

УДК 531/534: [57+61]

О НЕКОТОРЫХ ОСОБЕННОСТЯХ РАСЧЕТА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ НА ПРОЧНОСТЬ ПРИ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ

А.Н. Чуйко¹, А.В. Маргвелашвили²

¹ Кафедра механики и графики Харьковского государственного университета питания и торговли, Украина, 61061, Харьков, ул. Клочковская, 333, e-mail: achuiko@mail.ru

² Кафедра хирургической стоматологии, Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького, Украина, 83003, Донецк, пр. Ильича, 16

Аннотация. Рассмотрены основные принципы и параметры, необходимые для построения расчетной схемы нижней челюсти человека. Предложенная расчетная схема позволяет проводить предварительную оценку прочности нижней челюсти с использованием соотношений теоретической механики и сопротивления материалов.

Ключевые слова: нижняя челюсть, расчет на прочность, расчетная схема.

ВВЕДЕНИЕ

Нижняя челюсть человека является одной из наиболее травмируемых частей человеческого организма. Нагрузки на челюсти и характер их распределения в норме являются основой для исследования многих вопросов ортопедии, челюстно-лицевой хирургии и т.п. Предлагаемое исследование является логическим продолжением статей [5, 6], в которых рассмотрены особенности анатомии и биомеханики нижней челюсти.

В известной авторам литературе [2–4], как правило, рассматривается только процесс откусывания пищи на примере рычага второго рода. Но уже в работе [5] показано, что биомеханика процессов откусывания и жевания существенно различается. Кроме того, на взгляд авторов, интересен не только качественный анализ, но и сравнительный анализ, доведенный до конкретного числа.

Вначале обратимся к построению расчетной схемы нижней челюсти. Особое внимание при таком построении должно уделяться биомеханической адекватности модели и реальной челюсти. Среди основных направлений обеспечения такой адекватности отметим следующие:

1. Геометрические размеры модели должны содержать все линейные параметры, позволяющие схематически повторить точки приложения основных сил и условия закрепления (граничные условия) модели.

2. Геометрические размеры модели должны отражать адекватность поперечных сечений модели и реальной челюсти.

3. Механические характеристики элементов модели должны учитывать пол, возраст и заболевание пациента.

Модель, учитывающая эти основные требования, представлена на рис. 1. При схематическом представлении принято, что сагиттальная плоскость есть плоскость симметрии. При отсутствии симметрии каждый параметр должен быть повторен с

индексами «*l*» и «*r*» для левой и правой части. Фронтальная часть челюсти очерчена по окружности так, что круговой сектор с центральным углом α_f простирается от сагиттальной плоскости до вертикальной плоскости, проведенной через ось первого премоляра (зуб 44). Внутренний радиус фронтальной части обозначен как R_f , наружный радиус альвеолы – R_a и радиус подбородка – R_c . Угол между сагиттальной плоскостью и проекцией тела челюсти на горизонтальную плоскость обозначен как α_b , а угол между сагиттальной плоскостью и ветвью челюсти – α_{br} . Линейные размеры в проекции тела челюсти на горизонтальную плоскость обозначены: l_f – длина фронтальной части; l_c – длина подбородка (с максимальной высотой для тела челюсти h_f); l_b – длина тела челюсти до точки контакта между вторым и третьим моляром (с минимальной высотой для тела челюсти h_b); l_{cr} – длина тела челюсти (корпуса) до начала ветви челюсти в зоне дистальной поверхности коронки третьего моляра; l_m – длина челюсти (максимальный размер челюсти вдоль оси x); h_{br} – высота ветви челюсти (максимальный размер челюсти вдоль оси y). Кроме уже приведенных угловых параметров на рис. 1, *б* обозначены: β_{br} – угол наклона ветви; β_1 и β_2 – углы, формирующие конфигурацию ветви челюсти; γ – угол ветви челюсти в проекции на фронтальную плоскость.

Предложенные основные параметры размеров челюсти являются линейно независимыми, могут быть параметризированы и представлены в виде нормативных, что облегчит как сам процесс моделирования, так и обмен информацией. Недостаточные для геометрических построений параметры могут быть вычислены по известным тригонометрическим соотношениям.

