

РАСЧЕТ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДО И ПОСЛЕ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ ДЕПУЛЬПИРОВАНИЯ

Е.Н. Чумаченко*, А.И. Воложин**, А.И. Ведеев**

* Московский государственный институт электроники и математики (технический университет)
109028, Москва, Б.Трехсвятительский пер., 3/12

** Московский государственный медико-стоматологический университет.
103471, Москва, ул. Долгоруковская, 4
mmkaf@miem.edu.ru

Биомеханическая модель зубочелюстной системы аппроксимируется дифференциальными уравнениями механики сплошной среды, описывающими упруго-пластическое формоизменение локально однородных неоднородных тел под воздействием различного рода нагрузок. Линеаризуется задача с помощью метода упругих решений Ильюшина А.А. Решение строится с помощью метода конечных элементов. Расчеты выполнены вычислительным комплексом SPLEN-K, разработанным фирмой КОММЕК Лтд. Полученные оценки напряженно-деформированного состояния премоляра и опорных костных тканей до и после депульпирования представляют большой интерес для практической медицины и используется в стоматологии при выборе вариантов лечения перед установкой мостовидных протезов.

Для расчета напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «зуб-костные ткани челюсти», эту сложную, во многом трудно поддающуюся математическому описанию задачу, необходимо формализовать и привести к более простой биомеханической модели (рис. 1).

