

А.Н. Чуйко, М.С. Драгомирецкая, Р.А. Мирза

ПЕРВИЧНАЯ (УПРУГАЯ) И ВТОРИЧНАЯ (ОСТАТОЧНАЯ) ДЕФОРМАЦИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ И ЕЕ ВЛИЯНИЕ НА ОККЛЮЗИОННОЕ СООТНОШЕНИЕ ЗУБОВ

Национальная медицинская академия последипломного образования им. П.Л. Шупика

Введение

Нижняя челюсть (НЧ) человека в системе НЧ - опорные зубы (имплантаты) – протезы (съёмные, мостовидные и пр.) – зубы-антагонисты занимает особое место, так как является основным (базовым) элементом системы. В то же время, несмотря на то, что миллиарды людей ежедневно пережевывают пищу по несколько раз в день, тысячи ученых в прошлом и в наше время исследуют этот процесс, представление об НЧ как упругом теле в известной нам литературе встречается очень редко. Т.е. НЧ воспринимается большинством специалистов (челюстно-лицевых хирургов, ортопедов, имплантологов, ортодонтов и пр.) как абсолютно жесткое, недеформируемое тело. Так ли это, и в каких случаях такое представление допустимо?

В работе [1] НЧ изначально рассматривается как упругое тело. Основные положения и результаты, изложенные и достигнутые в работе [1], будут использованы и в нашем исследовании. В [1] основное внимание уделялось прочности НЧ. Вопросы жесткости (определения перемещений) рассматривались только в контексте прочности. Поэтому предлагаемое исследование можно считать логическим продолжением работы [1]. Величина первичной (упругой) и вторичной (остаточной) деформации челюсти может оказывать существенное влияние на окклюзионное соотношение как отдельных зубов, так и зубных рядов, меняя тип прикуса. Исследование этих вопросов в известной нам ли-

тературе существенно отстает и от запросов клинической практики, и от возможностей биомеханического анализа, построенного на современных компьютерных технологиях.

Целью предлагаемого исследования является биомеханическое исследование величины первичной (упругой) и вторичной (остаточной) деформации челюсти и ее взаимосвязи с окклюзионным соотношением зубов.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1.1. Основные понятия, зависимости и определения, используемые при биомеханическом анализе

Выполнение поставленной задачи - биомеханическое исследование величины первичной (упругой) и вторичной (остаточной) деформации челюсти и ее взаимосвязи с окклюзионным соотношением зубов в соответствии с подходами, рекомендованными в [1], можно разбить на следующие стадии:

- приближенный анализ расчетной схемы для нижней челюсти;
- анализ уточненной расчетной схемы с учетом данных компьютерной томографии пациента, которые позволят учесть как геометрические параметры, так и механические свойства костных и мягких тканей;
- использование данных компьютерной томографии для построения и анализа конечно-элементной модели челюсти пациента с учетом как геометрических параметров, так и механи-

ческих свойств костных и мягких тканей.

При этом следует учитывать основные принципы, термины и определения, изложенные в монографии «Биомеханика в стоматологии» [1].

В основе биомеханического анализа как челюстей в норме и при любых патологических изменениях, так и элементов, используемых при реконструкции зубного ряда (имплантатов, вставок, имплантатов и т.п.) должно лежать условие прочности или аналогичное ему условие жесткости, которые взаимно связывают НАГРУЗКУ - СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ (КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ) – РАСЧЕТНУЮ МОДЕЛЬ (КОНСТРУКЦИЮ) АНАЛИЗИРУЕМОГО ЭЛЕМЕНТА. Представляя эти условия в виде треугольника, можно определить любую из вершин треугольника при известных значениях двух других.

Во всех случаях точность получаемых результатов, их «приближенность» к конкретному пациенту зависит от точности задания основных механических характеристик: линейных размеров челюсти и ее поперечных сечений и свойств мягких и костных тканей – модуля упругости и предела прочности.

В системе НЧ - опорные зубы (имплантаты) – протезы (съёмные, мостовидные и пр.) – зубы-антагонисты - каждый элемент характеризуется своей прочностью и жесткостью. Среди показателей жесткости элементов любой системы особая роль при-

надлежит показателю *податливість*.

Податливість любой биоконструкції являється відносительним показателем, характеризуючим здатність протидіяти зовнішнім навантаженням незалежно від їх конкретної величини. Показатель *податливості* може бути визначений аналітично, так як математично визначається по формулам, включаючи основні конструкційні параметри. Він може бути визначений і експериментально, якщо виміряти зміщення в системі, розділивши на величину навантаження, що викликала це зміщення (*податливість* – величина, обернена жорсткості, має розмірність мм/Н). *Податливість* – це зміщення в системі при силі, рівній одиниці.

Цей показник буде використаний нижче при проведенні конкретного дослідження.

1.2. Особливості анатомії і розрахункові схеми нижньої щелепи людини

Анатомія і біомеханіка (рух) нижньої щелепи в спеціальній літературі [1...10] розглянуті достатньо детально. Однак для більшої ясності наступних висновків розглянемо коротко анатомію нижньої щелепи в контексті аналізу первинної (пружної) і вторинної (остаточної) деформації щелепи, для чого наведемо декілька цитат з найбільш популярних видань.

В отриманому широкій популярності в колишньому СРСР підручнику «Ортопедическая стоматология» [7] читаємо: «Нижня щелесть є єдиною рухомою кісткою лицьового скелета, на якій закріплено велика кількість м'язів. Внаслідок цього нижня щелесть знаходиться під постійним функціональним впливом. Цим же поясню-

ється складність її будови. Наружна і внутрішня поверхні нижньої щелепи нерівними, шероховатими, вдавлюваними, походження яких обумовлено дією м'язів, що прикріплюються до неї.

... Угол нижньої щелепи змінюється протягом життя. У новонародженого угол нижньої щелепи в середньому дорівнює 140° . Коли закінчується прорізування молочних зубів (3 – 4 роки), угол зменшується до $133,4^\circ$. Зменшується угол і в період прорізування постійних зубів, в тому числі і зуба мудрости. В.Н. Трезубов, проводивши вимірювання на профільних телерентгенограмах у осіб в віці 18-20 років, знайшов, що угол нижньої щелепи становить від 112 до 134° ($119,8^\circ \pm 5^\circ$). В подальшому при частковій або повній втраті зубів угол нижньої щелепи починає знову збільшуватися. Так, якщо у людей в віці 35 років при наявності всіх зубів цей угол дорівнює в середньому $117,1^\circ$, то в віці 70 – 75 років при повній відсутності зубів він досягає $124,6^\circ$. Збільшення угла нижньої щелепи в цьому віці відбувається за рахунок розщеплення кісткової речовини по задньому краю гілки, так і внаслідок перебудови всієї кістки.

З віком змінюється співвідношення довжини тіла нижньої щелепи і її гілки. Так, за даними антропометричних вимірювань 900 нижніх щелепей А.І. Дойников вивів, що у новонароджених співвідношення довжини тіла щелепи до висоти гілки становить $100 : 41,2$, а у дорослих – $100 : 69,4$.

...В практичній діяльності важливо знати сили, що розвиваються м'язами при роздробленні такої або іншої їжі.

Ці сили залежать від місця на зубній дузі, де роздробляється їжа, і консистенції їжі. Регуляція м'язових зусиль здійснюється рефлекторно рецепторами пародонта.

...Нижня щелесть людини виконує рухи в трьох напрямках: вертикальному (вверх і вниз), що відповідає закриттю і відкриттю рота; сагітальному (вперед і назад); трансверсальному (вправо і влево). Кожен рух нижньої щелепи відбувається при одночасному ковзанні і обертанні суглобових головок. Різниця заключається лише в тому, що при одному русі в суглобах переважають кульові рухи, а при іншому – ковзання.

