

УДК 616.716-073:004

## Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии

А.Н. Чуйко, Д.К. Калиновский<sup>1</sup>, К.Р. Пограничная<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького. Украина

<sup>2</sup>Львовский национальный медицинский университет им. Д. Галицкого. Украина

(Окончание. Начало см. в № 2, 2011 г.)

*Strength and stiffness of the lower jaw were analysed in health and after reconstruction with use of a meshed implant proceeding from an analysis of a specified design model on the basis of a patient's computed tomography data; the above model will make it possible to take into account both geometrical parameters and mechanical properties of osseous and soft tissues.*

*На підставі аналізу уточненої розрахункової схеми, бази даних комп'ютерної томографії пацієнта, яка дозволяє урахувати як геометричні параметри, так і механічні властивості кісткових і м'яких тканин, проведено аналіз міцності і жорсткості нижньої щелепи в нормі і після реконструкції з використанням сітчастого імплантата.*

**Ключевые слова:** компьютерная томография, расчетная схема, геометрические параметры, механические характеристики, сетчатый имплантат, прочность, жесткость

### Введение

Ранее [1] нами достаточно подробно изложены возможности технологии СТ/CAD/CAM/CAE в челюстно-лицевой хирургии — методики реконструкции травмированной челюсти без вскрытия операционного поля. В проведенном исследовании [1] активно использованы только две составляющие системы — СТ/CAD с их конкретной реализацией, заложенной в программах MIMICS и SolidWorks. Возможность использования составляющих CAE/CAM только намечена. Но в системном подходе при анализе таких сложных объектов, которые имеют место в челюстно-лицевой хирургии (ЧЛХ), особую роль приобретает биомеханическое сопровождение (анализ), построенное на базе современных компьютерных технологий и методах механико-математического моделирования.

Целью статьи является изложение возможностей биомеханического сопровождения как элемента системы СТ/CAD/CAE/CAM для комплексного решения наиболее актуальных задач в практической челюстно-лицевой хирургии с анализом прочности и жесткости объекта исследования как в норме, так и при любых видах реконструкции, например при необходимости изготовления индивидуальных имплантатов.

### Материал и методы

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 люди ежедневно пережевывают пищу по несколько раз в день, а тысячи ученых постоянно исследуют этот процесс, представление о НЧ как упругом теле в литературе встречается очень редко, т.е. НЧ воспринимается большинством специалистов (челюстно-лицевых хирургов, ортопедов, имплантологов, ортодонтот и др.) как абсолютно жесткое, недеформируемое тело. Так ли это, и в каких случаях такое представление допустимо?

В нашей работе [2] НЧ изначально рассматривалась как упругое тело, основное внимание уделялось ее прочности. Основные положения и результаты, изложенные и достигнутые в этой работе, будут использованы и в предлагаемом исследовании. Вопросы жесткости (определения перемещений) рассматривали только в контексте прочности. Поэтому предлагаемое исследование можно считать логическим продолжением нашей работы [2]. Исследование этих вопросов в литературе существенно отстает и от запросов клинической практики, и от возможностей

биомеханического анализа, построенного на современных компьютерных технологиях.

**Основные понятия, зависимости и определения, используемые при биомеханическом анализе.** Выполнение поставленной задачи — биомеханическое исследование наиболее актуальных задач в практической челюстно-лицевой хирургии с анализом прочности и жесткости объекта исследования в норме и при любых видах реконструкции — можно разделить 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 механических свойств костных и мягких тканей. При этом следует учитывать основные принципы, термины и определения, изложенные в монографии «Биомеханика в стоматологии» [2].

В основе биомеханического анализа челюстей в норме и при любых патологических изменениях, а также элементов, используемых при реконструкции зубного ряда (имплантатов, вставок 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, 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 принадлежит показателю податливости.

Податливость любой биоконструкции является относительным показателем, характеризующим способность сопротивляться внешним нагрузкам вне за-

висимости от их конкретной величины. Показатель податливости может быть вычислен аналитически, так как математически определяется по формулам, включающим основные конструктивные параметры. Он может быть определен и экспериментально, если замеренные перемещения в системе разделить на величину нагрузки, вызвавшей это перемещение (податливость — величина, обратная жесткости, имеет размерность мм/Н). Податливость — это перемещение в системе при силе, равной единице. Этот показатель будет использован ниже при проведении конкретного исследования.

Система «НЧ — опорные зубы (имплантаты) — протезы (съёмные, мостовидные и пр.) — зубы-антагонисты» работает в строгой взаимосвязи ее элементов. При смыкании челюстей (акте 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, в том числе с позиций биомеханики, — залог ее долговечности.

**Особенности анатомии и расчетные схемы нижней челюсти человека.** Анатомия и биомеханика (движение) нижней челюсти в специальной литературе [2–7] рассмотрены достаточно подробно. Как будет показано ниже, линейные размеры и угол НЧ являются основными параметрами, характеризующими расчетную схему. Поэтому для большей ясности последующих рассуждений рассмотрим анатомию нижней челюсти в контексте предстоящего анализа прочности и жесткости челюсти, для чего приведем несколько цитат из наиболее популярных изданий.

В популярном советском учебнике «Ортопедическая стоматология» [5] читаем: «Нижняя челюсть является единственной подвижной костью лицевого скелета, на которой фиксировано большое число мышц. Вследствие этого нижняя челюсть находится под постоянным функциональным воздействием. Этим же объясняется сложность ее строения. Наружная и внутренняя поверхность нижней челюсти изобилуют неровностями, шероховатостями, вдавливаниями, происхождение которых обусловлено действием прикрепляющихся к ней мышц.

... Угол нижней челюсти претерпевает изменения на протяжении всей жизни. У новорожденного угол нижней челюсти в среднем равен  $140^\circ$ . Когда заканчивается прорезывание молочных зубов (3–4 года), угол уменьшается до  $133,4^\circ$ . Уменьшается угол и в период прорезывания постоянных зубов, в том числе и зуба мудрости. В.Н. Трезубов, про-

водивший измерения на профильных телерентгенограммах у лиц в возрасте 18–20 лет, нашел, что угол нижней челюсти составляет от 112 до 134° (119,8±5°). В дальнейшем при частичной или полной потере зубов угол нижней челюсти начинает вновь увеличиваться. 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.

С возрастом изменяется соотношение длины тела нижней челюсти и ее ветви. Так, на основании антропометрических измерений 900 нижних челюстей А.И. Дойников пришел к выводу, что у новорожденных отношение длины тела челюсти к высоте ветви составляет 100:41,2, а у взрослых — 100:69,4.

