

УДК 531/534:57+612.7

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ДЕФЕКТА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ЧЕЛОВЕКА ИМПЛАНТАТОМ

А.А. Селянинов*, Ф.И. Кислых**, Р.М. Подгаец*, Ю.Ю. Могилат*,
Е.А. Тузова*, Ф.Ф. Хайрутдинова*

*Пермский государственный технический университет, кафедра теоретической механики, 614990, Россия, г. Пермь, Комсомольский пр., д. 29а, e-mail: saa@theormech.pstu.ac.ru

**Пермская государственная медицинская академия, кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, 614990, Россия, г. Пермь, ул. Куйбышева, д. 39

Аннотация. В результате патологии или травмы возможны дефекты в виде полного или частичного разрушения поперечного сечения нижней челюсти человека. Для восстановления нормального функционирования необходимо фиксирование разрозненных частей челюсти или замещение частичного дефекта тем или иным имплантатом. В работе произведен пространственный численный анализ упругого состояния нижней челюсти при основных функциональных нагрузках в здоровом состоянии и при наличии частичного дефекта. Получена оценка влияния положения дефекта на напряженно-деформированное состояние нижнечелюстной кости. Методами статики определены усилия, действующие на кость и имплантат в областях фиксации последнего с помощью винтов. В предположении о плосконапряженном состоянии исследовано напряженно-деформированное состояние имплантата из углеродного композиционного материала в областях фиксации шурупами.

Ключевые слова: нижняя челюсть, дефекты, имплантат, напряжения, прочность.

Введение

Дефекты нижней челюсти чаще всего наблюдаются в результате переломов, после огнестрельного ранения, остеомиелита, удаления опухоли и вследствие множества других причин. Остеосинтез при переломах челюсти может осуществляться костным швом из проволоки, внутрикостным скреплением обломков металлическим штифтом или винтом, на костной металлической рамкой, пластинкой. Для предупреждения патологического перелома челюсти также зачастую требуется хирургическое вмешательство или наложение назубных шин [1].

В результате патологических изменений или травмы дефект нижней челюсти может иметь значительные размеры, вплоть до ее половины. В результате удаления части альвеолярного отростка, тела челюсти или удаления секвестра при хроническом остеомиелите дефект может занимать часть поперечного сечения челюсти по глубине, поэтому назовем его частичным. Сквозным считаем дефект, при котором полностью отсутствует поперечное сечение челюсти в области одного или нескольких зубов.

Когда речь идет о частичном дефекте, следует оценить возможность патологического перелома в зависимости от положения дефекта на альвеолярном отростке по прочности нижнечелюстной кости. Такая оценка является первой задачей данного исследования.

Одним из методов восстановления способности кости воспринимать физиологическую нагрузку является замещение дефекта имплантатом, который крепится к кости шурупами. Вообще говоря, имеется множество факторов, оказывающих влияние на взаимосвязь имплантата и кости. Это количество и качество кости, диаметр и глубина просверленного участка для крепления шурупом, а также его режущие свойства и материал, из которого он изготовлен.

Количество или объем кости, имеющийся для удерживания имплантата, различен в зависимости от особенностей анатомического строения челюсти индивидуума, а также неодинаков на различных участках одной и той же челюсти. Качество же кости определяет то, что плотная, компактная кость обеспечивает хорошую незамедлительную опору для шурупа, в то время как губчатая кость создает проблему, так как она не может обеспечить необходимую жесткость. С другой стороны, плотная кость может быть результатом слабого кровоснабжения, что может оказать негативное воздействие на процесс заживления. Сверление плотной кости более интенсивно и вызывает больший нагрев в результате трения по сравнению со сверлением губчатой кости. Качество кости также зависит от индивидуальных особенностей строения челюсти, что меняется с возрастом, когда наблюдается повышенная плотность кости.

Очевидно, что имплантат подбирается по форме и размеру дефекта, который в зависимости от тяжести травмы или заболевания может быть локализован как в пределах одного, двух зубов, так и занимать значительную часть нижней челюсти. Поэтому имплантат может быть сквозным или частичным. Но в любом случае проблема крепления имплантата шурупом остается актуальной, особенно при операции и в послеоперационный период.

При сквозном в нашем понимании дефекте сразу следует говорить о замещении утраченной части кости имплантатом. В первом случае нагрузка воспринимается имплантатом и оставшейся частью кости, во втором - только имплантатом. Естественно, напряжения при физиологической нагрузке во втором случае выше как в кости, так и в имплантате, особенно в областях крепления.

Появляется вторая задача о прочности нижнечелюстной кости и имплантата в областях крепления при сквозном дефекте.