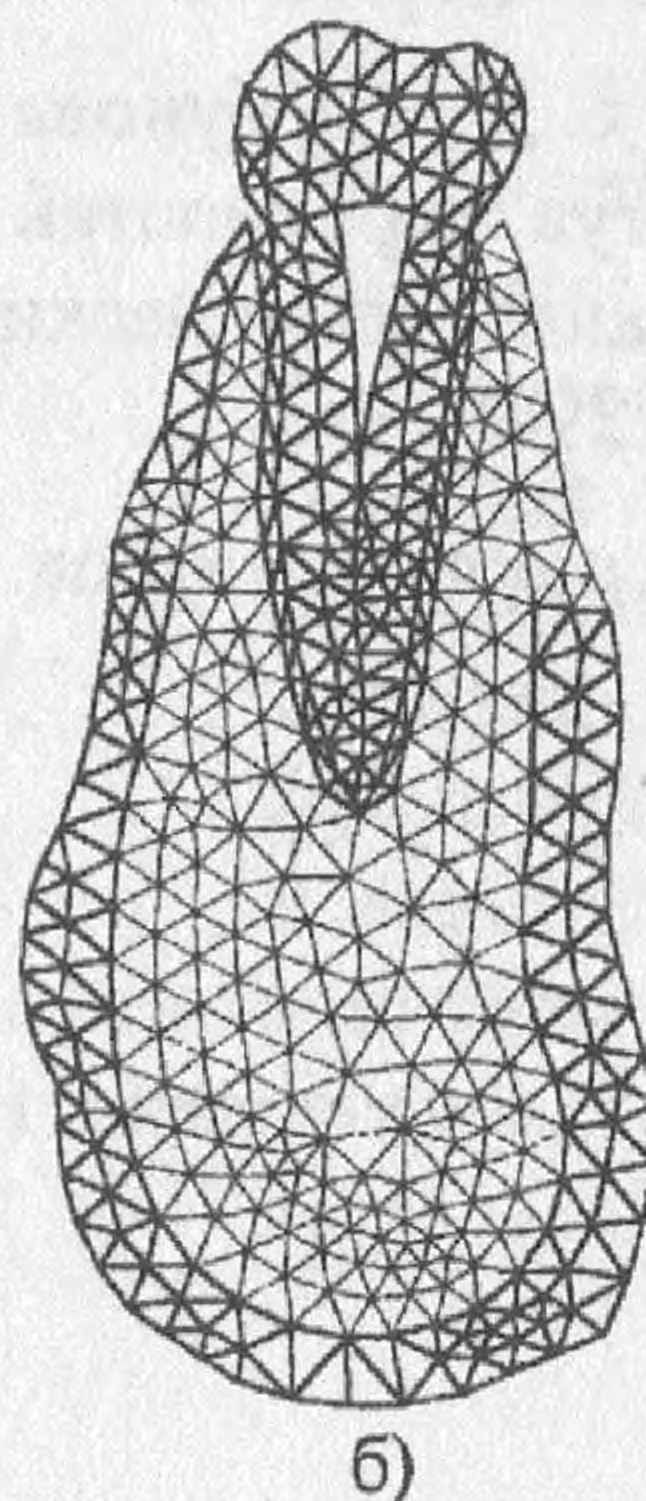
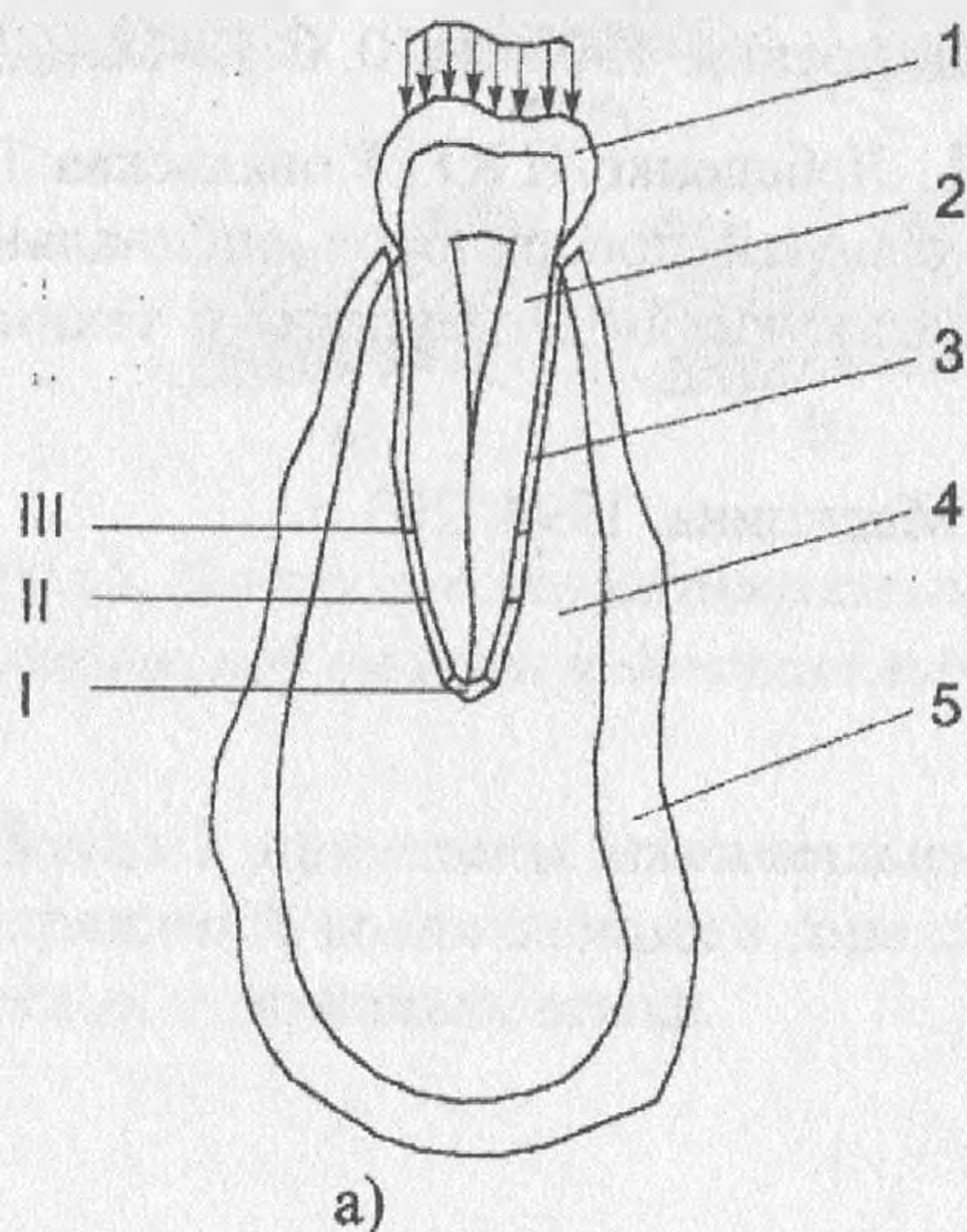


Рис. 1 Расчетная схема сечения моляра:
а – взаиморасположение подобластей костных тканей
б – конечно-элементная аппроксимация.
1 – эмаль,
2 – дентин,
3 – периодонт,
4 – зубчатая кость,
5 – кортикальная кость,
I, II, III – уровни замещения фиброзных тканей.