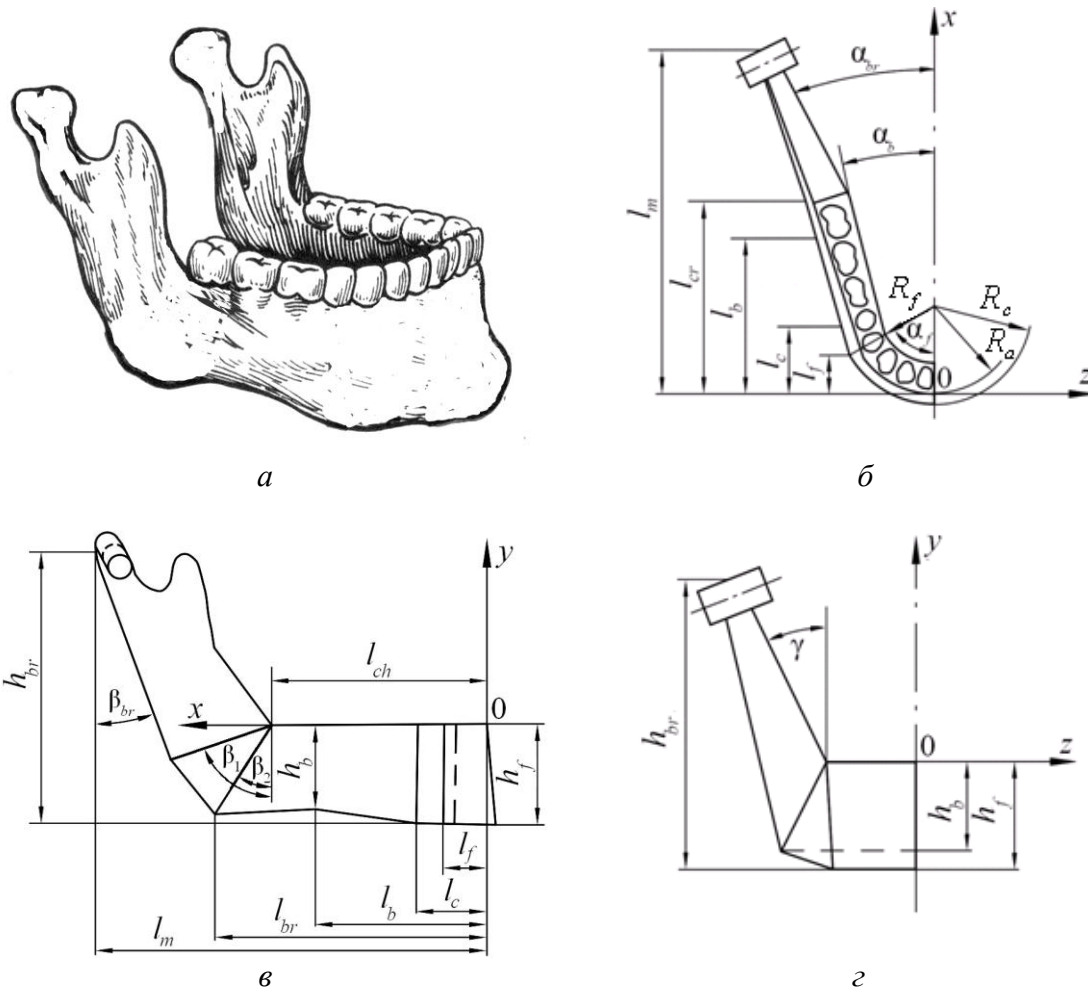


Рис.1. Общий вид челюсти (а), схематический вид сверху (б), сбоку (в) и спереди (г)

К модели, построенной в соответствии с рис. 1, б, 1, в и 1, г, могут применяться все средства и возможности автоматизированного проектирования, например в среде программы *SolidWorks*, а затем может быть исследовано напряженно-деформированное состояние с использованием метода конечных элементов, реализованного в программе *COSMOSWorks* [1]. Особенностью современных программ твердотельного моделирования является создание параметрической модели, размеры и габариты которой могут изменяться в зависимости от геометрии и формы челюсти конкретного пациента. Кроме того, при использовании программы *SolidWorks* все острые углы и прямоугольные кромки могут быть закруглены, и тогда модель приобретет вид, максимально приближенный к челюсти, представленной на рис. 1, а.

В соответствии с принципом перехода от простого к сложному [7] в настоящей статье проведен предварительный анализ напряженно-деформированного состояния нижней челюсти методами теоретической механики и сопротивления материалов. При этом процессы откусывания и жевания рассмотрены последовательно.

