

17. Zimmermann M., Mehl A., Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int. J. Computer. Dent.* 2013; 16: 173–81.
18. Vafin S.M. Comparative tests of ceramic blocks “Vitablocs Mark” and sitallovye blocks “Simet” to determine the relative limit of the compressive strength and microhardness. In: *Proceedings of Conference of Young Scientists of Prosthetic Dentists Dedicated to Professor V.Yu. Kurlyandskiy. [Sbornik trudov Konferentsii molodykh uchenykh stomatologov-ortopedov, posvyashchennoy prof. V.Yu. Kurlyandskomu]*. Moscow; 2004.
19. McLaren E., Puri S. CEREC materials overview. Different selections for milling restorations. *CERECDoctors*. 2013; 1: 52–5.
20. Vich A., Sedda M., Del Siena F., Louca C., Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am. J. Dentistry*. 2013; 26(5): 255–9.
21. *Official brochure “Vitablocs” Vita Zahnfabrik, Germany. 03.2012.*
22. Donovan T.E., Cho G.C. The role of all-ceramic crowns in contemporary restorative dentistry. *Am. Dent. Assoc. J.* 2003; 31(7): 565–9.
23. Jenatschke R., Fischer C. В центре внимания выбор материала. Новое в стоматологии. 2013; 7: 50–60.
24. Domyuk D.A., Garazha S.N., Ivancheva E.N. Prediction of clinical performance of all-ceramic restorations with regard to microstructural features. *Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal*. 2010; 4: 10–2. (in Russian)
25. Xu H. Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. *Aust. Dent. J.* 1989; 34(6): 530–5.
26. Chen S., Zhang Z.T. Three-year clinical observation and failure analysis of all-ceramic restorations made by chair-side computer aided design and computer aided manufacture system. *Chin. J. Stomatol.* 2007; 42(6): 337–9.
27. Mao Y., Gao Y., Wang Z.Y., Gao B., Ma C.F. An 8-year follow-up study of Cerec2 computer aided design and computer aided manufacture of all-ceramic crowns. *Chin. J. Stomatol.* 2008; 43(12): 752–3.
28. Reiss B. Klinische Überlebensrate von Restaurationen aus VITA-BLOCS for CEREC. *Int. J. Comp. Dentistry*. 2006; 9: 11–22.
29. Fasbinder D.J., Dennison J.B., Heys D., Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J. Am. Dent. Assoc.* 2010; 141: 10–4.
30. Reich S., Fischer S., Sobotta B., Klapper H.U., Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int. J. Prosthodont*. 2010; 23: 214–6.
31. Bindl A., Mormann W.H. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *Eur. J. Oral Sci.* 2010; 112(2): 197–204.
32. Nathanson D. Clinical performance and fit of a milled ceramic crown system. *IADR Abstr.* 2008; 303: 101–12.
33. Pjetursson B.E., Sailer I., Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of all ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin. Oral Implant. Res.* 2007; 3: 73–85.
34. Reich S., Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin. Oral Invest. J.* 2012; 17(1): 275–84.
35. Richter J., Schweiger J., Gernet W., Beuer F. Clinical Performance of CAD/CAM-fabricated lithium disilicate restorations. *IADR Abstr.* 2009; 82: 98–101.
36. Schultheis S., Strub J.R., Gerds T.A., Guess P.C. Monolithic and bilayer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin. Oral Invest.* 2012; 23: 151–9.
37. Van Noort R. *An Introduction to Dental Materials*. Edinburgh: Mosby; 2002.
38. Strub J.R. *Fatigue Behaviour and Failure Modes of Monolithic CAD/CAM Hybrid-ceramic and All-ceramic Posterior Crown Restorations*; 2013.

Received 19.09.14

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 615.46.03:616.314-089.28]:001.891.573

Парунов В.А., Колесов П.А., Быкова М.В.

## ВЫБОР РАЦИОНАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ СОЧЛЕНЕНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ ИЗ НОВОГО СПЛАВА «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС»

ГБОУ ВПО «Московский медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова», 127473, г. Москва

Внедрение в стоматологическую практику нового сплава влечет за собой проведение ряда экспериментальных исследований, которые позволят определить условия эффективного применения материала. Один из таких методов – математическое моделирование, позволяющее определить максимально допустимые нагрузки на конструкцию. Для полноценного построения математической модели необходимо учитывать такие параметры, как модуль Юнга, коэффициент Пуассона и предел текучести материалов на изгиб.