Цифри, близькі до наведених, наводяться і в інших роботах, наприклад [2,3,8]. В роботі [4] наведено перелік основних геометричних параметрів НЧ і ВНЧС (в кількості 26), їх середньостатистичні значення і інструменти, за допомогою яких ці параметри вимірювалися. Так як не всі ці параметри застосовуються в клінічній практиці, наведемо тільки ті з них, які будуть використані нижче.

«1. Проекційна довжина нижньої щелепи – відстань від вертикальної площини, що торкається задніми краями суглобових головок, до найбільш виступаючої точки підбородка при вертикальному положенні пластинки мандибулеметра.

2. Довжина тіла нижньої щелепи – відстань від нижньощелепного угла до найбільш виступаючої точки підбородка.

3. Суглобна висота – найменше відстань від найвищої точки суглобової головки до площини основи щелепи при вертикальному положенні пластинки мандибулеметра.

14. Нижнечелюстной угол правой и левой стороны нижней челюсти в градусах (мандибулеметр).

20. Высота ветви нижней челюсти – расстояние от вершины нижнечелюстного угла до наивысшей точки суставной головки (мандибулеметр).

К сожалению, в этой работе не указано, как, относительно каких точек замерять угол нижней челюсти. Поэтому приведем эту информацию по работе [5]: «Нижний край тела челюсти и задний край восходящей ветви образуют угол...». Очевидно, так же понимают это положение челюстно-лицевые хирурги и стоматологи.

Особое внимание обратим на начало формулирования п.1, т.е. «Проекционная длина нижней челюсти...», которое говорит о том, что все линейные размеры определяются по проекции на «лист бумаги» или плоскость, параллельную сагиттальной плоскости. В то же время НЧ является трехмерным объектом (3D) и расстояние, например, от угла челюсти до нижней точки симфиза будет различным при его замере на плоской схеме и на трехмерной модели.

Это же замечание - о существенном различии в замере по плоской схеме и трехмерной модели следует отнести к определению угла челюсти. Для большей ясности последующих рассуждений приведем определение из работы [11]:

«УГОЛ (плоский)- геометрическая фигура, образованная двумя лучами (сторонами У), выходящими из одной точки (вершины У). Так как прямая (луч) однозначно определяется по двум точкам, то и для определения угла нижней челюсти достаточно определить положение трех точек – вершины и двух точек на сторонах угла. Такие анатомические точки в ра-

боте [4] намечены – это вершина нижнечелюстного угла, наивысшая точка суставной головки и наиболее выступающая точка подбородка.

Уточним положение этих точек. Вершина нижнечелюстного угла – следует более конкретно определить, какую же из анатомических точек угла челюсти принимать за вершину на практике. Наивысшая точка суставной головки – именно такое определение мы считаем более правильным, чем точка, расположенная в центре головки, через которую часто проводят условную ось вращения (например, в работе [10]). Говоря более точно, вращение (поворот) суставных головок происходит вокруг одной из точек контакта головки с суставным диском. И хотя расположение этой точки контакта меняется в зависимости от угла поворота, ошибка в ее определении будет намного меньше, чем при ее расположении в центре головки. Наиболее выступающая точка подбородка – наряду с этой точкой будем также использовать нижнюю точку фронтальной части подбородка при переходе ее в нижний край тела челюсти.

На наш взгляд, целесообразно ввести понятие биомеханический угол челюсти, понимая под ним угол между тремя рассмотренными точками, соединенными лучами в пространстве (3D), т.е. лучи, образующие этот угол, «пронзают» костную ткань (не лежат на поверхности анатомических образований). Важнейшей особенностью этих точек, с точки зрения биомеханики, является то, что в них приложены силы, действующие на НЧ, – жевательная сила и опорная реакция в суставной головке.

Далее все изложенные выше положения рассмотрим на конкретном примере – челюсти пациента Т.

Один из принципов, который сформулирован в [1] и будет использован ниже, гласит, что «анализируемая модель должна быть как можно проще». Для исключения из представленных на рис.1 костей лицевой части пациента проведена ее сегментация с сохранением только кости НЧ. Эта операция требует знания не только общей анатомии человека, но и особенностей конкретного пациента, так как, например, наличие мостов, имплантатов, пломб может быть воспринято как артефакты. Качественно сегментация может быть проведена только путем редактирования всех срезов компьютерной томографии, образующих рассматриваемый элемент.

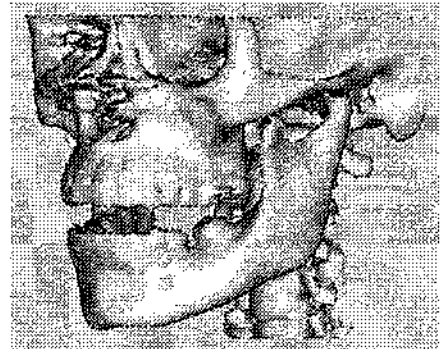


Рис.1. Скелет лицевой части пациента

На рис.2 приведены линейные расстояния между указанными выше характерными точками и значение угла между ними. Числовые значения, приведенные на рис.2, подтверждают общеизвестную несимметричность правой и левой частей челюсти. Кроме того, следует подчеркнуть, что различие в числовых значениях размеров отдельных анатомических элементов можно объяснить и сложностью «попадания» в намеченную точку при разных замерах. Результат здесь зависит от опыта и квалификации оператора, знания им анатомии и т.п.

Этих данных уже достаточно, чтобы построить расчетную мо-

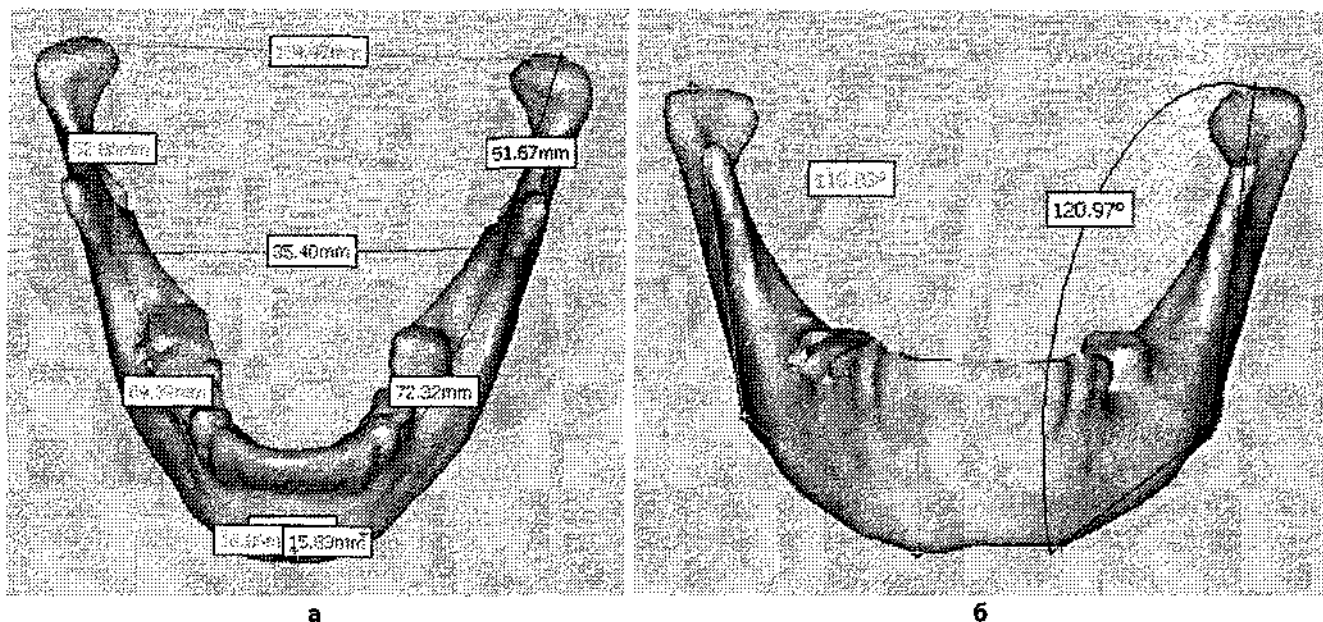


Рис.2. Линейные расстояния между характерными точками (а) и значение угла между ними (б)