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В ПРОЦЕССЕ ОТКУСЫВАНИЯ ПИЩИ

В процессе откусывания (при включении двух передних резцов) нижнюю челюсть можно представить в виде симметричной рамы с симметричным действием жевательной нагрузки, что позволяет рассматривать только половину системы.

Представленная на рис. 1 схема нижней челюсти в виде пространственной рамы является механизмом, который может свободно вращаться вокруг шарнира 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 случае откусывания, частично следуя работе [5], представим нижнюю челюсть в виде плоской рамы (рис. 2) со следующими основными параметрами: l_{br} – расстояние от наружной кромки фронтальной части до угла ветви челюсти; h_{br} – высота ветви челюсти; β_{br} – угол отклонения ветви челюсти от вертикали. Распределенную нагрузку от жевательных мышц (q_1 и q_2 в соответствии с рис. 1 [4]) приведем к статически эквивалентной сосредоточенной силе F , приложенной к углу челюсти. Угол β_F показывает величину отклонения силы жевательных мышц от вертикали.

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 движению 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. 2 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_t и продольной R_l), а в подвижном шарнире в виде одной составляющей R_f .

В отличие от работы [4] в качестве внешней силы наиболее целесообразно принимать величину жевательной нагрузки F , функциями от которой будут и реакции в опорах, и внутренние силовые факторы в сечениях челюсти. Для удобства последующего анализа разложим жевательную нагрузку F на две составляющие: горизонтальную F_h и вертикальную F_v .

$$F_h = F \sin \beta_F, \quad F_v = F \cos \beta_F. \quad (1)$$

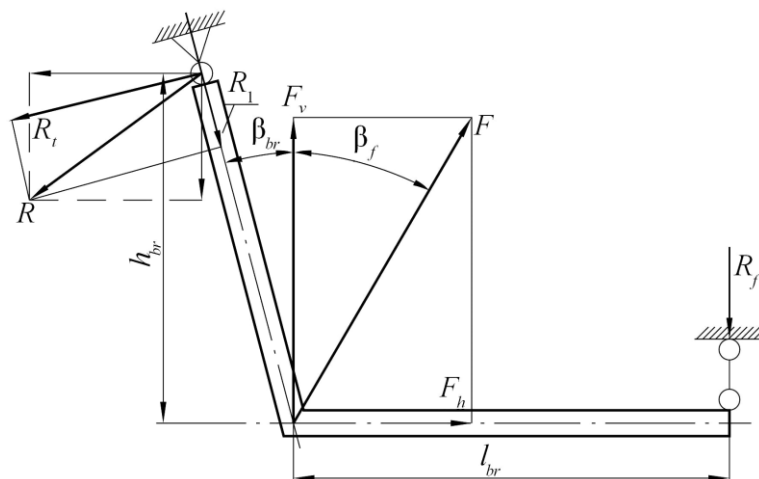


Рис. 2. Расчетная схема нижней челюсти в процессе откусывания

Составляя уравнения равновесия в проекциях на оси x и y , получим

$$R_h = F \sin \beta_F, \quad R_{br} = F \left(\cos \beta_F \frac{l_{br}}{l_{br} + b_{br}} - \sin \beta_F \frac{l_{br}}{l_{br} + b_{br}} \right), \quad (2)$$

$$R_f = F \left(\cos \beta_F \frac{l_{br}}{l_{br} + b_{br}} + \sin \beta_F \frac{l_{br}}{l_{br} + b_{br}} \right). \quad (3)$$

В выражениях (2) и (3) принято обозначение

$$\operatorname{tg} \beta_{br} = \frac{b_{br}}{h_{br}}, \quad \text{откуда } b_{br} = h_{br} \operatorname{tg} \beta_{br}. \quad (4)$$

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

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

$$R = \sqrt{R_h^2 + R_v^2} \quad \text{и} \quad \operatorname{tg} \beta_R = \frac{R_h}{R_v}. \quad (5)$$

Проекции реакции в суставной головке R на продольную и поперечную ось ветви челюсти можно определить по формулам:

$$R_l = R \cos(\beta_{br} + \beta_R), \quad R_t = R \sin(\beta_{br} + \beta_R). \quad (6)$$

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

$$N = R_l, \quad Q = R_t. \quad (7)$$

Максимальный изгибающий момент в угле челюсти (см. рис. 2) равен

$$M = R_f \cdot l_{br}. \quad (8)$$

Формулы (1)–(8) позволяют получить все компоненты жевательной нагрузки, реакции в головке и внутренние силы в произвольном сечении челюсти при любом значении силы F и геометрических параметрах челюсти.

