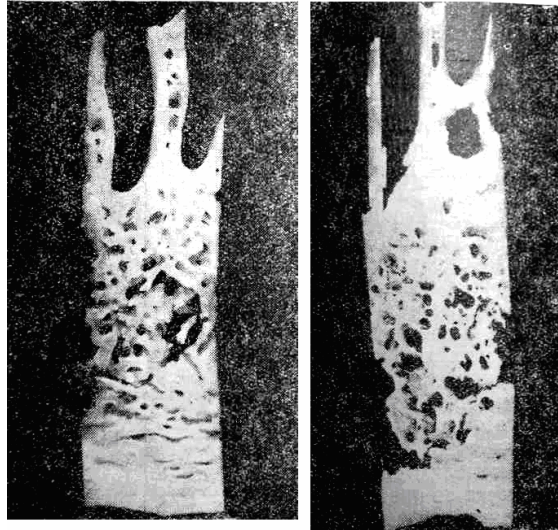


Рис. 3. Слева – нормальная структура нижней челюсти (участок центральных резцов, препарат) мужчины 25 лет; справа – структура одноименного участка нижней челюсти (препарат) мужчины 24 лет при травме мостовидным протезом [15]

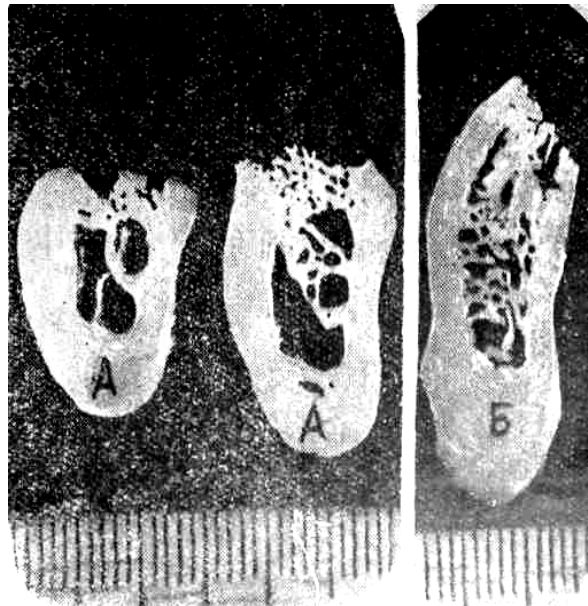


Рис. 4. Слева – структура нижней челюсти при пародонтозе; справа – вне этого участка [15]

В работе [14] была изучена организация ветви нижней челюсти во всех возрастных периодах.

Ветвь нижней челюсти человека растет в длину и ширину неравномерно. Наиболее интенсивные периоды роста ветви в высоту (длину) отмечаются в возрасте от 3 до 4 лет и в 9–11 лет. Периоды значительного роста ветви в ширину наблюдаются в сроки прорезывания больших коренных зубов, то есть в возрасте 9, 15 и 18 лет.

Наибольший прирост массы костного вещества восходящей ветви нижней челюсти происходит в период от 6 до 15 лет. Период от 25 до 45 лет включительно характеризуется наименьшим размахом вариаций количества костного вещества ветви.

С 50 лет и до глубокой старости количество костного вещества в восходящей ветви человека убывает.

Наибольшее увеличение количества компактного вещества по отношению к губчатому происходит в четыре срока: от 9 месяцев до 1 года; от 2,5 до 4 лет; от 9 до 12 лет и от 15 до 18 лет.

