

4. Болевые ощущения вследствие накопления в тканях брадикинина и продуктов свободнорадикального окисления.
5. Снижение функции слюнных желез-гипосаливация: на фоне повреждения коллагеновых, мембранных и ферментативных систем.

Указанные выше особенности сосудистого русла в системе внутренней и наружной сонных артерий усугубляет тяжесть воспалительных и дистрофических явлений в полости рта, что в свою очередь вызывает значительные трудности в подготовке к ортопедическому лечению.

Литература:

1. Смолер И.И., Прышко З.Р. Состояние твердых зубов у детей, проживающих в районе с повышенным радиационным фоном / Новое в стоматологии. 1993. №4. С.7-9.
2. Лукшена Л.М. Заболевания слизистой оболочки полости рта. Нижний Новгород. 1993. С.150-156

З.Яковлева В.И. Диагностика, лечение и профилактика стоматологических заболеваний. Высшая школа: Минск. 1992. С.527.

4. Восбаков А.И., Банченко Г.В. Заболевание слизистой оболочки полости рта. М.: Медицина. 1978. С.230.

5. Вомченко Г.В. Сочетание заболеваний СОПР и внутренних органов. М.: Медицина. 1979. С.189.

6. Грудянов А.И. Пародонтология-ОАО "Стоматология" 1997. С.6-7

7. Филимонова О.И., Рогожников Г.И., Абдеева Ф.И. Стоматологическая заболеваемость и пути ее снижения среди населения, проживающего на территории, загрязненной радионуклидами. Перспективы развития современной стоматологии. Проблемы развития Уральского региона. Екатеринбург. 1997 г.

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ МАТЕРИАЛА «DENTAL-D» ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ НЕСЪЕМНЫХ МОСТОВИДНЫХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ НА ИМПЛАНТАТАХ В БОКОВОМ ОТДЕЛЕ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

А.А. Серебряков, С.Е. Жолудев, В.С. Печенов, Р.А. Летягина

УГМА

ПГТУ

ПГМА

Наиболее часто для изготовления зубных протезов используются металлы и их сплавы: нержавеющие стали, титан, кобальт-хроммолибденовые сплавы (КХС). Применение для этой цели новых полимерных материалов требует тщательного обоснования, так как полимерные композиционные материалы существенно уступают металлам в прочности и жесткости.

В настоящей работе рассматривается несъемный мостовидный протез в боковом отделе нижней челюсти. Опорами протеза являются три внутрикостных цилиндрических имплантата, установленные на уровне обоих премоляров и первого моляра (см. Рис.1). Рассматривается четыре варианта конструкции протеза: 1) цельнолитой из КХС; 2) цельнолитой из полимерного материала «Dental-D»; 3) комбинированный - основа протеза выполнена из КХС с покрытием из керамической массы (фарфора);

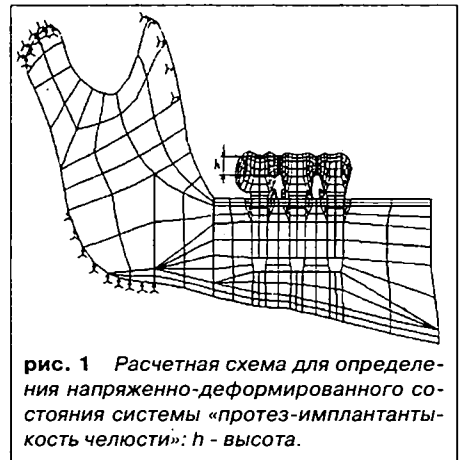


рис. 1 Расчетная схема для определения напряженно-деформированного состояния системы «протез-имплантаты-кость челюсти»: h - высота.

4) комбинированный - основа протеза выполнена из КХС с покрытием из материала «Artglass».

Цель работы - анализ различий в характере передачи функциональной нагрузки через протез на кость челюсти для различных вариантов конструкций протеза; исследование влияния конструктивных параметров протеза на его прочность и работоспособность, определить рациональные конструкций протеза; оценка возможности применения материала «Dental-D» для изготовления несъемных мостовидных протезов.

Материал и методы исследования.

