

Разработанная методика обеспечивает необходимую точность расчета и плавное заполнение всех участков формы.

Литература

1. Борисов Г. П. Давление в управлении литейными процессами. – Киев: Наук. думка, 1988. – 272 с.
2. Теория и технология методов литья под регулируемым газовым давлением/Б. С. Чуркин, Э. Б. Гофман, Н. В. Шестаков и др.; Свердлов. инж.-пед. ин-т. – Свердловск, 1990. – 207 с.
3. Чуркин Б. С., Категоренко Ю. И. Автоматическое управление кинетикой заполнения формы при литье вакуумным всасыванием// Совершенствование литейных процессов: Материалы междунар. конф. литейщиков, 18–19 марта 1999 г. – Екатеринбург: Изд-во Урал. гос. техн. ун-та, 1999. – С. 144– 148.

**С. Е. Жолудев,
Б. С. Чуркин,
А. А. Серебряков**

ОПРЕДЕЛЕНИЕ РАЦИОНАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЛИТЫХ МОСТОВИДНЫХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ НА ИМПЛАНТАТАХ ПРИ КОНЦЕВЫХ ДЕФЕКТАХ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПУТЕМ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССА ИХ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО НАГРУЖЕНИЯ

Возмещение дефектов зубных рядов при протезировании связано с увеличением функциональной нагрузки на опорные ткани. В естественных условиях жевательная нагрузка приводит к вектору сил, направленному по оси зуба. Зуб хорошо приспособлен к такого рода нагрузке. В случае мостовидного протеза к имплантату прикладывается, кроме вектора силы, момент пары сил. Если указанный момент превосходит некоторое критическое значение, то происходит расшатывание имплантата и наступает атрофия костной основы.

Причины возникновения патологических процессов при функционировании протеза кроются, с одной стороны, в перегрузке костных тканей около шейки опорных имплантатов, а с другой стороны, в недогрузке костных структур альвеолярного гребня челюсти под протезом. Расчетно-клинические исследования показали, что минимальный уровень интенсивности напряжений, при котором не происходит атрофия альвеолярной кости из-за ее функциональной недогрузки равняется 1,6 МПа. Максимальные же напряжения, воспринимае-

мые костными структурами челюсти без разрушения, значительно колеблются и составляют для компактной кости 100–145 МПа, а для губчатой кости 10 МПа. Следовательно, в альвеолярной кости под протезом рациональной конструкции уровень интенсивности напряжений должен быть в пределах от 1,6 до 10 МПа.

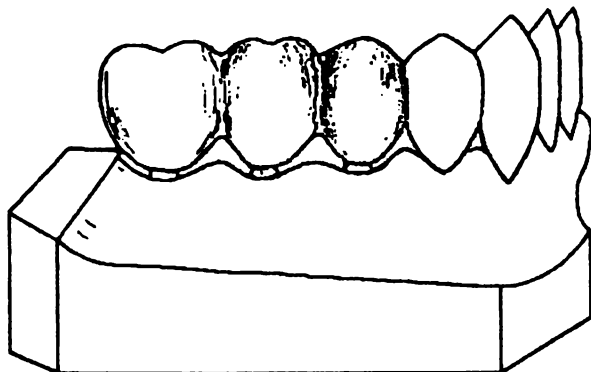


Рис. 1. Общий вид протеза

В данной работе рассматриваются мостовидные протезы при концевых дефектах на три единицы (рис. 1). Опорами изучаемого протеза являются три внутрикостных винтовых имплантата, установленных на уровне второго премоляра, первого и второго моляров. Нами рассмотрены четыре варианта конструкции протеза:

- 1) цельнолитой протез из сплава КХС;
- 2) цельнолитой протез из полимерного материала Dental D;
- 3) комбинированный протез с основой из сплава КХС и покрытием из керамической массы (фарфора);
- 4) комбинированный протез с основой из сплава КХС и покрытием из материала Artglass.

Для каждого из них выполнен анализ различий в характере передачи функциональной нагрузки через протез на кость челюсти. Проведено исследование влияния конструктивных параметров протеза на его прочность и работоспособность, определены рациональные конструкции протеза, оценена возможность применения материалов для изготовления протезов.

При построении корректной математической модели учитывалось индивидуальное строение нижней челюсти, место прикрепления жевательных мышц и направление мышечных усилий, которые уравнивают прикладываемую к протезу функциональную нагрузку (рис. 2). Известно, что места прикрепления

мышц расположены таким образом, что при функциональном нагружении челюсть работает как балка, нагруженная изгибающим моментом.

