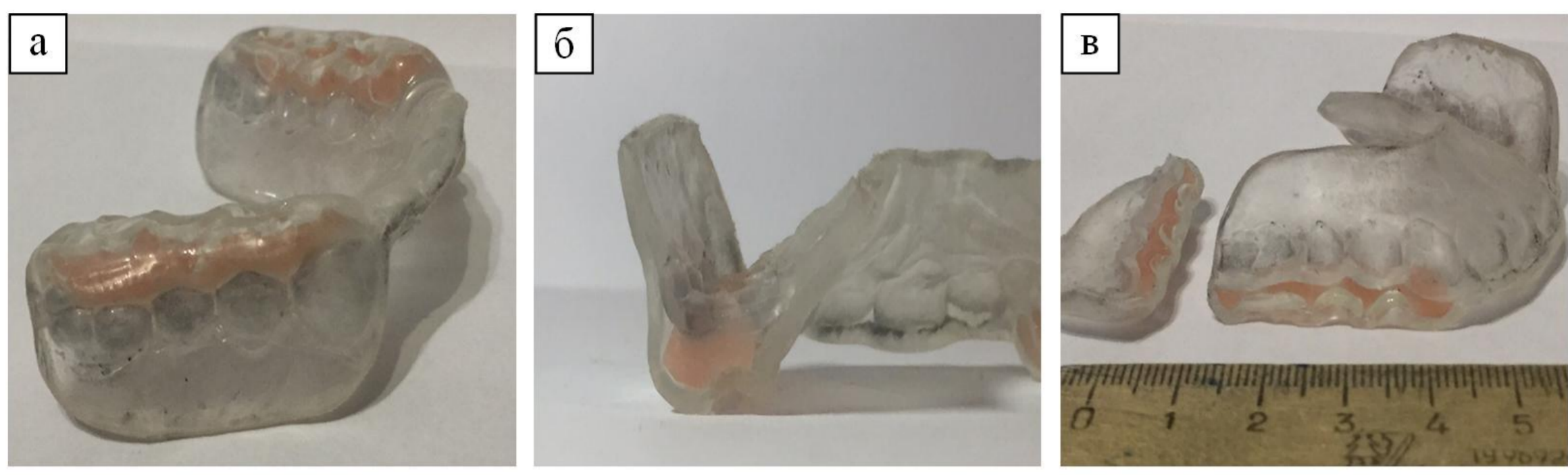


ДИАГНОСТИКА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЗУБНОГО РЯДА ПРИ КОНТАКТНОМ ВЗАИМОДЕЙСТВИИ ЧЕРЕЗ ЗАЩИТНЫЕ ЗУБНЫЕ ШИНЫ

Каменских Анна Александровна, Устюгова Татьяна Николаевна, Авдеева Елизавета Сергеевна

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь

Исследование выполнено при финансовой поддержке Правительства Пермского края и РФФИ (проект № 17-48-590411 p_a).



Актуальность

В 2014 г. на базе Пермского государственного медицинского университета была предложена новая конструкция индивидуализированной зубной шины, полученная методом термоформирования с применением этиленвинилацетата (Eva) и винилполисилоксана (А-силикон).

Патент на полезную модель № 140933 от 16.04.2014г, авторы Н.Б. Асташина, Е.С. Ожгихина (Сергеева), Г.И. Рогожников, С.В. Казаков, Ю.Г. Ожгихин

Задачи исследования:

- Анализ влияния конструктивных особенностей защитных зубных шин на деформационное поведение элементов зубочелюстной системы человека: однослойные и многослойные каппы, индивидуально

Индивидуальная трехслойная защитная каппа

адаптируемые или индивидуальные зубные шины и т.д.;