...В практической деятельности важно знать усилия, которые развивают мышцы при раздроблении той или иной пищи. Эти усилия зависят от места на зубной дуге, где раздробляется пища, и консистенции пищи. Регуляция мышечных усилий осуществляется рефлекторно барорецепторами пародонта.

...Нижняя челюсть человека совершает движения в трех направлениях: вертикальном (вверх и вниз), что соответствует закрыванию и открыванию рта; сагиттальном (вперед и назад); трансверсальном (вправо и влево). Каждое движение нижней челюсти происходит при одновременном скольжении и вращении суставных головок. Разница заключается лишь в том, что при одном движении в суставах преобладают шарнирные движения, а при другом — скользкие».

Цифры, близкие к приведенным, содержатся и в других работах. В работе В.Н. Гинали [3] приводится перечень основных геометрических параметров НЧ и височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) (в количестве 26), их среднестатистические значения и инструменты, с помощью которых эти параметры измеряли. Так как не все эти параметры получили применение в клинической практике, приведем только те из них, которые будут использованы ниже:

1. Проекционная длина нижней челюсти — расстояние от вертикальной плоскости, соприкасающейся с задними краями суставных головок, до наиболее выступающей точки подбородка, при вертикальном положении пластинки мандибулеметра.

2. Длина тела нижней челюсти — расстояние от нижнечелюстного угла до наиболее выступающей точки подбородка.

3. Суставная высота — наименьшее расстояние от наивысшей точки суставной головки до плоскости основания челюсти при вертикально поставленной пластинке 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 и относительно каких точек замерять угол нижней челюсти. Поэтому приведем эту информацию по работе В.Н. Копейкина и соавт. [4]: «Нижний край тела челюсти и задний край восходящей ветви образуют угол...», т.е. замер проводится по наружным анатомическим образованиям, которые не являются прямолинейными. 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 Советского энциклопедического словаря [6]:

«Угол (плоский) — геометрическая фигура, образованная двумя лучами (сторонами  $U$ ), выходящими из одной точки (вершины  $U$ )». 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 работе В.Н. Гинали [3] 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.

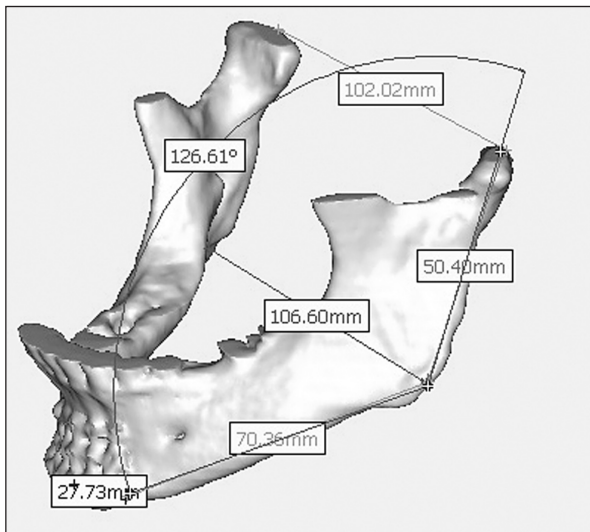


Рис. 1. 3D-модель и основные линейные размеры НЧ пациента Л.

Наивысшая точка суставной головки — именно такое определение мы считаем более правильным, чем точка, расположенная в центре головки, через которую часто проводят условную ось вращения. 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 позиций 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 Л. [1].

На рис. 1 приведена 3D-модель и основные линейные размеры НЧ пациента, на рис. 2, 3 — ее расчетные схемы.

Данных, приведенных на рис. 1, уже достаточно, чтобы построить расчетную модель челюсти, необходимую для дальнейшего анализа. На рис. 2, 3 приведены схемы расчетной модели челюсти, построенные на основании трех характерных точек, при выборе которых учтены особенности, изложенные выше. На рис. 2 и 3 обозначено:  $l_T$  — расстояние от наружной кромки фронтальной части до угла ветви челюсти;  $l_\Phi$  — длина фронтальной части НЧ в сагиттальной плоскости;  $l_B$  — длина ветви челюсти;  $l_3$  — расстояние от угла челюсти до зуба-антагониста;  $b_p$ ,  $b_\gamma$  и  $b_\Phi$  — расстояние между головками, углом челюсти слева и справа, ширина фронтальной части;  $\beta_B$  — угол отклонения ветви челюсти от вертикали. Тогда угол челюсти (рис. 2, 3)  $\gamma = 90^\circ + \beta_B$ . Распределенная нагрузка от жевательных мышц приведена к статически эквивалентной сосредоточенной силе  $F$ , приложенной к углу челюсти. Угол  $\beta_F$  показывает величину отклонения силы жевательных мышц от вертикали.

Как видим, вводимые расчетные параметры:  $l_T$  — длина тела челюсти;  $l_B$  — длина ветви челюсти

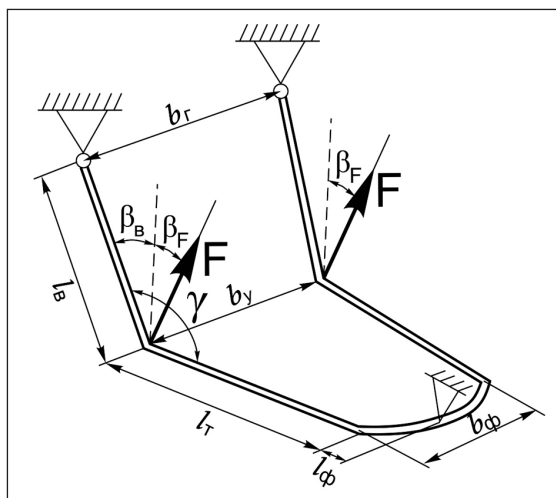


Рис. 2. Схема расчетной модели челюсти при откусывании пищи

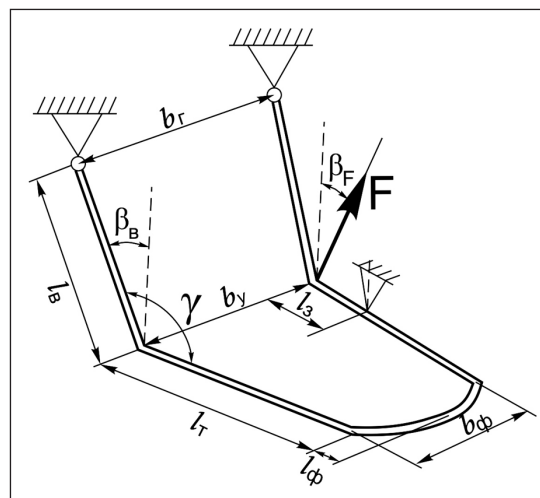


Рис. 3. Схема расчетной модели челюсти при жевании пищи

ти;  $l_{\phi}$  — длина фронтальной части челюсти;  $b_r$ ,  $b_y$ ,  $b_{\phi}$  — ширина между головками, углами и фронтальной части челюсти соответственно;  $\beta_b$  — угол отклонения ветви челюсти от нормали к плоскости тела челюсти;  $\beta_r$  — угол отклонения вектора жевательной силы от нормали к плоскости тела челюсти;  $\gamma$  — 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. 2 и 3, является то, что первая из них, моделирующая процесс откусывания пищи, является симметричной, а вторая, моделирующая процесс жевания пищи, — 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 опорой 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 нашей работе [2].