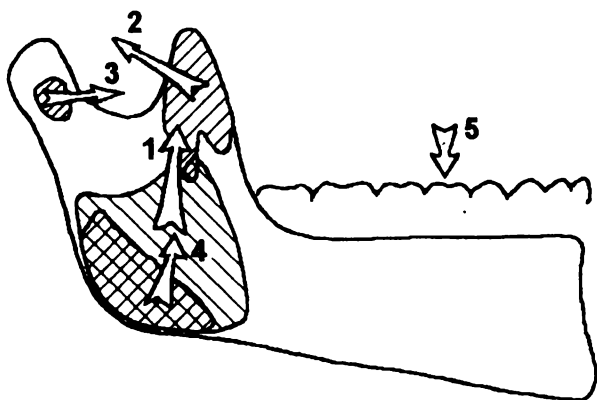


Рис. 2. Основные мышечные усилия, действующие на нижнюю челюсть: 1 – жевательные; 2 – височные; 3 – латеральные крыловидные; 4 – медиальные крыловидные; 5 – реакция зубов-антагонистов

В модели принято, что искусственные коронки премоляров, а также размеры искусственных коронок моляров в мезиодистальном направлении (ширине коронки) соответствуют анатомическим размерам естественных коронок. На практике для снижения нагрузки на имплантаты размеры искусственных коронок моляров в вестибулярном направлении (толщине коронок) уменьшают таким образом, чтобы площади их жевательных поверхностей равнялись площади жевательной поверхности первого премоляра. Именно этот факт и был учтен нами в экспериментальной модели. С учетом уменьшения площадей жевательных поверхностей моляров при расчетах предполагается, что максимальное усилие, приходящееся на каждую из искусственных коронок протеза, равно максимальному усилию для первого моляра и составляет 410 Н.

Конструктивными параметрами протеза являются его высота h и толщина t в наиболее нагруженных местах – участках соединения искусственных коронок (рис. 3). Указанные параметры изменяли в следующих интервалах: h – от 4 до 6 мм, t – от 2 до 5 мм. Толщина покрытия в комбинированных протезах равнялась 1,5 мм, диаметр титановых винтовых имплантатов – 3,9 мм, длина погружной части имплантатов – 13 мм.

Анализ процесса функционального нагружения рассматриваемой системы осуществлялся на основе теории упругости, включающей уравнения равновесия, геометрических (уравнения Коши, уравнение неразрывности деформа-

ций) и физических уравнений (обобщенный закон Гука), а также статистических граничных условий.

Изучаемая область имеет трехмерную протяженность, для которой решение указанной системы уравнений связано с большими затратами машинного времени. Однако геометрия области такова, что ее можно рассматривать как оболочковую конструкцию, при которой изменения напряжений в поперечном направлении, т.е. по толщине, малы по сравнению с другими направлениями. В связи с этим задача решалась в условиях плоского напряженного состояния, при котором компоненты перемещения зависят только от двух координат X и Y , лежащих в плоскости деформации. Применительно к исследуемой задаче плоскость деформации совпадает с срединной плоскостью протеза, имплантатов и челюсти.

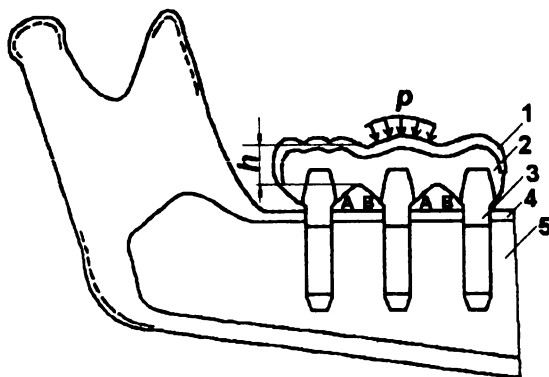


Рис. 3. Основные параметры протеза:
 1 – покрытие; 2 – каркас; 3 – винтовой имплантат;
 4 – кортикальная кость; 5 – губчатая кость; АВ –
 расстояние между коронками; h – высота протеза;
 p – окклюзионная нагрузка

Краевая задача линейной упругости для данных условий с учетом приведенных выше допущений включает:

1) уравнения равновесия:

$$\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial y} = 0; \quad (1) \quad \frac{\partial \sigma_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} = 0, \quad (2)$$