дель челюсти, необходимую для дальнейшего анализа. На рис.3 и 4 приведены схемы расчетной модели челюсти, построенные на основании трех характерных точек, при выборе которых учтены следующие особенности:

- вместо *наивысшей точки суставной головки*, как рекомендовано в [4], следует использовать точку контакта головки с суставным диском, относительно которой происходит вращение (поворот) суставных головок;

- за *вершину нижнечелюстного угла* следует принимать точку, к которой приложена равнодействующая силы, создаваемая жевательной мышцей;

- вместо *наиболее выступающей точки подбородка* принята

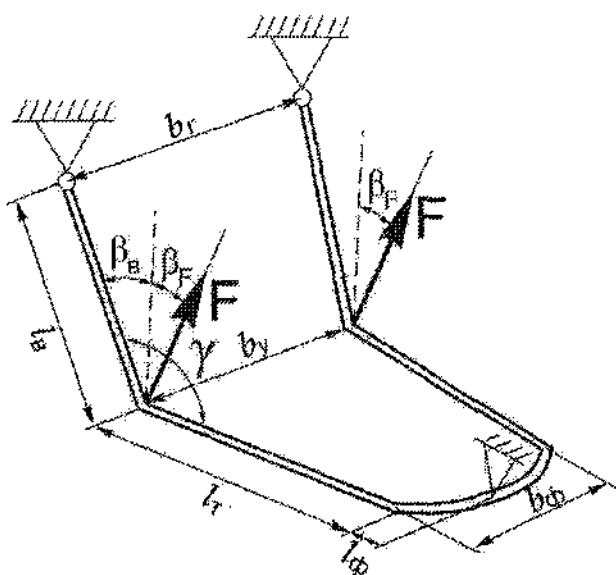


Рис.3. Схема расчетной модели челюсти при откусывании пищи

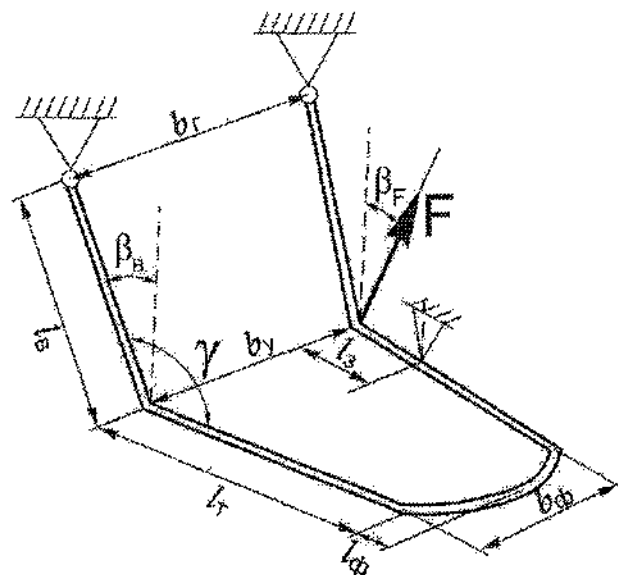


Рис.4. Схема расчетной модели челюсти при жевании пищи

нижняя точка фронтальной части подбородка при переходе ее в нижний край тела челюсти.

Как видим, вводимые расчетные параметры: l_x – длина тела челюсти; l_y – длина ветви челюсти; l_z – длина

фронтальной частью челюсти; b_x , b_y , b_z – ширина между головками, углами и фронтальной части челюсти соответственно; β_x – угол отклонения ветви челюсти от нормали к плоскости тела челюсти;

β_z – угол отклонения вектора жевательной силы от нормали к плоскости тела челюсти; γ – угол челюсти, хотя и учитывают реальные (анатомические) размеры челюсти конкретного пациента, могут от

них отличаться, так как соединяют указанные точки не на плоскости, а в пространстве. Все вводимые параметры следовало сопровождать индексом «р – расчетный», но мы этого делать не будем для упрощения формы записи.

Принципиальным отличием между расчетными схемами, представленными на рис. 3 и рис. 4, является то, что первая из них, моделирующая процесс откусывания пищи, является симметричной, а вторая – моделирующая процесс жевания пищи, является несимметричной. Симметрия в первом случае обусловлена системой жевательной нагрузки в виде двух сил, приложенных симметрично относительно сагиттальной плоскости, и промежуточной опорой в виде резцов. Несимметричность во втором случае при одностороннем жевании обусловлена системой жевательной нагрузки в виде одной силы и промежуточной опоры в зоне жевательных зубов. В обоих случаях наличие промежуточной опоры делает систему, с точки зрения строительной механики, статически неопределимой. Для ее раскрытия (решения) требуются специальные методы, которые кратко изложены в [1].

Предложенные расчетные схемы, как будет показано ниже, будут использованы на первой стадии приближенного анализа – при определении усилий и реакций в системе.

Однако для полного представления о прочности и жесткости НЧ необходимо знание и геометрических характеристик поперечных сечений челюсти и механических характеристик костных тканей, приближенная методика расчета которых изложена в [1,13].

Информация, предоставляемая различными сечениями компьютерной томографии (СТ) – фронтальным, сагиттальным и осевым, может быть еще более

существенной. На рис.5 приведено одно из фронтальных сечений челюсти по данным СТ со следующими данными:

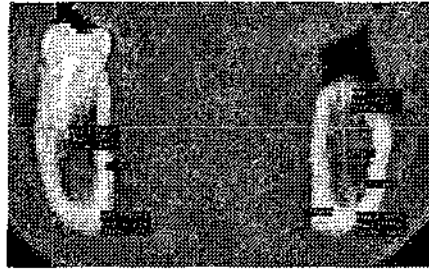


Рис.5. Одно из фронтальных сечений челюсти по данным СТ

- линейные размеры сечения, близкого по форме к эллипсу (в правой части тела челюсти), равны соответственно 24,97 мм и 12,71 мм;

- толщина компактной кости в разных точках изменяется от 3,7 мм до 2,11 мм;

- плотность компактной кости в разных точках изменяется от 1702 до 1747 НУ и для губчатой кости – от 504 до 1007 НУ.

Такие данные могут быть получены для любых характерных сечений челюсти.

Менее очевидным и методически отработанным является вопрос об определении механических характеристик мягких и костных тканей. Поэтому остановимся на этом вопросе более детально, используя методику, предложенную в [1].

В технике при определении физических и механических характеристик материалов существует достаточно строгое разделение всех методов контроля на разрушающие и неразрушающие. Разрушающие испытания проводятся, как правило, с использованием специально подготовленных образцов, и применительно к определению механических свойств материалов дают наиболее точные результаты. Неразрушающие методы контроля в технике применяют для проверок качества уже готовых изделий, свойства

материалов которых уже известны, в том числе по их входному контролю на предприятии. В медицине к разрушающим методам контроля можно отнести замер сопротивления бурению, биопсию и т.п. Естественно, в медицине предпочтение следует отдавать неразрушающим методам контроля, даже несмотря на их невысокую точность.

В медицине, и в стоматологии в частности, широкую популярность получила классификация по Lekholm и Zarb (1985) [1], в которой в зависимости от морфологии и плотности кости она разделена на группы – А, В, С, D и Е.

Эта классификация, построенная на базе анатомических исследований *in vitro*, не может удовлетворить потребности современных научных исследований.

Ситуация с внедрением неразрушающих методов контроля стала существенно меняться в лучшую сторону по мере внедрения в практику компьютерной томографии. В 1987 г. Schwartz et al. представил концепцию использования результатов СТ для предварительной оперативной оценки качества кости кандидатов для установки дентальных имплантатов. Масштабы использования СТ начали быстро расти по мере уменьшения озабоченности в связи с возможностью получения пациентом повышенных радиационных доз.