Цель работы – изучение распределения напряжений на мостовидный протез, изготовленный из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС», при возникающих в полости рта функциональных нагрузках и определение минимально допустимых параметров площади сочленения элементов мостовидного протеза, в зависимости от протяженности дефекта.

Материал и методы. Для исследования взят новый сплав на основе золота «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС», предназначенный для изготовления металлокерамических мостовидных протезов, и керамические массы различных фирм.

Модуль Юнга и коэффициент Пуассона для материалов определены с помощью сканирующей импульсной акустической микроскопии. Условный предел текучести на изгиб для сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» получен при механических испытаниях в центре коллективного пользования «Материаловедение и металлургия» НИТУ МИСиС на универсальной испытательной машине Z250 фирмы Zwick.

Исследование напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов проводили в программе Ansys Workbench 14.5. Для исследования были созданы виртуальные модели металлокерамического мостовидного протеза различной протяженности (3, 4 и 5 единиц).

Результаты. В результате исследований впервые получены данные об упругих свойствах сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» и керамических масс различных фирм-производителей. Определены минимально допустимые площади сочленений в мостовидных протезах на каркасах из нового сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» в зависимости от протяженности дефекта.

Ключевые слова: «Плагодент-плюс»; золото; мостовидные протезы; упругие свойства; предел текучести; напряженно-деформированное состояние; математическое моделирование.

Для цитирования: Российский стоматологический журнал. 2014; 18(6): 28–32.

Для корреспонденции: Парунов Виталий Анатольевич, e-mail: vparunov@mail.ru

For correspondence: Parunov Vitalii Anatol'evich, e-mail: vparunov@mail.ru

Parunov V.A., Kolesov P.A., Bykova M.V.

THE CHOICE OF RATIONAL PARAMETERS OF ARTICULATION ELEMENTS OF BRIDGES FROM THE NEW ALLOY «PRAGODENT-PLUS»

A.I. Evdokimov Moscow medical stomatological University, 127473, Moscow

*In the introduction to the dental practice of a new alloy entails a series of experimental studies that will determine the conditions for the effective application of the material. One of these methods is the mathematical modeling, which allows to determine the maximum allowable loads on the structure. For the full construction of a mathematical model, you need to take into account parameters such as Young's modulus, Poisson's ratio and yield strength materials in bending.*

*Aim of this work was to study the distribution of stresses on the bridge, made of alloy «PLAGODENT-PLUS», with emerging oral functional loads and determine minimum acceptable parameters Square junction bridge elements, depending on the extent of the defect.*

*Materials and Methods: For the study, we took a new alloy based on gold «PLAGODENT-PLUS», intended for the manufacture of metal-ceramic bridges and ceramic materials of different manufacturers.*

*Young's modulus and Poisson's ratio for the material were determined by scanning acoustic microscopy pulse. Yield stress in bending for the alloy «PLAGODENT PLUS» was obtained by mechanical testing at the center of collective using «Materials and Metallurgy» MISA NUST on a universal testing machine Z250 company Zwick.*

*Investigation of stress-strain state of the finite element method was carried out in the program Ansys Workbench 14.5. For the study was to create a virtual model of a metal-ceramic bridge of different lengths (3.4 and 5 units).*

*Results: As a result of our research were first obtained data on the elastic properties of the alloy «PLAGODENT-PLUS» and ceramic materials of different manufacturers. Identified by the minimum acceptable square joints in bridges on skeletons of a new alloy «PLAGODENT PLUS» depending on the extent of the defect.*

**Key words:** «Plagodent-plus»; gold bridges; elastic properties; yield strength; the stress-strain state; mathematical modeling.

**Citation:** Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal. 2014; 18(6): 28–32. (in Russian)

Внедрение в стоматологическую практику нового сплава влечет за собой необходимость проведения ряда экспериментальных исследований, позволяющих определить условия эффективного применения материала, параметры возможных максимальных нагрузок на ортопедическую конструкцию и таким образом минимизировать ошибки в процессе ее планирования и изготовления.

Определить параметры максимально допустимых нагрузок на конструкцию можно методами физического или математического моделирования.