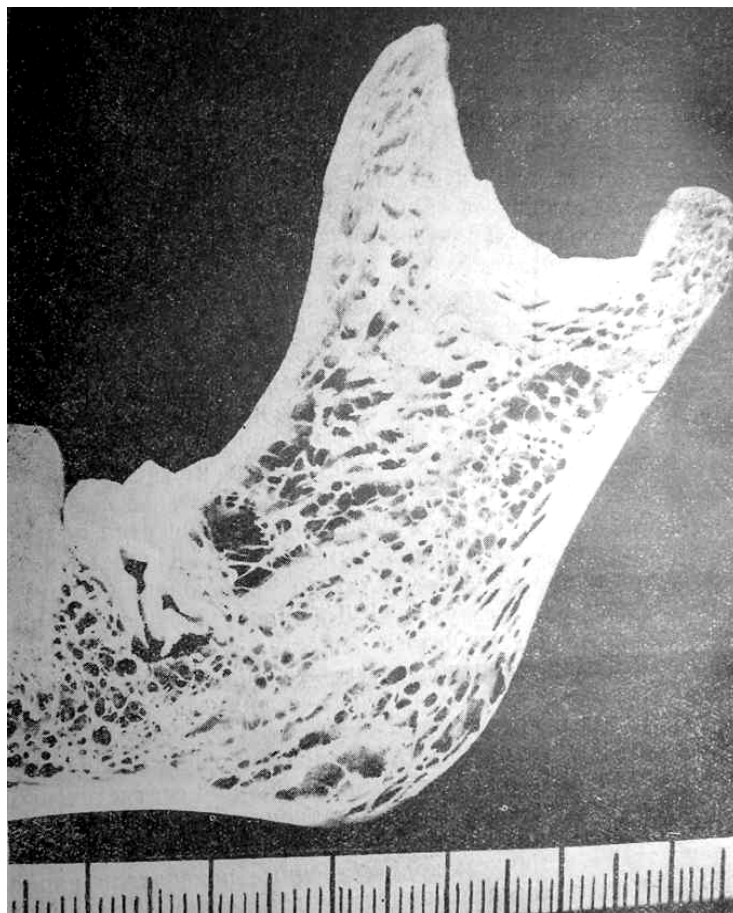


Рис. 5. Структура ветви нижней челюсти [14]

Относительное увеличение количества губчатого вещества по отношению к компактному в период от 55 лет до глубокой старости свидетельствует о том, что компактные пластинки восходящей ветви подвергаются атрофическим процессам в большей степени, чем губчатое вещество.

Изучение возрастных особенностей губчатого вещества ветви нижней челюсти показало, что характеристика его строения – как мелкопетлистого, среднетлистого и крупнопетлистого – является недостаточной. Различные анатомо-физиологические отделы кости имеют в одном и том же возрасте несходное строение губчатого вещества: участки с преобладанием мелкопетливой сети костных переключателей могут располагаться буквально рядом с крупнопетливыми структурами.

Следовательно, необходимо учитывать типы губчатых структур каждого возрастного периода по зонам кости, которые разнятся по своей функциональной нагрузке, отношению к местам прикрепления мышц и т. п.

Формирование губчатого вещества восходящей ветви по возрастам подтверждает данные о различных типах организации костной ткани в двух соприкасающихся треугольных полях (вентральном и дорсальном) восходящей ветви. Для вентрального треугольного поля типично (в зрелом возрасте) преобладание дугообразных конструкций (в виде так называемых «опрокинутых арок»), для дорсального – веерообразных, расходящихся переключателей.

Радиальные, расходящиеся структуры губчатого вещества ветви обнаруживаются уже к моменту рождения; количество их быстро нарастает к 3 годам и в дальнейшем увеличивается как в численном отношении, так и в отношении мощности составляющих их элементов. Дуговые переключатели вентрального отдела восходящей

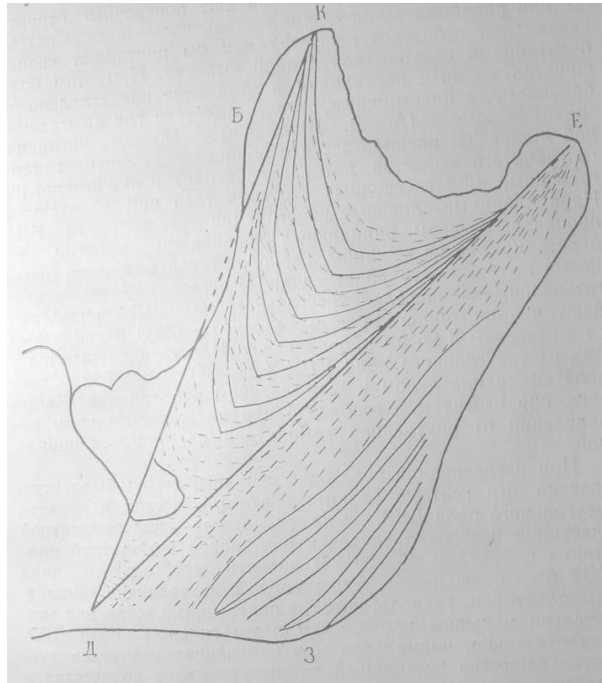


Рис. 6. Траектории ветви нижней челюсти [14]

ветви появляются позднее радиальных. К двум годам при наличии 16–18 зубов они впервые прорисовываются и развиваются в период от 3 до 6 лет. Затем сложившаяся система «опрокинутых арок» как бы созревает, становится более четкой, отшлифовывается в процессе жизнедеятельности в соответствии с меняющимися условиями существования (в том числе смены молочных зубов постоянными). К 15 годам губчатое вещество вентрального треугольника приближается по своему строению к кости зрелого возраста, а к 18 годам оно почти не отличается от губчатого вещества 25-летнего человека.

Выпадение зубов и старческая инволюция проявляются в наибольших изменениях губчатого вещества в вентральном треугольном поле восходящей ветви. Таким образом, регрессивные процессы старческого возраста возникают в тех отделах кости, которые в онтогенезе оформляются позднее других.

Компактное вещество восходящей ветви нижней челюсти содержит пять типов пластинчатых микроконструкций: классические остеоны, косые костные трубки, сосудисто-мезенхимальные лакуны, обломки губчатых структур и генеральные пластинки.

Наблюдается характерная разнородность строения компактного вещества в различных анатомо-физиологических отделах и зонах кости. Каждому отделу свойственно преобладание одного из перечисленных типов микроструктур в соответствии с особенностями функциональной нагрузки.