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

**Определение механических характеристик мягких и костных тканей.** В любой из дисциплин, где компьютерная томография (КТ) используется не только для диагностики, но и для моделирования, например при конечноэлементном анализе, необходимо учитывать как геометрические особенности, так и физико-механические свойства, т.е. определять механические характеристики мягких и костных тканей.

В технике при определении физических и механических характеристик материалов существует достаточно строгое разделение всех методов контроля на разрушающие и неразрушающие. Разрушающие испытания проводят, как правило, с использованием специально подготовленных образцов, и применительно к определению механических свойств материалов они дают наиболее точные результаты. Неразрушающие методы контроля в технике приме-

няют 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 стоматологии в частности, широкую популярность получила классификация по Lekholm и Zarb [2], состоящая из групп в зависимости от морфологии и плотности кости.

Группа А — интактный альвеолярный отросток, без признаков атрофии; костная ткань челюсти представлена практически полностью компактным слоем. Такой тип архитектоники чаще встречается во фронтальном отделе нижней челюсти, реже в боковых ее отделах.

Группа В — незначительная резорбция края альвеолярного отростка; соотношение компактного и губчатого слоев составляет 1:1. Губчатый слой представлен немногочисленными, но очень толстыми трабекулами; толщина контактного слоя — 3–5 мм. Такой тип архитектоники чаще встречается в области малых и больших коренных зубов и во фронтальном отделе нижней челюсти.

Группа С — полная резорбция альвеолярного отростка до уровня базального отдела челюстей; соотношение компактного и губчатого слоев составляет 3:1. Толщина компактного слоя при таком типе архитектоники обычно 2–3 мм. Губчатый слой представлен равномерной, хорошо развитой сетью трабекул, однако они тонкие и не формируют четко ориентированные структуры. Такой тип архитектоники чаще встречается в области моляров и во фронтальном отделе нижней челюсти.

Группа D — начальная резорбция базальных отделов; соотношение компактного и губчатого слоев составляет 4:1 и более. Толщина компактного слоя — 1–2 мм. Губчатый слой представлен рыхлой сетью тонких трабекул, встречается редко в области моляров нижней челюсти.

Группа E — значительная резорбция базальных отделов челюсти. Толщина компактного слоя составляет 2–4 мм. Губчатый слой почти отсутствует.

Эта классификация, построенная на базе анатомических исследований *in vitro*, не совсем отвечает требованиям 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.

**Таблица 1.** Зависимость чисел HU, плотности и механических характеристик для разных структурных составляющих костных и мягких тканей

Ткань	HU	$\rho$ , г/см <sup>3</sup>	$\sigma$ , МПа	E, 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
Компактная 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
Мышечная 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	5,36–0,94	0,059–1,24

представили концепцию использования результатов КТ для предварительной оперативной оценки качества кости кандидатов для установки дентальных имплантатов. Масштабы использования КТ начали быстро расти по мере уменьшения озабоченности в связи возможностью получения пациентом повышенных радиационных доз.

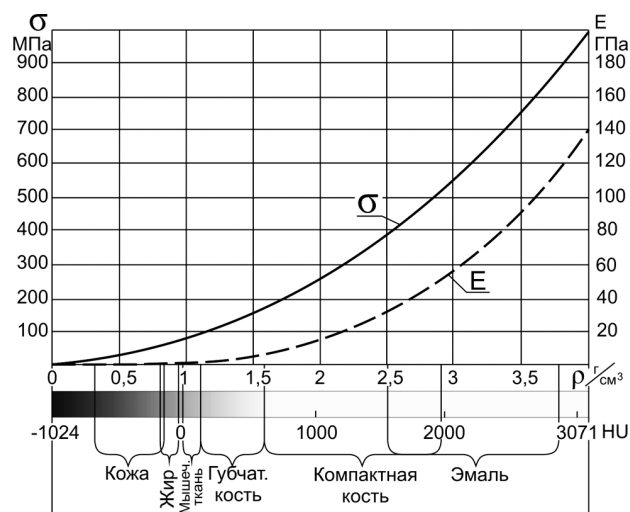
Компьютерная томография в ее стандартном применении, когда свойства мягких и костных тканей определяются посредством условных рентгенологических показателей, чисел Хаунсфилда, является наиболее рациональным методом. Ткани и органы визуализируются различно, более плотные выглядят менее затемненными, но конкретные механические показатели, необходимые, в первую очередь, при биомеханических исследованиях, числа Хаунсфилда 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 Хаунсфилда (Hounsfield, HU), определяющими рентгенологическую плотность ткани в условных единицах, и физической (реальной) плотностью мягких и костных тканей и их механическими характеристиками — пределом прочности ( $\sigma$ ) и модулем упругости (E). Создается единая линейная зависимость между числами HU, измеряемыми в диапазоне как отрицательных, так и положительных чисел HU, и физической плотностью ( $\rho$ ). Определение соотношения между единицей HU и приращением плотности позволяет получать основные механические характеристики мягких и костных тканей пациента на базе данных компьютерной томографии фактически в режиме реального времени.

Поставленная задача достигается тем, что при использовании интерактивных программных пакетов (типа MIMICS, Ez3D и др.) для визуализации и сегментации изображений замер плотности тканей

у конкретных пациентов позволяет установить соответствие значений серого цвета на томограмме значениям серого цвета на мониторе. Значения серого на изображениях КТ 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, отражает 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 пороги (уровни) плотности для разных структурных составляющих костных и мягких тканей взрослого человека (табл. 1, рис. 4).

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  $\rho = 0,00129$  г/см<sup>3</sup> и для воды  $\rho = 1,0$  г/см<sup>3</sup>, получим, что единица HU1 соответствует плотности  $\rho = 0,975 \times 10^{-3}$  г/см<sup>3</sup>. Далее, условно совмещая начало шкалы с отметкой HU = -1024, можно получить абсолютные приращения чисел  $\Delta$ HU для



**Рис. 4.** Гистограмма порогов (уровней) чисел HU, плотности и механических характеристик для разных структурных составляющих костных и мягких тканей

всех структур костных тканей, приведенных на гистограмме (рис. 4).