Пример 1. Рассмотрим челюсть с геометрическими размерами $l_{br} = 90$ мм; $h_{br} = 74$ мм и $\beta_{br} = 15^\circ$. Примем угол действия жевательной силы $\beta_F = 30^\circ$, величину жевательной силы $F = 142$ Н. Эта величина силы F в соответствии с формулой (3) и принятыми геометрическими параметрами челюсти дает величину силы прикуса $R_f = 70$ Н, что соответствует величине функциональной нагрузки для резца [7].

Эпюры внутренних силовых факторов N , Q и M , рассчитанных по формулам (7) и (8), представлены на рис. 3. Предварительный анализ полученных эпюр показывает, что тело челюсти работает на сдвиг и изгиб, а ветвь челюсти – на сжатие, сдвиг и изгиб.

При дальнейшем изучении вопросов прочности и жесткости челюсти необходимо знать основные геометрические характеристики сечения: статические моменты, моменты инерции (осевые) и моменты сопротивления. Эти вопросы сопротивления материалов рассмотрим очень кратко, в объеме, необходимом для дальнейшего изложения.

Соблюдение требований к адекватности модели и реальной челюсти при схематизации поперечных сечений челюсти вызывает определенные сложности. Для осевых нагрузок (при растяжении или сжатии) нужно добиваться равенства площади поперечного сечения, а для поперечных сил (при сдвиге, изгибе и кручении) это относится к моментам инерции и высоте сечения.

Во-первых, среди простых канонических плоских сечений (прямоугольник, круг и эллипс) именно форма эллипса наиболее полно характеризует контуры поперечных сечений нижней челюсти. Для отражения соотношения площадей компактного и губчатого слоев поперечное сечение рекомендуется моделировать в виде двух эллипсов со смещением по оси Y (рис. 4). Задавая длины осей эллипсов и величину смещения их центров, можно достаточно точно отразить конкретное поперечное сечение.

Во-вторых, следует учитывать различие в механических характеристиках компактной и губчатой кости. Введенный в работе [4] коэффициент соотношения их плотностей, на наш взгляд, не полностью отражает суть вопроса. Ведь в расчетных формулах по оценке жесткости (перемещений) и прочности (напряжений) плотность структурных составляющих не учитывается совсем. Отметим, что в технике при расчете жесткостных и прочностных характеристик составных конструкций, части которых имеют разные жесткости, применяют метод редуционных коэффициентов. Суть его для материалов, подчиняющихся закону Гука, состоит во введении редуционного коэффициента как отношения модулей упругости материалов. В редуцированных геометрических характеристиках (площадах, моментах инерции и т.п.) площади элементов условно уменьшаются настолько, насколько их модуль упругости меньше модуля упругости основного материала.

Положение центра тяжести сечения y_c можно вычислить с помощью соотношения

$$y_c = \frac{A_c \cdot y_c + A_p \varphi \cdot y_p}{A_c + A_p \varphi}, \quad (9)$$

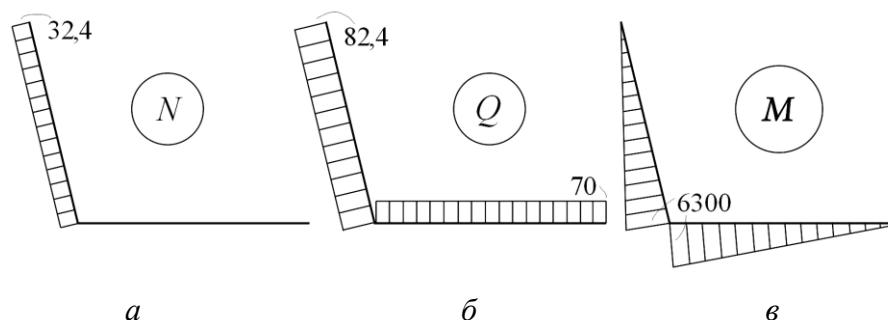


Рис. 3. Эпюры внутренних силовых факторов: продольной силы N (а), поперечной силы Q (б) и изгибающего момента M (в). Силы N и Q указаны в Н, момент M в Н·мм