Для решения поставленной задачи необходимо исследовать напряженно-деформированные состояния протеза, опорных имплантатов и костных структур челюсти при функциональном нагружении протеза. Полагается, что материалы, из которых изготовлен протез, материал имплантатов, ткани зубочелюстной системы являются изотропными линейно-упругими (Табл. 1) [1-5]. Таким образом, решение задачи сводится к решению задачи теории упругости определения напряженно-деформированного состояния в области, показанной на рис. 1.

Для этого с целью точного описания сложной конфигурации области и учета разнородности материалов по механическим свойствам использовали численный квази-объемный метод конечных элементов [6]. Суть его состоит в разбиении области на конечное число малых элементов, которые связаны между собой в узловых точках. Поведение каждого элемента под нагрузкой устанавливается через перемещения указанных узловых точек, для этого применяют-

ся уравнения решаемой задачи теории упругости. Нахождение узловых перемещений сводится к решению на ЭВМ системы алгебраических уравнений. Затем по данным перемещениям определяются напряжения во всей исследуемой области.

Использованные в построенной конечной-элементной модели размеры коронок моляра и премоляров, конфигурация и размеры нижней челюсти взяты из работ А.Т. Бусыгина и Е.М. Гофунг [1, 7]. В модели принято, что искусственные коронки премоляров в протезе имеют анатомическую форму и размеры. Размеры искусственных коронок моляров в мезиодистальном направлении (ширина коронки) также соответствуют анатомическим размерам естественных коронок. В реальных протезах для уменьшения нагрузки на имплантаты размеры искусственных коронок моляров в вестибулооральном направлении (толщина коронки) уменьшаются таким образом, чтобы площади их жевательных поверхностей равнялись площади жевательной поверхности первого премоляра [8]. Это нашло отражение в модели. С учетом уменьшения площадей жевательных поверхностей моляров при расчетах полагалось, что максимальное усилие, приходящееся на каждую из искусственных коронок протеза, равно максимальному усилию 410 Н для первого премоляра [1, 7].

За конструктивные параметры протеза принимались высота h (интервал изменения 4 до 6 мм) и толщина t (от 2 до 5 мм.) протеза в наиболее нагруженных местах - местах

Таблица 1

Механические свойства материалов протеза и тканей зубочелюстной системы

Материал	Модуль упругости E , ГПа	Коэффициент Пуассона ν	Предел прочности, МПа	
			при растяжении $\sigma_{раст}$	при сжатии $\sigma_{сж}$
Компактная кость	18,0	0,3	100	145
Губчатая кость	0,5	0,3	10	10
Керамика (фарфор)	83,0	0,28	100	600
Artglass	10,0	0,3	100	100
Dental-D	3,2	0,3	70	70
КХС	220,0	0,32	600	600
Титан	110,0	0,3	930	930

соединения искусственных коронок. Толщина покрытия в комбинированных протезах принята равной 1,5 мм, диаметр титановых цилиндрических имплантатов - 3,9 мм, длина погружной части имплантатов - 13 мм.

Рассмотрено три варианта нагружения искусственных коронок протеза. Конструкция протеза должна удовлетворять критериям прочности, т.е. максимальные эквивалентные напряжения в теле протеза не должны превышать соответствующих предельных напряжений для материалов, из которых он изготовлен. Степень передачи жевательной нагрузки на кость челюсти оценивается по величине интенсивности напряжений в костной ткани под протезом (зона АВ на рис. 1). На выделенных штрих-пунктирной линией участках кости при расчетах закрепляются перемещения. Этим имитируется действие на нижнюю челюсть жевательных мышц.

Искомая рациональная конструкция протеза должна обеспечивать такое его функционирование, чтобы в костных структурах челюсти около опорных имплантатов и под протезом не наблюдалось развития патологических процессов (резорбции кости около щеки имплантата, образования костных карманов, уменьшения высоты альвеолярного гребня челюсти под протезом). Причины возникновения подобных патологических процессов заключаются, с одной стороны, в перегрузке костных тканей около шейки опорных имплантатов, а, с другой - в недогрузке костных структур альвеолярного гребня челюсти под протезом. Как чрезмерная нагрузка, так и недогрузка приводят к резорбции костной ткани. Следовательно,

для успешного функционирования протеза при функциональной нагрузке в костных структурах челюсти около опорных элементов и под протезом не должно быть не только чрезмерно высоких, но и слишком низких напряжений, т.е. напряженное состояние кости в указанной области должно быть по возможности более равномерным.