Этот алгоритм можно выразить с помощью следующих зависимостей:

$$HU1 = \frac{1,0 - 0,00129}{1024} = 0,975 \cdot 10^{-3},$$

тогда,  $\rho = 1,29 \cdot 10^{-3} + 0,975 \cdot 10^{-3} \cdot \Delta NU$ , где  $\Delta NU$  — абсолютные приращения чисел  $\Delta NU$  для всех структур костных тканей, от условного нуля, совпадающего с  $HU = -1024$ , приведенного на гистограмме (рис. 4).

При дальнейшем анализе для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от их плотности будем использовать эмпирические формулы [2]:

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

где  $\rho$  — плотность костной ткани, которая измеряется в  $г/см^3$ . В этом случае модуль упругости и напряжения имеют размерность мегапаскаль (МПа).

Рассмотрим эти формулы во взаимосвязи с табл. 1 и гистограммой на рис. 4. Для более удобного использования на практике эти же данные приведены на рис. 4 в виде графических зависимостей  $\sigma$  и  $E$ .

При сравнении результатов, приведенных в табл. 1, с данными из нашей работы [2] сразу видна очень хорошая корреляция, где прочность губчатой кости изменяется в диапазоне 26–160 МПа, прочность компактной кости в диапазоне 50–400 МПа и значения модулей упругости губчатой и компактной кости равны соответственно  $5,0 \times 10^3$  МПа и  $20,0 \times 10^3$  МПа. Можно ожидать, что после уточнения эмпирических формул типа (1) и их дифференциации по типу кости, полу и возрасту пациента результаты по определению механических характеристик будут еще точнее.

Рассмотрим возможности предлагаемого способа определения механических характеристик мягких и костных тканей на конкретных клинических примерах.

## Результаты и их обсуждение

**Анализ внутренних усилий в нижней челюсти в процессе откусывания пищи.** В нашей работе [2] показано, что биомеханика процессов откусывания и жевания существенно различается. Кроме этого изгибающие моменты у угла челюсти, в наиболее опасной зоне, соизмеримы — за счет изменения плеч передачи нагрузки. Рассмотрим оба эти процесса последовательно, используя данные КТ конкретного пациента. Ответ на этот вопрос, так же как и на вопрос о прочности и жесткости НЧ

после операции, является одной из целей исследования этого раздела.

Схематизация нижней челюсти в виде пространственной рамы, представленная на рис. 2 и 3, является механизмом, т.е. она может свободно вращаться вокруг шарниров до возникновения какого-либо ограничения. В рассматриваемом случае ограничителем движения может являться любой зуб-антагонист, который вступает в контакт с рассматриваемым зубом либо непосредственно, либо через пищевой комок.

В процессе откусывания (при включении двух передних резцов) НЧ можно представить в виде симметричной рамы с симметричным действием жевательной нагрузки, что позволяет рассматривать только половину системы. Представим нижнюю челюсть в виде плоской рамы (рис. 5). Легко увидеть, что рис. 6 повторяет рис. 2 и 3, но с некоторыми дополнительными обозначениями, которые будут необходимы далее. Особо отметим, что при такой схематизации мы фактически предполагаем, что фронтальная часть челюсти отсутствует (рис. 5), т.е. усилия в этом элементе определить невозможно. К возможности преодоления этого допущения вернемся ниже.

Легко показать (рис. 6), что высота  $h_g$  и ширина отклонения  $b_g$  ветви челюсти соответственно равны

$$h_g = l_g \cos \beta_g, \quad b_g = l_g \sin \beta_g \quad (2)$$

Суставная головка челюсти является классическим шарниром как по строению, 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 закрепленная в двух точках (в зоне суставной головки и в зоне резцов), что схематически отражено на рис. 6 в виде неподвижного и подвижного шарниров. Реакция, возникающая в неподвижном шарнире, может быть представлена в виде двух составляющих (например горизонтальной и вертикальной либо поперечной

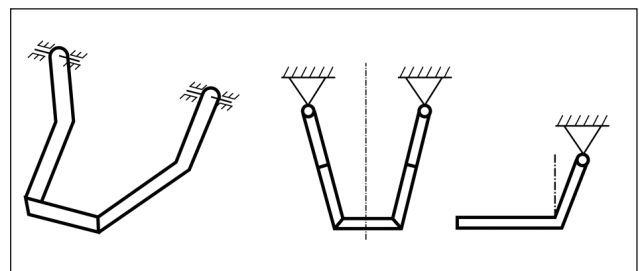


Рис. 5. Схематизация НЧ в виде пространственной рамы

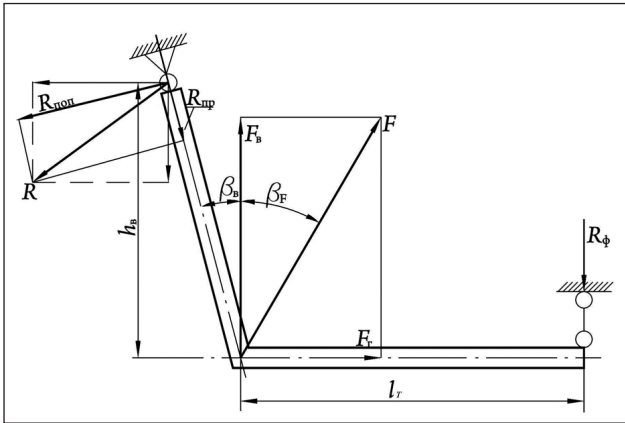


Рис. 6. Расчетная схема нижней челюсти в виде плоской рамы

$R_{нон}$  и продольной  $R_{пр}$ ), а в подвижном шарнире — в виде одной составляющей  $R_{\phi}$ .

Для удобства последующего анализа разложим жевательную нагрузку  $F$  на две составляющие: горизонтальную  $F_g$  и вертикальную  $F_b$ , которые соответственно равны

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

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

$$R_z = F \sin \beta_f, \quad R_e = \frac{F}{l_T + b_e} (l_T \cos \beta_f - l_e \cos \beta_e \sin \beta_f), \quad (4)$$

$$R_{\phi} = \frac{F \cdot l_e}{l_T + b_e} \sin(\beta_f + \beta_e). \quad (5)$$

Отметим, что  $R_{\phi}$  представляет собой силу откусывания или силу прикуса резцов.