Оценка возможности перелома челюсти при частичном дефекте

Нижняя челюсть человека (*mandibula*) является единственной подвижной и самой массивной костью лицевого скелета. Она имеет подковообразную форму и состоит из двух симметричных половин, срастающихся по средней линии в одну кость в конце первого или в начале второго года жизни ребенка. Нижняя челюсть есть тело неоднородное, которое состоит из компактного и губчатого веществ. В целом, соотношение этих веществ по всей кости составляет 61,9% и 38,1%, соответственно [2]. Компактные пластины одной и той же толщины в местах прикрепления мышц и в безмышечных участках имеют различную прочность. Губчатое же вещество по всей кости имеет неодинаковую плотность.

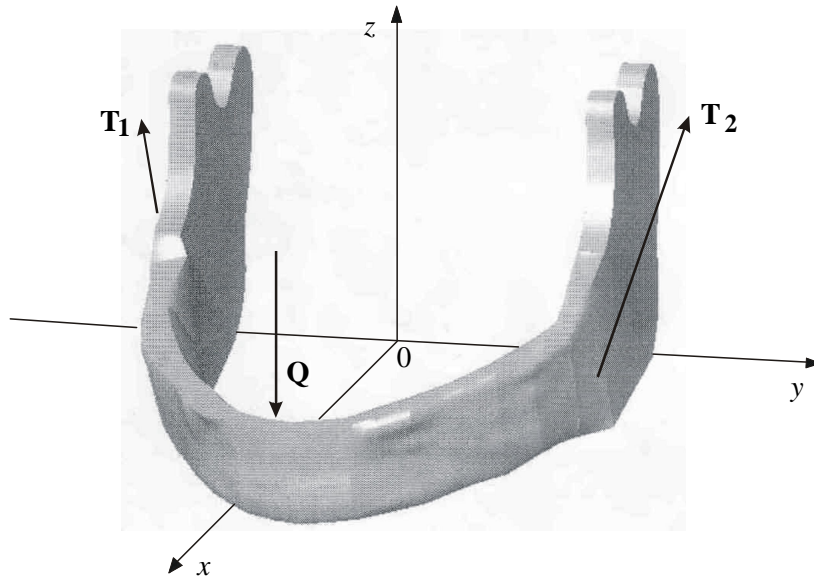


Рис. 1. Схема усилий, действующих на нижнюю челюсть человека, Q – жевательная нагрузка, T_1 , T_2 – усилия жевательных мышц (*m. masseter*)

Для задания геометрии нижней челюсти, максимально приближенной к реальной конфигурации, были тщательно изучены поперечные шлифы, взятые на различных участках кости: на середине лунки центрального резца, на середине лунки клыка, на середине лунки медиального корня первого моляра, на середине лунки второго премоляра. Также было необходимо иметь изометрию челюсти. Для этого с реальной челюсти были сняты три проекции (фронтальный вид, вид сверху и вид спереди). Геометрия челюсти строилась по координатам, снятым с изометрии, с учетом формы сечений, взятой со шлифов (рис. 1).

Вся челюсть была разбита на двадцать две зоны (по одиннадцать на сторону), причем на альвеолярном отростке каждая зона соответствует расположению одного из восьми зубов, находящихся на нем. Для каждой из зон учтена конфигурация компактного и губчатого веществ.

Для оценки прочности костных тканей необходимо знать величины сил жевательных мышц при различных жевательных движениях и различной нагрузке. Задача является статически неопределенной, несмотря на то, что каждому определенному жевательному движению соответствует определенное сочетание мышечных возбуждений. В работе [3] использованы критерии минимума реакции в височно-нижнечелюстном суставе и минимума суммарного усилия жевательных мышц, позволяющие свести задачу определения усилий жевательных мышц к задаче оптимального управления. Рассматривались основные мышцы: жевательная (*m. masseter*), медиальная и латеральная крыловидная (*m. pterigoideus med. et lat.*), височная (*m. temporalis*). Показано, что преобладающее усилие развивает жевательная мышца.

Напряжения в нижнечелюстной кости возникают в результате приложения физиологической нагрузки при откусывании и пережевывании пищи. При откусывании пищи на нижнюю челюсть действует жевательная нагрузка $Q=350$ Н (при пережевывании 600 Н) и усилие основной жевательной мышцы – *m. masseter*. Помимо нее действуют: *m. temporalis*, *pterygoid med. et lat.*, однако их сечения, а, значит, и усилия значительно меньше, чем у *m. masseter*, то есть ими можно пренебречь. Жевательная мышца имеет форму продолговатого четырехугольника и расположена на наружной поверхности ветви нижней челюсти: от скуловой дуги до угла нижней

челюсти. Усилие мышцы *m. masseter* меняется в зависимости от жевательной нагрузки. Эта мышца ориентирована следующим образом (рис. 1): угол между горизонтальной плоскостью и мышцей равен 83°; угол между мышцей и сагиттальной плоскостью 3°; угол между мышцей и фронтальной плоскостью 7° [4].