Жевательная нагрузка, прилагаемая через зуб к костной ткани, передается через периодонт на губчатую кость, охватываемую по контуру кортикальной костью. При этом предполагается, что в нижней части внешнего контура кортикальной кости не имеется каких-либо смещений, а на границах смежных подобластей отсутствуют относительные сдвиги. Форма контуров костных тканей, приведенная на рис. 1, является среднестатистической и получена путем обобщения характерных строений зубов рассматриваемого класса пациентов. Следует заметить, что собственно форма может быть оперативно изменена в каждом отдельно взятом случае (например, в соответствии с рентгенограммой), но при этом деление на зоны и их взаимодействие между собой останется в целом соответствующим расчетной схеме.

Основной функцией периодонта является прочное удержание зуба в его костном ложе, что осуществляется связочным аппаратом – особым образом расположенными коллагеновыми волокнами, обладающими малой упругостью. Нагрузка с корня на лунку передается через жидкое содержимое межволоконных щелей и клеточный коллоид периодонта – своеобразную гидравлическую подушку. При типовой форме патологии пародонта – пародонтите происходит прогрессирующее разрушение связочного аппарата зуба и увеличение его подвижности, что само по себе приводит к дальнейшему разрушению околозубных тканей.

Практический опыт стоматологов показывает, что лечебный эффект может быть усилен, если вместе с противовоспалительными процедурами, зуб депульпируется с последующим пломбированием канала корня. Процесс депульпирования приводит к раздражению и повреждению тканей периодонта в области верхушки корня зуба. В результате вместо частично разрушенных волокнистых структур периодонта развивается плотная фиброзная ткань, которая более жестко связывает зуб с альвеолой на некотором протяжении и уменьшает его подвижность. Замещение части периодонтальной ткани фиброзной изменяет механические свойства системы «зуб периодонт-челюсть», что необходимо учитывать при оценке риска осложнений, связанных с перегрузкой опорных тканей депульпированных зубов. Применение различных препаратов при депульпировании непосредственно влияет на протяженность фиброзной ткани. Можно выделить три характерных уровня замещения. Их расположение показано на рис. 1.

Кроме этого при расчетах необходимо учитывать, что механические свойства губчатой кости, ее пористость, носят индивидуальный характер и могут существенно зависеть от состояния здоровья пациента. Увеличение пористости при соответствующем уменьшении плотности губчатой кости, несомненно, ослабляет конструкцию в целом. Моделирование механических свойств губчатой кости осуществлялось в соответствии с подходом, предложенным в [1].

Расчеты выполнялись с помощью вычислительного комплекса SPLEN-K [2], разработанного фирмой КОММЕК Лтд., объединяющей ученых ведущих вузов Москвы. Механические свойства костных тканей, по данным работ [3-8], могут быть аппроксимированы набором констант теории упругости. Это модуль Юнга (E), коэффициент Пуассона (ν), коэффициент объемного сжатия (K), модуль сдвига (G), предельные значения напряжений при сжатии (σ_S^C) и растяжении (σ_S^P). Значения констант приведены в таблице 1 в зависимости от типа костной ткани и ее плотности.

Вычислительная система SPLEN-K основывается на методе конечных элементов и ориентирована на расчет и оптимизацию неодносвязных и неоднородных форм элементов конструкций специального назначения. Матрица жесткости строится из соображений минимума виртуальной работы. Термоупругопластическая постановка в перемещениях приводит к существенно нелинейной задаче. При расчете пластических зон применяется метод упругих решений А.А.Ильюшина. Для оценки прочности биомеханической конструкции применена теория разрушения Шлейхера-Надаи [9].

Т а б л и ц а 1. Механические свойства тканей пародонта.

Материал	E , кг/мм ²	σ_s^c , кг/мм ²	σ_s^p , кг/мм ²	ν	K , кг/мм ²	G , кг/мм ²	
Эмаль	8410	38,0	3,4	0,33	8245	3162	
Дентин	1470	16,7	5,5	0,31	1289	561	
Кортикальная кость (компакт)	1610	14,8	4,5	0,25	1073	644	
Периодонт	2	20	0,8	0,35	2,2	0,74	
Губчатая кость	750	8,2	1,5	0,45	2500	259	
Вторая фаза губчатой кости	20			0,35	22,2	7,4	
Губчатая кость	$\rho=0,98$	587	6,46	1,18	0,45	1612	204
	$\rho=0,95$	493	5,42	0,99	0,44	1378	171
	$\rho=0,9$	422	4,64	0,85	0,44	1229	146
	$\rho=0,85$	380	4,18	0,76	0,44	1135	132
	$\rho=0,8$	349	3,83	0,70	0,44	1056	121
	$\rho=0,7$	298	3,27	0,60	0,44	915	103
	$\rho=0,6$	254	2,79	0,51	0,44	782	88
	$\rho=0,5$	213	2,34	0,43	0,44	653	74
	$\rho=0,4$	173	1,90	0,35	0,44	525	60
	$\rho=0,3$	135	1,48	0,27	0,44	399	47
Фиброзная ткань	750	8,2	1,5	0,45	2500	259	