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

$$R = \sqrt{R_z^2 + R_e^2} \quad \text{и} \quad \text{tg} \beta_R = \frac{R_z}{R_e}. \quad (6)$$

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

$$R_{пр} = R \cos(\beta_e + \beta_R), \quad R_{нон} = R \sin(\beta_e + \beta_R), \quad (7)$$

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

$$N = R_{пр}, \quad Q = R_{нон} \quad (8)$$

Максимальный изгибающий момент в угле челюсти (рис. 6) равен

$$M = R_{\phi} l_T \quad (9)$$

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

**Анализ прочности и жесткости нижней челюсти. Определение внутренних усилий в нижней челюсти в процессе откусывания пищи.** Следуя обозначениям и данным, приведенным на рис. 2 и 3, рассмотрим челюсть (рис. 1) с геометрическими размерами  $l_T = 70,4$  мм;  $l_B = 50,4$  мм и  $\gamma = 126,6^\circ$ , что дает  $\beta_B = 36,6^\circ$ . Примем угол действия жевательной силы  $\beta_f = 30^\circ$ . Так как величина жевательной силы нам неизвестна, воспользуемся приемом, реализованным в нашей работе [2]. Если величина функциональной нагрузки для резца  $R_{\phi} = 70$  Н, то при принятых линейных размерах и угле действия жевательной силы, по формуле (5), ее величина  $F = 152$  Н [2].

Эпюры внутренних силовых факторов  $N$ ,  $Q$  и  $M$ , рассчитанных по формулам (8) и (9), представлены на рис. 7.

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

Как отмечалось выше, принятая плоская расчетная схема (рис. 6) не позволяет определить усилия во фронтальной части НЧ. Но для этого пациента, при характере его травмы, такой расчет необходим. Для решения этого вопроса рассмотрим еще одну плоскую схему, спроектировав действующие силы и реакции на фронтальную плоскость, приложив их к самоуравновешенному рычагу, опирающемуся на резцы. Момент в поперечном сечении челюсти между резцами (в сагиттальной плоскости) из условия равновесия можно определить по формуле:

$$M_{\phi} = F_e \frac{b_y}{2} - R_e \frac{b_z}{2} = 131,6 \frac{106,6}{2} - 71 \frac{102}{2} = 3393 \text{ Нмм.}$$

Момент в поперечном сечении челюсти в области травмы можно определить по формуле:

$$M_{тр} = \left[ M_{\phi} - F_e \left( \frac{b_y - b_z}{2} \right) \right] \frac{b_z - b_e}{b_z} = \left[ 3393 - 131,6 \left( \frac{106,6 - 102}{2} \right) \right] \frac{102 - 27,7}{102} = 2249,7 \text{ Нмм.}$$

Полученные значения внутренних силовых факторов будут использованы ниже при оценке прочности и жесткости рассматриваемой челюсти.

**Анализ уточненной расчетной схемы НЧ по данным компьютерной томографии. Напряже-**

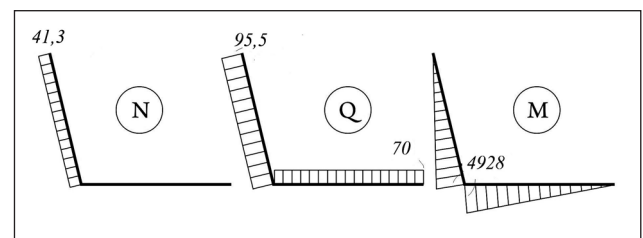


Рис. 7. Эпюры внутренних силовых факторов  $N$  (а),  $Q$  (б) и  $M$  (в). Силы  $N$  и  $Q$  указаны в Н, момент  $M$  в Нмм



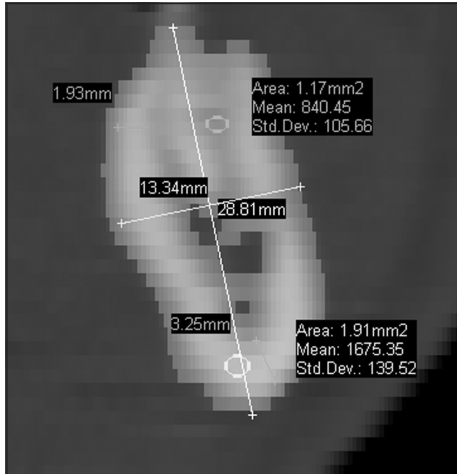


Рис. 8. Фото рентгенограммы нижней челюсти. Плотность кости и линейные размеры сечения в зоне, отдаленной от травмы

### ния и перемещения в НЧ в норме (до операции).

Для оценки прочности НЧ необходимо знать свойства костных тканей и геометрические характеристики сечений, приближенная методика расчета которых изложена в нашей работе [2].

Для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от плотности костных тканей используем эмпирические формулы (1).

Для более точного отражения механических свойств костных тканей рассмотрим несколько сечений НЧ в зоне, отдаленной от травмы (рис. 8). Результаты замеров плотности кости (НУ) и линейных размеров представлены в табл. 2. Основные обозначения, использованные в табл. 2, приведены на рис. 9.

В соответствии с данными, представленными в табл. 2, примем средние значения чисел НУ для компактной и губчатой кости соответственно  $HU_k = 1720$  и  $HU_r = 506,7$ . Условно совмещая начало шкалы с отметкой  $HU = -1024$ , получим  $\Delta HU_k = 2744$  и  $\Delta HU_r = 1530,7$ . Тогда, учитывая, что единица НУ1 равна  $\rho = 0,975 \cdot 10^{-3} \text{ г/см}^3$ , получим плотность компактной кости, равную  $\rho_k = 2,675 \text{ г/см}^3$ , и плотность губчатой кости  $\rho_r = 1,49 \text{ г/см}^3$ . По формулам (1) получим значения для модуля упру-

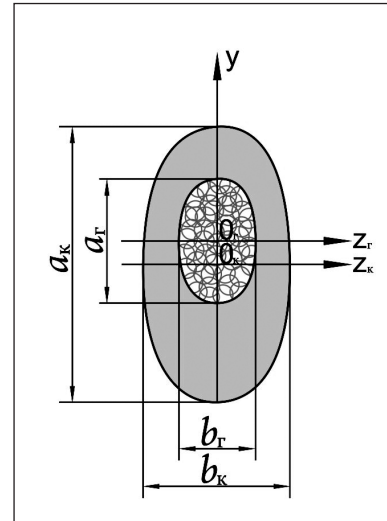


Рис. 9. Схема сечения челюсти

кости и предела прочности:

$$E_k = 42,01 \times 10^3 \text{ МПа} \text{ и } E_r = 7,26 \times 10^3 \text{ МПа},$$

$$\sigma_k = 429,3 \text{ МПа} \text{ и } \sigma_r = 133,2 \text{ МПа}.$$

Редукционный коэффициент, который будет использован ниже,  $\phi = 7,26/42,01 = 0,173$ .