Классические остеоны составляют меньшую часть (около одной трети) всех пластинчатых микроконструкций компактного вещества. Они располагаются в зрелом возрасте в области переднего края кости, в пределах неширокого прямоугольного поля, по заднему краю восходящей ветви. В остальных отделах они разбросаны вперемешку с косыми остеонами.

В зрелом возрасте косые остеоны являются преобладающей структурой компактных пластин восходящей ветви. Костные трубки радиального направления располагаются по всей площади дорсального треугольного поля; они имеют веерообразный ход от суставного отростка к нижнему краю нижней челюсти.

Косые дугообразные остеоны составляют особую систему и тянутся от венозного отростка к суставной головке вдоль полулунной вырезки: область их расположения у людей тридцати и свыше сорока лет имеет очертания вогнуто-выпуклого сектора.

Лакуны с пластинчатой стенкой обнаруживаются в зрелом возрасте в местах сухожильных прикреплений жевательной, крыловидной и височной мышц. При тщательном выполнении рентгеновских снимков их можно обнаружить; до сего времени их рентгеновское изображение ошибочно относилось к ячейкам губчатого вещества [14].

Различные микроструктуры компактного вещества проявляются в восходящей ветви в различные периоды жизни человека. Первыми оформляются косые радиальные трубки и классические остеоны, затем – косые дугообразные остеоны и лакуны.

Строение компактного и губчатого вещества восходящей ветви нижней челюсти характеризуется согласованностью расположения костных балочек, с одной стороны, и костных трубочек, с другой, однако эта согласованность не означает полного совпадения хода элементов компактного и губчатого слоев. Наибольшее сходство в расположении остеонов и костных балочек наблюдается в дорсальном треугольном поле с той особенностью, что площадь косых радиальных трубочек больше площади аналогичных перекладин губчатого вещества. Косые дугообразные трубки параллельны и подобны краниальным «опрокинутым аркам» губчатой кости полулунной вырезки. Кривизна их пути в отличие от балочек в большей степени соответствует очертаниям вырезки, поэтому имеется смещение кривизны костных трубок по отношению к губчатым аркадам. Классические остеоны не дублируются соответствующими перекладинами губчатого вещества.

Изображение губчатого вещества восходящей ветви на рентгеновском снимке является суммарным и, в известной мере, условным. Даже небольшие изменения угла хода лучей к плоскости существенно влияют на результаты снимка. Губчатое вещество в рентгеновском изображении представляется более мелкопетлистым, чем на шлифах.

Описанные особенности строения компактного и губчатого веществ в различных анатомо-физиологических зонах восходящей ветви нижней челюсти сочетаются с особым кровоснабжением каждой территории. Это в сочетании с деятельностью мышц и общей физиологической нагрузкой на кость является ключом к пониманию путей формирования восходящей ветви, которое осуществляется под непосредственным контролем центральной нервной системы.

Таким образом, необходимо иметь способ количественного описания формирующейся под воздействием изменяющегося биомеханического давления структуры костной ткани различных отделов зубочелюстной системы. Это возможно сделать с помощью тензора структуры.

Тензор структуры

Костная ткань состоит из перекладин – трабекул (от лат. *trabecula* – небольшая балка, в биологии – пластинка в веществе кости), причём, если трабекулы плотно прилегают друг к другу, то образуется компактная костная ткань, если трабекулы образуют между собой ячейки, то речь идёт о губчатой костной ткани. Трабекулярная костная ткань является неоднородной пористой анизотропной структурой.

Известно, что механические свойства губчатой костной ткани также анизотропны и в значительной мере определяются её внутренней архитектурой. Также замечено, что трабекулы в живой губчатой кости располагаются закономерно,

сообразно тому, какие внешние нагрузки испытывает данная кость. Об этом же говорит закон Ю. Вольфа для костной ткани [18, 20, 21]. В связи с этим возникает необходимость введения величины, которая учитывала бы структурные особенности губчатой кости и могла бы быть легко встроена в зависимость строение – свойства материала, иначе говоря, количественного описания микроструктуры кости.

Впервые к проблеме описания анизотропии зернистых материалов обратился российский учёный С.А. Салтыков [22]; в дальнейшем идеи Салтыкова были детализированы в классической работе *E. Underwood* [23]. Измерение структурной анизотропии биологических материалов методами количественной стереологии было впервые рассмотрено *J. Hillard* (см. [24]) и широко применялось, например, в работах *E. Weibel* [25]. Описание структуры губчатой кости методами количественной стереологии впервые было осуществлено в серии работ *W. Whitehouse* (см., напр., [26, 27]), где предлагалось определять среднее расстояние между порами (*mean intercept length*) на полированной поверхности сечения губчатой кости.