Метод физического моделирования подразумевает проведение механических испытаний как отдельных элементов конструкции, так и всего протеза в целом. Модельные испытания требуют соблюдения геометрических параметров конструкции, что при исследовании благородных сплавов является дорогостоящим вариантом.

При математическом моделировании (метод конечных элементов) объектом изучения является виртуальная модель, для создания которой требуется лишь знание определенных характеристик конструкционного материала [1, 2].

При проектировании ортопедической конструкции необходимо принимать во внимание такие параметры, как запас прочности, зависящий от модуля Юнга и коэффициента Пуассона, и отсутствие точек, в которых напряжение на конструкцию превосходит предел текучести на изгиб.

В 2011 г. при совместной работе сотрудников ГБОУ ВПО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова» и ОАО «НПК «Суперметалл» им. Е.И. Рытвина» разработан новый отечественный золотой сплав для зубных протезов «ПЛАГОДЕНТ ПЛЮС». Сплав предназначен для изготовления несъемных ортопедических конструкций, в том числе металлокерамических коронок и мостовидных протезов [3].

Цель работы – изучение распределения напряжений на мостовидный протез, изготовленный из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС», при возникающих в полости рта функциональных нагрузках и определение минимально допустимых параметров площади сочленения элементов мостовидного протеза в зависимости от протяженности дефекта.

**Материал и методы**

Для математического анализа методом конечных элементов нами определены физико-механические параметры (модуль Юнга, коэффициент Пуассона и условный предел текучести на изгиб) сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» после литья и керамических покрытий.

Модуль Юнга и коэффициент Пуассона сплава и керами-

ческих покрытий определяли при помощи сканирующей импульсной акустической микроскопии (СИАМ) в лаборатории акустической микроскопии Института биохимической физики им. Н.М. Эммануэля РАН (ИБХФ РАН).

Для проведения эксперимента в лаборатории Стильдент методом литья по выплавляемым восковым моделям подготовлены 6 образцов из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» («НПК Суперметалл», Россия) в виде плоскопараллельных пластин размером 5×5×0,3 мм.

Для исследования образцов керамических покрытий нами использованы 7 керамических масс различных фирм-производителей: d.sign (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), InLine (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), Profile (Klema Dentalprodukte, Австрия), Ips Classic (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), Duceram Love (Degudent, Германия), Duceram Plus (Degudent, Германия) Noritake EX-3 (Kuraray Noritake Dental Inc., Япония). Данные керамические массы подходят для облицовки каркасов из сплавов благородных металлов и широко представлены на отечественном рынке.

Керамические образцы готовили путем внесения и конденсирования керамической массы в форму размером 10×10 мм и толщиной 2,5 мм с круглым отверстием диаметром 5 мм. После чего образцы подвергали обжигу согласно инструкциям фирм-производителей. Для исследования изготовлены по 6 образцов каждого вида керамического покрытия.

Противоположные поверхности образцов керамических покрытий и сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» подвергали тщательной шлифовке и полировке для целью достижения максимальной плоскопараллельности граней согласно требованиям методики исследования. Для получения точных результатов образцы измеряли микрометром.

Исследования проводили на аппарате СИАМ -1, который сканирует образцы ультракороткими импульсами высокочастотного фокусированного пучка ультразвука. Программное обеспечение микроскопа позволяет разделить эхо-сигналы, отраженные на разной глубине образцов, и определить временные задержки продольных ( $\tau_L$ ), продольно-поперечных ( $\tau_{LT}$ ) и поперечных волн ( $\tau_T$ ) [4, 5].

Измерение значений временных задержек определило скорость распространения продольных ( $C_L$ ) и поперечных ( $C_T$ ) волн в образцах.

$$c_L = 2 \cdot d / \tau_L,$$

$$c_T = \frac{d}{\tau_{LT} - 1/2 \cdot \tau_L},$$

где  $d$  – толщина образца.