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. Поскольку такие исследования для костных тканей нам неизвестны, поступим так же, как приближенно принимают для металлов, что предел усталостной прочности:

$$\sigma_{-1} = 0,5\sigma_s = 0,5 \times 429,3 = 214,6 \text{ МПа}.$$

Примем, что характерное поперечное сечение челюсти имеет форму, близкую к эллипсу (рис. 9, 10), с размерами  $a_k = 26,0 \text{ мм}$ ;  $a_r = 21 \text{ мм}$ ;  $b_k = 13,5 \text{ мм}$  и  $b_r = 9,5 \text{ мм}$  (рис. 10). Смещение центров тяжести эллипсов, ограничивающих компактную и губчатую кость:

$$y_r = 0,5 \text{ мм}.$$

Площади поперечных сечений и моментов инерции соответствующих компонентов кости по внешнему контуру определим по формулам [2]:

Таблица 2. Плотность кости (НУ) и линейные размеры в разных сечениях

Параметр	Сечение 1	Сечение 2	Сечение 3	Среднее значение
$HU_k$	1675	1727	1758	1720
$HU_r$	840	345	335	506,7
$a_k$	28,81	24,47	24,69	26,0
$b_k$	13,34	14,4	12,66	13,5
$\delta_{кн}$	3,25	3,02	2,89	3,0
$\delta_{кв}$	1,93	1,93	2,13	2,0
$a_r$				21,0
$b_r$				9,5

$$A_k = \pi \alpha_k b_k / 4 = \pi \cdot 26,0 \cdot 13,5 / 4 = 275,7 \text{ мм}^2;$$

$$A_z = \pi \alpha_z b_z / 4 = \pi \cdot 19 \cdot 10 / 4 = 156,7 \text{ мм}^2;$$

$$J_{k,t} = \pi \alpha_k^3 \cdot b_k / 64 = \pi \cdot 26,0^3 \cdot 13,5 / 64 = 11,65 \cdot 10^3 \text{ мм}^4;$$

$$J_z = \pi \alpha_z^3 \cdot b_z / 64 = \pi \cdot 19^3 \cdot 10 / 64 = 4,32 \cdot 10^3 \text{ мм}^4.$$

Истинная площадь и момент инерции компактной кости как оболочки определяются как разность соответствующих геометрических характеристик:

$$A_{k,t} = A_k - A_z = 275,7 - 156,7 = 119 \text{ мм}^2$$

$$J_{k,t} = J_{k,t} - J_z = 11,65 \times 10^3 - 4,32 \times 10^3 = 7,34 \times 10^3 \text{ мм}^4$$

Вначале определим положение центра тяжести компактной кости как однородной изолированной оболочки с помощью соотношения [2]:

$$y_{c,k} = \frac{A_k \cdot y_k - A_z \cdot y_z}{A_k - A_z} = \frac{275,7 \cdot 0 - 156,7 \cdot 0,5}{275,7 - 156,7} = -0,66 \text{ мм}.$$

Положение центра тяжести сечения  $y_c$  вычислим также с помощью такого же соотношения, приняв коэффициент редукиции  $\varphi = 0,173$ :

$$y_c = \frac{A_{k,t} \cdot y_{c,k} + A_z \cdot \varphi \cdot y_z}{A_{k,t} + A_z \cdot \varphi} = \frac{119,0 \cdot (-0,66) + 156,7 \cdot 0,173 \cdot 0,5}{119,0 + 156,7 \cdot 0,173} = -0,44 \text{ мм}.$$

Здесь учтена редуцированная площадь поперечного сечения, которая равна:

$$A = A_{k,t} + \varphi \cdot A_z = 119 + 0,173 \cdot 156,7 = 146,11 \text{ мм}^2.$$

Момент инерции сечения относительно поперечной центральной оси определим по формуле [2]:

$$J = J_{k,t} + \varphi \cdot J_z + c_k^2 \cdot A_{k,t} + \varphi \cdot c_z^2 \cdot A_z =$$

$$= 7,34 \cdot 10^3 + 0,173 \cdot 4,32 \cdot 10^3 + (0,22)^2 \cdot 119 + 0,173 \cdot (0,94)^2 \cdot 156,7 = 8,118 \cdot 10^3 \text{ мм}^4$$

Здесь учтено, что  $c_k = 0,22$  мм и  $c_z = 0,94$  мм — расстояния от центра тяжести совокупного сечения до центров тяжести компонентов — компактной и губчатой кости. Таким образом, нами подготовлены необходимые исходные данные для анализа прочности челюсти.

Действующие напряжения в ветви челюсти от сжатия и сдвига определяются как:

$$\sigma = \frac{N}{A} = 41,3 / 146,11 = 0,283 \text{ МПа};$$

$$\tau = \frac{Q}{A} = 95,5 / 146,11 = 0,654 \text{ МПа}.$$

Действующие напряжения от изгиба определяются по формуле:

$$\sigma = \frac{M}{J} y_{\max} = 4928 \cdot 13,44 / 8,118 \cdot 10^3 = 8,16 \text{ МПа}.$$

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

Если принять по данным КТ, что травмирующие напряжения равны принятому значению усталостной прочности, т.е.  $\sigma_T = \sigma_1 = 214,6$  МПа, получим значение коэффициента запаса прочности:

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma} = 214,6 / 8,16 = 26,3.$$

Таким образом, коэффициент запаса прочности нижней челюсти пациента Л. в норме (до операции) при откусывании равен 26,3. В нашей работе [2] 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 режимах 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 более 15. Такой вывод в литературе мы не встретили.*

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 (правило Верещагина), после несложных преобразований для перемещений угла челюсти  $\Delta$  получим:

$$\Delta = \frac{R_\phi I_T^3}{3EJ} \left[ 1 + \left( \frac{l_s}{l_T} \right) \right]. \quad (10)$$

После подстановки  $R_\phi$  по (5) выражение для податливости  $\delta$  будет иметь вид:

$$\delta = \frac{l_s^2 l_T^2 \sin(\beta_F + \beta_s)}{3EJ} \left( \frac{l_T + l_s}{l_T + b_s} \right). \quad (11)$$

Анализ формулы (11) показывает, что податливость челюсти  $\delta$  при силе, приложенной к ее углу, зависит от длин тела челюсти  $l_T$  и ветви челюсти  $l_s$ , углов наклона жевательной силы  $\beta_F$  и ветви челюсти  $\beta_s$  и жесткости челюсти на изгиб  $EJ$ . Для принятых выше параметров по формуле (11) получим:

$$\delta = \frac{50,4 \cdot (70,4)^2 \cdot \sin(30 + 36,6)}{3 \cdot 42,01 \cdot 10^3 \cdot 8,1 \cdot 10^3} \left[ \frac{70,4 + 50,4}{70,4 + 30,05} \right] = 2,93 \cdot 10^{-4} \text{ мм/Н}.$$

Для сравнения приведем величины податливости отдельных зубов, представленные в нашей работе [2], которые лежат в диапазоне от  $1,42 \times 10^{-3}$  мм/Н (для моляра) до  $2,79 \times 10^{-3}$  мм/Н (для премоляра). Отметим, что жесткость самого зуба достаточно велика, а его податливость определяется наличием периодонта. Таким образом, податливость НЧ за счет ее общей упругости на порядок меньше податливости отдельных зубов в норме и может, при необходимости, 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 вперые.

