

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАЦИОНАЛЬНЫХ ТИПОВ И ФОРМ КЕРАМИЧЕСКИХ ВКЛАДOK ПРИ ЗУБОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Е.Н. Чумаченко, С.Д. Арутюнов, А.Н. Ильиных, А.С. Арутюнов

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

Московский государственный медико-стоматологический университет
им. Н.А. Семашко, Москва, ул. Долгоруковская, 4
mmkaf@miem.edu.ru

Решена задача рационального проектирования биомеханических конструкций зубов с керамическими вкладками. На основе оценки деформированного состояния и решения краевой неоднородной упругопластической задачи определены формы и размеры вкладок, при которых обеспечивается надежная работа конструкции вплоть до возникновения в ней необратимых явлений (сколов и трещин). Полученные результаты представляют большой интерес для практической медицины и используются в стоматологии при выборе вариантов лечения.

Одной из основных проблем современной ортопедической стоматологии является проблема эффективного восстановления зубов с пораженной окклюзионной поверхностью. В настоящее время при реставрации окклюзионных поверхностей зубов все большую популярность приобретают фрезерованные керамические вкладки, которые имеют

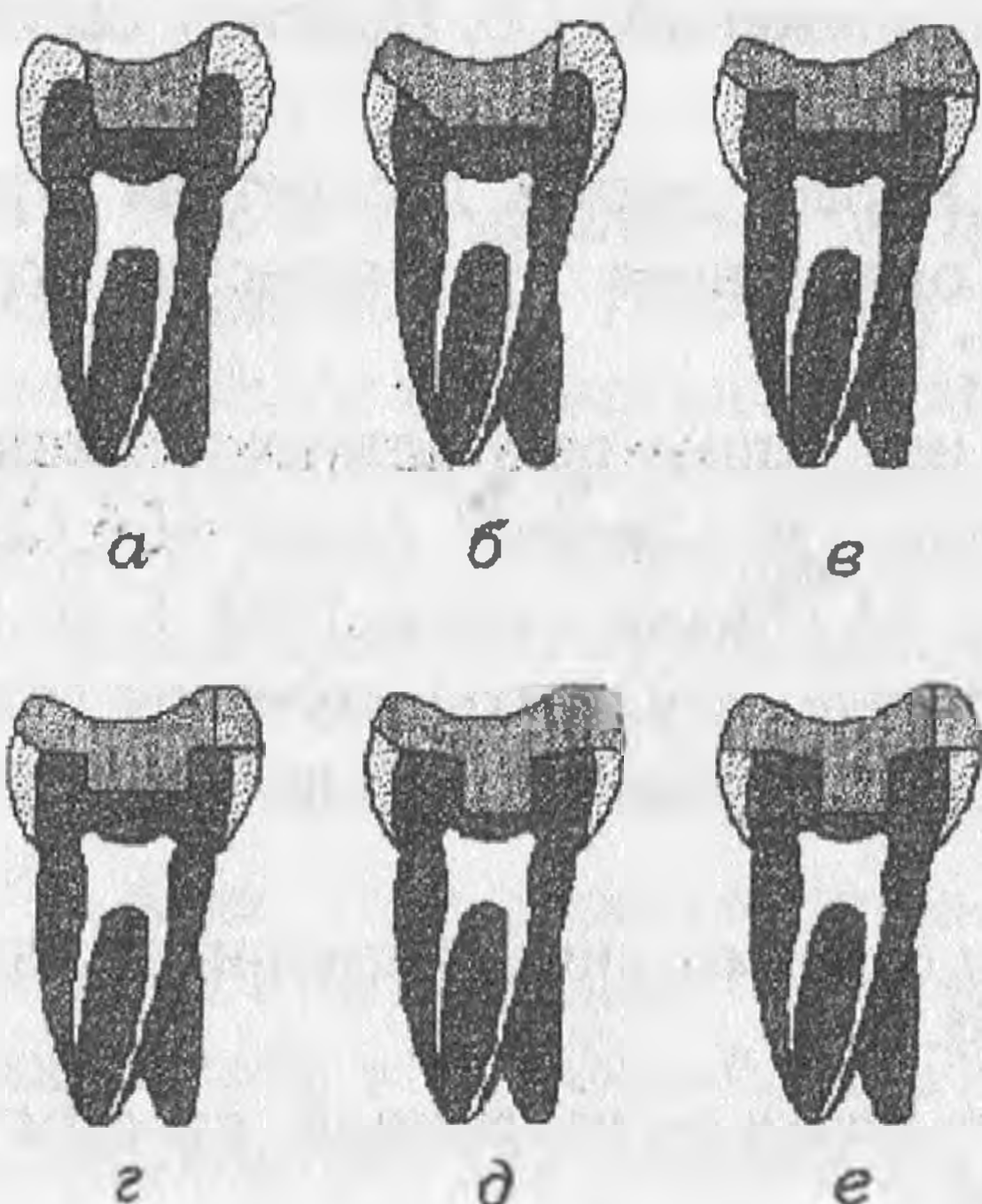


Рис.1. Виды вкладок: а – Inlay, б – Onlay, в – Overlay 1, г – Overlay 2, д – Pinlay 1, е – Pinlay 2