Расчет осуществлялся для четырех видов состояния пародонта. Первый – состояние до депульпирования, второй – первый уровень замещения фиброзных тканей, третий и четвертый, соответственно, второй и третий уровни замещения фиброзных тканей. Общее состояние пародонта характеризовалось состоянием губчатой кости, относительная плотность которой в процессе расчетов изменялась от 1 до 0,3. Для каждого рассматриваемого случая определялась предельная распределенная нагрузка q на моляр, превышение которой может привести к необратимым клиническим изменениям в опорных костных тканях зуба. Рассчитанное поле интенсивности напряжений и средних напряжений приведено для второго состояния при относительной плотности губчатой кости $\rho=0,9$ на рис. 2. Зона максимальных значений интенсивности напряжений локализуется в губчатой кости в окрестности вершины корня. Опасные растягивающие напряжения возникают в зонах прилегающих к периодонту в непосредственной близости от верхних краев замещенной фиброзной ткани.

ПОЛЕ СРЕДНИХ НАПРЯЖЕНИЙ

ПОЛЕ ИНТЕНСИВНОСТИ НАПРЯЖЕНИЙ

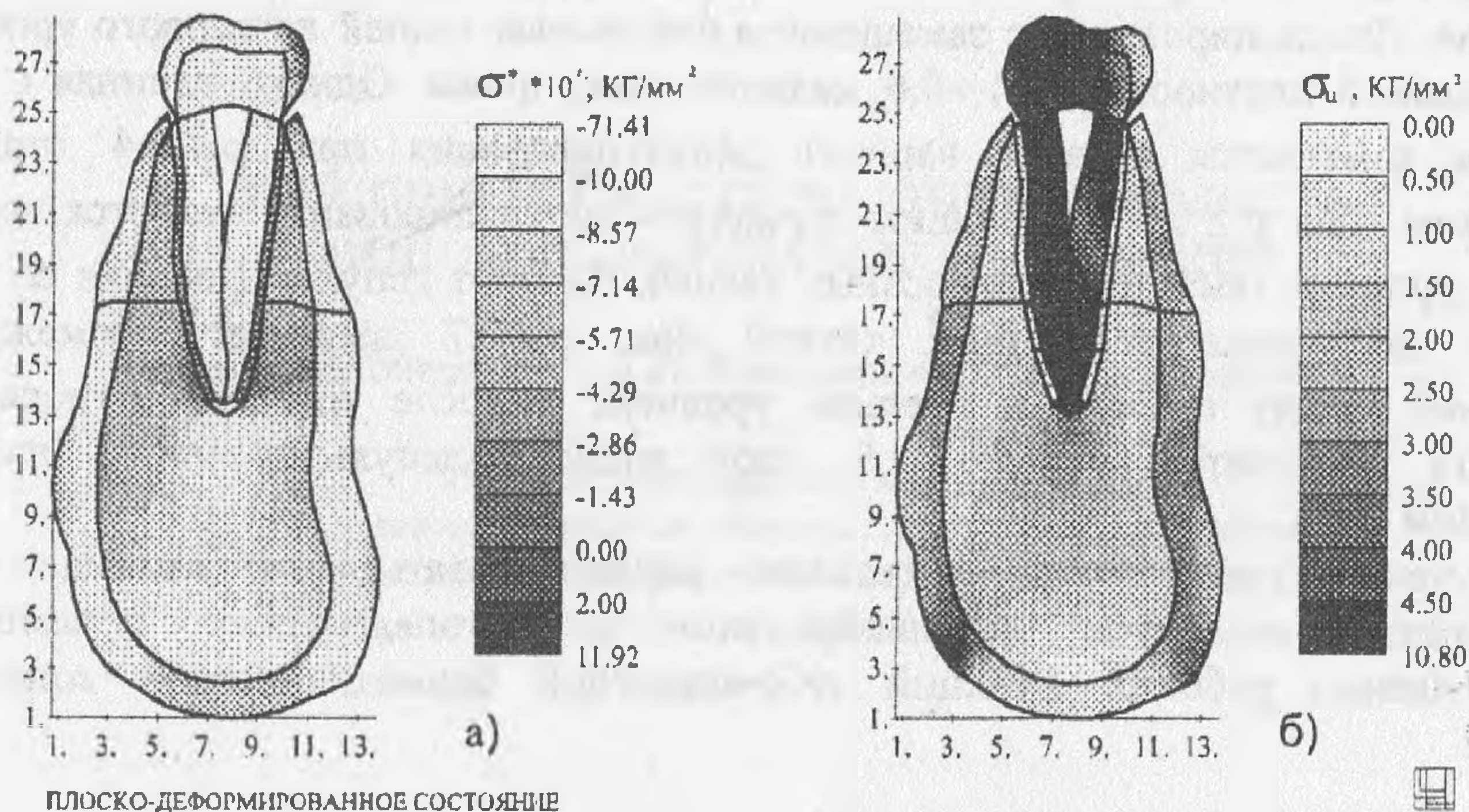


Рис. 2 Поля напряжений в сечении депульпированного моляра.

Оценка прочности конструкции по рассчитанным полям напряжений осуществлялась по теории Шлейхера-Надаи. Все полученные данные сведены вместе и графически представлены на рис. 3.