Количественное описание губчатой костной ткани возможно осуществить методами стереологии. Существует множество эмпирических и теоретических работ, устанавливающих зависимость свойств материала (модулей упругости материала) от пористости [28]. Однако одной пористости было недостаточно для того, чтобы охарактеризовать строение локальной твёрдой структуры пористого материала, в том числе геометрию губчатой костной ткани. В 1976 году *M. Oda* предложил концепцию эллипсоида структуры, который наглядно характеризовал распределение материала по структуре [28]. В 1978 году *S. Cowin* обратил внимание на то, что эллипсоид структуры эквивалентен тензору второго ранга [28], отмечая, что для пористых материалов эллипсоид структуры является наилучшей мерой описания распределения материала по структуре [29].

В настоящее время общепризнано, что наиболее удачным способом описания локальной структуры губчатой кости, в том числе степени её анизотропии, является симметричный, положительно определенный тензор второго ранга, названный тензором структуры \mathbf{H} [30]. Тензор структуры позволяет компактно в тензорной форме описать анизотропию костной структуры, причём его главные значения позволяют охарактеризовать распределение материала вдоль главных направлений. Существенной особенностью тензора структуры является его всеобщность: посредством этого тензора можно описать структурные особенности любой губчатой кости человека. Описание костной структуры в терминах тензора структуры (или связанных с ним величин) осуществлялось для различных костей человека. В серии работ *W. Whitehouse* [26, 27] было проведено подробное исследование проксимального отдела бедренной кости человека. Также исследовались трабекулярные структуры тела поясничного позвонка [26], гребень подвздошной кости, область вертлужной впадины тазовой кости человека [31] (рис. 7). *T. Harrigan* и *R. Mann* исследовали пять образцов губчатой кости, иссечённых из костей различных пациентов: проксимальный отдел бедренной кости, большеберцовую кость, коленную чашечку, седалищную кость и область вертлужной впадины (табл. 2 [24]).

Для построения тензора структуры необходимо осуществить определение ряда вспомогательных стереометрических величин. Отметим при этом, что все стереологические измерения производятся на плоском шлифе губчатой кости (или изображении этого шлифа), специально подготовленном для этого. В первую очередь, определяется относительная площадь кости на поверхности шлифа, обозначаемая как A_{Ab} . Другая измеряемая величина – это число пересечений между линиями специальной тестовой сетки и границами кости – пора, обозначаемое как $I(\theta)$.

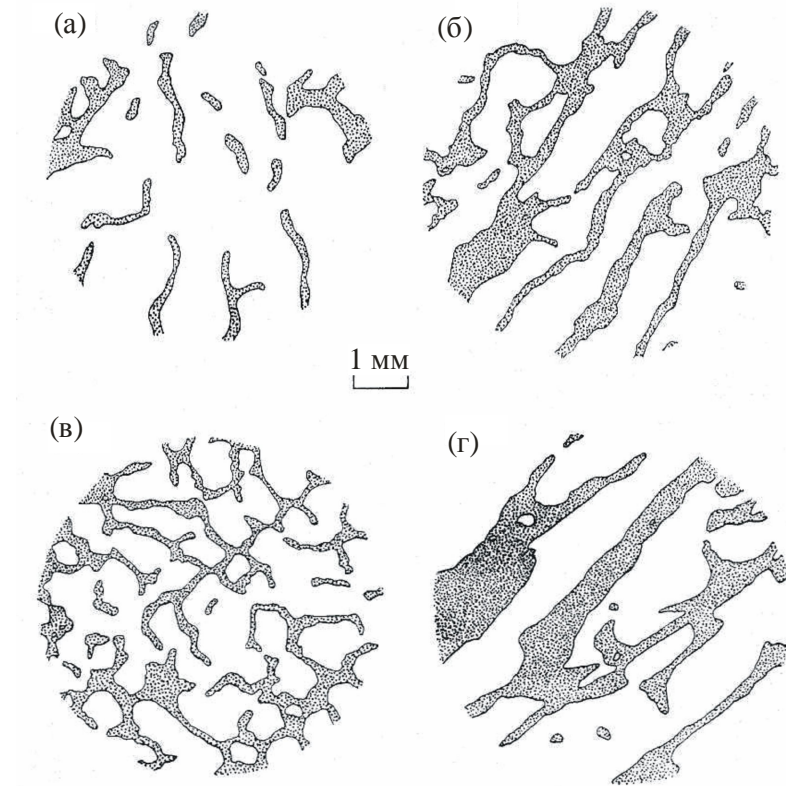


Рис. 7. Обработанные фотографии структур губчатой кости, полученные от: (а) сагиттального сечения тела поясничного позвонка; (б) венечного сечения головки бедренной кости; (в) поперечного сечения головки бедренной кости; (г) венечного сечения головки бедренной кости рядом с кортикальной костью (см. [26])

В стереологии среднее расстояние между порами L позволяет описать степень анизотропии материала. Согласно классическому определению *E. Underwood*, среднее расстояние между порами – это «среднее расстояние между двумя границами кость – пора, измеряемая вдоль определённого направления» [23]. Для определения L в данном направлении θ на образец (или его изображение) накладывается сетка, состоящая из параллельных тестовых линий; измерения повторяются в различных направлениях θ . Рис. 8 иллюстрирует подобное измерение.