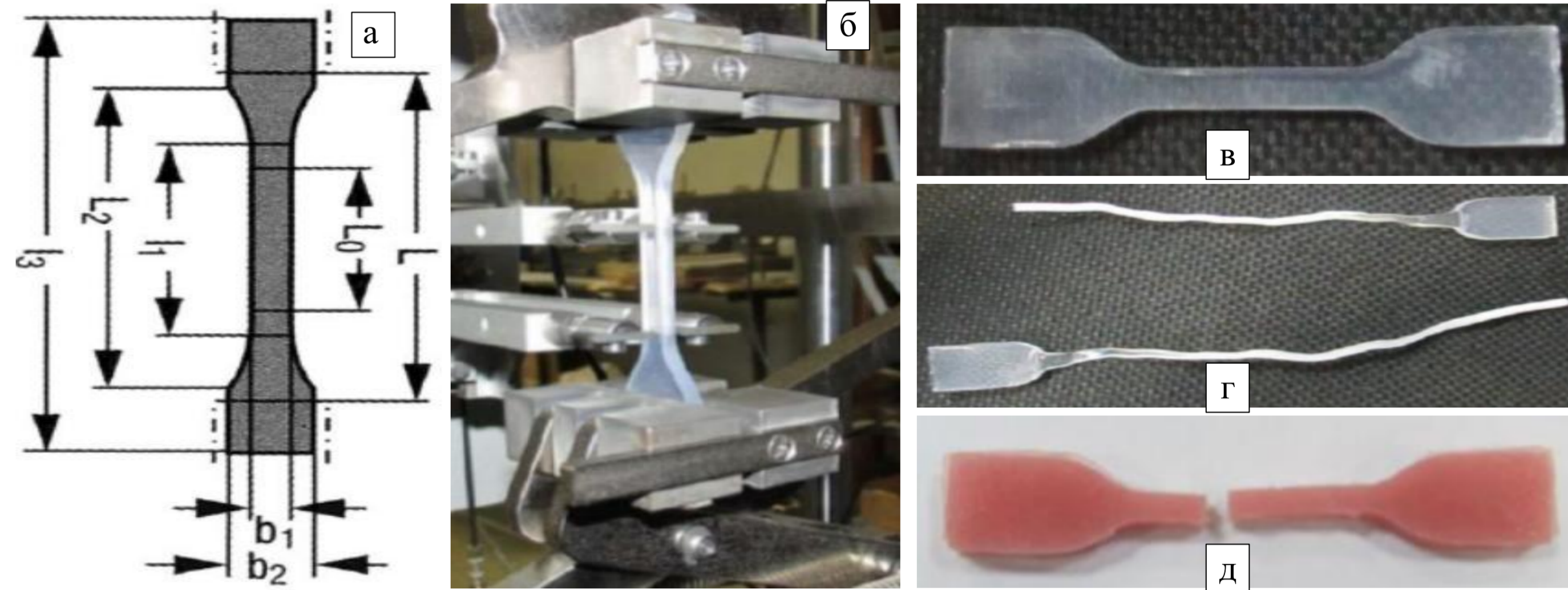
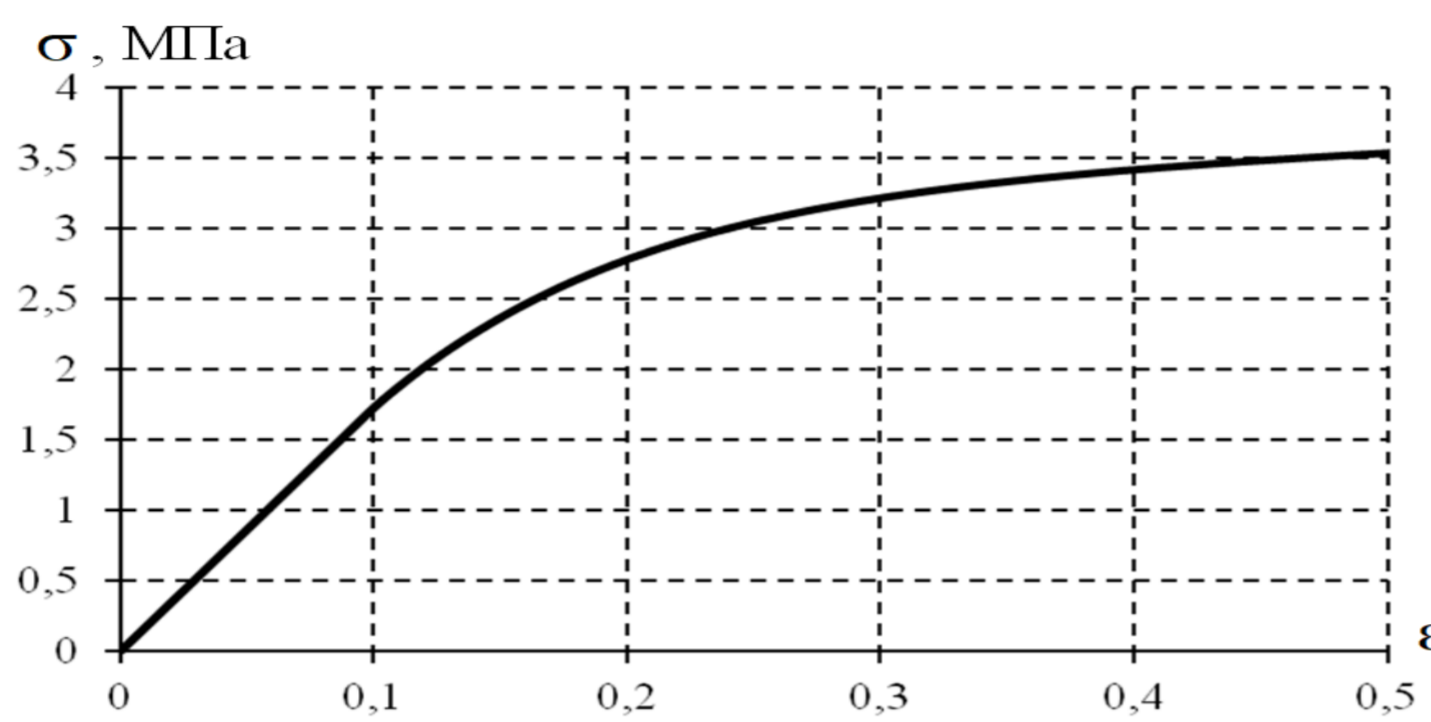
- Анализ влияния геометрических особенностей зубочелюстной системы человека на параметры области контакта и деформационное поведение биомеханического узла;