В результате предварительного анализа принимается ряд допущений:

- в задаче об усилиях, действующих на нижнюю челюсть извне, гипотеза об абсолютно твердом теле;
- в задаче о напряжениях в нижнечелюстной кости гипотеза об изотропном упругом сплошном теле с неоднородными свойствами;
- височно-нижнечелюстные суставы заменяем неподвижными шарнирами;
- все мышцы заменяем действием двух жевательных, приложенных к участкам, прилежащим к нижнечелюстным углам;
- при откусывании пищи нагружаются только резцы, усилия обеих жевательных мышц одинаковы ($T_1 = T_2$);
- при пережевывании пищи на премоляре и двух молярах на одной стороне челюсти усилие соответствующей жевательной мышцы в два раза больше другой.

Для определения усилий, действующих на нижнюю челюсть, решена задача о равновесии нижней челюсти при двух типах физиологической нагрузки: откусывании и пережевывании пищи (на рис. 1 – нижняя челюсть при откусывании пищи). В рамках используемых допущений задача стала статически определенной, уравнения равновесия нижней челюсти имеют вид:

$$\mathbf{Q} + \mathbf{T}_1 + \mathbf{T}_2 + \mathbf{R}_A + \mathbf{R}_B = 0; \quad \mathbf{m}_0(\mathbf{Q}) + \mathbf{m}_0(\mathbf{T}_1) + \mathbf{m}_0(\mathbf{T}_2) + \mathbf{m}_0(\mathbf{R}_A) + \mathbf{m}_0(\mathbf{R}_B) = 0, \quad (1)$$

где $R_A = \sqrt{X_A^2 + Z_A^2}$, $R_B = \sqrt{X_B^2 + Z_B^2}$ – реакции в височно-нижнечелюстных суставах.

В результате для всей нижней челюсти в норме найдены реакции и усилия при откусывании пищи: $X_A = X_B = -77,8$ Н; $Z_A = Z_B = -454,6$ Н; $T_1 = T_2 = 670,5$ Н, а при пережевывании - усилия жевательных мышц: $T_1 = 500$ Н; $T_2 = 250$ Н.

Считаем, что напряженно-деформированное состояние нижнечелюстной кости в рамках теории упругости описывается системой уравнений [5]:

- уравнения равновесия
$$\sigma_{i,j} = 0, \quad (2)$$

- геометрические соотношения
$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (3)$$

- закон Гука
$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad (4)$$

- условия Коши на поверхности с заданными силами
$$\sigma_{ij} n_j = f_i, \quad (5)$$

где $i, j, k, l = x, y, z$.

Граничные условия имеют вид:

- в области одного височно-нижнечелюстного сустава поверхность челюсти закреплена полностью
$$u_x = u_y = u_z = 0; \quad (6)$$

- в области другого частично
$$u_x = u_z = 0, \quad f_y = 0; \quad (7)$$

- в области приложения физиологической нагрузки на поверхности альвеолярного отростка

$$f_x = f_y = 0, f_z = -q, \quad (8)$$

где q – распределенная нагрузка с равнодействующей Q ;

- в областях нижнечелюстных углов на наружной поверхности челюсти компоненты усилий жевательных мышц заданы соотношениями

$$f_x = t_{1x}, f_y = t_{1y}, f_z = t_{1z}, \quad (9)$$

$$f_x = t_{2x}, f_y = t_{2y}, f_z = t_{2z}, \quad (10)$$

где t_{1x}, t_{1y}, t_{1z} и t_{2x}, t_{2y}, t_{2z} – распределенные нагрузки с равнодействующими T_{1x}, T_{1y}, T_{1z} и T_{2x}, T_{2y}, T_{2z} ;

- остальная поверхность челюсти свободна от нагрузок

$$f_x = f_y = f_z = 0. \quad (11)$$

Хорошую совместимость с послеоперационным прорастанием окружающими тканями показал имплантат из углерод-углеродного композиционного материала типа Углекон-М [6, 7].

Углекон-М – углеродный композиционный материал, разработанный в Уральском НИИ композиционных материалов в 1990 году. Он представляет собой сплетение углеродных волокон с углеродным наполнителем. По химическому составу материал является практически чистым углеродом (98,5%). Остальное: калий, водород, сера, натрий, кальций и железо. По токсикологическим показателям не оказывает раздражающее действие на мягкие и костные ткани, слизистые оболочки, не вызывает аллергических реакций.

Этот материал – практически чистый углерод, инертный по отношению к живым тканям, не подвержен воздействию окружающей среды. Его электропроводность близка к электропроводности костной ткани. Он устойчив к циклическим нагрузкам. Возникающие трещины не распространяются на весь имплантат, а обрываются, дойдя до ближайшего углеродного волокна.