Компьютерная томография в ее стандартном применении, когда свойства мягких и костных тканей определяются посредством условных рентгенологических показателей, чисел НУ, является наиболее рациональным методом. Ткани и органы визуализируются различно, более плотные выглядят менее затемненными, но конкретные механические показатели, необходимые, в первую очередь, при биомеханических

исследованиях, числа Hounsfield характеризуют только качественно. В то же время точность получаемых результатов при моделировании, их «приближенность» к конкретному пациенту зависит от точности задания основных механических характеристик, включая модуль упругости и предел прочности.

Рассмотрим возможность определения механических характеристик мягких и костных тканей путем создания аналитических зависимостей между числами Hounsfield (HU), определяющими рентгенологическую плотность ткани в условных единицах, и физической (реальной) плотностью мягких и костных тканей и их механическими характеристиками – пределом прочности (σ) и модулем упругости (E). По предлагаемой методике, вначале создается единая линейная зависимость между числами HU, измеряемыми в диапазоне как отрицательных, так и положительных чисел HU, и физической плотностью (ρ).

Поставленная задача достигается тем, что при использовании интерактивных программных пакетов (типа MIMICS, Ez3D и др.) для визуализации и сегментации изображений, полученных при ис-

пользовании данных компьютерной томографии, замер плотности тканей у конкретных пациентов позволяет установить соответствие значений серого цвета на томограмме линейно значениям серого цвета на мониторе. Значения серого на изображениях СТ выражаются соответственно шкале Hounsfield – HU. Эта шкала состоит из 4095 (от -1024 до 3071) значений, которые соответствуют 256 значениям серого цвета на экране. Диапазон, покрывающий всю гистограмму, отразит все видимые на томограмме ткани. Сужение диапазона позволяет лучше выделить незначительные различия яркости в мягких тканях или костях, так как яркость распределяется среди 256 отображаемых значений. В программе MIMICS предопределены следующие пороги (уровни) плотности для разных структурных составляющих костных и мягких тканей взрослого человека – см. **табл. 1** и гистограмму на **рис. 6**.

Так как шкала гистограммы состоит из 4095 значений чисел Hounsfield, включающих воздух HU= -1024; воду HU= 0 и самую плотную костную ткань с HU=3071, то, принимая для воздуха $\rho=0,00129 \text{ г/см}^3$ и для воды $\rho=1,0 \text{ г/см}^3$, получим, что единица HU1 соответствует плотности

$\rho=0,975 \cdot 10^{-3} \text{ г/см}^3$. Далее, условно совмещая начало шкалы с отметкой HU=-1024, можно получить абсолютные приращения чисел ΔHU для всех структур костных тканей, приведенных на гистограмме **рис. 6**.

Этот алгоритм можно выразить с помощью следующих зависимостей

$$\text{HU1} = \frac{1,0 - 0,00129}{1024} = 9,75 \cdot 10^{-3},$$

тогда, (1)

$$\rho = 1,29 \cdot 10^{-3} + 0,975 \cdot 10^{-3} \cdot \Delta\text{HU} \quad (1)$$

где ΔHU - абсолютные приращения чисел ΔHU для всех структур костных тканей, от условного нуля, совпадающего с HU = -1024, приведенного на гистограмме **рис. 6**.

При дальнейшем анализе для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от их плотности будем использовать эмпирические формулы [14].

В [1] приводятся эмпирические формулы для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от плотности костных тканей:

Таблица 1

Зависимость чисел HU, плотности и механических характеристик для разных структурных составляющих костных и мягких тканей

Ткань	HU	ρ	σ	E
		г/см ³	МПа	ГПа
Кость	226...3071	1,219...3,99	88,8...955,2	3,97...139,4
Эмаль	1553...2850	2,51...3,778	378...856	34,7...118,36
Компакт. кость	662...1988	1,644...2,94	162...518,6	9,75...55,77
Губчатая кость	148...661	1,143...1,643	78,4...161,97	3,28...9,73
Мышечн. ткань	-5...135	0,993...1,13	59,16...76,6	2,15...3,17
Жировая ткань	-205...-51	0,798...0,949	38,21...54,04	1,11...1,88
Кожа	-718...-177	0,299...0,826	5,36...40,94	0,059...1,24

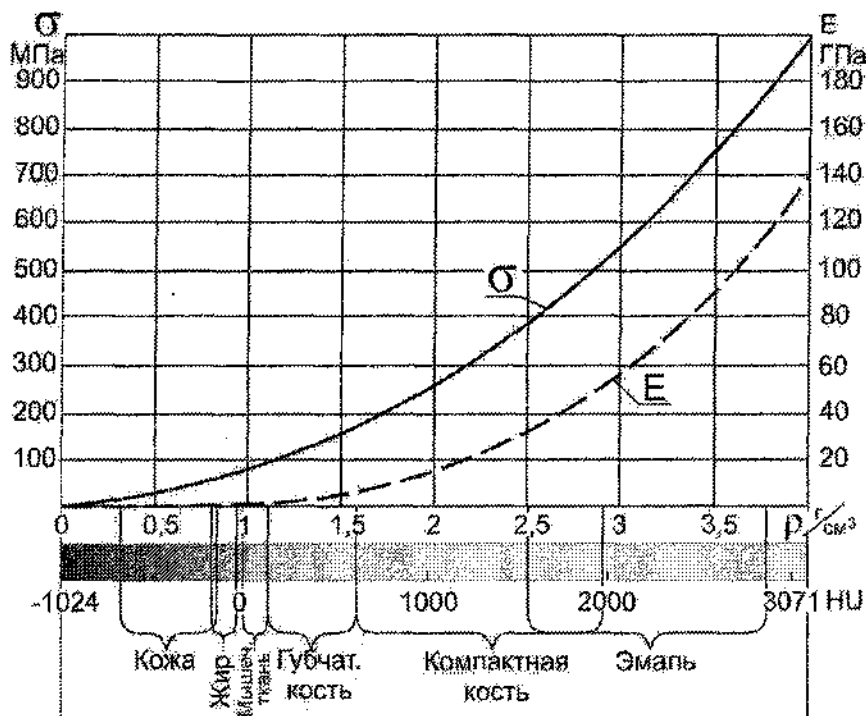


Рис.6. Гістограма порогів (уровнів) чисел НУ, щільності і механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин

$$E=2195 \rho^3 \text{ і } \sigma=60 \rho^2, \quad (1) \text{ МПа.}$$

де ρ – щільність кісткової тканини, яка вираховується в г/см^3 . В цьому випадку модулі пружності і напруження мають розмірність мегопаскаль (МПа).

Розглянемо ці формули в зв'язі з табл.1 і гістограмою на рис.6. Для зручності використання на практиці ці дані приведені на рис.6 в графічній формі залежностей σ і E .

При порівнянні результатів, наведених в табл.1, з даними з роботи [1] одразу видно дуже хороша кореляція, де міцність губчастої кістки змінюється в діапазоні 26-160 МПа, міцність компактною кісткою - в діапазоні 50-400 МПа і значення модулів пружності губчастої і компактною кісткою рівні відповідно $5,0 \cdot 10^3$ МПа і $20,0 \cdot 10^3$ МПа. Для води, за даними літератури (Вікіпедія), модуль пружності дорівнює $2,0 \cdot 10^3$ - $2,03 \cdot 10^3$

МПа. За формулою (2) для води (при $t=4^\circ\text{C}$) отримуємо $E=2,195 \cdot 10^3$ МПа, тобто результати задовільні в усьому діапазоні щільності м'яких і кісткових тканин. Можливо очікувати, що після уточнення емпіричних формул типу (2) і їх диференціації за типом кістки, статтю і віком пацієнта, результати визначення механічних характеристик будуть ще точніше.

Існуюча в програмі MIMICS і Ez3D можливість визначати щільність м'яких і кісткових тканин для кожного конкретного пацієнта в будь-якій точці організму дозволяє проводити диференціацію за статтю пацієнта і видом захворювання, що дає можливість проводити накопичення і систематизацію статистичних даних для будь-якого типу передбачуваного дослідження. Визначення співвідношення між числами HU і щільністю дозволяє отримувати основні механічні характе-

ристики м'яких і кісткових тканин пацієнта на базі даних комп'ютерної томографії фактично в режимі реального часу.