- Выявление качественных и количественных закономерностей деформационного поведения элементов зубочелюстной системы в целом и зоны контакта в частности при использовании защитных зубных шин разной геометрической конфигурации.

Эксперимент

Физико-механические свойства Eva, материала из которого изготовлена зубная шина были получены по результатам серии экспериментов [*] (натурные эксперименты проводились научным коллективом трех ВУЗов г. Перми (ПГМУ, ПНИПУ, ПГНИУ) на базе ПГНИУ).

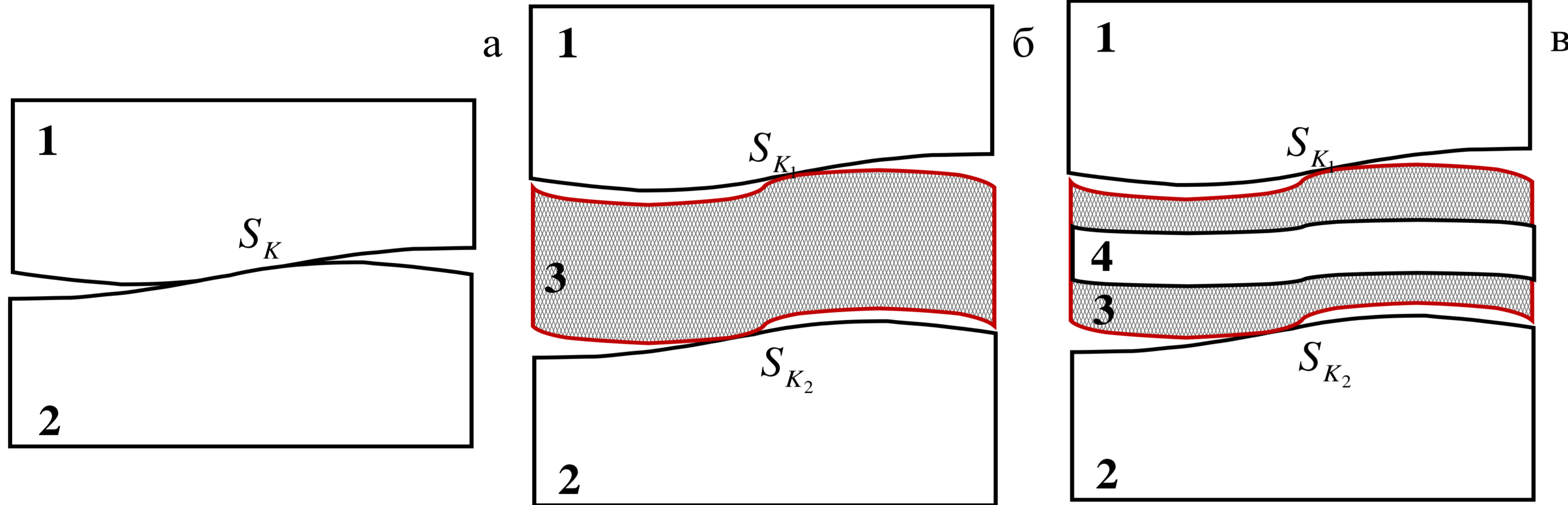
Тип материала	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона, ν
Эмаль зуба	80,4·10 ³	0,3
Eva	17,3	0,46
А-силикон	0,3	0,49



Эксперимент: а) образец стандартной формы с размерами; б) экспериментальная установка; в) общий вид образца; вид образца после разрыва Eva и А-силикон (г) и (д) соответственно

*Лохов В.А., Кучумов А.Г., Мерзляков А.Ф., Асташина Н.Б., Ожгихина Е.С., Тропин В.А. Экспериментальное исследование материалов новой конструкции спортивной зубной шины // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19. – № 4. – С. 409-420.

Общая схема контакта двух упругих тел: с учетом (б, в) и без учета (а) прослойки



Уравнения равновесия

$$\text{div } \hat{\sigma} = 0 \quad \bar{x} \in V$$

Геометрические соотношения

$$\hat{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\nabla \bar{u} + (\nabla \bar{u})^T) \quad \bar{x} \in V$$

Физические соотношения

$$\hat{\sigma} = \lambda I_1(\hat{\varepsilon}) \hat{I} + 2\mu \hat{\varepsilon} \quad \bar{x} \in V_1 \cup V_2 \cup V_4$$

$$\hat{\sigma} = \frac{2\sigma_u}{3\varepsilon_u} (\hat{\varepsilon} - I_1(\hat{\varepsilon}) \hat{I}) + 3KI_1(\hat{\varepsilon}) \hat{I} \quad \bar{x} \in V_3$$

$$\sigma_u = \sqrt{3I_2(\hat{\sigma})} \quad \varepsilon_u = \frac{2}{\sqrt{3}} \sqrt{I_2(\hat{\varepsilon})}$$

Контактные граничные условия:

- проскальзывание

$$u_n^1 = u_n^2; u_{\tau_1}^1 \neq u_{\tau_1}^2; u_{\tau_2}^1 \neq u_{\tau_2}^2; \sigma_n^1 = \sigma_n^2;$$

- прилипание

$$\sigma_{n\tau_1}^1 = \sigma_{n\tau_1}^2; \sigma_{n\tau_2}^1 = \sigma_{n\tau_2}^2 \quad \text{при } |\sigma_{n\tau}| \leq \mu |\sigma_n|$$