На практике среднее расстояние между порами принято вычислять по следующей формуле:

$$L_b(\theta) = 2 \frac{\sum l}{I(\theta)} A_{Ab}, \quad (1)$$

где $\sum l$ – суммарная длина тестовых линий, $I(\theta)$ – число пересечений между линиями сетки и границами кость – пора, A_{Ab} – относительная площадь кости. В результате серии измерений в различных направлениях будет получено синусоидальное распределение $L_b(\theta)$.

Среднее расстояние между порами как функция направления $L_b(\theta)$ может быть аппроксимировано уравнением эллипса:

$$\left(\frac{1}{L_b(\theta)} \right)^2 = \frac{m_{\alpha\alpha} + m_{\beta\beta}}{2} + \frac{m_{\alpha\alpha} - m_{\beta\beta}}{2} \cos 2\theta + m_{\alpha\beta} \sin 2\theta, \quad \nabla \alpha, \beta \quad (2)$$

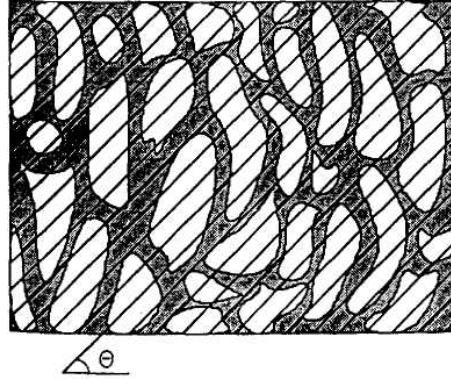


Рис. 8. Измерение среднего расстояния между порами в пористом материале [33]

где индексы α и β (не суммировать!) обозначают оси e_α и e_β , соответственно, в системе координат, введённой на плоскости костного шлифа, в которой проводятся измерения. В результате измерений получается эллипс, соответствующий формуле (2).

В работе [24] авторами было показано, что во всех трёхмерных губчатых структурах среднее расстояние между порами L_b следует представлять в виде эллипсоида:

$$\left(\frac{1}{L_b(\theta)} \right)^2 = \mathbf{n} \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{n}, \quad (3)$$

где \mathbf{n} – единичный вектор в направлении тестовой линии – на шлифе костного образца определяется как:

$$\mathbf{n} = \cos \theta \mathbf{e}_\alpha + \sin \theta \mathbf{e}_\beta, \quad (4)$$

поэтому оно эквивалентно симметричному, положительно определённом тензору второго ранга: тензору анизотропии. Тогда, согласно теореме об обратном тензорном признаке, $m_{\alpha\alpha}$, $m_{\beta\beta}$, $m_{\alpha\beta}$, являются компонентами тензора анизотропии \mathbf{M} , который в матричном представлении имеет вид:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{12} & m_{22} & m_{23} \\ m_{13} & m_{23} & m_{33} \end{bmatrix}.$$

Тензор анизотропии \mathbf{M} может быть построен с помощью методики, описанной в работе [24] для кубического костного образца. При исследовании трёхмерного образца костной ткани необходимо провести исследование трёх взаимно ортогональных плоскостей (построить эллипс структуры путём измерения различных по направлению $L_b(\theta)$ на исследуемых шлифах) и найти для каждой проекции соответствующие компоненты тензора анизотропии. При этом, поскольку обобщение трёхмерной информации от плоских измерений, сделанных на трех взаимно перпендикулярных шлифах костного образца, требует учитывать возможные вариации микроструктуры внутри исследуемого объёма, а также нельзя исключать погрешность измерений, необходимо ввести определённые поправочные коэффициенты, чтобы выполнялось следующее равенство:

$$(m_{11} / m_{22})_{1,2} \cdot (m_{22} / m_{33})_{2,3} \cdot (m_{33} / m_{11})_{3,1} = 1, \quad (5)$$

где индексы 1 и 2 обозначают измерения, проведенные в плоскости костного шлифа $e_1 - e_2$ и т.д. Иначе говоря, необходимо ввести поправки вида:

$$\begin{aligned}x_1' &= a_1 x_1, x_2' = a_2 x_2 \text{ в плоскости } e_1 - e_2, \\x_2' &= a_3 x_2, x_3' = a_4 x_3 \text{ в плоскости } e_2 - e_3, \\x_1' &= a_5 x_1, x_3' = a_6 x_3 \text{ в плоскости } e_1 - e_3.\end{aligned}\quad (6)$$

Учитывая введенные поправки, получаем

$$\begin{aligned}m_{11}' &= a_1^2 m_{11}, m_{22}' = a_2^2 m_{22}, m_{12}' = a_1 a_2 m_{12} \text{ в плоскости } e_1 - e_2, \\m_{22}' &= a_3^2 m_{22}, m_{33}' = a_4^2 m_{33}, m_{23}' = a_3 a_4 m_{23} \text{ в плоскости } e_2 - e_3, \\m_{11}' &= a_5^2 m_{11}, m_{33}' = a_6^2 m_{33}, m_{13}' = a_5 a_6 m_{13} \text{ в плоскости } e_1 - e_3\end{aligned}\quad (7)$$

– см. работу [24]. Решение полученной системы нелинейных алгебраических уравнений позволяет уточнить компоненты тензора анизотропии \mathbf{M} .