Після цих підготовчих заходів можна приступити до вирішення конкретних завдань.

2. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ І ЇХ АНАЛІЗ

2.1. Аналіз напружено-деформованого стану нижньої щелепи в процесі відкусювання їжі

В роботі [1] показано, що біомеханіка процесів відкусювання і жевання суттєво відрізняється. Там же показано, що згинаючі моменти в куті щелепи, найбільш небезпечної зоні, порівнянні – за рахунок зміни плечей передачі навантаження.

Схематизація нижньої щелепи в вигляді просторової рами, зображена на рис.7, є механізмом, тобто вона може вільно обертатися навколо шарніра, до виникнення будь-яких обмежень. В розглянутому випадку обмежувачем руху може бути будь-який зуб-антагоніст, який вступає в контакт з розглянутою зубом або безпосередньо, або через їжовий комок.

В процесі відкусювання (при включенні двох передніх різців) НЧ можна зобразити в вигляді симетричної рами з симетричним дією жувальної навантаження, що дозволяє розглядати тільки половину системи. Представимо нижню щелепу в вигляді плоского рами (рис.8) з основними параметрами, необхідними для подальшого роздумування і розрахунків. Легко побачити, що рис.8 повторює рис.3, але з деякими додатковими позначеннями, які допоможуть в наступних роздумуваннях і побудовах.

На рис.8 позначено: l_r – відстань від зовнішнього кром-

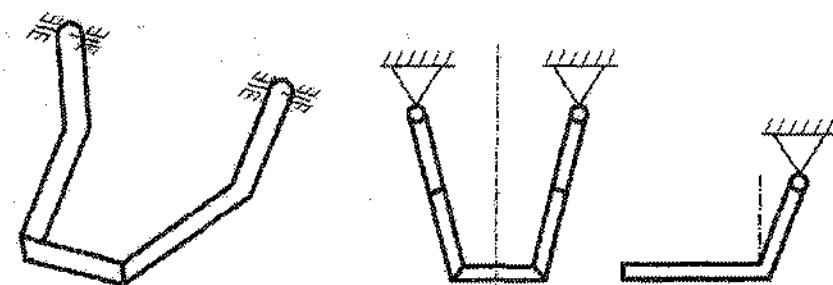


Рис.7. Схематизация НЧ в виде пространственной рамы

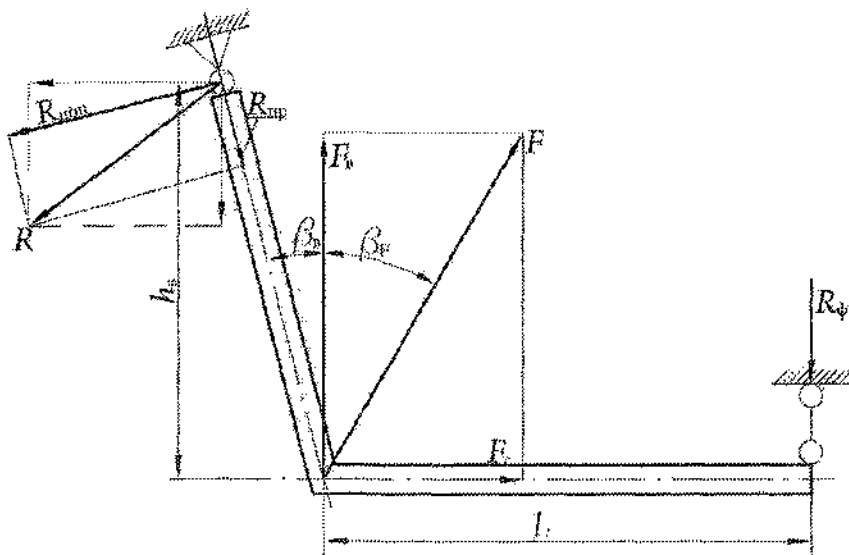


Рис.8. Расчетная схема нижней челюсти в виде плоской рамы

ки фронтальной части до угла ветви челюсти; h_b – высота ветви челюсти; β_b – угол отклонения ветви челюсти от вертикали. Тогда угол челюсти (рис.3) $\gamma = 90^\circ + \beta_b$. Распределенная нагрузка от жевательных мышц приведена к статически эквивалентной сосредоточенной силе F , приложенной к углу челюсти. Угол β_f показывает величину отклонения силы жевательных мышц от вертикали.

Легко показать, что высота h_b и ширина b_b ветви челюсти соответственно равны:

$$h_b = l_b \cos \beta_b, b_b = l_b \sin \beta_b. \quad (2)$$

Суставная головка челюсти является классическим шарниром как по анатомии, так и по особенностям функционирования. До

контакта с зубом-антагонистом нижняя челюсть может рассматриваться как простейший рычажный механизм. При наличии ограничения движения в зоне резцов – это плоская статически определимая рама, шарнирно опертая в двух точках (в зоне суставной головки и в зоне резцов), что схематически отражено на рис. 7 в виде неподвижного и подвижного шарниров. Реакция, возникающая в неподвижном шарнире, может быть представлена в виде двух компонент (например, горизонтальной и вертикальной, либо поперечной $R_{оп}$ и продольной $R_{пр}$), а в подвижном шарнире – в виде одной составляющей R_ϕ .

Для удобства последующего анализа разложим жевательную нагрузку F на две составляющие: горизонтальную F_r и вертикаль-

ную F_b , которые соответственно равны:

$$F_r = F \sin \beta_f, F_b = F \cos \beta_f \quad (3)$$

Составляя уравнения равновесия в проекциях на оси x и y (вертикальную и горизонтальную ось), получим:

$$F_r = F \sin \beta_f,$$

$$R_b = \frac{F}{l_r + b_b} (l_r \cos \beta_f - l_b \cos \beta_b \sin \beta_f), \quad (4)$$

$$R_\phi = \frac{F \cdot l_b}{l_r + b_b} \sin (\beta_f + \beta_b). \quad (5)$$

Отметим, что R_ϕ представляет собой силу откусывания, или силу прикуса резцов.

Далее можно определить величину реакции в суставной головке и угол ее наклона к вертикали:

$$R = \sqrt{R_r^2 + R_b^2} \text{ и} \\ \text{tg } \beta_R = \frac{R_r}{R_b} \quad (6)$$

Величина реакции в суставной головке R может быть использована при анализе любых проблем, возникающих в ВНЧС. Проекции реакции в суставной головке R на продольную и поперечную ось ветви челюсти можно определить по формулам

$$R_{пр} = R \cos (\beta_b + \beta_R), R_{оп} = R \sin (\beta_b + \beta_R). \quad (7)$$

Именно эти реакции будут вызывать продольные и поперечные внутренние силы в ветви челюсти, т.е.

$$N = R_{пр}, Q = R_{оп}. \quad (8)$$

Максимальный изгибающий момент в угле челюсти (см. рис. 8) равен:

$$M = R_\phi l_r. \quad (9)$$

Формулы (2) – (9) позволяют получить все компоненты жевательной нагрузки, реакций в головке и внутренних сил в произвольном сечении челюсти при любом значении силы F и геометрических параметрах челюсти.

Следуя данным, приведенным на рис.2, т.е. учитывая несимметричность НЧ, все геометрические параметры будем рассчитывать как среднеарифметические. Тогда с учетом увеличения длины тела челюсти за счет фронтальной части рассмотрим челюсть с геометрическими размерами $l_f = 75,6$ мм; $l_g = 51,9$ мм и $\gamma = 120,0^\circ$, что дает $\beta_g = 30,0^\circ$. Примем угол действия жевательной силы $\beta_f = 30^\circ$. Так как величина жевательной силы нам неизвестна, воспользуемся приемом, реализованным в [1]. Если величина функциональной нагрузки для резца по Rus [1] $R_\phi = 70$ Н, то при принятых линейных размерах и угле действия жевательной силы, по формулам (4, 5), ее величина $F = 158,2$ Н.