В таблице приведены механические характеристики костной ткани и углеродного имплантата.

Механические характеристики костной ткани и имплантата.

Характеристика	Компактная кость	Губчатая кость	Углекон-М
E , МПа	20000	1000	10000-15000
μ	0,28	0,32	0,30
$\sigma_{ер}$, МПа растяжение/сжатие	40	20	45-120 / 80-150

Поставленная задача (2)-(11) решена методом конечных элементов. Расчетная область, приведенная на рис. 1, разбивалась на 70000 элементов со 100000 узлами. При физиологической нагрузке получены поля перемещений, деформаций и напряжений в нижней челюсти человека в здоровом состоянии, при наличии частичного дефекта и после прорастания имплантата контактирующими костными тканями.

Напряженно-деформированное состояние в челюсти в здоровом состоянии соответствует экспериментальным данным, приведенным в работе [8]. В случае откусывания пищи картина нагружения симметрична, соответственно формы прогибов, распределение напряжений и деформаций также обладают этим свойством. Максимальное значение прогиба по вертикальной оси 0,4 мм достигается в области резцов, при этом перемещение по оси Ox составляет 0,2 мм. По альвеолярному отростку наблюдается растягивающее напряжение до 7,5 МПа. Максимальное сжимающее напряжение 8,0 МПа отмечается в области резцов. Касательное напряжение в нижнечелюстной кости достигает величины 6,0 МПа. Деформации в челюсти соответствуют картине распределения напряжений и находятся в пределах от $-0,04\%$ до $0,04\%$.

При пережевывании пищи наиболее нагружена соответствующая половина челюсти. Максимальная величина прогиба уменьшается до 0,3 мм. Перемещение по оси Ox части челюсти, испытывающей наибольшее жевательное давление, положительно (0,3 мм), в другой части челюсти перемещение отрицательно (до 0,4 мм). Нормальные напряжения по абсолютной величине несколько ниже (до 3,0 МПа), касательные выше (7,5 МПа). Это связано с уменьшением плеча жевательной нагрузки и перераспределением усилий жевательных мышц.

Расчеты показали, что после прорастания имплантата контактирующей костной тканью напряженно-деформированное состояние в нижней челюсти при физиологической нагрузке практически не отличается от здоровой челюсти, так как механические свойства углеродного композиционного материала близки к свойствам костной ткани (табл.).

Напряженное состояние нижней челюсти с большим запасом удовлетворяет условиям прочности как по растягивающим, так и по сжимающим напряжениям как в здоровой кости, так и в случае замещения частичного дефекта углеродным имплантатом после его прорастания костной тканью.

Естественно стремление оценить прочность нижней челюсти человека при физиологической нагрузке при наличии частичного дефекта в зависимости от его положения на альвеолярном отростке.

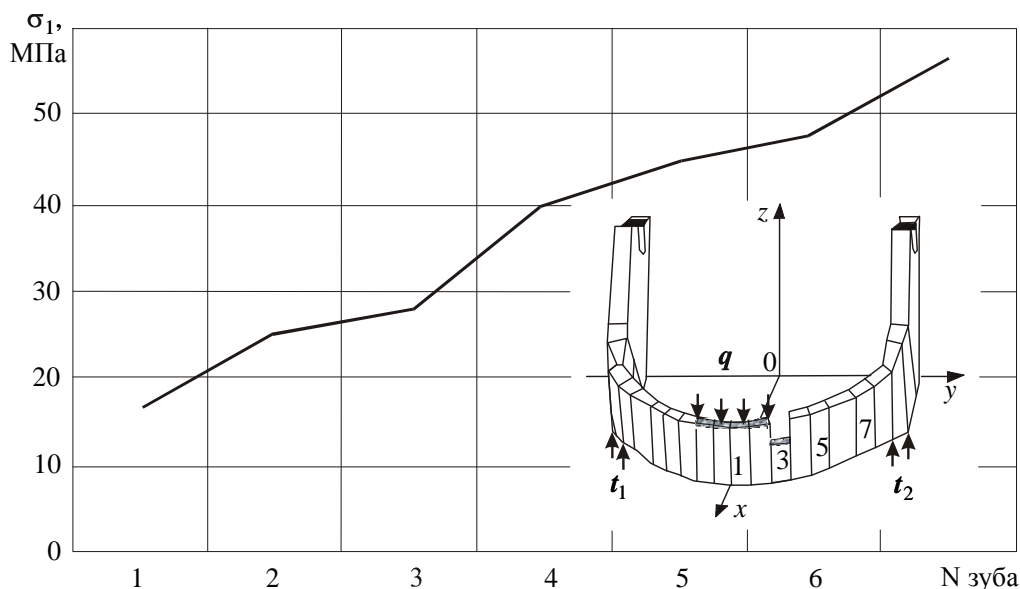


Рис. 2. Зависимость максимального главного напряжения в нижней челюсти человека от положения дефекта при откусывании пищи