Работы [24, 32] и другие показали, что тензор анизотропии \mathbf{M} является хорошей мерой для описания структурной анизотропии пористых материалов, в частности, губчатой костной ткани. В 1986 *S. Cowin* предложил называть тензор, алгебраически связанный с тензором анизотропии, тензором структуры [28]. Тензор структуры принято обозначать как \mathbf{H} (*эта*), он связан с тензором анизотропии \mathbf{M} следующим образом [33]:

$$\mathbf{H} = (\mathbf{M}^{-1})^{\frac{1}{2}}. \quad (8)$$

Согласно описанной выше методике, было проведено исследование ряда тестовых, идеализированных структур, чью степень анизотропии не представляет труда определить визуально. Полученные результаты не противоречат природной действительности и описывают степень анизотропии исследованных структур с высокой степенью точности.

Для иллюстрации этого положения в качестве примера рассмотрим две модельные пористые структуры: изотропную и анизотропную (рис. 9). Для этих модельных структур были построены тензоры анизотропии \mathbf{M} . Для изотропной пористой структуры тензор \mathbf{M} , вычисленный в осях $e_\alpha - e_\beta$, имеет следующий вид:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} 0,0068 & 0 \\ 0 & 0,0068 \end{bmatrix}$$

(рис. 9а). Аналогично были определены компоненты тензора \mathbf{M} для анизотропной пористой структуры:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} 0,0091 & -0,0058 \\ -0,0058 & 0,0091 \end{bmatrix}$$

(рис. 9б). Из полученных результатов видно, что тензор \mathbf{M} для изотропной структуры имеет диагональный вид, для анизотропной – недиагональный. Если определить расположение главных осей тензора \mathbf{M} , построенного для анизотропной структуры, то можно заметить совпадение этих осей с направлением преимущественного распределения материала в модельной структуре. Геометрические образы построенных тензоров анизотропии (эллипсы структуры), показанные в наложении на соответствующие модельные структуры, также позволяют судить об анизотропии представленных образцов. А именно, окружность свидетельствует об изотропии образца, эллипс показывает преимущественное распределение материала в анизотропном образце (рис. 9).

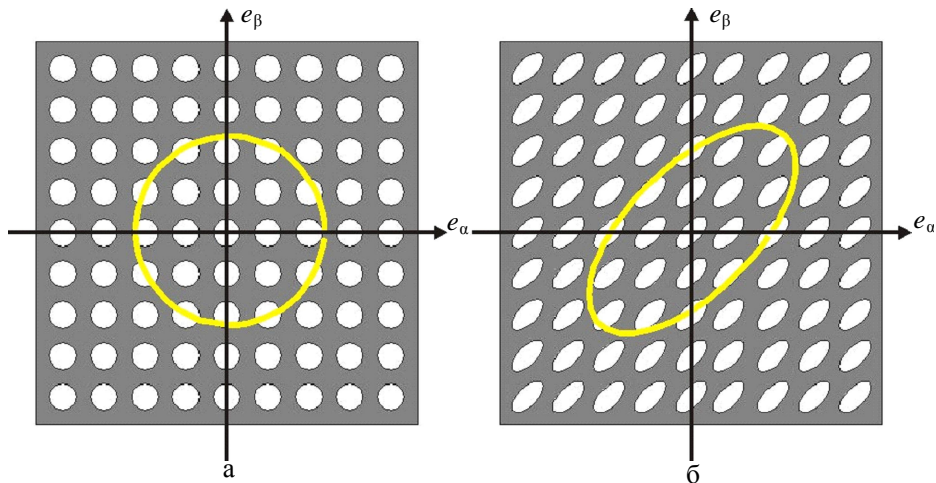


Рис. 9. Тестовые (а) изотропная и (б) анизотропная модельные пористые микроструктуры с наложенными геометрическими образами тензора анизотропии M