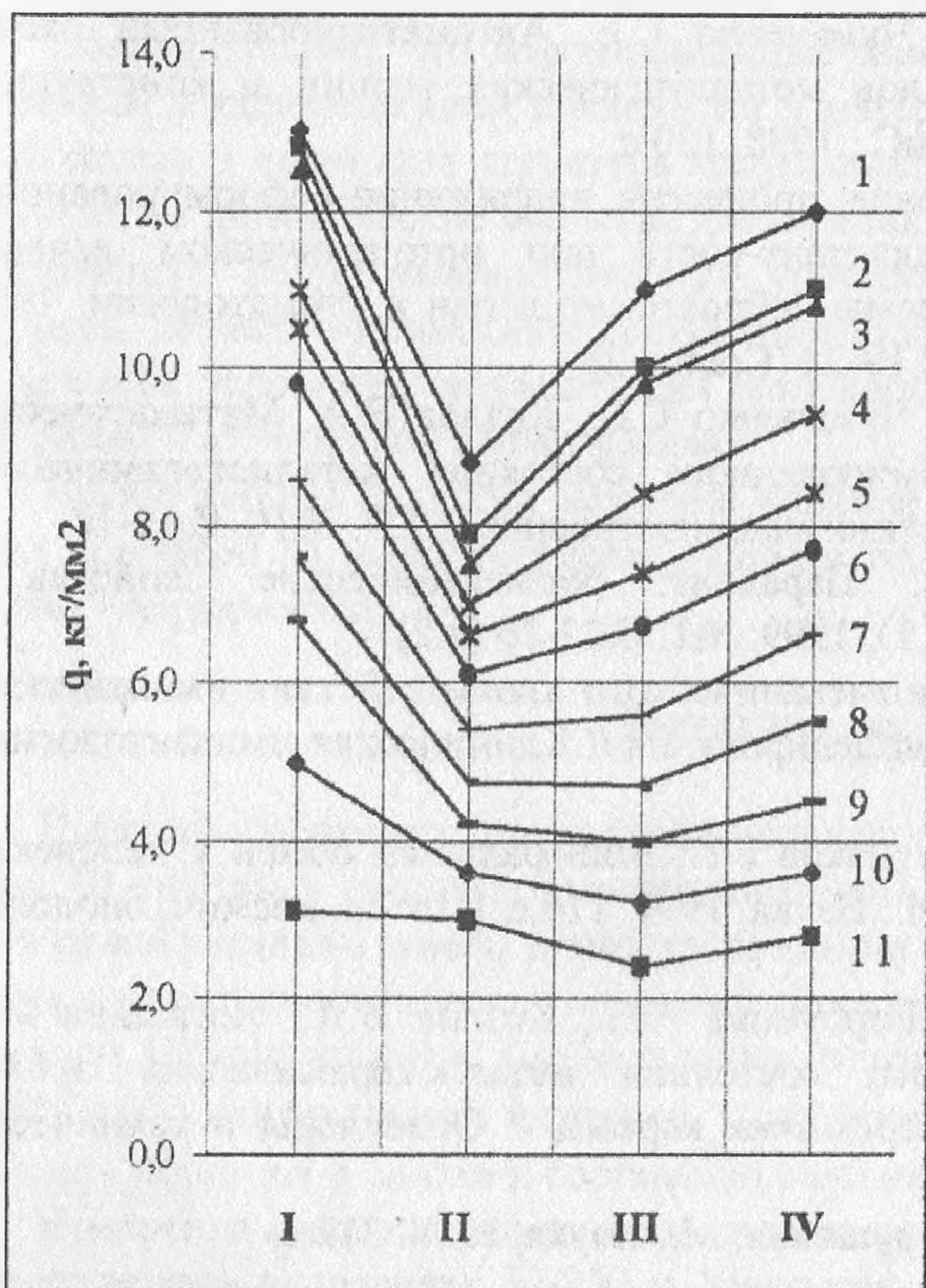


Рис. 3 Значения предельных распределенных нагрузок q на моляр в зависимости от вида состояния пародонта и плотности губчатой кости.

I, II, III, IV – вид состояния пародонта, *относительная плотность губчатой кости.*

- 1. $\rho = 1,00$, 2. $\rho = 0,98$, 3. $\rho = 0,95$
- 4. $\rho = 0,90$, 5. $\rho = 0,85$, 6. $\rho = 0,80$
- 7. $\rho = 0,70$, 8. $\rho = 0,60$, 9. $\rho = 0,50$
- 10. $\rho = 0,40$, 11. $\rho = 0,30$.

Из анализа графиков, очевидно, следует, что наибольший запас прочности при функциональной нормальной распределенной нагрузке для всех состояний пародонта

имеет первый вид, характеризующий недепульпированный зуб, т.е. его естественное состояние. Депульпирование с замещением фиброзных тканей до первого уровня при относительной плотности $\rho = 1 + 0,6$ является наихудшим. Однако, начиная с $\rho = 0,5$, ситуация изменяется и этот вариант депульпирования при $\rho \leq 0,4$ становится наилучшим. Для $\rho \geq 0,5$ наилучшим вариантом депульпирования является вариант с третьим уровнем замещения фиброзных тканей. Вариант депульпирования со вторым уровнем замещения фиброзных тканей при $\rho \geq 0,7$ занимает промежуточное положение между первым и третьим уровнем, а после того как относительная плотность становится меньше 0,6, этот вариант депульпирования становится наихудшим.

Полученные результаты позволяют сориентироваться в имеющем место многообразии вариантов депульпирования и ортопедических приемов при восстановлении рабочих функций зубочелюстной биомеханической конструкции челюсти.

Список литературы.

1. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки // *Стоматология*. 1999. Т.78. №5. С.4-8.
2. Чумаченко Е.Н., Троицкий В.П., Чумаченко С.Е. Автоматизированный расчет тяжело нагруженных деталей и узлов металлургических машин и конструкций специального назначения. М.: МИСиС., 1998. 120 с.
3. Олесова В.Н., Осипов А.В. Изучение процессов напряженно-деформированного состояния в системе протез-имплантант-кость при ортопедическом лечении беззубой нижней челюсти // *Проблемы нейростоматологии и стоматологии*. 1998. №1. С.13-18 (Сообщ.1); 1998. №4. С.19-24 (Сообщ.2).
4. Чумаченко Е.Н., Лебеденко И.Ю., Чумаченко С.Е., Козлов В.А. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния металлокерамических конструкций зубных протезов // *Вестник машиностроения*. 1997. №10. С.12-18.
5. Демидова И.И., Лисенков В.В. Парадонт: биомеханические свойства // *Парадонтология*. 1998. №4. С.6-8 (ч.1); 1999. №1. С.22-26 (ч.2).
6. Сухарев М., Бобров А. Изучение биомеханического взаимодействия имплантантов и кости методом математического моделирования // *Клиническая имплантология и стоматология*. 1997. №2. С.34-37.
7. Григорьев А.И., Воложин А.И., Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. М.: Наука, 1994. 216 с. (Пробл. космич. биологии; Т.74)
8. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Горбунова А.Н., Козлов В.А., Логашина И.В. Анализ зависимости напряженного состояния металлокерамических зубных процессов от размера пролета и перемычек каркаса // *Огнеупоры и техническая керамика*. 1998. №12. С.25-27.
9. Качанов Л.М. Основы механики разрушения. М.: Наука, 1974. 312 с.