ряд преимуществ по сравнению с традиционными конструкциями. Этот метод способствует качественному, эффективному и быстрому проведению процесса лечения, позволяет создать устойчивые окклюзионные контакты, добиться высоких функциональных и эстетических результатов.

При различных степенях разрушения жевательной поверхности коронок зубов используются несколько основных видов вкладок, однако вопрос выбора наиболее рациональных форм таких вкладок остается открытым.

Для проектирования оптимальных параметров вкладки важно знать распределение деформаций и напряжений при приложении нагрузки в процессе эксплуатации. Для решения этой задачи была использована вычислительная система SPLEN-K (INZOMA) [1,2], разработанная фирмой KOMMEK Лтд. при непосредствен-

ном участии кафедр математического моделирования МГИЭМ, ортопедической стоматологии ММСУ им. Н.А. Семашко, теоретической механики и обработки металлов давлением МИСиС. Система ориентирована на расчет неоднородных неодносвязных кон-

струкций специального назначения. Математическую основу системы составляет метод конечных элементов в форме перемещений с использованием треугольных симплекс-элементов.

Для проведения сравнительного анализа были смоделированы основные виды керамических вкладок, применяемых в современной стоматологии: Inlay, Onlay, а также по две модификации вкладок Overlay и Pinlay (рис.1).

Так как прочностные характеристики зуба с керамической вкладкой определяет в основном его несущее сечение, полу-