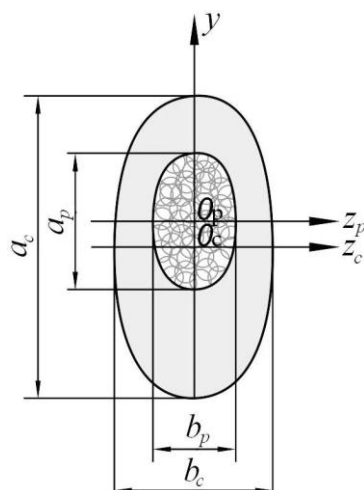


Рис. 4. Схема сечения челюсти

где A_c и A_p – соответственно площадь компактной и губчатой кости в сечении; φ – редуцированный коэффициент; y_c и y_p – координаты центров тяжести площадей компактной и губчатой кости в произвольной системе координат.

В формуле (9) основным материалом считается компактная кость, а редуцированный коэффициент для губчатой кости

$$\varphi = \frac{E_p}{E_c}, \quad (10)$$

где E_p и E_c – модули упругости губчатой кости и компактной кости соответственно.

Момент инерции сечения относительно поперечной центральной оси равен

$$J_C = J_c + \varphi \cdot J_p + c_c^2 A_c + \varphi \cdot c_p^2 A_p, \quad (11)$$

где c_c и c_p – расстояния от центра тяжести совокупного сечения до центров тяжести компонентов, т.е. компактной кости и губчатой кости.

Площади и моменты инерции для компактной и губчатой кости вычисляются по известным формулам:

$$A_c = \pi a_c b_c / 4, \quad A_p = \pi a_p b_p / 4, \quad J_c = \pi a_c^3 b_c / 64, \quad J_p = \pi a_p^3 b_p / 64. \quad (12)$$

Пусть характерное поперечное сечение челюсти имеет форму, близкую к эллипсу, с размерами $a_c = 30$ мм; $a_p = 26$ мм; $b_c = 15$ мм, $b_p = 12$ мм и со смещением центров тяжести эллипсов, ограничивающих компактную и губчатую кость, $y_p = 1$ мм.

Площади поперечных сечений и моментов инерции соответствующих компонентов кости по внешнему контуру определим по формулам (12).

$$A_c = 353,4 \text{ мм}^2; \quad A_p = 245,0 \text{ мм}^2; \quad J_c = 19,88 \cdot 10^3 \text{ мм}^4; \quad J_p = 10,35 \cdot 10^3 \text{ мм}^4.$$

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

$$A_{c,t} = A_c - A_p = 108,4 \text{ мм}^2; \quad J_{c,t} = J_c - J_p = 9,53 \cdot 10^3 \text{ мм}^4.$$

С помощью соотношения (9) определим вначале положение центра тяжести компактной кости

$$y_{C,c} = \frac{A_c \cdot y_c - A_p \cdot y_p}{A_c - A_p} = -2,26 \text{ мм},$$

а затем положение центра тяжести сечения y_C , приняв коэффициент редукции $\varphi = 0,5$.

$$y_C = \frac{A_{c,t} \cdot y_{c,c} + A_p \varphi \cdot y_p}{A_{c,t} + A_p \varphi} = -0,53 \text{ мм}.$$

Момент инерции сечения относительно поперечной центральной оси определим по формуле (11)

$$J_C = J_{c,t} + \varphi \cdot J_p + c_c^2 A_{c,t} + \varphi \cdot c_p^2 A_p = 15,114 \cdot 10^3 \text{ мм}^4,$$

где $c_c = 1,73$ мм и $c_p = 1,53$ мм – расстояния от центра тяжести совокупного сечения до центров тяжести компонентов – компактной и губчатой кости.

Действующие напряжения в ветви челюсти от сжатия и сдвига определяются как

$$\sigma = \frac{N}{A} = 0,14 \text{ МПа}; \quad \tau = \frac{Q}{A} = 0,357 \text{ МПа},$$

а напряжения от изгиба определяются по формуле

$$\sigma = \frac{M}{J} y_{\max} = 3,35 \text{ МПа}.$$

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

Если принять, что травмирующие напряжения σ_T лежат в диапазоне от 50 до 400 МПа [7], то при нижнем пределе этой величины получим минимальное значение коэффициента запаса прочности

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma} = 14,9.$$

Таким образом, коэффициент запаса прочности нижней челюсти в норме при откусывании, в зависимости от состояния кости конкретного пациента лежит в пределах от 14,9 до 138. В качестве контрольной цифры можно запомнить, что в норме при откусывании пищи коэффициент запаса прочности челюсти равен 15.