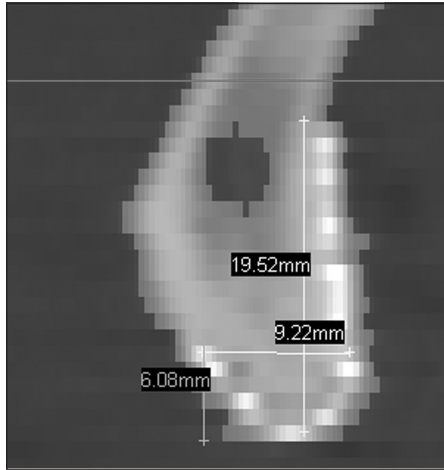


Рис. 10. Фото рентгенограммы нижней челюсти. Линейные размеры сетчатого имплантата в зоне сагиттального сечения

Абсолютные значения перемещений  $\Delta$  можно определить из соотношения

$$\Delta = \delta \times F. \quad (12)$$

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

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

**Напряжения и перемещения в НЧ в зоне сетчатого имплантата (после операции).** Для построения расчетной схемы НЧ после операции вначале рассмотрим геометрические характеристики сетчатого имплантата (СИ) с учетом его изготовления (изгиба) и подгонки в процессе операции [1]. На рис. 10 показаны линейные размеры СИ в зоне сагиттального сечения, а на рис. 11 расчетная схема его поперечного сечения.

Следуя размерам, приведенным на рис. 10, примем  $h = 15,52$  мм,  $R = 4,61$  мм, толщина пластинки  $\delta = 0,6$  мм. По формулам, использованным выше, можно после достаточно трудоемких вычислений определить:

- положение центра тяжести сечения  
 $x_c = 0,53$  мм,  $y_c = 2,6$  мм;
- моменты инерции относительно центральных осей  
 $J_x = 125,6$  мм<sup>4</sup>,  $J_y = 15,4$  мм<sup>4</sup> и  $J_{xy} = 184$  мм<sup>4</sup>;
- угол поворота главных осей  
 $\alpha = 36,6^\circ$

и другие механические характеристики. Подчеркнем, что при вычислении этих характеристик принято, что коэффициент перфорации сечения  $k = 0,167$ .

Далее вычислим моменты сопротивления — геометрические характеристики, определяющие

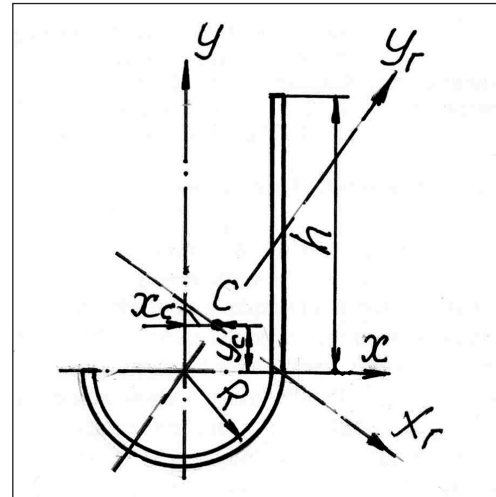


Рис. 11. Расчетная схема поперечного сечения СИ

прочность сечения: для сечения в форме эллипса (кости в норме)

$$W_x = \frac{J_x}{y_{\max}} = \frac{8,118 \cdot 10^3}{13,44} = 6,04 \cdot 10^2 \text{ мм}^3;$$

для сечения сетчатого имплантата (рис. 11)

$$W_x = \frac{J_x}{y_{\max}} = \frac{125,57 \cdot 10^3}{12,92} = 9,72 \text{ мм}^3.$$

Таким образом, при прочих равных условиях прочность кости в норме (до операции) выше, чем прочность СИ заданного профиля в

$$\frac{W_{x,c}}{W_{x,ci}} = \frac{604}{9,72} = 62 \text{ раза.}$$

Так как изгибающие моменты в угле челюсти и в зоне перелома различные, определим максимальные нормальные напряжения в СИ

$$\sigma = \frac{M_{mp}}{W_{x,ci}} = \frac{2249,7}{9,72} = 231 \text{ МПа.}$$

Сравнивать эти напряжения следует с допускаемыми напряжениями для титана, из которого изготовлен СИ. Так как марка титана, из которого изготовлен СИ, неизвестна, примем, следуя А.Н. Чуйко [2], для титана  $\sigma_T = 275\text{--}450$  МПа. Даже при верхнем значении этой величины, принимая

$$\sigma_{-1} = 0,5\sigma_T = 0,5 \cdot 450 = 225 \text{ МПа,}$$

т.е. прочность СИ сразу после операции, до заполнения перелома костной тканью, недостаточная.

*Единственная рекомендация пациенту — после операции при откусывании пищи развивать усилия меньше 70 Н, т.к. приведенные выше данные основывались на такой величине усилия.*

При наличии в системе даже одного небольшого участка с пониженной жесткостью, в данном случае в зоне сетчатого имплантата, этот участок можно рассматривать как упругий шарнир. Определение угловых перемещений в зоне перелома можно провести по формуле:

$$\theta = \frac{M \cdot l}{EJ} \quad (13)$$

Вначале определим жесткость на изгиб сечения кости НЧ и сечения СИ, в зоне перелома, приняв для титана [2] модуль упругости  $E = 1,1 \cdot 10^5$  МПа:

$$(EJ)_k = 42,01 \cdot 10^3 \cdot 8,118 \cdot 10^3 = 341 \cdot 10^6 \text{ Нмм}^2;$$

$$(EJ)_{cu} = 1,1 \cdot 10^5 \cdot 1,25 \cdot 10^2 = 137 \cdot 10^5 \text{ Нмм}^2,$$

т.е. жесткость кости в 25 раз выше, чем у сетчатого имплантата выбранного профиля.