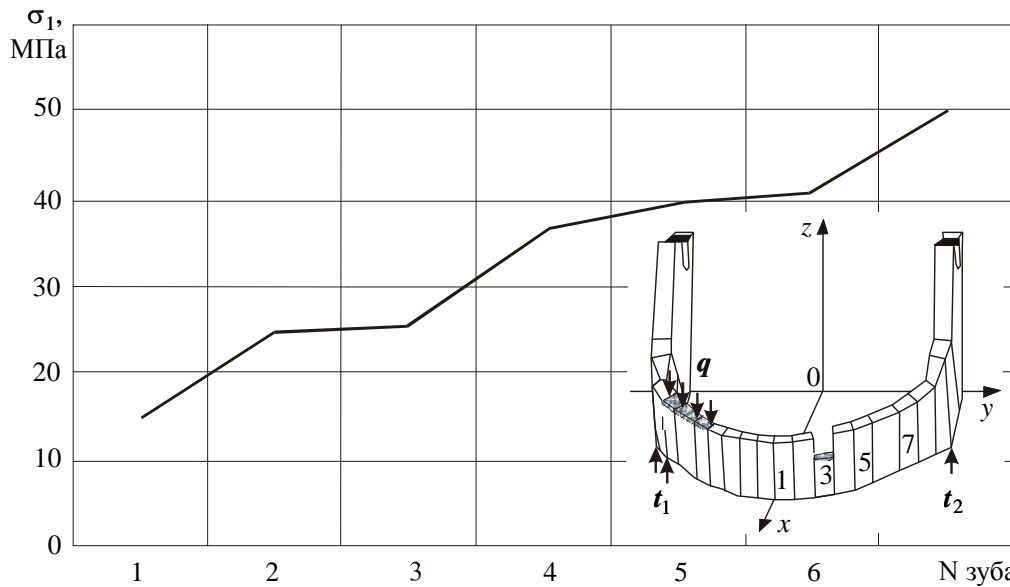


Рис. 3. Зависимость максимального главного напряжения в нижней челюсти человека от положения дефекта при одностороннем (справа) измельчении пищи

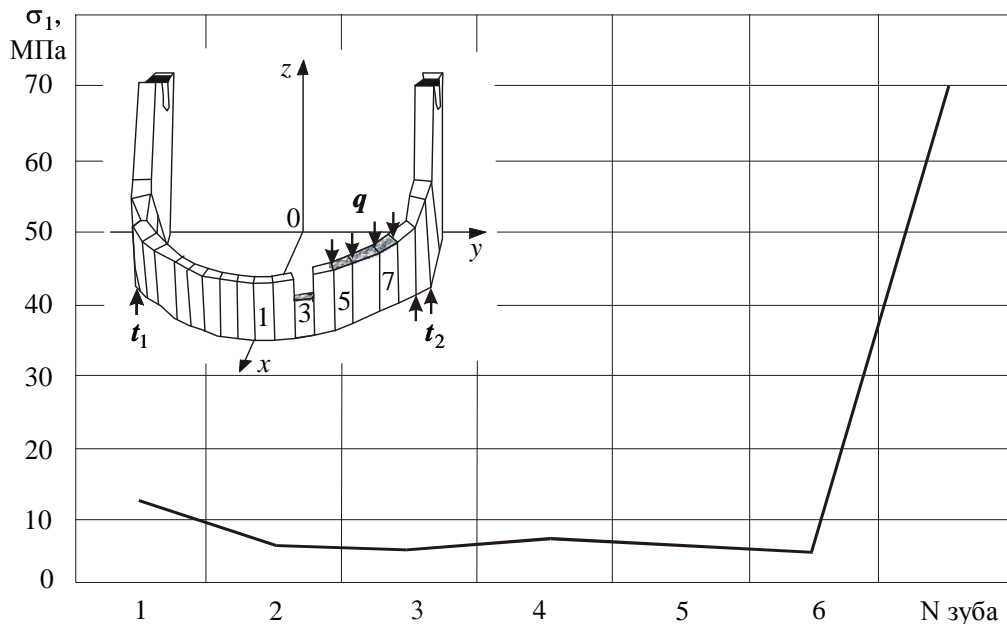


Рис. 4. Зависимость максимального главного напряжения в нижней челюсти человека от положения дефекта при одностороннем (слева) измельчении пищи

Частичный дефект представлен удалением части альвеолярного отростка в районе одного из с 1-го по 7-й зубов на глубину, соответствующую половине поперечного сечения челюсти. Рассмотрено нагружение при откусывании и пережевывании пищи. При всех вариантах нагружения челюсти с частичным дефектом максимум напряжений достигается в области дефекта. На рис. 2, 3, 4 приведены зависимости максимальных главных напряжений от положения частичного дефекта. Стрелками на схематических изображениях нижней челюсти показаны области приложения усилий t_1 и t_2 жевательных мышц (*m. masseter*) и жевательной нагрузки q .