где σ_{xx} , σ_{xy} , σ_{yx} , σ_{yy} – компоненты тензора напряжений, а $\sigma_{xx} = \sigma_{yx}$;

2) геометрические уравнения:

а) уравнения Коши:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x}; \quad (3) \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}; \quad (4)$$

$$\varepsilon_{xy} = \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) \cdot \frac{1}{2}; \quad (5) \quad \gamma_{xy} = 2\varepsilon_{xy}, \quad (6)$$

где ε_{xx} , ε_{yy} и ε_{xy} – компоненты тензора деформации;
 $u(x, y)$ и $v(x, y)$ – перемещения вдоль осей X и Y;
 γ_{xy} – угловая деформация.

Уравнения Коши устанавливают связь между деформациями и перемещениями;

б) уравнение неразрывности деформации:

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_{xx}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_{yy}}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \cdot \partial y}. \quad (7)$$

Данное уравнение характеризует неизменность объема сплошной среды в процессе ее деформирования;

в) физические уравнения.

Для изотропных тел при плоской деформации соотношения закона Гука можно записать так:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{1}{E} (\sigma_{xx} - \mu \sigma_{yy}); \quad (8)$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{1}{E} (\sigma_{yy} - \mu \sigma_{xx}); \quad (9)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{2(1 + \mu)}{E} \cdot \sigma_{xy}, \quad (10)$$

где E – модуль упругости материала;

μ – коэффициент Пуассона.

Сформулируем статистические граничные условия модели:

1. На границе контакта протеза с соответствующим зубом-антагонистом на верхней челюсти действует заданная распределенная нагрузка, проекции которой находятся на координатных осях P_x и P_y .

2. В зависимости от способа нагружения нагрузки прикладываются или ко второму моляру, или к первому моляру, или ко второму премоляру и рассчитываются по формулам:

$$\sigma_{xx}n_x + \sigma_{xy}n_y = P_x; \quad (11)$$

$$\sigma_{yx}n_x + \sigma_{yy}n_y = P_y, \quad (12)$$

где n_x и n_y – проекции единичной нормали к границе на оси координат.

В местах прикрепления жевательных мышц перемещения в челюсти равны нулю.

На границах контакта имплантатов с протезом и челюстью действуют условия жесткого защемления. На остальных границах граничные условия имеют вид

$$\sigma_{xx}n_x + \sigma_{xy}n_y = 0; \quad (13) \quad \sigma_{yx}n_x + \sigma_{yy}n_y = 0. \quad (14)$$

Для численного решения краевой задачи (1)–(14) использовался метод конечных элементов, сущность которого заключается, прежде всего, в разбиении области на дискретные непересекающиеся участки (конечные элементы), имеющие общие узлы и не более одной общей границы двух соседних элементов. Разбивка области на конечные элементы (триангуляция) проводилась на ПЭВМ с применением четырехугольных и треугольных конечных элементов (рис. 4). Геометрические размеры элементов в процессе триангуляции корректировалась до достижения практически стабильных результатов расчетов.

При постановке задачи были приняты следующие допущения:

1) материал, из которого изготовлен протез, материал покрытий, имплантатов, а также ткани зубочелюстной системы являются линейно-упругими и изотропными;

2) влиянием массовых сил и сил инерции можно пренебречь;

3) опорные имплантаты жестко закреплены в челюсть;

4) протез жестко защемлен относительно имплантатов;

5) долговременные изменения в живых и твердых тканях не исследуются (цель работы – их предотвращение).

Рассматривалось несколько вариантов нагружения системы: приложение сил отдельно на каждую из искусственных коронок протеза. Так, для протеза на три единицы это соответствует трем вариантам нагружения.

Определялось, отвечает ли конструкция зубного протеза критериям прочности, т.е. не превышают ли максимальные эквивалентные напряжения в теле протеза соответствующих предельных напряжений для материалов, из которых он изготовлен.

Оценивалась степень передачи жевательной нагрузки на кость челюсти по величине интенсивности напряжений в костной ткани под протезом (см. рис. 3, зона АВ). Для этого устанавливались величины интенсивностей напряжений в указанных областях для каждого из вариантов нагружения.

Определялось распределение главных напряжений в кости челюсти под действием функциональных нагрузок.