Таблица 1. Скорости распространения продольных ( $C_L$ ) и поперечных волн ( $C_T$ ) в сплаве «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС» и керамических массах ( $M \pm m$ )

Образец	$C_L$ , км/с	$C_T$ , км/с
«ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС»	3,537 ± 0,0028	1,27 ± 0,0055
d.Sign	5,749 ± 0,0065	3,438 ± 0,0058
InLine	5,641 ± 0,0055	3,445 ± 0,0052
ProfiLine	5,695 ± 0,0064	3,454 ± 0,0055
Ips CLassic	5,688 ± 0,0058	3,420 ± 0,0022
Duceram Love	5,823 ± 0,0079	3,474 ± 0,0043
Duceram Plus	5,716 ± 0,0056	3,477 ± 0,0055
Noritake	5,590 ± 0,0049	3,404 ± 0,0046

Из вычисленных средних скоростных характеристик сплава и керамических масс были найдены объемные ( $K$ ) и сдвиговые ( $G$ ) модули упругости, модули Юнга ( $E$ ) и коэффициенты Пуассона ( $\sigma$ ) для всех видов образцов. Для определения упругих свойств сплавов нами также определена плотность каждого из образцов по методике ГОСТ 20018–74.

$$G = C_L^2 \cdot \rho$$

$$K = C_L^2 \cdot \rho + 4/3 \cdot C_T^2 \cdot \rho$$

$$E = \frac{9KG}{3K + G}$$

$$\sigma = E/2G - 1$$

Исследование предела текучести сплавов при изгибе выполняли в лаборатории механических испытаний Центра коллективного пользования “Материаловедение и металлургия” НИТУ МИСиС на универсальной испытательной машине Z250 фирмы Zwick.

Для испытаний отлиты 6 образцов цилиндрической формы из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС» длиной 22 мм и диаметром 2,5 мм. Исследование проводили при постоянной скорости нагружения (2 мм/мин), сосредоточенной нагрузке по

Таблица 2. Объемные ( $K$ ) и сдвиговые ( $G$ ) модули упругости, модуль Юнга ( $E$ ) и коэффициент Пуассона ( $\sigma$ ) для сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС» и керамических покрытий

Образец	$K$ , ГПа	$G$ , ГПа	$E$ , ГПа	$\sigma$
«ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС»	29,68	190,72	84,64	0,43
d.Sign	30,03	44,04	73,41	0,22
InLine	29,10	39,32	70,03	0,20
ProfiLine	29,85	41,44	72,20	0,21
Ips CLassic	29,24	41,99	71,19	0,22
Duceram Love	30,00	44,39	73,46	0,22
Duceram Plus	29,33	40,26	70,79	0,21
Noritake	28,32	38,70	68,30	0,21

Таблица 3. Результаты определения условного предела текучести на изгиб сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС»

Образец	$\sigma_{0,2}$ , МПа
1	228
2	233
3	241
4	226
5	235
6	251
Среднее значение	236±9,2

Таблица 4. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС» с промежуточной частью в 1 единицу (1,4/1,5) при вертикальной нагрузке к окклюзионной поверхности (в МПа)

Ширина перемычек ( $b$ ), мм	Высота перемычек ( $h$ ), мм			
	1,5	1,7	1,9	2,1
1,9	177	149	127	109
2,1	170	142	119	101
2,3	165	136	113	94
2,5	160	131	107	89
2,7	156	126	103	84

середине между неподвижными опорами. Расстояние между опорами составляло 14,5 мм.

Показатели предела текучести при изгибе для керамических покрытий были взяты из технологических инструкций фирм-производителей.

Для создания виртуальной модели на фантомной модели верхней челюсти (Frasaco, Германия) с дефектом зубного ряда в области зубов 1,4; 1,5; 1,6 были отпрепарированы зубы 1,7; 1,3 под металлокерамические коронки. После чего модель сканировали на аппарате InEos фирмы Cerec. В программе Cerec InLab 3.6 создали виртуальную модель цельнокерамического мостовидного протеза с опорами на зубы 1,7; 1,3 и, переведя ее в программу Inus Rapidform, образовали внутренний каркас металлокерамического протеза.

Для получения мостовидных протезов различной протяженности от базовой модели виртуального мостовидного протеза убирали необходимое количество фасеток.

Исследовали 5 вариантов мостовидных протезов, содержащих 1, 2 или 3 промежуточные части.

Исследование напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов проводили в программе Ansys Workbench 14.5. Задавали граничные условия, нагрузку и свойства материалов (предел текучести на изгиб, модуль Юнга и коэффициент Пуассона). Виртуальную модель мостовидного протеза нагружали посередине промежуточной части. Нагрузка, взятая с 11% запасом, составила 300 Н, превышая приводимое В.Ю. Курляндским [6] усилие, необходимое для дробления скорлупы ореха (266 Н) [6, 7].