При смещении дефекта от 1-го зуба к 7-му зубу напряжения увеличиваются при откусывании пищи от 18 МПа до 58 МПа (рис. 2), так как увеличивается плечо нагрузки на резцы. При пережевывании пищи на здоровой части челюсти (рис. 3)

смещение дефекта от 1-го зуба к 7-му зубу также увеличивает напряжение при несколько меньших значениях (от 15 МПа до 50 МПа). Уменьшение напряжений связано с меньшей активностью жевательной мышцы на свободной от пищи части челюсти.

Пережевывание пищи на части челюсти с дефектом в районе 1-го - 6-го зубов приводит к напряжениям 5-13 МПа (рис. 4), так как жевательная нагрузка и усилие жевательной мышцы локализованы в стороне от дефекта. Дефект в районе 7-го зуба находится между областями приложения жевательной нагрузки и усилия жевательной мышцы, поэтому имеется всплеск напряжения до 70 МПа.

Основная доля усилий из-за относительно высокой жесткости передается в нижней челюсти через компактную костную ткань с пределом прочности 40 МПа (табл.). Практически в половине всех вариантов положения частичного дефекта условие прочности не выполняется, и нижняя челюсть не может нести нормальную физиологическую нагрузку, что приводит к необходимости замещения частичного дефекта имплантатом. Опасность разрушения возрастает при смещении частичного дефекта в область коренных зубов.

Состояние углеродного имплантата при замещении сквозного дефекта

Сквозные дефекты нижней челюсти человека тем более следует замещать имплантатом. Имплантат может быть пластинчатым, объемным, изготовленным из различных биологически совместимых материалов: сталей, титановых сплавов, композиционных материалов и т.п. Рассмотрим тот же материал, что и для замещения частичного дефекта – углерод-углеродный композиционный материал типа Углекон-М.

В данной работе ставится задача определения напряженно-деформированного состояния в сквозном, наиболее нагруженном в сравнении с частичным, имплантате в областях крепления к нижнечелюстной кости.

На рис. 5 представлен вариант объемного имплантата, представляющего собой разнотолщинную пластину с отверстиями.

Размер имплантата зависит от размера сквозного дефекта, который, в свою очередь, может быть привязан как и для частичного дефекта к номеру зуба с 1-го по 7-й. Дефект может включать область одного или нескольких зубов.

Если имплантат замещает дефект в районе четвертого зуба, то его размеры равны:

по длине челюсти – 25 мм, высота – 25 мм, толщина – 5 мм,
толщина области крепления – 3 мм, диаметр отверстий – 1,5 мм.

Если имплантат замещает кость в районе четвертого и пятого зубов, тогда размеры равны:

по длине челюсти – 30 мм, высота – 25 мм, толщина – 5 мм,
толщина области крепления – 3 мм, диаметр отверстий – 2 мм.

В трехмерной постановке задачи о напряженно-деформированном состоянии двух частей челюсти с имплантатом имеются технические трудности, связанные с реализацией контактных условий. Поэтому сначала определим усилия, которые действуют при нормальной физиологической нагрузке со стороны нижнечелюстной кости через крепёжные шурупы на имплантат, а затем напряженно-деформированное состояние имплантата в области крепёжных отверстий как наиболее нагруженных его частях.

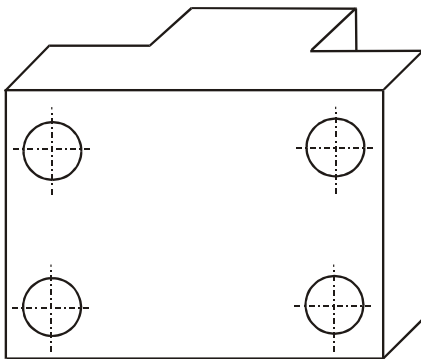


Рис. 5. Вариант формы имплантата для замещения сквозного дефекта нижнечелюстной кости