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В ПРОЦЕССЕ ЖЕВАНИЯ ПИЩИ

В работе [5] на упрощенной модели челюсти в виде прямой балки показано, что биомеханика процессов откусывания и жевания существенно различается. Процесс жевания пищи рассмотрен в последовательности, аналогичной процессу откусывания.

Как отмечалось выше, схема нижней челюсти в виде пространственной рамы является механизмом, т.е. она может свободно вращаться вокруг шарнира до возникновения какого либо ограничения. По-прежнему ограничителем движения может являться любой зуб-антагонист, который вступает в контакт с рассматриваемым зубом либо непосредственно, либо через пищевой комок. В процессе жевания таким зубом в первую очередь может быть первый моляр – наиболее мощный из многокорневых зубов. Расчетная схема, соответствующая процессу жевания при контакте двух челюстей через первый правый молярб показана на рис. 5.

На схеме условно (в виде стрелок) показаны жевательная нагрузка F и реакции в левой и правой головках челюсти и в первом правом моляре. Поскольку челюсть – это пространственная рама, представляющая собой совокупность жестко соединенных

балок, эта система статически неопределима. Для раскрытия статической неопределимости можно условно отбросить «лишнюю» связь и заменить ее «лишней» неизвестной.

Для упрощения задачи воспользуемся приемом, рассмотренным в [5], условно вытянув «челюсть-раму» в одну линию (рис. 5). Отбросив связь в левой головке челюсти, мы получаем систему, аналогичную ранее рассмотренной при анализе процесса откусывания, но с другими расстояниями между опорами (рис. 6, а). Расстояние между углом челюсти и новой опорой (первым моляром) значительно меньше, чем ранее учитываемое расстояние до резца. Для упрощения формы записи примем обозначения: $a = h_{br}^{hor}$ – проекция ветви челюсти на горизонтальную ось; b – расстояние между углом челюсти и первым моляром; c – расстояние между первым моляром и левой суставной головкой. Обозначим также $l = a + b$.

После условного отбрасывания опоры в левой головке челюсти задача становится статически определимой. Схема, представленная на рис. 6, б, называется «основной» системой. При действии вертикальной компоненты жевательной нагрузки F_v в левой и правой опорах возникают реакции

$$R_A = b/l \cdot F_v, R_B = a/l \cdot F_v. \quad (13)$$

Максимальное значение изгибающего момента в «основной» системе

$$M_b = ab/l \cdot F_v. \quad (14)$$

Под действием этого момента челюсть (балка) начинает изгибаться, как схематически показано на рис. 6, б. В заданной системе (рис. 6, а) перемещение опоры С (т.е. головки сустава) отсутствует, что отражает каноническое уравнение

$$\delta \cdot X + \Delta_F = 0, \quad (15)$$

где δ – перемещение конца балки под действием единичной силы;

X – «лишняя» неизвестная, величина которой соответствует усилию в суставной головке при отсутствии ее перемещения;

Δ_F – перемещение освобожденного конца балки (суставной головки).

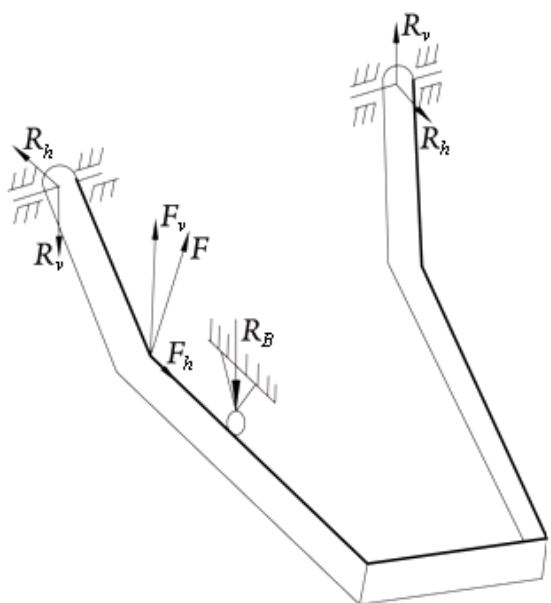


Рис. 5. Расчетная схема, соответствующая процессу жевания при контакте двух челюстей через первый правый моляр