В расчетах для разных материалов протеза и покрытий параметры участ-

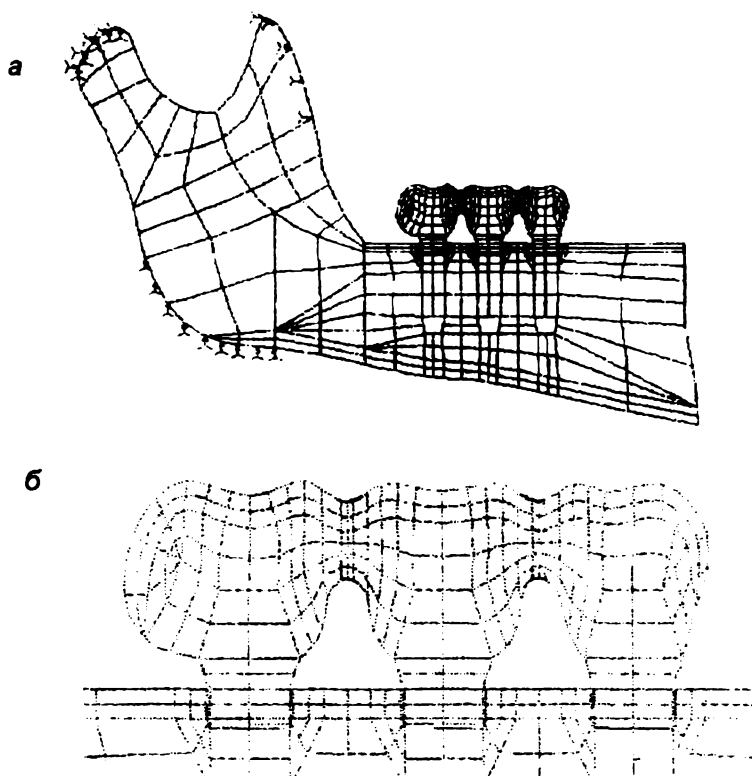


Рис. 4. Конфигурация и сетка конечных элементов для средней (а) и внешней (б) пластин

ка соединения коронок выдерживаются в следующих значениях: высота h варьируется от 4 до 6 мм, а толщина t – от 2 до 5 мм.

Результаты расчетов по интенсивностям напряжений в протезе и опорной кости приведены в табл. 1.

Таблица 1.
Величины интенсивности напряжений в протезе и опорной кости при функциональном нагружении протеза на три единицы

Материал протеза	Высота протеза h , мм	Толщина протеза t , мм	Интенсивность напряжений, МПа			Напряжения в кости под протезом, МПа	
			в основе протеза		в покрытии протеза	max	min
			$\sigma_{раст}^*$	$\sigma_{сж}^*$	растяжение		
КХС	4	2	213	171	–	13,9	2,2
	6	5	50	35	–	10,5	2,2
Dental D	4	2	40	19	–	19,9	1,8
	6	5	7,4	16,7	–	18,3	1,8
КХС+Artglass	4	2	170	140	149	15,0	2,2
	6	5	71,6	117	112	10,5	2,1
КХС+фарфор	4	2	188	148	136	14,4	2,2
	6	5	63,8	84,5	75	11,4	1,9

В результате исследований была установлена характерная для всех протезов картина распределения главных напряжений в кости челюсти (рис. 5). На рис. 5 приняты следующие условные обозначения: \gg – растягивающие напряжения; \ll – сжимающие напряжения (длины стрелок и отрезков в приведенном на рис. 5 масштабе соответствуют величинам главных напряжений).

На рис. 5 видно, что изгиб челюсти под действием функциональной нагрузки вызывает появление растягивающих напряжений в альвеолярном гребне челюсти. Чем более мезиально приложена функциональная нагрузка, тем больше изгибающий момент, создаваемый этой нагрузкой относительно мест прикрепления мышц (в модели – мест закрепления челюсти), и, следовательно, тем больше величины указанных растягивающих напряжений в альвеолярном гребне.

При переходе от приложения нагрузки к коронке протеза, соответствующей второму моляру, к приложению нагрузки на 2-й премоляр, растягивающие напряжения от изгиба челюсти «захватывают» все большую область костной ткани под протезом.