Далее, учитывая, в соответствии с нашей работой [1], что дефект в зоне перелома после операции имеет ширину порядка 5 мм, подставим все полученные значения в формулу (13):

$$\theta_k = \frac{M \cdot l}{(EJ)_k} = \frac{2249,7 \cdot 5}{341 \cdot 10^6} = 3,21 \cdot 10^{-5} \text{ рад};$$

или  $\theta_k = 1,9 \cdot 10^{-3}$  град.

$$\theta_{cu} = \frac{M \cdot l}{(EJ)_{cu}} = \frac{2249,7 \cdot 5}{137 \cdot 10^5} = 8,21 \cdot 10^{-4} \text{ рад}$$

или  $\theta_{cu} = 4,68 \cdot 10^{-2}$  град.

Полученные значения углов позволяют определить взаимные линейные перемещения кромок кости в зоне перелома. В технике это носит название «раскрытие стыков». Принимая расстояния от центра тяжести сечения до максимально верхней точки сечения (в соответствии с рис. 10, 11)  $y_k = 13,44$  мм и  $y_{cu} = 18,79$  мм, получим:

$$\Delta l_k = \theta_k \cdot y_k = 3,21 \cdot 10^{-5} \cdot 13,44 = 4,3 \cdot 10^{-4} \text{ мм};$$

$$\Delta l_{cu} = \theta_{cu} \cdot y_{cu} = 8,21 \cdot 10^{-4} \cdot 18,79 = 1,54 \cdot 10^{-2} \text{ мм}.$$

Из полученных значений взаимных перемещений кромок для клинической практики представляет интерес, в первую очередь, значение перемещений в зоне СИ. Насколько перемещение в 0,015 мм влияет на процесс восстановления кости?

Учитывая, что горизонтальная проекция расстояния от перелома до суставных головок равна

$$l_T + b_g = 70,4 + 30,05 = 100,45 \text{ мм},$$

перемещения головок

$$S = (l_T + b_g) \theta_{cu} = 100,45 \cdot 8,21 \cdot 10^{-4} = 8,25 \cdot 10^{-2} \text{ мм}.$$

Несмотря на то, что полученные значения перемещений головок небольшие, отметим и такой факт. Из-за несимметричности сечения (рис. 11) и несовпадения силовой плоскости, в которой действует изгибающий момент, с плоскостью, проходящей через главные оси координат, в рассматриваемом случае будет происходить так называемый кривой изгиб, который характеризуется тем, что вектор перемещений направлен под углом

$$\text{tg} \beta = \frac{J_x}{J_y} \text{tg} \alpha, \quad (14)$$

где  $\alpha$  — угол между силовой плоскостью и плоскостью, проходящей через главную ось координат.

Эта особенность упругих перемещений челюсти в зоне СИ вызовет боковые перемещения суставных

головок, что может быть обследовано дополнительно, особенно с учетом отзыва пациента.

Кроме того, отметим, что в соответствии с расчетной схемой (рис. 4) при разжевывании пищи система становится несимметричной. В этом случае жевательная нагрузка передается с одной части тела челюсти на другую за счет кручения фронтальной части НЧ [2]. Но фронтальная часть челюсти фактически представляет собой незамкнутый контур, который плохо воспринимает нагрузку, приводящую к кручению. Этим объясняется то, что в процессе эволюции фронтальная часть НЧ стала более массивной [2]. Но этот же эффект — повышенного кручения открытого профиля — будет характерен и для рассматриваемого сетчатого имплантата. Это явление также предполагается обследовать дополнительно.

После восстановления зубных рядов (протезирования) по такой же методике может быть рассмотрен и процесс жевания в соответствии с изложенными рекомендациями [2].

В заключение отметим, что сформулированные выше условие прочности или аналогичное ему условие жесткости взаимно связывают конструкцию (челюсть в норме или при патологии) — свойства костных тканей (конструкционных материалов) — нагрузку. Из этой триединой взаимосвязи составляющих каждого из условий выше, при рассмотрении травмы конкретного пациента, первые две — конструкция (челюсть в норме или при патологии) и свойства костных тканей (конструкционных материалов) — рассмотрены на основе данных КТ пациента (в том числе контрольной). Нагрузка рассмотрена на основе статистических данных. После разработки методики определения величины жевательной нагрузки конкретным пациентом с учетом восстановления костных тканей после операции предлагаемая методика определения напряжений и перемещений в челюсти после операции приобретет конкретный, законченный характер.

## Выводы

1. Разработанная и адаптированная нами [1, 2] для челюстно-лицевой хирургии методика реконструкции травмированной челюсти без вскрытия операционного поля как элемента технологии СТ/САД/САМ/САЕ позволила рассмотреть задачу прочности и жесткости НЧ конкретного пациента после реконструкции.

2. Анализ напряжений и перемещений в нижней челюсти пациента по данным контрольной томографии через 22 дня после операции показывает, что прочность установленного сетчатого имплантата

та находится на нижнем пределе запаса прочности и жесткости, чем, очевидно, можно объяснить медленное восстановление ложного сустава.

3. При необходимости повторной операции можно рассмотреть: 1) конструкцию сетчатого имплантата, разработанного строго по конфигурации корректно соединенных частей челюсти; 2) несколько вариантов пластинчатых имплантатов, расположенных как на фронтальной части подбородка, так и под ним. Эффективность обоих вариантов операции может быть оценена с помощью расчетов на прочность и жесткость.

Изготовление имплантатов (их формирование из стандартных заготовок) можно проводить по виртуальным стереолитографическим моделям.

4. Если проведенная реконструкция не вызывает проблем в ВНЧС и других, связанных с прочностью и жесткостью НЧ (наличием ложного сустава), можно рекомендовать технологию костной пластики в зоне остеосинтеза.

5. Восстановление зубных рядов может быть проведено как с использованием накопленной информации, так и дополнительной по заказу ортопеда.

## Литература

1. Чуйко А.Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А.Н. Чуйко, Д.К. Калиновский, К.Р. Пограничная // Ортопед. травматол. — 2011. — № 2. — С. 42–47. — ISSN 0030-5987.
2. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: Монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. — Х.: Форт, 2010. — 516 с.
3. Гинали В.Н. Изменения височно-челюстного сустава при потере зубов / В.Н. Гинали; под ред. А.Т. Бусыгина. — Т.: Медицина, 1966. — 84 с.
4. Зубопротезная техника / В.Н. Копейкин, В.Ю. Курляндский, Я.С. Кнубовец, И.М. Оксман. — М.: Медицина, 1967. — 432 с.
5. Гаврилов Е.И. Ортопедическая стоматология: учебник / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков. — 3-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1984. — 576 с.
6. Советский энциклопедический словарь; гл. ред. А.М. Прохоров. — 4-е изд. — М.: Сов. энциклопедия, 1987. — 1600 с.
7. 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.
8. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Определение основных механических характеристик костных тканей на базе данных компьютерной томографии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский // Современная стоматология. — 2011. — № 1. — С. 90–98.

Статья поступила в редакцию 22.04.2011