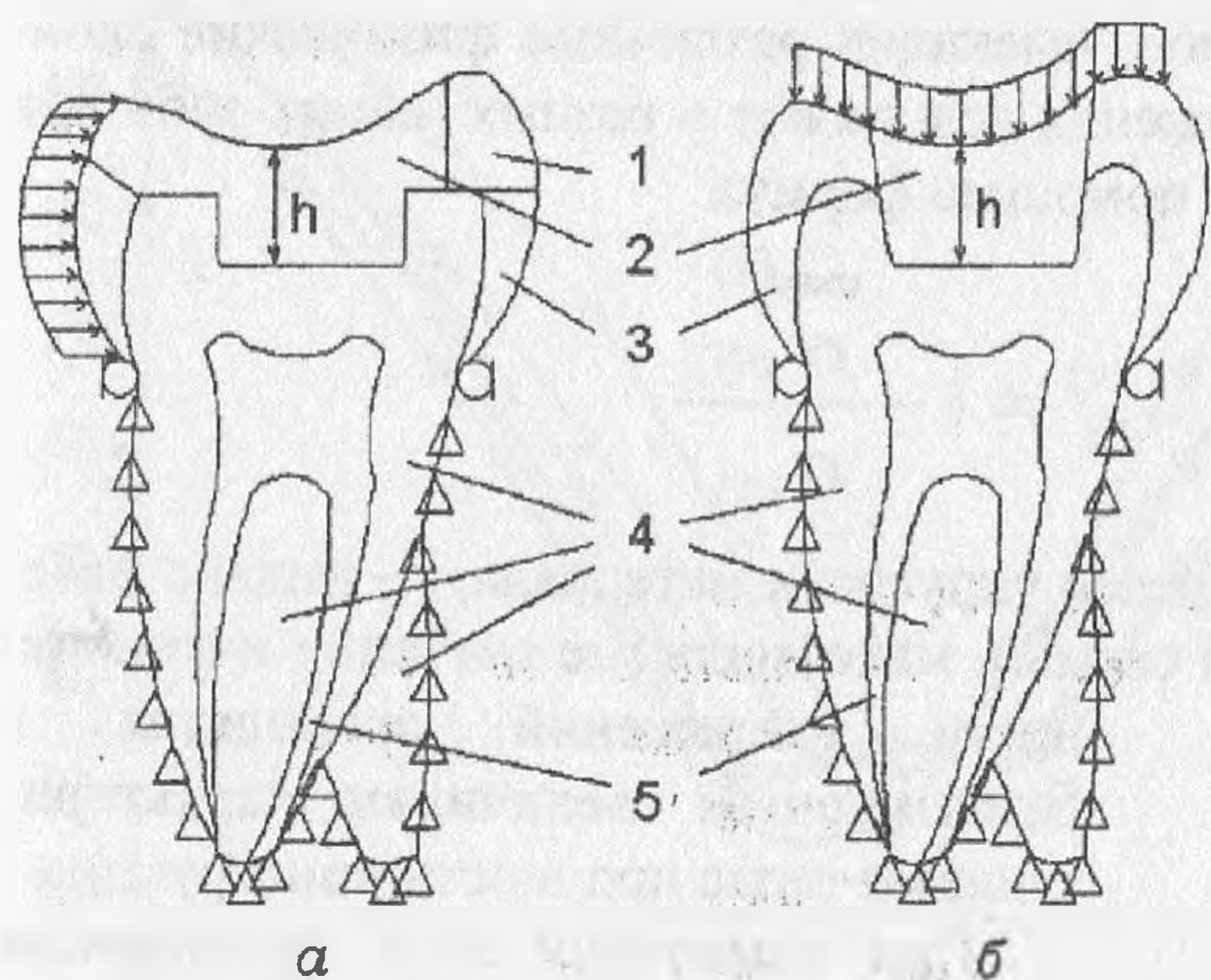


Рис.2. Расчетная схема модели зуба с керамической вкладкой: 1 – пломба, 2 – керамическая вкладка, 3 – эмаль, 4 – дентин, 5 – пульпа

рующая жевательное давление, действующее на поверхность зуба в области жевательных бугров и неблагоприятная боковая нагрузка со щечной стороны (рис.2). В первом случае угол приложения нагрузки изменялся от 15 до 165 градусов, во втором – от 105 до 255 градусов.

Т а б л и ц а 1. Зависимость максимальных значений интенсивности напряжений σ_n (и средних напряжений σ_{cp} от угла приложения нагрузки для модели зуба с вкладкой типа Inlay

Угол приложения нагрузки α , мм	Экстремальные напряжения, МПа				Экстремальные напряжения в стыках, МПа			
	σ_n^{max}		σ_{cp}^{max}		σ_n^{max}		σ_{cp}^{max}	
	σ_n	σ_{cp}	σ_n	σ_{cp}	σ_n	σ_{cp}	σ_n	σ_{cp}
15	100,3	4,4	95,9	47,0	100,3	4,4	99,8	7,5
30	88,2	2,1	87,2	39,5	88,2	2,1	87,2	4,9
45	88,7	-7,2	79,8	29,3	73,2	0,0	71,0	1,8
60	87,0	-33,5	60,9	17,4	55,5	-0,2	55,1	0,0
75	79,6	-36,5	35,8	4,3	31,8	-3,1	31,8	-3,1
90	68,9	-42,2	10,3	3,1	23,1	-7,6	12,9	-4,2
105	75,2	-39,2	25,4	5,7	35,7	-4,9	15,0	-2,5
120	84,4	-33,3	59,6	8,6	59,3	-2,9	27,5	-0,3
135	93,7	-1,3	72,9	12,4	81,2	-1,3	35,3	3,9
150	97,4	0,0	84,3	17,4	97,4	0,0	91,4	6,6
165	104,1	2,7	91,1	21,5	104,1	2,7	102,7	10,8

Для всех типов вкладок были проведены расчеты интенсивности напряжений, возникающих в модели зуба при различных схемах нагружения и углах приложения нагрузки, а также интенсивности напряжений, возникающих в зоне стыка керамической вкладки и дентина зуба. В таблице 1 приведена зависимость максимальных значений интенсивности напряжений и средних напряжений от угла приложения распределенной по жевательной поверхности нагрузки для модели зуба с вкладкой типа Inlay. Аналогичные таблицы составлены для каждой из моделей зуба для обеих схем нагружения.

Поскольку модель состоит из материалов, имеющих различные физические свойства, а максимальные интенсивности напряжения возникают в разных частях зуба при различных углах приложения нагрузки, то с помощью формул

$$\Omega^k = \min_{(i)} w_{(i)}^{(k)}, \quad w_{(i)}^{(k)} = 1 - \frac{\sigma_{u(i)}}{\sigma_{s(i)}},$$

(где σ_u – интенсивность напряжений; σ_s – предел упругости материала; i – индекс материала; k – индекс конструкции и расчетной схемы), максимальные значения интенсивности напряжений приводятся к

безразмерным величинам, характеризующим запас прочности конструкции.