Эпюры внутренних силовых факторов N , Q и M , рассчитанных по формулам (8) и (9), представлены соответственно на рис.8.

Предварительный анализ полученных эпюр показывает, что тело челюсти «работает» на сдвиг и изгиб, а ветвь челюсти – на сжатие, сдвиг и изгиб.

Таким образом, принятая расчетная схема (рис.3 и рис.8) и формулы (2) – (9) позволяют получить все компоненты жевательной нагрузки, реакций в головке и внутренних сил в произвольном сечении челюсти при любом значении силы F и геометрических параметрах челюсти. Выше построенная модель (рис.9) фактически рассматривается в мультипликационном режиме, т.е. в определенном положении. Но, кроме вращательного движения, НЧ совершает и поступательное движение, что в рамках рассматриваемой модели приведет к изменению угла βF . При выдвигении НЧ вперед угол βF будет уменьшаться, при движении назад – увеличиваться, так как верхняя точка прикрепления жевательной мышцы будет практически неподвижной. Степень влияния этого изменения угла βF на НДС НЧ может быть обследована дополнительно.

В соответствии с данными, представленными на рис.5, примем средние значения чисел HU для компактной и губчатой кости соответственно $HU_x = 1720$ и $HU_z = 750$.

Тогда плотность костных тканей будет равна $\rho_x = 2,67$ г/см³ и $\rho_z = 1,73$ г/см³. По формулам (1) получим значения для модуля упругости и предела прочности:

$$E_x = 41,78 \text{ ГПа и } E_z = 11,36 \text{ ГПа,} \\ \sigma_x = 427,8 \text{ МПа и } \sigma_z = 179,4 \text{ МПа.}$$

Полученные значения напряжений следует трактовать как предел прочности при статическом нагружении. В то же время совершенно очевидно, что вся зубочелюстная система работает, воспринимая знакопеременные нагрузки, для оценки которых в технике (для металлов) используют предел усталостной прочности. Так как такие исследования для костных тканей нам неизвестны, поступим так же, как приблизительно принимают для металлов, что предел усталостной прочности:

$$\sigma_{x_1} = 0,5 \sigma_x = 0,5 \cdot 427,8 = 213,9 \text{ МПа.}$$

Из соотношения модулей упругости определим редуцированный коэффициент, позволяющий геометрические элементы с разными механическими характеристиками «приводить» к однородному сечению [1]. Этот коэффициент, который будет использован ниже, $\phi = 11,36/41,78 = 0,27$.

Примем, что характерное поперечное сечение челюсти имеет форму, близкую к эллипсу (рис.5), с размерами $a_x = 23,5$ мм; $a_f = 19$ мм; $b_x = 13$ мм и $b_f = 10$ мм; (рис.10). Смещение центров тяжести эллипсов, ограничивающих ком-

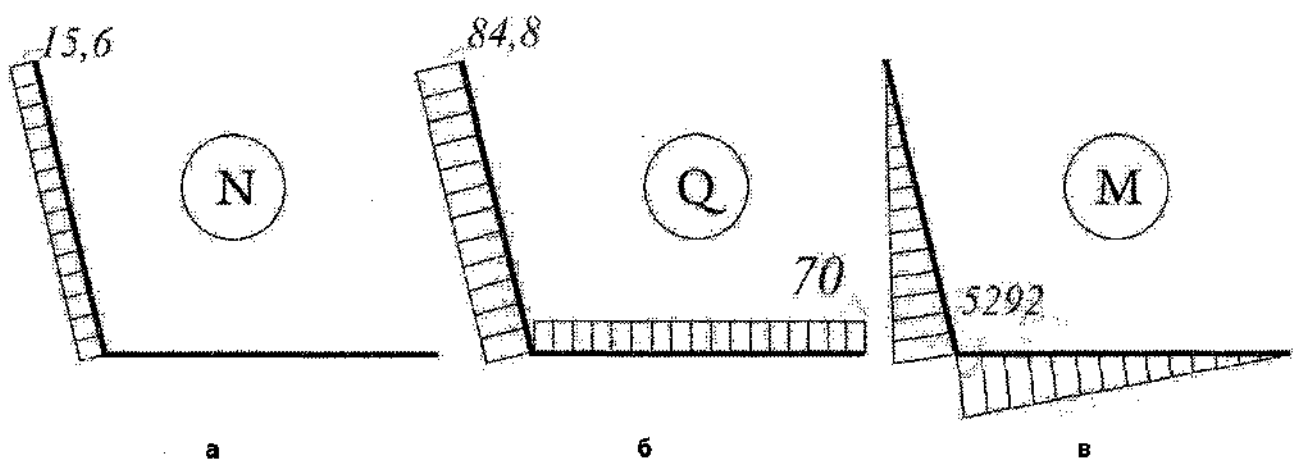


Рис.9. Эпюры внутренних силовых факторов N (а), Q (б) и M (в). Силы N и Q указаны в Н, момент M в Нмм.

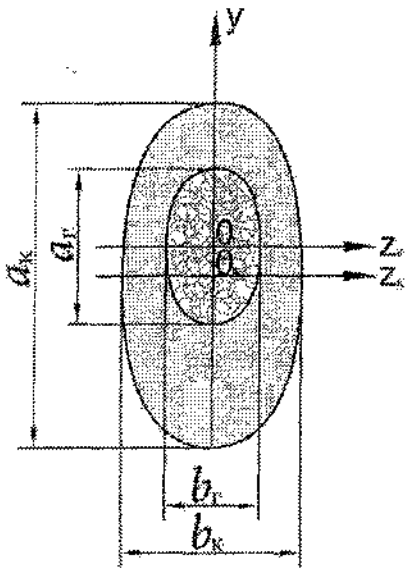


Рис.10. Схема сечения челюсти

пактную и губчатую кость, равно $y_r = 1,25\text{мм}$.

С учетом этих данных, формул для площадей и моментов инерции, приведенных в [1], после достаточно объемных вычислений, определим:

положение центра тяжести совокупного сечения $y_c = -1,049\text{мм}$;

редуцированная площадь поперечного сечения $A = 130,98\text{мм}^2$;

момент инерции сечения относительно поперечной центральной оси $J = 6,125 \cdot 10^3\text{мм}^4$.

Таким образом, нами подготовлены необходимые исходные данные для анализа прочности и жесткости челюсти.

Действующие напряжения в ветви челюсти от сжатия и сдвига определяются как

$$\sigma = \frac{N}{A} = 15,6 / 130,98 = 0,0166 \text{ МПа}$$

$$\tau = \frac{Q}{A} = 84,8 / 130,98 = 0,647 \text{ МПа}$$

Действующие напряжения от изгиба определяются по формуле

$$\sigma = \frac{M}{J} y_{\text{max}} = 5292 \cdot 12,799 / 6,125 \cdot 10^3 = 11,06 \text{ МПа}$$

Сравнение численных значений напряжений от сжатия, сдвига и изгиба подтверждает принятое выше допущение о том, что напряжения от сжатия и сдвига существенно меньше напряжений от изгиба.

Если принять по данным СТ, что травмирующие напряжения $\sigma_r = \sigma_1 = 213,9\text{МПа}$, получим значение коэффициента запаса прочности:

$$K = \frac{\sigma_r}{\sigma} = 213,9 / 11,06 = 17,73.$$

Таким образом, коэффициент запаса прочности нижней челюсти пациента Т в норме при откусывании равен 17,73. В [1] для виртуальной челюсти получено значение $k = 15$. Эти цифры показывают, что обычный человек при нагрузках, близких к норме, проблем с прочностью челюсти не испытывает как в режиме откусывания и жевания, так и при занятиях спортом и бытовых нагрузках.