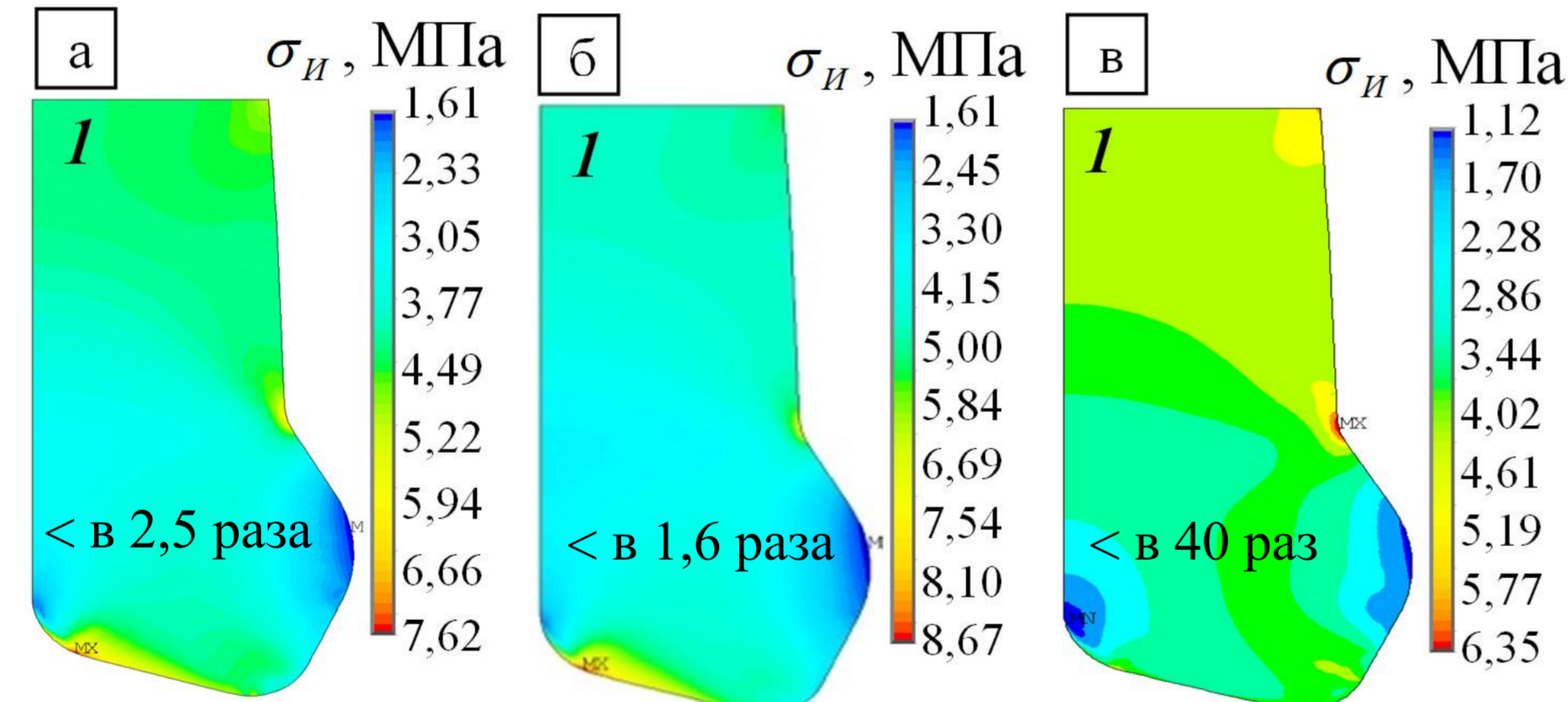