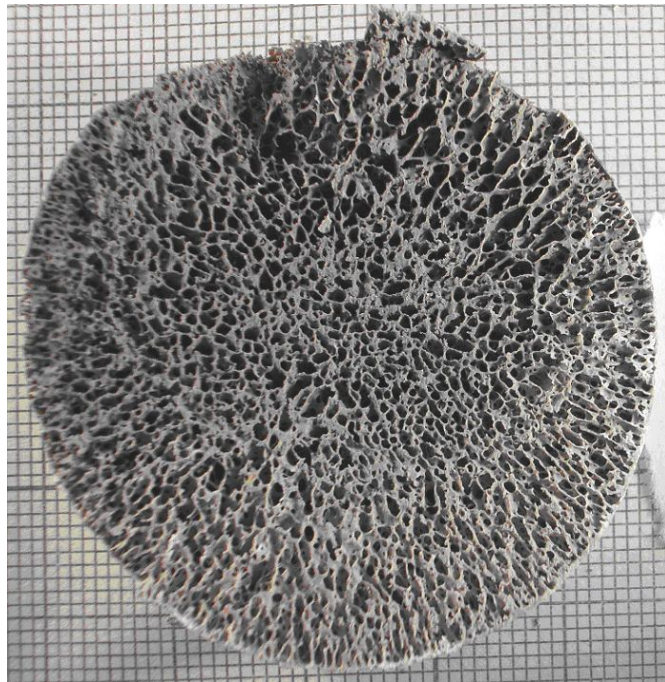


Рис. 10. Поперечный срез шейки бедренной кости

Таблица

Относительная площадь кости, A_{Ab}	Степень анизотропии, R	Компоненты тензора структуры
0,36	1,07	$\eta_{11} = 0,84; \eta_{22} = 0,78$

Было проведено исследование фотографии шлифа губчатой кости, высеченного из головки бедренной кости человека [34] (рис. 10). Для выявления структуры костной ткани образцы подвергались прокаливанию в муфельной печи при температуре 600°C в течение 4 часов. Обработка изображения и последующие необходимые стереометрические измерения проводились в специализированной программе для обработки и анализа изображений *Image Tool*. Результаты измерений представлены в таблице. Полученные данные позволяют утверждать, что данный образец практически изотропен, что соответствует литературным данным.

Таким образом, тензор структуры отражает закономерности формирования костной ткани различных отделов скелета человека и может быть применен для описания отклика зубочелюстной системы на изменяющееся биомеханическое давление. Методы биомеханики (с точки зрения механики сплошных сред) позволяют описать поведение как отдельных миниблоков зубочелюстной системы, так и их взаимодействие, учитывая свойства материалов и структуру. Для этого требуется сформулировать кинетическое уравнение для тензора \mathbf{H} .

Список литературы

1. *Воробьев, В.* Анатомия, гистология, эмбриология полости рта и зубов / В. Воробьев, Г. Ясвоин. – М.: Биомедгиз, 1936.
2. *Кудрин, И.С.* Анатомия органов полости рта / И.С. Кудрин. – М.: Медицина, 1968.
3. *Курляндский, В.Ю.* Ортодонтия, травматология, челюстное и лицевое протезирование. Атлас. Том II / В.Ю. Курляндский. – М.: Издательство треста Медучпосobie, 1970.
4. *Simanovskaya, E.Y.* Functional adapto-compensating mechanisms of the masticatory apparatus as a special biomechanical system / E.Y. Simanovskaya, M.Ph. Bolotova, Y.I. Nyashin, M.Y. Nyashin // Russian Journal of Biomechanics. – 1999. – Vol. 3, No. 3. – P. 3–11.
5. *Simanovskaya, E.Y.* Mechanical pressure as generator of growth, development and formation of the dentofacial system / E.Y. Simanovskaya, M.Ph. Bolotova, Y.I. Nyashin // Russian Journal of Biomechanics. – 2001. – Vol. 5, No. 3. – P. 14–17.
6. *Simanovskaya, E.Y.* Masticatory adaptation of the human dentofacial system / E.Y. Simanovskaya, M.Ph. Bolotova, Y.I. Nyashin, M.Y. Nyashin // Russian Journal of Biomechanics. 2002. – Vol. 6, No. 4. – P. 15–61.
7. *Симановская, Е.Ю.* Биомеханическое описание особенностей функций жевательного аппарата у человека в норме и при различных патологических процессах / Е.Ю. Симановская, А.Н. Еловикова, В.М. Тверье, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 15–26.
8. *Тверье, В.М.* Механический фактор развития и функционирования зубочелюстной системы человека / В.М. Тверье, Е.Ю. Симановская, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 2. – С. 34–42.
9. *Тверье, В.М.* Биомеханическое давление, сопутствующее формированию зубоальвеолярного блока у человека / В.М. Тверье, Е.Ю. Симановская, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 3. – С. 9–15.
10. *Тверье, В.М.* Атрофический синдром, связанный с изменениями биомеханического давления в зубочелюстной системе человека / В.М. Тверье, Е.Ю. Симановская, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 1. – С. 9–13.
11. *Иде, Й.* Анатомический атлас височно-нижнечелюстного сустава / Й. Иде, К. Наказава. – М.: Издательский дом «Азбука», 2004.
12. *Калвеллис, Д.А.* Биоморфологические основы ортодонтического лечения / Д.А. Калвеллис // Сборник научных работ, вып. 10. Вопросы ортодонтии.– Рига: Рижский медицинский институт, 1961. – С. 309–524.
13. *Астахов, Н.А.* Ортопедическая стоматология / Н.А. Астахов, Е.М. Гофунг, А.Я. Катц. – М.-Л.: Гос. изд-во мед. лит-ры «Медгиз», 1940.
14. *Бусыгин, А.Т.* Возрастные особенности строения восходящей ветви нижней челюсти / А.Т. Бусыгин. – Ташкент: Гос. мед. изд-во Министерства здравоохранения УзССР, 1961.
15. *Бусыгин, А.Т.* Вопросы профилактики деформаций зубочелюстной системы и ортопедического лечения амфодонтоза (пародонтоза) / А.Т. Бусыгин. – Ташкент: Гос. мед. изд-во Министерства здравоохранения УзССР, 1961.
16. *Гемонов, В.В.* Гистоархитектоника эмали зубов / В.В. Гемонов, Г.В. Большаков, Б.Б. Цыренов // Стоматология. – 1998. – Т. 77, №1. – С. 5–7.
17. *Godon, C.* Considerations sur l'articulation mecanique de la machoire et ses application a l'art dentaire / C. Godon // L'Odontologie. – 1905. – 15 Decembre.
18. *Wolff, J.* Das Gesetz der Transformation der Knochen / J. Wolff. – Berlin: Hirshwald, 1892.
19. *Курляндский, В.Ю.* Учебник ортопедической стоматологии / В.Ю. Курляндский. – М.: Медгиз, 1958.
20. *Cowin, S.C.* The mechanical and stress adaptive properties of bone / S.C. Cowin // J. Annals of Biomechanical Engineering. – 1983. – Vol. 11. – P. 263–295.