В качестве контрольной цифры можно запомнить, что в норме при откусывании пищи коэффициент запаса прочности челюсти равен 15. Такой вывод в известной нам литературе отсутствует.

После решения задачи прочности – определения действующих напряжений, рассмотрим задачу жесткости – определение перемещений. Учитывая, что напряжения от сжатия и сдвига значительно меньше, чем напряжения от изгиба, при определении перемещений будем учитывать только изгиб челюсти. Используя интеграл Мора и метод моментных площадей (метод Верещагина), после несложных преобразований для перемещений угла челюсти Δ получим

$$\Delta = \frac{R_n l_r^3}{3EJ} \left[1 + \left(\frac{l_r}{l_b} \right) \right]. \quad (10)$$

После подстановки R_n по (4) выражение для податливости δ будет иметь вид

$$\delta = \frac{l_b l_r^2 \sin(\beta_r + \beta_b)}{3EJ} \left(\frac{l_r + l_b}{l_r} \right). \quad (11)$$

Анализ формулы (11) показывает, что податливость челюсти δ при силе приложенной в ее углу зависит от длин тела челюсти l_r и ветви челюсти l_b , углов наклона жевательной силы β_r и ветви челюсти β_b и жесткости челюсти на изгиб EJ .

Для принятых выше параметров по формуле (11) получим:

$$\delta = \frac{51,9 \cdot (75,6)^2 \cdot \sin(30^\circ + 30^\circ)}{3 \cdot 41,78 \cdot 10^3 \cdot 6,125 \cdot 10^3} \times \left[\frac{75,6 + 51,9}{75,6 + 25,95} \right] = 0,417 \cdot 10^{-3} \text{ мм/Н.}$$

Для сравнения приведем величины податливости отдельных зубов по [1], которые лежат в диапазоне от $1,42 \cdot 10^{-3}\text{мм/Н}$ (для моляра) до $2,79 \cdot 10^{-3}\text{мм/Н}$ (для премоляра). Т.е. податливость челюсти всего в 3,4 раза меньше, чем податливость моляра.

Таким образом, податливость НЧ за счет ее общей упругости соизмерима с податливостью отдельных зубов в норме и может учитываться как при анализе любых перемещений в системе, так и окклюзионных соотношений зубов.

Методика определения податливости НЧ и вычисление ее значения для конкретного пациента, очевидно, излагаются впервые, может быть уточнена, например, при использовании конечно-элементного анализа, а также может быть использована для оценки жесткости челюсти при любых патологиях и травмах.

Абсолютные значения перемещений Δ можно определить из соотношения:

$$\Delta = \delta \cdot F \quad (12)$$

при любом значении силы F.

Подчеркнем, что значение податливости, полученное выше, соответствует небольшому значению жевательной нагрузки при определенном расчетном случае. В то же время, по некоторым литературным источникам, жевательная нагрузка может превышать 600 Н, а при ударном (динамическом) воздействии возрастать в десятки раз по отношению к нагрузке при жевательном процессе в норме. Тогда и величины перемещений будут существенными.

Полученные значения напряжений и перемещений характеризуют напряженно-деформированное состояние челюсти пациента T в норме.

Общий вывод. Значения напряжений и перемещений НЧ в норме должны служить базой (отправной точкой) для исследования напряженно-деформированного состояния при любых патологических изменениях.

2.2. О взаимосвязи деформации нижней челюсти с изменением величины ее угла и окклюзионных соотношений

Как отмечено выше в кратком обзоре литературы, угол нижней челюсти после рождения человека (у новорожденного - около 140°) начинает уменьшаться, достигая величины около 120° в возрасте 18-20 лет. С возрастом при частичной или полной потере зубов он вновь увеличивается. «Так, если у людей в возрасте 35 лет при наличии всех зубов этот угол равен в среднем 117,1°, то в возрасте 70 - 75 лет при полном отсутствии зубов он достигает 124,6°. Увеличение угла нижней челюсти в этом возрасте происходит как за счет рассасывания костного вещества по заднему краю ветви, так и вследствие перестройки всей кости...

...Ко вторичному перемещению зубов следует отнести изменение их положения не только при дефектах зубных рядов, но и при пародонтопатиях, одонтогенных опухолях и функциональной перегрузке» [7].

Очевидно, эти же причины лежат и в основе изменения угла челюсти.

Со своей стороны отметим, что вторичной деформации костных тканей по аналогу с процессами, происходящими в металлах, наиболее близко понятие ползучесть, которое при вязком разрушении имеет внутризеренный характер, а при хрупком разрушении - межзеренный характер. Очевидно, похожие процессы происходят в зависимости от минерализации трабекул и в костных тканях, что должно быть исследовано дополнительно на морфологическом уровне.

Поэтому определение величины угла челюсти в разных возрастах пациентов (детство, юность, зрелость, старость) может стать интегральным показателем состояния зубочелюстной системы. Отработка методики замера величины угла челюсти на основе данных компьютерной томографии (по методике, изложенной

выше), на наш взгляд, должна стать стандартной процедурой при обследовании состояния зубочелюстно-лицевой системы.

Если принять, что деформация челюсти, как упругая, так и вторичная (остаточная), соответствует схеме, представленной на рис.11, то после несложных геометрических построений для приращения угла челюсти получим:

$$\Delta y = \frac{\Delta}{2l_b} \text{ и } l \text{ и } \frac{\Delta}{l_b} \quad (14)$$

Дополним рис.8 обозначениями, необходимыми для дальнейших рассуждений и построений.

На рис.11 приведена схема горизонтальных (Δx) и вертикальных (Δy) перемещений в зависимости от изменения угла челюсти Δy . Линейные размеры челюсти изменяются: при увеличении угла челюсти ($+\Delta y$) ее длина увеличивается, а высота уменьшается; при уменьшении угла челюсти ($-\Delta y$) ее длина уменьшается, а высота увеличивается.

Численные значения этих изменений можно определить по формулам:

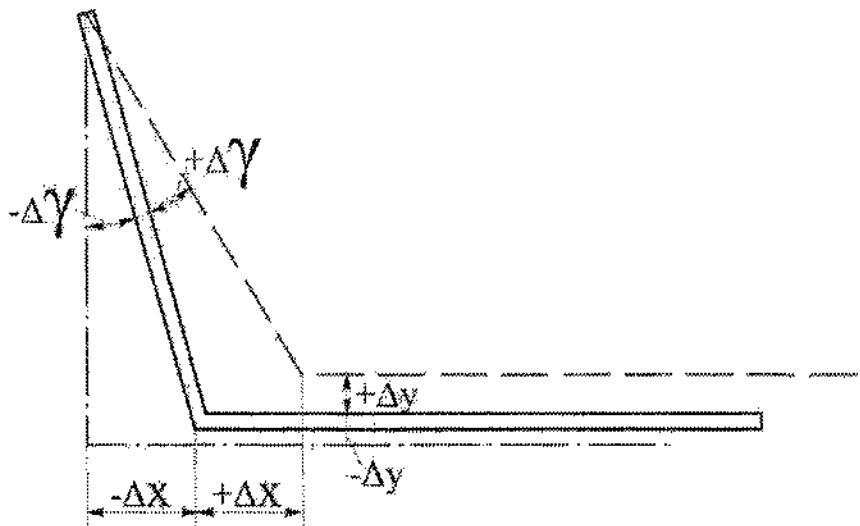


Рис.11. Схема горизонтальных (Δx) и вертикальных (Δy) перемещений в зависимости от изменения угла челюсти Δy

- при увеличении угла челюсти (+ $\Delta\gamma$)

$$\begin{aligned} \Delta x &= \frac{\Delta y}{2} \cos(\beta_B + \frac{\Delta y}{2}), \\ \Delta y &= \frac{\Delta y}{2} \sin(\beta_B + \frac{\Delta y}{2}), \end{aligned} \quad (15)$$

- при уменьшении угла челюсти (- $\Delta\gamma$)

$$\begin{aligned} \Delta x &= \frac{\Delta y}{2} \cos(\beta_B - \frac{\Delta y}{2}), \\ \Delta y &= \frac{\Delta y}{2} \sin(\beta_B - \frac{\Delta y}{2}), \end{aligned} \quad (16)$$