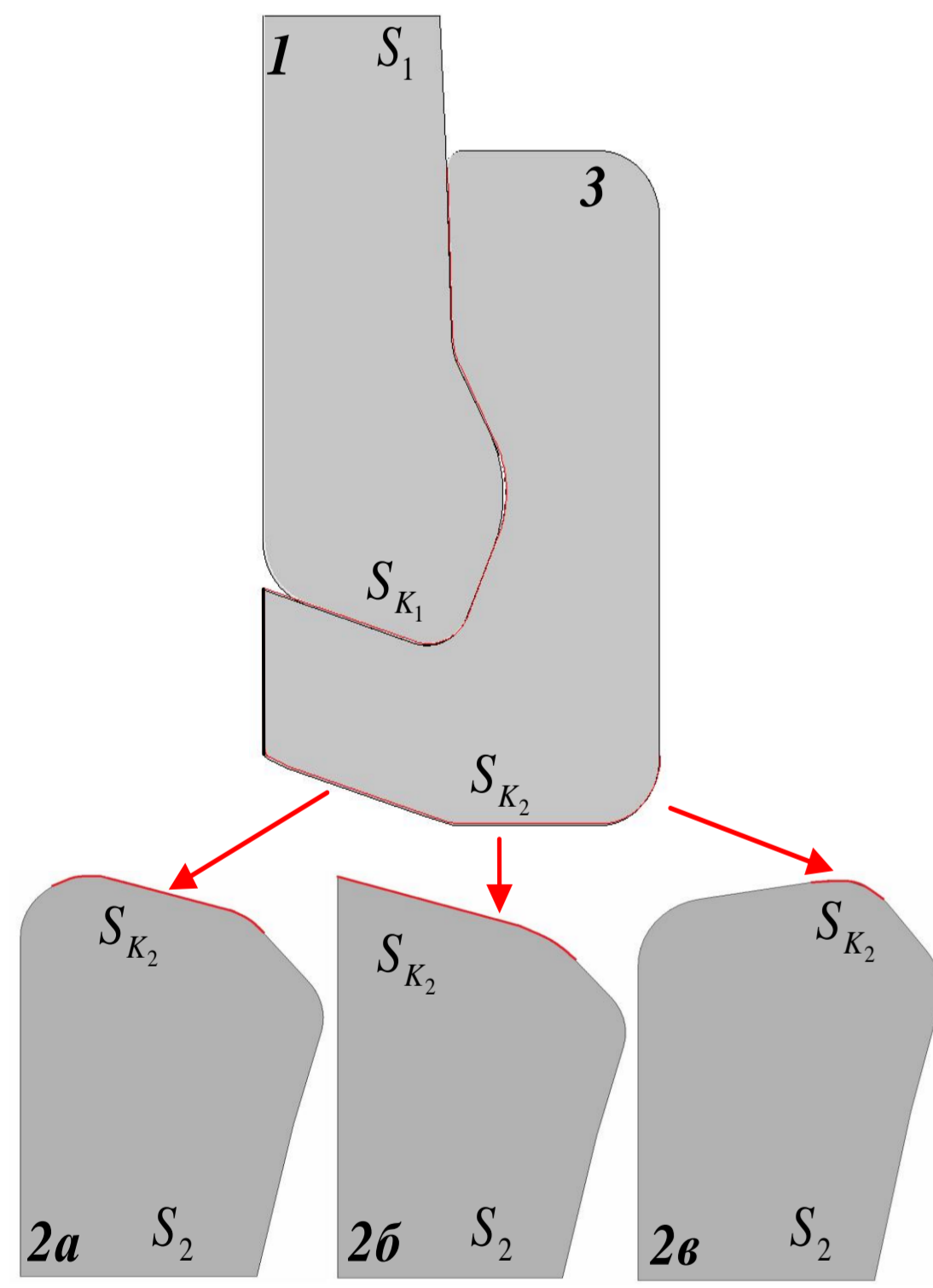
- отлипание