Моделирование проводили с учетом вертикальной и горизонтальной (под углом 45° к окклюзионной поверхности зубов) жевательной нагрузки. Подвижность опорных зубов не учитывали.

При определении максимально допустимых параметров напряженно-деформированного состояния предельными считали нагрузки, при которых напряжения в каркасе превышали предел текучести сплава на изгиб. В результате расчетов получили картины распределения напряжений в объеме металлокерамического протеза с возможностью оценки произвольного сечения модели. Площадь сочленения между протезными единицами варьировала по ширине и высоте с шагом в 0,2 мм.

Таблица 5. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛИОС» с промежуточной частью в 1 единицу (1,6) при вертикальной нагрузке к окклюзионной поверхности (в МПа)

Ширина перемычек ( $b$ ), мм	Высота перемычек ( $h$ ), мм			
	1,5	1,7	1,9	2,1
1,9	186	153	126	105
2,1	173	142	117	97
2,3	163	133	110	91
2,5	154	126	104	86
2,7	147	120	98	81



Таблица 6. Напряжения, возникающие в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 1 единицу (1,4/1,5) при боковой нагрузке под углом в 45° к окклюзионной поверхности зуба (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм			
	1,5	1,7	1,9	2,1
1,9	262	215	177	147
2,1	221	187	160	138
2,3	187	163	145	130
2,5	158	144	133	124
2,7	134	127	122	118

Таблица 7. Напряжения, возникающие в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 1 единицу (зуб 1,6) при боковой нагрузке под углом в 45° к окклюзионной поверхности зуба (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм			
	1,5	1,7	1,9	2,1
1,9	283	228	184	149
2,1	241	199	167	140
2,3	206	176	152	133
2,5	177	156	140	127
2,7	152	140	130	122

Таблица 8. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 2 единицы (1,4; 1,5) при вертикальной нагрузке к окклюзионной поверхности (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм		
	2	2,2	2,4
2,1	343	262	194
2,3	302	231	172
2,5	268	206	154
2,7	239	184	138

### Результаты и обсуждение

В результате проведенной сканирующей импульсной акустической микроскопии получены средние значения скорости распространения ультразвука (табл. 1) и данные об упругих свойствах сплава и керамических масс, определены значения объемного (K) и сдвигового (G) модулей упругости, модуля Юнга и коэффициента Пуассона (σ) (табл. 2).

Для сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» среднее значение модуля Юнга и коэффициента Пуассона составило: E = 84,64 ГПа; σ = 0,43; для керамических масс E = 70,58; σ = 0,21.

Условный предел текучести характеризует переход упругой деформации в пластическую, которая ведет к разрушению конструкции. В процессе эксплуатации мостовидный протез получает основную нагрузку при изгибе, в связи с чем при математическом моделировании и учитывали этот параметр.

Для сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» среднее значение условного предела текучести составило 236 ± 9,2 (табл. 3), для керамических масс было взято значение равное 80 МПа, что соответствует требованиям к минимально допустимому значению для керамических масс согласно ISO 9693 [8, 9].

Прочностные характеристики металлокерамического мостовидного протеза во многом зависят от размерных параметров промежуточной части. Для уменьшения напряжения

Таблица 9. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 2 единицы (1,4; 1,5) при боковой нагрузке под углом в 45° к окклюзионной поверхности зуба (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм		
	2	2,2	2,4
2,1	384	321	268
2,3	340	284	236
2,5	303	252	210
2,7	272	226	187

Таблица 10. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 2 единицы (1,5; 1,6) при вертикальной нагрузке к окклюзионной поверхности (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм		
	2	2,2	2,4
2,1	342	281	231
2,3	315	261	216
2,5	292	244	204
2,7	272	229	193

Таблица 11. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 2 единицы (1,5; 1,6) при боковой нагрузке под углом в 45° к окклюзионной поверхности зуба (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм		
	2	2,2	2,4
2,1	395	333	281
2,3	356	303	259
2,5	323	278	240
2,7	295	256	224

Таблица 12. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛЮС» с промежуточной частью в 3 единицы (1,4; 1,5; 1,6) при вертикальной нагрузке к окклюзионной поверхности (в МПа)

Ширина перемычек (b), мм	Высота перемычек (h), мм				
	2,2	2,4	2,6	2,8	3
2,3	322	270	227	189	157
2,5	282	237	199	166	138
2,7	248	209	175	147	122

на керамическое покрытие придесневая часть протеза оставалась без покрытия.

Компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния мостовидных протезов различной протяженности позволило выявить зоны наибольшей концентрации напряжений. В работе А.И. Лебедева [7] было установлено, что наиболее уязвимым участком вне зависимости от протяженности мостовидного протеза является зона сочленения промежуточной части с опорными коронками, в связи с чем измерения проводили в указанных зонах.

Для мостовидного протеза с одной фасеткой (1,3–1,5; 1,4–1,6; 1,5–1,7) напряжение при вертикальной нагрузке при минимальных размерах перемычки (высота (h) = 1,5 мм и ширина (b) = 1,9 мм) не превысило предел текучести сплава и составило для конструкции с замещенным премоляром (1,4/1,5) 177 МПа, а для замещенного моляра (1,6) – 186 МПа (табл. 4, 5).

Таблица 13. Напряжение в металлокерамическом мостовидном протезе на каркасе из сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛУС» с промежуточной частью в 3 единицы (1,4; 1,5; 1,6) при боковой нагрузке под углом в 45° к окклюзионной поверхности зуба (МПа)

Ширина перемычек ( <i>b</i> ), мм	Высота перемычек ( <i>h</i> ), мм				
	2,2	2,4	2,6	2,8	3
2,3	423	359	305	258	218
2,5	346	294	250	213	180
2,7	281	239	204	174	148

При нагрузке под углом 45° к окклюзионной поверхности зуба при тех же размерах перемычки напряжение в конструкции возросло и составило для 1,4/1,5 262 МПа и для 1,6 283 МПа, что в свою очередь свидетельствует о необходимости увеличения размеров перемычек до  $h = 1,7$  мм,  $b = 2,1$  мм (табл. 6, 7).

Результаты, представленные в табл. 4–7, свидетельствуют о необходимости увеличения площади сочленения элементов в мостовидных протезах при большей протяженности с целью сохранения функциональности и прочности конструкций (табл. 8–13).

Для мостовидных протезов, протяженностью 4 единицы, минимальные размеры перемычек должны составлять: для фасеток, замещающих дефект в области зубов,  $1,4, 1,5 - h = 2,2$  мм,  $b = 2,7$  мм; для фасеток  $1,5, 1,6 - h = 2,4$  мм,  $b = 2,7$  мм.

Для мостовидных протезов, протяженностью 5 единиц, для фасеток  $1,4, 1,5, 1,6 - h = 2,6$  мм,  $b = 2,7$  мм.

## Вывод

Данные, полученные в результате проведенных нами исследований, позволили определить минимально допустимые параметры площади сочленения для металлокерамических протезов, изготовленных на каркасах из нового сплава «ПЛАГОДЕНТ-ПЛУС», в зависимости от протяженности дефекта зубного ряда, что поможет предотвратить ошибки при планировании конструкции и тем самым избежать механические повреждения протеза в процессе его эксплуатации.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Чумаченко Е.Н., Янушевич О.О. и др. Выбор рациональных конструкций временных зубных протезов с использованием информационных технологий. *Стоматология*. 2010; 1: 47–51.
2. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю. *Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов*. М.: Молодая гвардия; 2003.
3. Сопотинский Д.В. *Лабораторно-экспериментальное обоснование применения нового золотого сплава для зубных протезов*: Дисс. ... канд. мед. наук: М.; 2013.
4. Zinin P.V., Arnold W., Weise W., Berezina S. Theory and applications of scanning acoustic microscopy and scanning near-field acoustic imaging. In: *Ultrasonic and Electromagnetic NDE for Structure and Material*

*Characterization: Engineering and Biomedical Applications / Ed. T. Kundu*. Boca Raton, FL: CRC Press; 2012; chapter 11: 611–88.