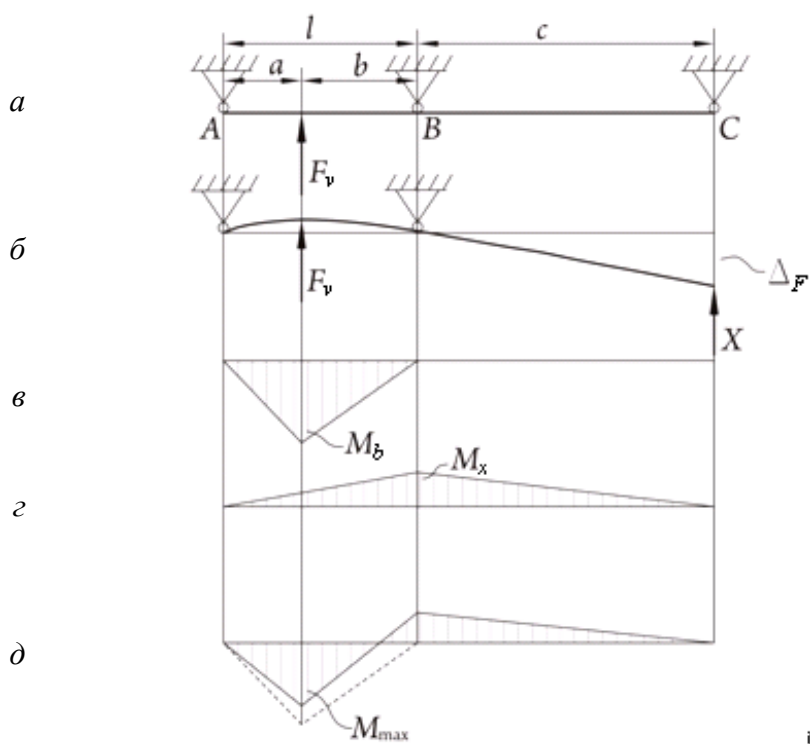


Рис. 6. Последовательность раскрытия статической неопределимости для «челюсти-рамы», вытянутой в одну линию

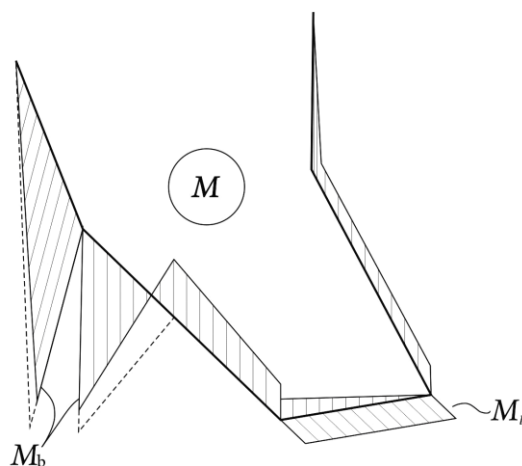


Рис. 7. Основные эпюры изгибающих M_b и крутящих моментов M_t , возникающих в челюсти при одностороннем жевании

Для определения «лишней» неизвестной X необходимо определить коэффициенты канонического уравнения, что является достаточно сложной задачей. Челюсть (пространственная рама) при одностороннем жевании будет испытывать сложное сопротивление, выражающееся в изгибе левой и правой части тела челюсти совместно с их ветвями и кручении фронтальной части челюсти. Эту особенность работы фронтальной части челюсти рассмотрим более подробно.

Поскольку фронтальная часть челюсти практически перпендикулярна ее боковым частям (см. рис. 5), изгиб правой и левой частей челюсти под действием жевательной нагрузки может передаваться справа налево только за счет кручения ее фронтальной части, как это схематически показано на рис. 7.