Анализ результатов

На основании проведенных исследований нами были рассчитаны максимальные напряжения в протезе и опорной кости (табл.2). Кроме того, сравнение полученных данных (см. табл. 1,2) показало, что критериям прочности удовлетворяют не все из рассмотренных вариантов конструкций протезов. Например, при максимальных функциональных нагрузках и любых сочетаниях конструктивных параметров возможно разрушение покрытия из материала «Artglass» на протезах из КХС; при тонких промежуточных участках между коронками могут произойти разрушения протезов из материала «Dental-D» и фарфорового покрытия на протезах из КХС.

Наименее напряжены протезы с максимально допустимыми по толщине и высоте промежуточными участками между коронками. Это связано с тем, что при тонких промежуточных участках между коронками они и подвергаются наибольшей деформации и в них же локализуются наибольшие напряжения. При массивных же соединениях функциональные нагрузки более равномерно воспринимаются всем телом протеза, что ведет к снижению максимальных значений напряжений в нем.

Таблица 2

Величины интенсивности напряжений в протезе и опорной кости при функциональном нагружении протеза

Материал протеза	Высота протеза h, мм	Толщина протеза t, мм	Максимальное напряжение		Средние напряжения в кости под протезом МПа
			в основе МПа	в покрытии МПа	
КХС	4	2	473	-	6,57
КХС	6	5	170	-	6,41
*****_*	4	2	266	-	7,39
*****_*	6	5	77	-	7,29
КХС +*****	4	2	545	346	6,90
КХС +*****	6	5	114	140	6,42
КХС+фарфор	4	2	493	484	6,70
КХС+фарфор	6	5	125	221	6,29

В работах [4, 5] из результатов расчетно-клинических исследований на собаках показано, что минимальный уровень интенсивности напряжений, при котором не происходит атрофии альвеолярной кости из-за ее функциональной недогрузки, составляет 1,6 МПа. Данному критерию удовлетворяют все рассмотренные конструкции протезов, однако для протезов из материала «Dental-D» уровень средних значений напряжений в кости выше, чем для протезов из КХС. Это объясняется тем, что протезы из материала «Dental-D» более податливы чем протезы из КХС. Более высокий уровень функциональных напряжений в альвеолярной кости под протезом предотвращает недогрузку кости, что способствует уменьшению скорости ее атрофии. Максимальное значение интенсивности напряжений в кости челюсти под протезом 30,5 МПа наблюдается в зоне шейки дистального имплантата, что меньше предела прочности кортикальной костной ткани (следовательно разрушение кости около имплантатов маловероятно).

Выводы.

1. Прочностные свойства материала «Dental-D» позволяют использовать его для изготовления несъемных мостовидных зубных протезов на имплантатах в боковом отделе нижней челюсти.

2. По сравнению с протезами из КХС протезы из материала «Dental-D» более податливы, 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 промежуточными участками между коронками.

4. При максимальных функциональных нагрузках возможно разрушение покрытия из материала «Artglass» на протезах из КХС. При тонких промежуточных участках между коронками возможно разрушение протезов из материала «Dental-D» и разрушение фарфорового покрытия на протезах из КХС.

Литература

1. Бусыгин А.Т. Строение челюстных костей. Ташкент.1962.
2. Кортукоев Е.В., Воеводский В.С., Павлов Ю.К. Основы материаловедения. М. 1988.
3. Kitch M., Suetsugu T., Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method // Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 1977. v. 24, pp. 81-87.
4. Vaillancowt H., Pilliar R.M., McCammond D. Finite element analisis ofcrestal bone loss around porous-coated dental implants // J. Applied Biomater., 1995, v.6, pp.267-282.
5. Vaillancourt H., Pilliar R..M., McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analisis // Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1996, v.11, 3, PP.351-359.
6. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. М.1975.
7. Гофунг Е.М. Учебник терапевтической стоматологии. М., Л.1939.
8. Суров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах. М.1993.