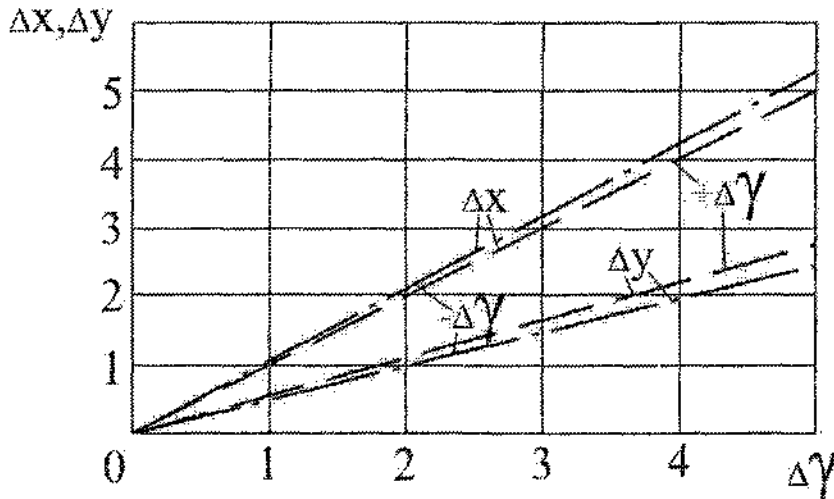


Рис.12. Величины горизонтальных (Δx) и вертикальных (Δy) перемещений в зависимости от изменения угла челюсти $\Delta\gamma$

Расчеты по формулам (15, 16) представим в виде графика на рис.12.

Значения горизонтальных (Δx) и вертикальных (Δy) перемещений в зависимости от изменения угла челюсти $\Delta\gamma$, представленные на рис.12, показывают, что уже при $\Delta\gamma = 1^\circ$ перемещения НЧ будут существенными, соизмеримыми с характерными размерами окклюзионных элементов зуба, и учет их при анализе окклюзионных соотношений необходим.

В заключение этого раздела отметим, что для балки величина перемещений зависит от общей длины (расстояния между опорами) в кубе [1]. Эту же закономерность для НЧ выражают формулы

(11,12). Поэтому изменение угла γ при вторичной (остаточной) деформации приведет к изменению «общей длины» НЧ – расстояния от суставной головки до нижней точки фронтальной части подбородка при переходе ее в нижний край тела челюсти, что хорошо видно при так называемой старческой прогении. Степень этого влияния на НДС НЧ может быть исследована дополнительно по полученным формулам.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Система нижняя челюсть – опорные зубы (имплантаты) – протезы (съёмные, мостовидные и пр.) – зубы-антагонисты «работает» в строгой взаимосвя-

зи ее элементов. При смыкании челюстей (акте откусывания или жевания) жевательная нагрузка вызывает деформацию каждого элемента пропорционально его жесткости (податливости), нагружая, в конце концов, костные ткани, окружающие каждый опорный элемент. Рационализация и оптимизация всех элементов и системы в целом – залог ее долговечности.

2. Среди показателей жесткости элементов любой системы особая роль принадлежит показателю податливость.

Податливость любой биоконструкции является относительным показателем, характеризующим способность сопротивляться внешним нагрузкам вне зависимости от их конкретной величины. Показатель податливости может быть вычислен аналитически, так как математически вычисляется по формулам, включающим основные конструкционные параметры системы.

3. Разработана методика определения податливости НЧ (упругих перемещений) и вычисления ее значения для конкретного пациента.

4. Получены аналитические зависимости для определения параметров челюсти (линейной длины и высоты) в зависимости от изменения угла челюсти.

5. В совокупности определение податливости НЧ (упругих перемещений) и аналитических зависимостей для определения параметров челюсти (линейной длины и высоты) в зависимости от изменения угла челюсти позволит учитывать их при анализе окклюзионных соотношений зубов конкретного пациента.

Литература

1. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский – Х: Изд-во «Форт», 2010. – 516 с., ил.
 2. Воробьев В.П. Анатомия человека / В.П. Воробьев. – М: Госмедиздат, 1932. – Т.1. – С.383-394.
 3. Бусыгин А.Т. Строение челюстных костей / А.Т. Бусыгин. – Ташкент, Медгиз УзССР, 1962. – 101 с., ил.

4. Гинали В.Н. Изменения височно-челюстного сустава при потере зубов / В.Н. Гинали; под ред. проф. А.Т. Бусыгина. – Т.: Медицина, 1966. – 84 с.
5. Копейкин В.Н. Зубопротезная техника / (В.Н. Копейкин, В.Ю. Курляндский, Я.С. Кнубовец, И.М. Оксман). – М.: Медицина. – М., 1967. – 432 с., ил.
6. Гаврилов Е.И. Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, И.М. Осман. – М.: Медицина, 1968. – 499 с., ил.
7. Гаврилов Е.И. Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков : [учебник]; 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1984. – 576 с., ил.
8. Привес М.Г. Анатомия человека / М.Г. Привес, Н.К. Лысенков, В.И. Бушкович; под ред. М.Г. Привеса. – [9 изд.] – М.: Медицина, 1985. – 672 с., ил.
9. Жулев Е.Н. Несъемные протезы / Е.Н. Жулев // Теория, клиника и лабораторная техника. – Н. Новгород: Изд-во НГМА, 1995. – 365 с., ил.
10. Хватова В.А. Клиническая гнатология / В.А. Хватова. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005. – 296 с.
11. Советский энциклопедический словарь; гл. ред. А.М. Прохоров. – [4-е изд.] – М.: Сов. энциклопедия, 1987. – 1600 с.
12. Чуйко А.Н. О некоторых особенностях расчета нижней челюсти при функциональной нагрузке / А.Н. Чуйко, А.В. Маргвелашвили // Российский журнал биомеханики. – 2009. – №2. – С.69-79.
13. Чуйко А.Н. Определение основных механических характеристик костных тканей на базе данных компьютерной томографии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский // Современная стоматология. – 2011. – №1. – С.90-98.
14. Mow C. Basic Orthopedic Biomechanics // Mow C., Hayes W.C. - New York, 1991.

Стаття надійшла
15.03.2011 р.

Резюме

На основе общих соотношений механики (условия прочности и условия жесткости) с учетом данных компьютерной томографии пациента, позволяющих учесть геометрические параметры и механические свойства костных тканей, проведено исследование величины первичной (упругой) и вторичной (остаточной) деформации нижней челюсти и ее взаимосвязи с окклюзионным соотношением зубов.

Ключевые слова: нижняя челюсть, компьютерная томография, геометрические параметры, механические свойства, костная ткань, первичная (упругая) деформация, вторичная (остаточная) деформация, окклюзионное соотношение.

Резюме

На основі загальних співвідношень механіки (умови міцності й умови жорсткості) з урахуванням даних комп'ютерної томографії пацієнта, що дозволяють урахувати геометричні параметри і механічні властивості кісткових тканин, досліджені величини первинної (пружної) і вторинної (залишкової) деформації нижньої щелепи та її взаємозв'язку з оклюзійним співвідношенням зубів.

Ключові слова: нижня щелепа, комп'ютерна томографія, геометричні параметри, механічні властивості, кісткова тканина, первинна (пружна) деформація, вторинна (залишкова) деформація, оклюзійне співвідношення.

Summary

The research of the quantity of primary (resilient) and secondary (residual) mandibular deformation and its interrelation with the occlusive teeth correlation was conducted on the basis of common mechanical proportions (conditions of durability and inflexibility) and taking into account patient's computer tomography data, allowing to consider geometrical parameters and mechanical properties of bone tissues.

Key words: mandible, computer tomography, geometrical parameters, mechanical properties, bone tissue, primary (resilient) deformation, secondary (residual) deformation, occlusive correlation.