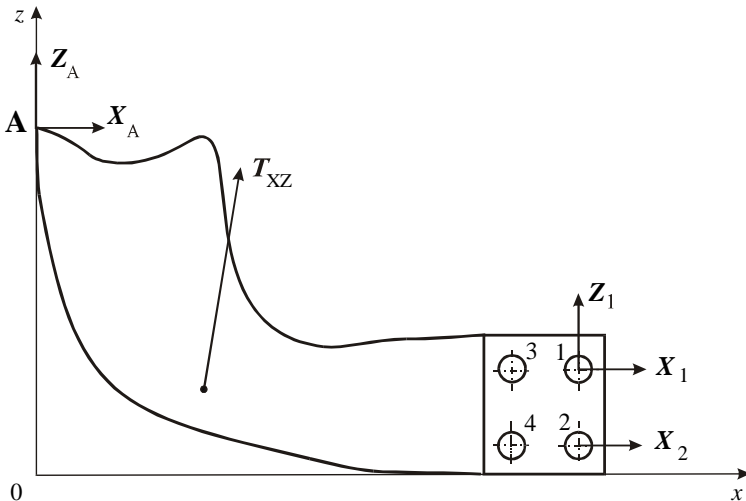


Рис. 6. Расчетная схема для определения усилий, действующих на имплантат

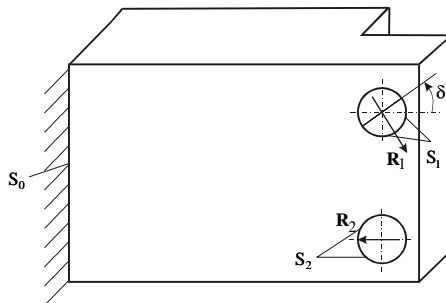


Рис. 7. Расчетная область для имплантата

Усилия, действующие на имплантат, зависят от положения области замещения части нижней челюсти. Используя результаты по усилиям, действующим на челюсть в норме, рассмотрим часть нижней челюсти с имплантатом в области четвертого зуба для определения усилий, действующих на имплантат со стороны шурупов крепления (рис. 6). Цифрами 1-4 пронумерованы крепежные шурупы. Эту задачу статики можно считать плоской, реакции височно-нижнечелюстного сустава и преобладающая компонента усилия жевательной мышцы известны.

Из уравнений равновесия: $X_1 = 59,0 \text{ Н}$; $X_2 = -59,0 \text{ Н}$; $Z_1 = -175 \text{ Н}$. Далее, отбросив имплантат, находим усилия в оставшихся областях крепления имплантата: $X_3 = 93,6 \text{ Н}$; $X_4 = -93,6 \text{ Н}$; $Z_3 = -175 \text{ Н}$, которые, естественно, больше, чем в отверстиях один и два, так как напряжения увеличиваются по нижнечелюстной кости от 1-го зуба к 7-му. Получив нагрузки, действующие на имплантат в области крепежных отверстий, перейдем к задаче о напряженно-деформированном состоянии. Для исключения влияния условий закрепления имплантата на решение в областях отверстий выберем расчетную область в виде, приведенном на рис. 7.

Принимаем ряд допущений:

- материал находится в упругом плосконапряженном состоянии;
- силами трения между нижнечелюстной костью и имплантатом пренебрегаем;
- считаем, что усилие от шурупа на имплантат передается только через поверхность отверстия;

- принята линейная симметричная форма распределения нагрузки по половине поверхности отверстия с максимумом на оси симметрии при угле δ (рис. 7).

Угол δ определяется из условия перпендикулярности реакции $R_1 = \sqrt{X_1^2 + Z_1^2}$ показанному на рис. 7 диаметру 1-го отверстия.

Граничные условия имеют вид:

- на поверхности S_0 имплантат закреплен $u_x = u_z = 0$; (12)

- в области 1-го отверстия на S_1 компоненты f_x и f_z с равнодействующими, равными $X_1 = 59 \text{ Н}$ и $Z_1 = -175 \text{ Н}$; (13)

- в области 2-го отверстия на S_2 компоненты f_x с равнодействующей, равной $X_2 = -59 \text{ Н}$ и $f_z = 0$; (14)

- остальная поверхность свободна от нагрузок $f_x = f_y = f_z = 0$. (15)

Для решения поставленной краевой задачи с граничными условиями (12) – (15) применен метод конечных элементов для случая плосконапряженного состояния, реализованный в прикладной программе *Elast*, разработанной на кафедре теоретической механики Пермского государственного технического университета.

На рис. 8 приведены эпюры напряжений в наиболее нагруженном первом отверстии имплантата.

Максимальной величины $\sigma_x = -27,5 \text{ МПа}$, $\sigma_z = -48,4 \text{ МПа}$ и $\tau_{xz} = -23,7 \text{ МПа}$ напряжения достигают на поверхности отверстия в направлении реакции R_1 . Растягивающие напряжения достигают величин $\sigma_x = 9,2 \text{ МПа}$ $\sigma_z = 35,1 \text{ МПа}$ на краях диаметра под углом δ . Учитывая, что предел прочности Углекона-М равен 80-150 МПа при сжатии и 45-120 МПа при растяжении, условия прочности не нарушены. Имеется возможность оптимизации параметров имплантата с целью уменьшения толщины пластины в области крепежных отверстий, что благоприятно скажется на окружающих имплантат мягких тканях.