Анализ распределения интенсивности напряжений в альвеолярной кости под протезом, изготовленном из сплава КХС, показывает, что на напряжения, вызываемые изгибом челюсти, накладываются напряжения, передаваемые на

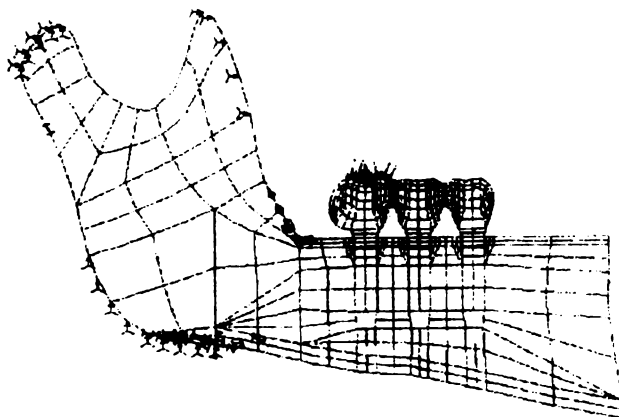


Рис. 5. Эпюры распределения главных напряжений в кости челюсти при приложении нагрузки на коронку, опирающуюся на имплантат, расположенный в области второго моляра

кость челюсти через имплантаты. Это проявляется в увеличении уровня напряжений в зоне шеек имплантатов. Максимальные напряжения возникают около шейки дистального имплантата и совпадают с вариантом приложения нагрузки к коронке протеза, соответствующей второму моляру. Минимальные напряжения отмечаются в области шейки проксимального имплантата при приложении нагрузки к коронке протеза, соответствующей первому моляру. Такое распределение напряжений в кости челюсти под протезом характерно и для других рассматриваемых нами конструкций.

Из сравнения полученных данных (см. табл. 1) следует, что критериям прочности удовлетворяют не все из рассмотренных вариантов конструкций протезов. При максимальных функциональных нагрузках при любых сочетаниях конструктивных параметров наблюдается разрушение покрытия из материала Artglass на протезах из КХС. При минимальных параметрах участков соединения между коронками (t и h) возможно разрушение фарфорового покрытия на протезах из КХС. Наименее напряжены протезы с максимально допустимыми по толщине и высоте участками соединения между коронами.

Для всех рассмотренных конструкций протезов минимальная величина интенсивности напряжений в альвеолярной кости под протезом больше минимально допустимого уровня 1,6 МПа, что предотвращает атрофию кости из-за ее функциональной недогрузки. Однако для протезов из более мягкого материала Dental D уровень значений напряжений в кости выше, чем для протезов из КХС, так как протезы из материала Dental D податливее. Более высокий уровень функциональных напряжений в альвеолярной кости под протезом в боль-

шей степени предотвращает ее недогрузку. Максимальное значение интенсивности напряжений в кости челюсти под протезом для всех рассмотренных конструкций не превышало 20 МПа, что значительно меньше предела прочности кортикальной костной ткани и не приведет к ее атрофии вследствие функциональной перегрузки.

В результате проведенных исследований были установлены рациональные размеры ортопедической конструкции для разных материалов (табл. 2).

Таблица 2

Рациональные параметры ортопедической конструкции

Материал	Высота h , мм	Толщина t , мм
КХС	4–6	2–5
Dental D	4–6	2–5
КХС+фарфор	6	5
КХС+Artglass	–	–

Анализ приведенных выше результатов математического моделирования позволил сформулировать следующие выводы и дать практические рекомендации:

1. Прочностные свойства материала Dental D позволяют использовать его для изготовления несъемных мостовидных зубных протезов на имплантатах в боковом отделе нижней челюсти при концевых дефектах.

2. Протезы из материала Dental D податливей протезов из КХС, что создает более благоприятное распределение функциональных напряжений в альвеолярной кости под протезом и способствует уменьшению скорости ее атрофии.

3. Наименьшие по уровню напряжения при функциональном нагружении возникают в протезах с максимально допустимыми по толщине и высоте участками соединения между коронками.

4. При максимальных функциональных нагрузках возможно разрушение покрытия из материала Artglass на протезах из КХС. При минимальных параметрах участков соединения между коронками вероятно разрушение фарфорового покрытия на протезах из КХС. Поэтому при изготовлении таких протезов необходимо применять максимально допустимые значения толщины и высоты в этих зонах между коронками со значениями $t=5$ мм, $h=6$ мм.

5. С точки зрения функционального нагружения тела протеза из КХС и материала Dental D допустимо применение ортопедических конструкций со значениями толщины участков соединения коронок в пределах 2–5 мм и высоты промежуточных участков в пределах 4–6 мм.

6. Использование в качестве опор протеза трех имплантатов вместо двух значительно снижает напряжения в теле и покрытии протеза, а также обеспечивает допустимый диапазон нагружения кости под протезом.