При изменении угла приложения нагрузки могут наблюдаться резкие перепады значений запаса прочности. Это объясняется тем, что зона наибольшей интенсивности напряжения переходит из керамической вкладки в дентин зуба, обладающий более низким пределом упругости. На графиках на рис.3 представлена зависимость запаса прочности конструкции от угла приложения нагрузки для обеих схем нагружения. Для вкладок типа Overlay 1, Overlay 2 и Pinlay 1 наиболее неблагоприятный угол приложения нагрузки на жевательной поверхности составляет примерно 140 градусов. При распределенной нагрузке со щечной стороны наибольшую опасность представляют углы 105 и 255 градусов.

Одной из самых слабых, с точки зрения прочности конструкции, является зона стыка керамической вкладки и дентина зуба. На графиках на рис.4 представлена зависимость максимальных значений интенсивности напряжений, возникающих в зоне стыка, от угла приложения нагрузки. Для всех видов вкладок наиболее

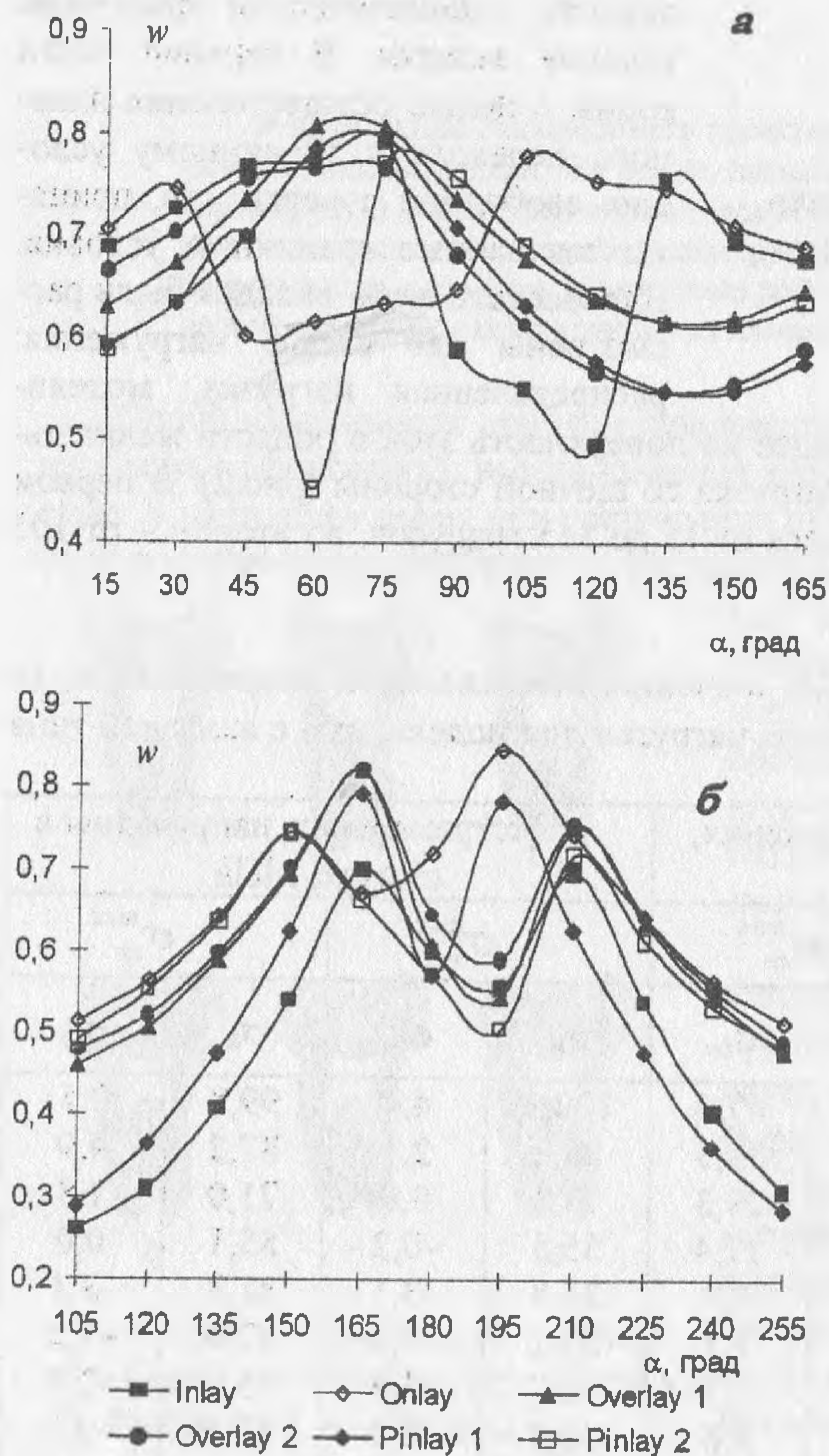


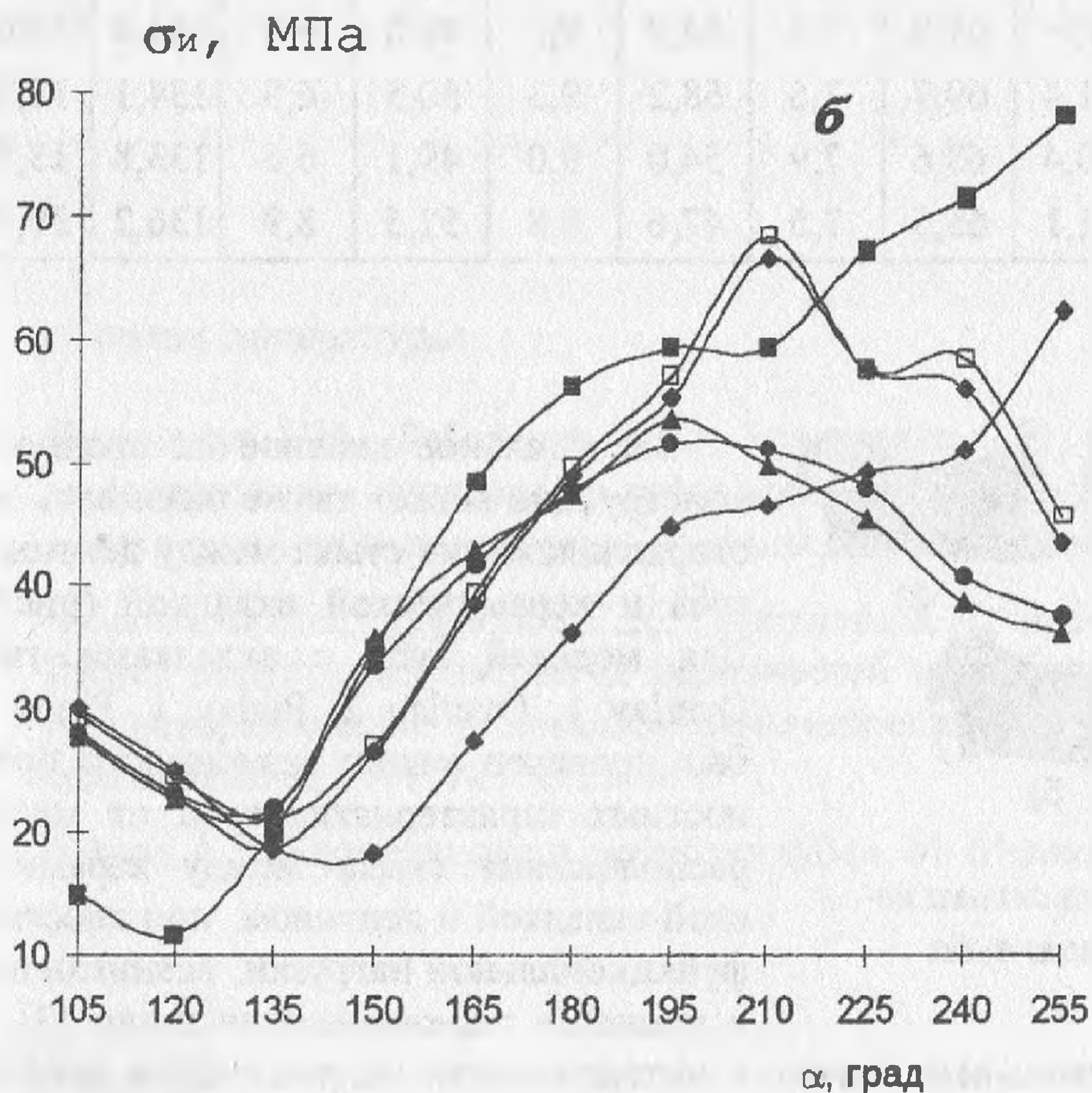
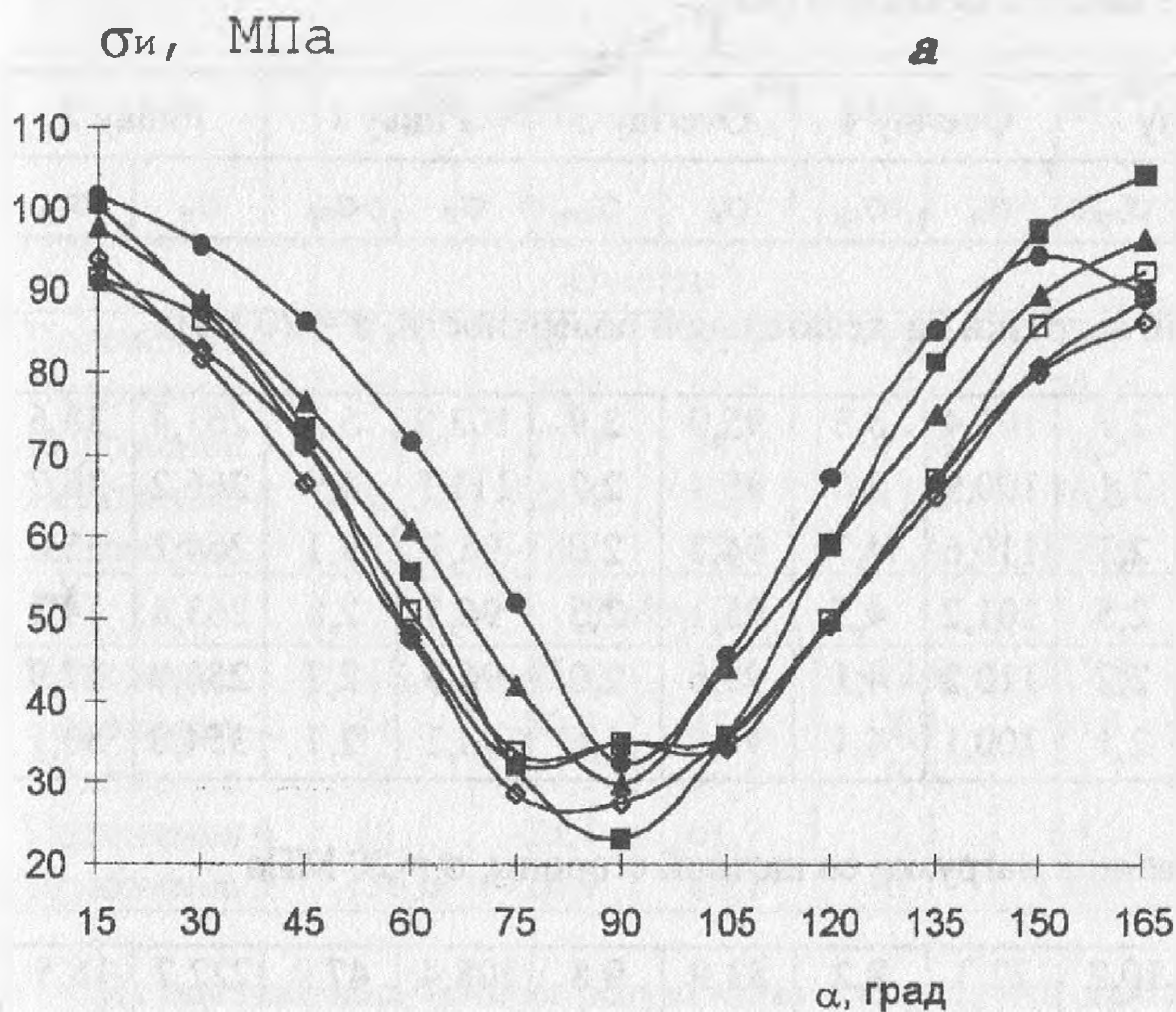
Рис.3. Зависимость запаса прочности от угла приложения нагрузки на жевательной поверхности (а) и со щечной стороны (б)