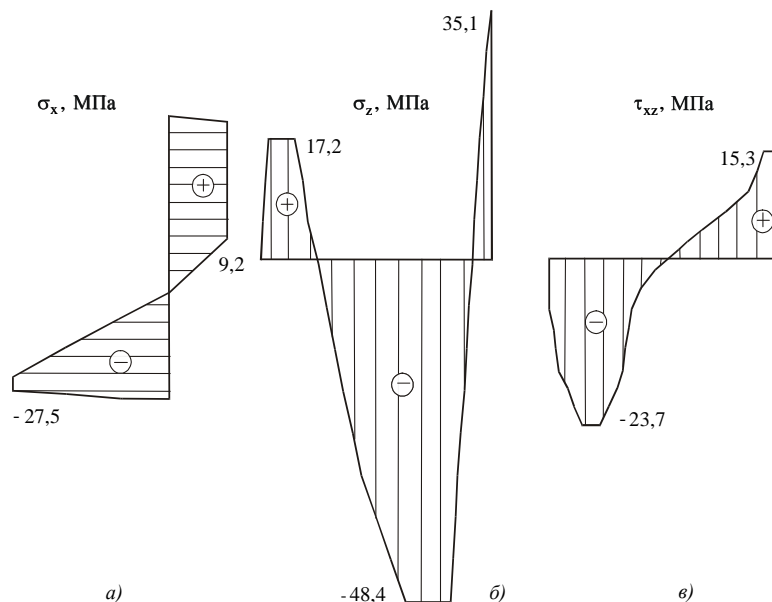


Рис. 8. Эпюры напряжений а) – σ_x , б) – σ_z , в) – τ_{xz}

Выводы

1. Напряжения в нижнечелюстной кости при нормальной физиологической нагрузке возрастают при смещении дефекта в область коренных зубов и нарушают условия прочности.

2. Наличие частичного и, тем более, сквозного дефекта является показанием для замещения его имплантатом.

3. Напряженно-деформированное состояние в нижнечелюстной кости после прорастания имплантата из Углекона-М окружающими тканями практически не отличается от здоровой челюсти.

4. Рассмотренный вариант сквозного имплантата из Углекона-М по условиям прочности позволяет произвести оптимизацию толщины в области крепежных отверстий.

5. Высокие значения усилий, действующих на крепежные шурупы, вызывают необходимость проведения оптимизации параметров шурупов.

6. Толщина пластины имплантата в области крепежных отверстий должна уменьшаться при смещении замещаемого дефекта из области коренных зубов к резцам.

Список литературы

1. Малая медицинская энциклопедия. М.: Советская энциклопедия, 1969. Т. 11. С. 306 - 330.
2. Бусыгин А.Т. Строение челюстных костей. Ташкент: МедГИЗ УзССР, 1962.
3. Селянинов А.А., Ситникова М.А., Еловигов А.М. К вопросу определения усилий жевательных мышц // Российский журнал биомеханики. 1999. Т. 3. № 2. С. 149-150.
4. Selyaninov A.A., Yelovikov A.M. Biomechanical aspects of chewing effort distribution after the maxillary sinusotomy // Russian Journal of Biomechanics. 1999. Vol. 3. No. 4. P 62-67.
5. Тимошенко С.П., Гудьер Д. Теория упругости. М.: Мир, 1979.
6. Еловигов А.М. Новый углерод-углеродный материал «Углекон-М» в хирургии лобной пазухи // Новости оториноларингологии и логопатологии. 2001. Т. 1. №25. С. 39-40.
7. Selyaninov A.A., Yelovikov A.M., Furina N.N. Status of the maxillary bone after Coldwell-Luc Operation // Russian Journal of Biomechanics. 2002. Vol. 6. No. 1. P. 79-88.
8. Семенников В.И., Хаустов Е.Н. Характер распределения функционального напряжения в верхней челюсти // Стоматология. 1994. № 1. С. 3-4.

BIOMECHANICAL ASPECTS OF THE MANDIBLE DEFECT REPLACEMENT BY THE IMPLANT

**A.A. Selyaninov, F.I. Kislykh, R.M. Podgayets, Yu.Yu. Mogilat,
E.A. Tuzova, F.F. Khairutdinova (Perm, Russia)**

As a result of pathology or trauma, some defects can appear in human mandible in a form of total or partial destruction of its cross section. To return the mandible back to service it is necessary to fix its isolated parts, or replace the partial defect by some implant. The 3-D numerical analysis of the elastic state of the healthy mandible and the mandible with the partial defect is performed under the main functional load cases. The effect of the defect's position on the stresses and strains in the mandible is estimated. The forces acting on the bone and the implant in the regions of its fixing by screws have been statically determined. With an

assumption of the state of plane stress, the stresses and strains in the carbon composite implant have been studied.

Key words: mandible, defects, implant, stresses, strength.

Получено 10 ноября 2003