21. Cowin, S.C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium / S.C. Cowin // J. Biomech. Engng. – 1986. – Vol. 108. – P. 83–88.
22. Салтыков, С.А. Стереологическая металлография / С.А. Салтыков. – М.: Изд-во «Металлургия», 1958. – 271 с.
23. Underwood, E. Quantitative stereology / E. Underwood. – Mass.: Addison Wesley, 1970.
24. Harrigan, T.P. Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor / T.P. Harrigan, R.W. Mann // J. Mater. Sci. – 1984. – Vol. 19. – P. 761–767.
25. Weibel, E.R. Stereological principles for morphometry in electron microscope in cytology / E.R. Weibel // J. International Review of Cytology. – 1969. – Vol. 26. – P. 235–302.
26. Whitehouse, W.J. The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone / W.J. Whitehouse // J. Microscopy. – 1974. – Vol. 101. – P. 153–168.
27. Whitehouse, W.J. Scanning electron microscope studies of trabecular bone in the proximal end of the human femur / W.J. Whitehouse, E.D. Dyson // J. Anat. – 1974. – Vol. 118. – P. 417–444.
28. Cowin, S.C. Fabric dependence of an anisotropic strength criterion / S.C. Cowin // J. Mech. Materials. – 1986. – Vol. 5. – P. 251–260.
29. Cowin, S.C. The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor / S.C. Cowin // Mech. Materials. – 1985. – Vol. 4. – P. 137–147.
30. Telega, J.J. Fabric tensor in bone mechanics / J.J. Telega, S. Jemioło // J. Engineering Transactions. – 1998. – Vol. 46. – P. 3–26.
31. Whitehouse, W.J. Cancellous bone in the anterior part of the iliac crest / W.J. Whitehouse // J. Calcified Tissue Research. – 1977. – Vol. 23. – P. 67–76.
32. Turner, C.H. On the dependence of elastic constants of an anisotropic porous material upon porosity and fabric / C.H. Turner, S.C. Cowen // J. Mater. Sci. – 1987. – Vol. 22. – P. 3178–3184.
33. Cowin, S.C. Identification of the elastic symmetry of bone and other materials / S.C. Cowin, M.M. Mehrabadi // J. Biomechanics. – 1989. – Vol. 22. – P. 503–515.
34. Акулич, Ю.В. Экспериментальное определение индивидуальных параметров структуры губчатой кости проксимальной части бедра человека / А.Ю. Акулич, Ю.В. Акулич, А.С. Денисов // Известия вузов. Поволжский регион, 2007 (в печати).

THE BIOMECHANICAL DESCRIPTION OF BONE TISSUE STRUCTURE OF THE HUMAN MAXILLODENTAL SYSTEM

**V.M. Tverier, E.Y. Simanovskaya, A.N. Elovikova, Y.I. Nyashin, A.A. Kichenko
(Perm, Russia)**

The influence of variable biomechanical pressure on shape of the human mandible is considered. It is shown, that bone tissue structure of the maxillo dental system responds to changed conditions of loading as a result of both functional trauma and parodontosis. The age-related changes of cancellous and compact bone tissues of the body of the mandible determined by biomechanical pressure are investigated. The fabric tensor \mathbf{H} is used for quantitative description of cancellous bone structure. The example of its construction is given. It is concluded about necessity of construction of a kinetic equation for the fabric tensor \mathbf{H} at statement the biomechanical boundary problems of the maxillo dental system.

Key words: human maxillo dental system, masticatory apparatus, biomechanical pressure, mandible, bone tissue structure, parodontium, orthodontic treatment, cancellous bone tissue, compact bone tissue, temporomandibular joint, loss of teeth, fabric tensor, biomechanical modelling.

Получено 11 марта 2007