неблагоприятные углы приложения нагрузки на жевательной поверхности составляют 15 и 165 градусов. Наименее

опасным для работоспособности конструкции является угол 90 градусов, при котором для всех видов вкладок максимальные значения интенсивности напряжений не превышают 30% от предела упругости цемента.

Результаты расчетов показали, что с точки зрения прочностных характеристик зуба наиболее рациональной является вкладка типа Onlay.

Для всех видов вкладок был проведен анализ зависимости несущей способности зуба от высоты вкладки h (рис.2). Высоту вкладки h изменяли от 2 до 4,5 мм с шагом 0,5 мм. В таблице 2 представлена зависимость максимальных значений интенсивности напряжений от высоты вкладки h для различных видов вкладок и схем нагружения. Из таблицы видно, что и для нагрузки на жевательной поверхности и для нагрузки со щечной стороны наименьшие значения интенсивности напряжений и средних растягивающих напряжений возникают при h составляющем 3-3,5 мм для всех видов вкладок. Расчеты показали, что и для нагрузки на жевательной поверхности и для нагрузки со щечной стороны наибольшим запасом прочности конструкция обладает при h составляющем 3-3,5 мм для всех видов вкладок.



■ Inlay ◆ Onlay ▲ Overlay 1
 ● Overlay 2 ◆ Pinlay 1 □ Pinlay 2

Рис.4. Зависимость максимальных значений интенсивности напряжений в стыке дентина зуба и керамической вкладки от угла приложения нагрузки на жевательной поверхности (а) и со щечной стороны (б).

Т а б л и ц а 2. Зависимость максимальных значений интенсивности напряжений $\sigma_{\text{н}}$ и средних напряжений $\sigma_{\text{ср}}$ от высоты вкладки h (мм)

h , мм	Inlay		Onlay		Overlay 1		Overlay 2		Pinlay 1		Pinlay 2	
	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$
Для распределенной нагрузки на жевательной поверхности, $\sigma = 20$ МПа												
2,0	71,3	3,0	58,0	2,7	101,4	5,3	95,9	2,9	103,9	5,2	263,4	38,6
2,5	69,9	4,1	70,5	3,1	100,9	5,0	95,4	2,7	111,5	4,9	266,2	36,7
3,0	70,6	3,6	59,1	2,3	110,6	4,7	94,7	2,0	96,9	3,1	264,2	35,8
3,5	70,7	2,3	59,9	2,5	101,2	4,5	95,1	2,5	96,5	2,8	263,8	14,1
4,0	71,2	2,6	70,6	2,2	110,2	4,1	95,6	2,0	96,6	2,7	250,9	27,9
4,5	71,4	2,6	70,3	2,1	100,1	4,1	97,0	1,6	98,2	2,7	354,8	50,1
Для распределенной нагрузки со щечной стороны, $\sigma = 20$ МПа												
2,0	62,2	6,8	41,1	10,2	72,3	8,2	83,9	9,8	108,4	47,9	222,7	18,5
2,5	56,0	2,6	45,3	10,1	62,9	7,6	75,9	9,7	77,6	8,7	144,0	17,5
3,0	62,5	4,3	38,8	9,9	65,9	7,8	64,9	9,3	49,6	6,9	141,8	15,8
3,5	55,2	4,2	43,2	11,4	69,7	7,6	58,2	9,3	50,5	6,9	134,1	16,3
4,0	60,2	6,1	42,6	10,4	63,6	7,9	54,0	9,0	49,1	6,6	133,8	13,5
4,5	61,4	9,4	46,7	11,1	65,5	7,5	47,6	8,8	52,5	8,9	136,2	30,1