5. Закутайлов К.В., Левин В.М., Петронюк Ю.С. Ультразвуковые методы высокого разрешения: визуализация микроструктуры и диагностика упругих свойств современных материалов (обзор). *Заводская лаборатория*. 2009; 75(8): 28–34.
6. Курляндский В.Ю. *Ортопедическая стоматология: Учебник для стоматологических факультетов и институтов*. 4-е изд. М.: Медицина; 1977.
7. Лебедеко А.И. *Применение металлокерамических зубных протезов на каркасах из золотого сплава «Супер КМ»*: Дисс. ... канд. мед. наук: М.; 2003.
8. *ISO-9693:1-2012 Dentistry-Compatibility testing- Part-1. Metal-ceramic systems*.
9. *Specific documentation IPS Classic* Available at: [https://www.google.ru/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CBwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.us%2Fzoolu-webside%2Fmedia%2Fdocument%2F569%2FIPS%2BClassic&ei=BIYpVMuNOKeiygOq\\_4C4Cg&usq=AFQjCNGhFK7kJnbU\\_WdnJj4Y06NwP8EJKw&sig2=345M5Kk8Efr0yED5Bbjocw&bvm=bv.76247554,d.bGQ&cad=rjt](https://www.google.ru/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CBwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.us%2Fzoolu-webside%2Fmedia%2Fdocument%2F569%2FIPS%2BClassic&ei=BIYpVMuNOKeiygOq_4C4Cg&usq=AFQjCNGhFK7kJnbU_WdnJj4Y06NwP8EJKw&sig2=345M5Kk8Efr0yED5Bbjocw&bvm=bv.76247554,d.bGQ&cad=rjt)

Поступила 15.09.14

## REFERENCES

1. Chumachenko E.N., Yanushevich O.O. et al. Choice of rational designs temporary dentures using information technology. *Stomatologiya*. 2010; 1: 47–51. (in Russian)
2. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu. *Mathematical Modeling of the Stress-strain State of Dentures*. [Matematicheskoe modelirovaniye napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya zubnykh protezov]. Moscow: Molodaya gvardiya; 2003. (in Russian)
3. Sopotsinskiy D.V. *Laboratory and Experimental Validation of the New Gold Alloy Denture*: Diss. Moscow; 2013. (in Russian)
4. Zinin P.V., Arnold W., Weise W., Berezina S. Theory and applications of scanning acoustic microscopy and scanning near-field acoustic imaging. In: *Ultrasonic and Electromagnetic NDE for Structure and Material Characterization: Engineering and Biomedical Applications / Ed. T. Kundu*. Boca Raton, FL: CRC Press; 2012; Chapter 11: 611–88.
5. Zakutaylov K.V., Levin V.M., Petronyuk Yu.S. Ultrasonic methods of high resolution imaging of the microstructure and diagnosis of the elastic properties of advanced materials (review). *Zavodskaya laboratoriya*. 2009; 75 (8): 28–34. (in Russian)
6. Kurlyandskiy V.Yu. *Prosthodontics: A Textbook for Dental Faculties and Institutes*. [Ortopedicheskaya stomatologiya: Uchebnik dlya stomatologicheskikh fakul'tetov i institutov]. 4th ed. Moscow: Meditsina; 1977. (in Russian)
7. Lebedenko A.I. *The Use of Metal-ceramic Dentures on Skeletons of Gold Alloy «Super KM»*: Diss. Moscow; 2003. (in Russian)
8. *ISO-9693:1-2012 Dentistry-Compatibility testing- Part-1. Metal-ceramic systems*.
9. *Specific documentation IPS Classic* Available at: [https://www.google.ru/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CBwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.us%2Fzoolu-webside%2Fmedia%2Fdocument%2F569%2FIPS%2BClassic&ei=BIYpVMuNOKeiygOq\\_4C4Cg&usq=AFQjCNGhFK7kJnbU\\_WdnJj4Y06NwP8EJKw&sig2=345M5Kk8Efr0yED5Bbjocw&bvm=bv.76247554,d.bGQ&cad=rjt](https://www.google.ru/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CBwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.us%2Fzoolu-webside%2Fmedia%2Fdocument%2F569%2FIPS%2BClassic&ei=BIYpVMuNOKeiygOq_4C4Cg&usq=AFQjCNGhFK7kJnbU_WdnJj4Y06NwP8EJKw&sig2=345M5Kk8Efr0yED5Bbjocw&bvm=bv.76247554,d.bGQ&cad=rjt). (in Russian)

Received 15.09.14