Величина крутящего момента M_t равна произведению усилия в левой суставной головке X на расстояние между левым суставом и началом фронтальной части челюсти. Отметим, что на кручение хорошо работают, т.е. воспринимают такой вид нагрузки, замкнутые контуры. Возникает вопрос – насколько фронтальная часть челюсти, особенно в случае удаления зубов, может быть представлена как замкнутый контур? Возможно, в процессе эволюции фронтальная часть челюсти и приобрела характерный массивный профиль из-за необходимости воспринимать не только изгибающий, но и крутящий момент. Подчеркнем, что кручение фронтальной части нижней челюсти при одностороннем жевании в известной авторам литературе не обсуждалось, оно выявлено только при рассмотрении челюсти в виде пространственной рамы.

Пример 2. В качестве численных значений параметров воспользуемся данными примера 1. Примем для челюсти при одностороннем жевании $a = 19,8$ мм и $b = 26$ мм, т.е. $l = 45,8$ мм. При этих параметрах

$$M_b = ab/l \cdot F_v = 0,245l F_v.$$

Реакция в правой опоре (месте контакта первого моляра с зубом-антагонистом)

$$R_B = a/l \cdot F_v = 0,432 \cdot F_v.$$

Но, как известно [7], усилие в первом моляре может достигать 300 Н. Из последнего соотношения следует, что для развития такого усилия вертикальная компонента жевательной нагрузки равна $F_v = 694,4$ Н, а усилие, развиваемое жевательной мышцей,

$$F = F_v / \cos \beta_F = 801,8 \text{ Н.}$$

Интересно отметить, что по отношению к случаю откусывания пищи (пример 1) сила, развиваемая жевательной мышцей, возросла в 5,65 раза.

Изгибающий момент, возникающий при такой жевательной нагрузке,

$$M_{\max} = M_b - a/l \cdot M_X.$$

Так как задача определения M_X достаточно сложна, но снижает максимальный момент незначительно, ограничимся в первом приближении определением момента

$$M_b = ab/l \cdot F_v = 7805,2 \text{ Н}\cdot\text{мм.}$$

Итак, при одностороннем жевании максимальный изгибающий момент несколько меньше полученного значения 7805,2 Н·мм, что соизмеримо с моментом при откусывании, равным 6300 Нмм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При откусывании пищи коэффициент запаса прочности нижней челюсти имеет значение более 15 и определяется прочностными свойствами кости пациента. Такой вывод в известной нам литературе отсутствует.

2. При одностороннем жевании фронтальная часть нижней челюсти работает на кручение, чем, очевидно, и объясняется характерный массивный профиль этого участка. Эта особенность выявлена только при рассмотрении челюсти в виде пространственной рамы.

3. Несмотря на то, что при разжевывании пищи сила, развиваемая жевательной мышцей, более чем в 5 раз превышает силу при откусывании, изгибающие моменты, возникающие в теле нижней челюсти, практически не изменяются (из-за изменения плеч передачи нагрузки).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Алямовский, А.А.* SolidWorks 2007/2008. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А.А. Алямовский. – СПб.: БХВ-Петербург, 2008. – 1040 с.
2. *Бусыгин, А.Т.* Строение челюстных костей / А.Т. Бусыгин. – Ташкент: Медгиз УзССР, 1962.
3. *Воробьев, В.П.* Анатомия человека / В.П. Воробьев. – М: Госмедиздат, 1932. – Т. 1. – С. 383–394.
4. *Семенников, В.И.* Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке / В.И. Семенников, А.Н. Тюманюк // *Стоматология*. – 1983. – № 3. – С. 23–25.
5. *Чуйко, А.Н.* Об особенностях биомеханики нижней челюсти в процессе жевания / А.Н. Чуйко // *Пародонтология*. – 2006. – № 1. – С. 40–47.
6. *Чуйко, А.Н.* Особенности расчетной схемы нижней челюсти человека как объекта исследования в биомеханике / А.Н. Чуйко, И.Н. Матрос-Таранец, В.Е. Вовк, А.В. Маргвелашвили // *ДенталЮг*. – 2008. – №10 (59). – С. 62–68.
7. *Чуйко, А.Н.* Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – 304 с.

ON SOME FEATURES OF STRENGTH ANALYSIS OF THE HUMAN MANDIBLE AT FUNCTIONAL LOAD

A.N. Chuiko (Kharkov, Ukraine), A.V. Margvelashvili (Donetsk, Ukraine)

The main principles and parameters needed to develop the structural model of the human mandible are considered. The proposed structural model allows us to estimate the strength of the mandible using the methods of applied mechanics.

Key words: human mandible, strength, structural model.

Получено 14 марта 2009