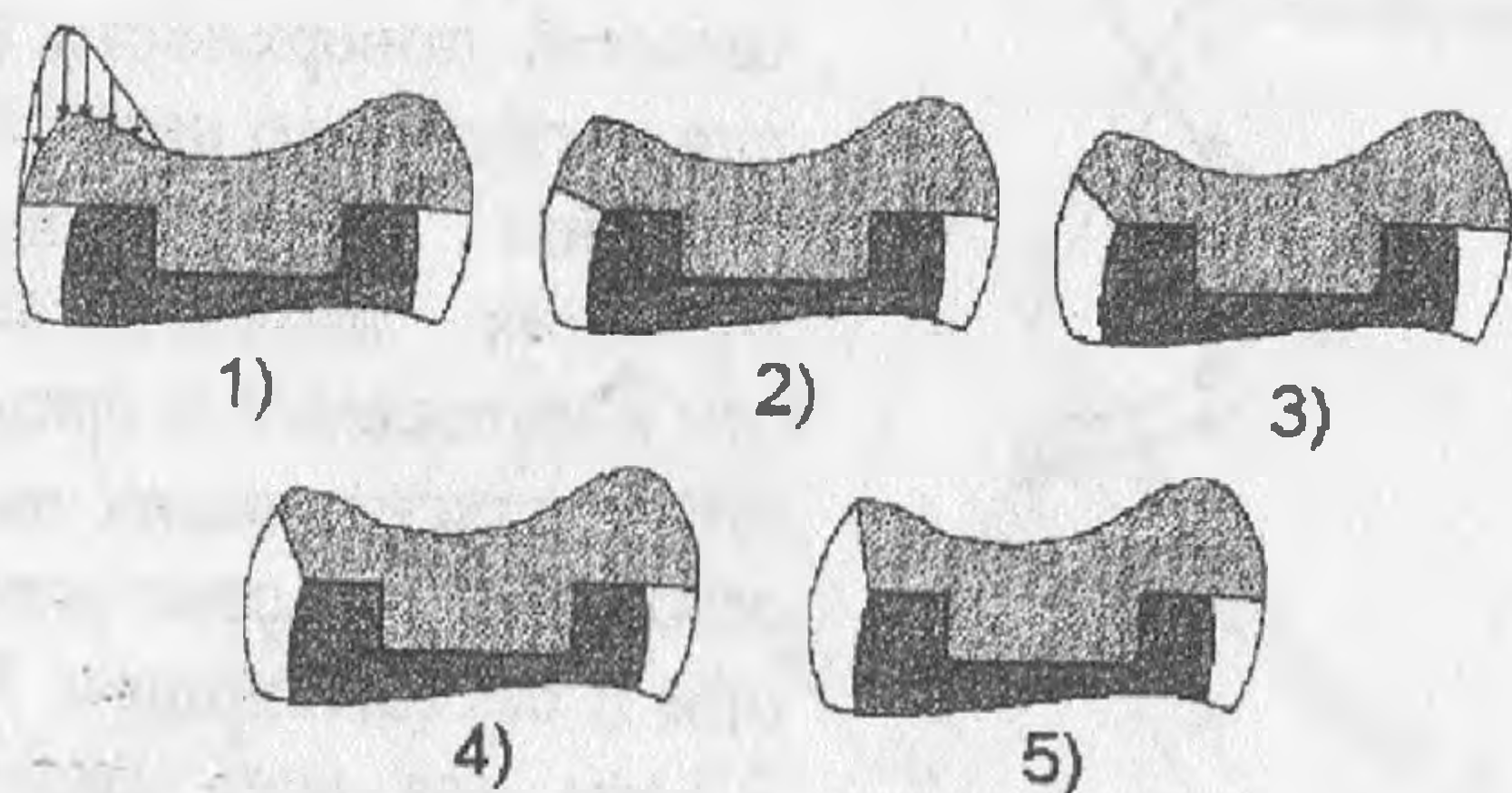


Рис.5. Различные положения стыка керамической вкладки и дентина зуба.

таблице 3 приведены максимальные значения интенсивности напряжений и средних напряжений, возникающих в зоне стыка дентина зуба и керамической вкладки при различных положениях стыка.

Значительное влияние на прочность конструкции может также оказывать месторасположение стыка между дентином зуба и керамической вкладки (рис.5). Для моделей зуба с вкладками типа Overlay 1, Overlay 2, Pinlay 1, Pinlay 2 был проведен анализ зависимости прочностных характеристик зуба от месторасположения стыка между керамической вкладкой и дентином при действии функциональной нагрузки, возникающей в процессе пережевывания пищи [3]. В

Т а б л и ц а 3. Зависимость максимальных значений интенсивности напряжений $\sigma_{\text{н}}$ и средних напряжений $\sigma_{\text{ср}}$ от месторасположения стыка между керамической вкладкой и дентином зуба.

	$\sigma_{\text{н}}^{\text{max}}$, МПа		$\sigma_{\text{ср}}^{\text{max}}$, МПа		$\sigma_{\text{н}}^{\text{max}}$, МПа		$\sigma_{\text{ср}}^{\text{max}}$, МПа	
	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$	$\sigma_{\text{н}}$	$\sigma_{\text{ср}}$
	Overlay 1				Overlay 2			
Положение 1	91,1	-35,5	62,7	-15,2	94,9	-32,7	63,4	-14,9
Положение 2	80,3	-30,9	61,5	-14,9	70,7	-25,1	52,0	-12,5
Положение 3	79,9	-27,9	54,0	-11,4	70,3	-24,6	45,6	-12,9
Положение 4	82,3	-22,4	62,4	-11,2	76,5	-23,0	58,1	-13,3
Положение 5	113,8	-18,2	82,4	-8,4	108,9	-21,9	64,7	-16,7
	Pinlay 1				Pinlay 2			
Положение 1	118,0	-45,1	73,3	-12,9	117,8	-47,6	76,1	-11,4
Положение 2	81,5	-30,3	47,9	-8,9	80,8	-29,6	45,2	-11,3
Положение 3	78,9	-27,7	46,5	-7,6	77,7	-26,4	40,6	-9,2
Положение 4	85,1	-23,1	61,9	-7,5	84,5	-22,8	62,1	-7,1
Положение 5	136,6	-16,9	86,1	-6,1	135,6	-14,9	85,5	-6,3

Из анализа полученных результатов следует, что для всех видов вкладок и обеих схем нагружения наибольший запас прочности конструкции достигается в положении 1.

Список литературы

1. 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.
2. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Горбунова А.Н., Лебеденко И.Ю., Ковальская Т.В. Расчет допустимых амплитуд неровностей на рабочей поверхности специальных цельнокерамических и металлокерамических конструкций// Огнеупоры и техническая керамика. 1998. №7. С.29-34.
3. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. М: Медицина. 1994. 203 с.