$$u_n^1 - u_n^2 \geq 0; \sigma_{n\tau_1} = \sigma_{n\tau_2} = \sigma_n = 0$$

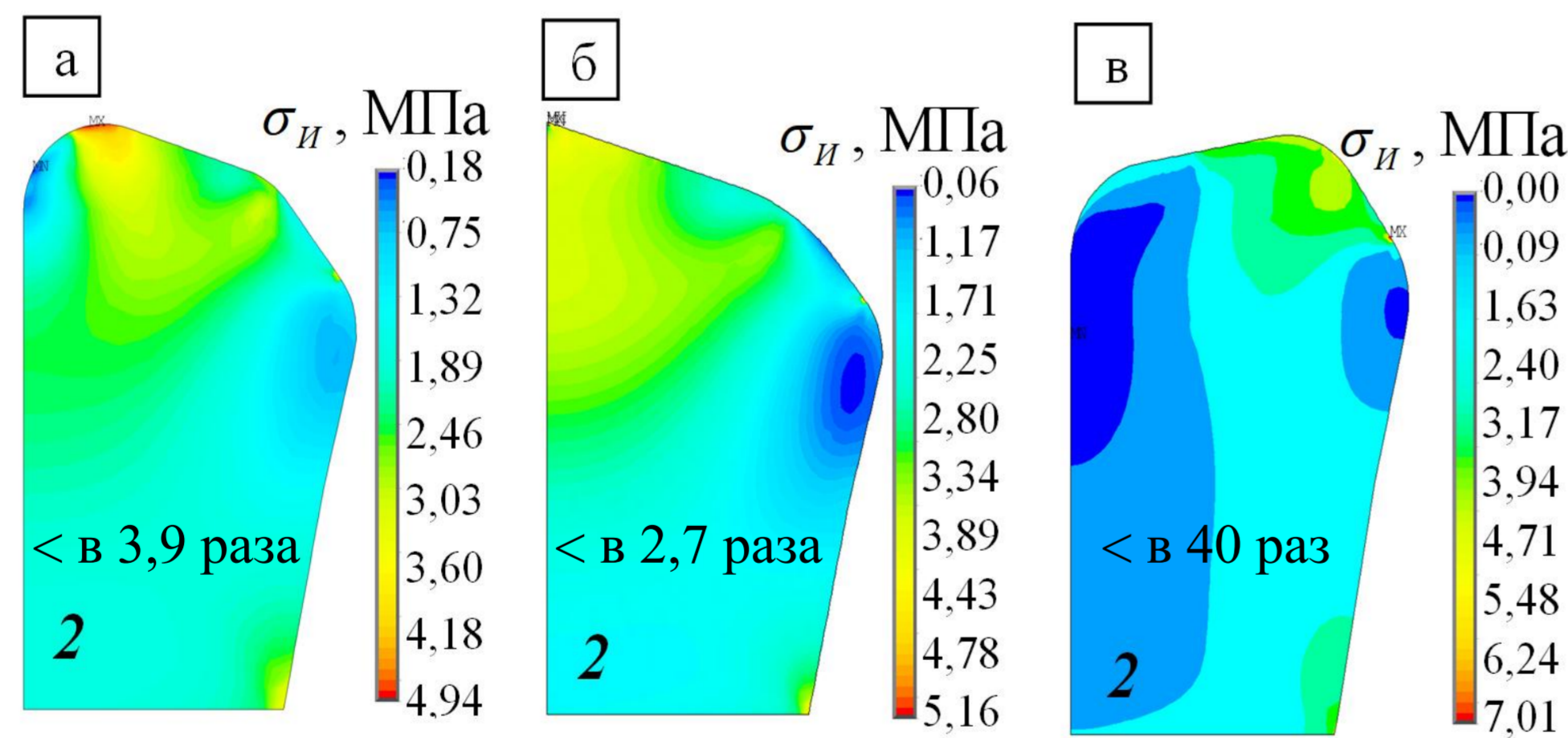
1, 2 – условное обозначение двух контактирующих поверхностей

Модельная задача (каноническая, справочная геометрия зубов)

На S_1 действует постоянная физиологическая нагрузка и запрещен изгиб

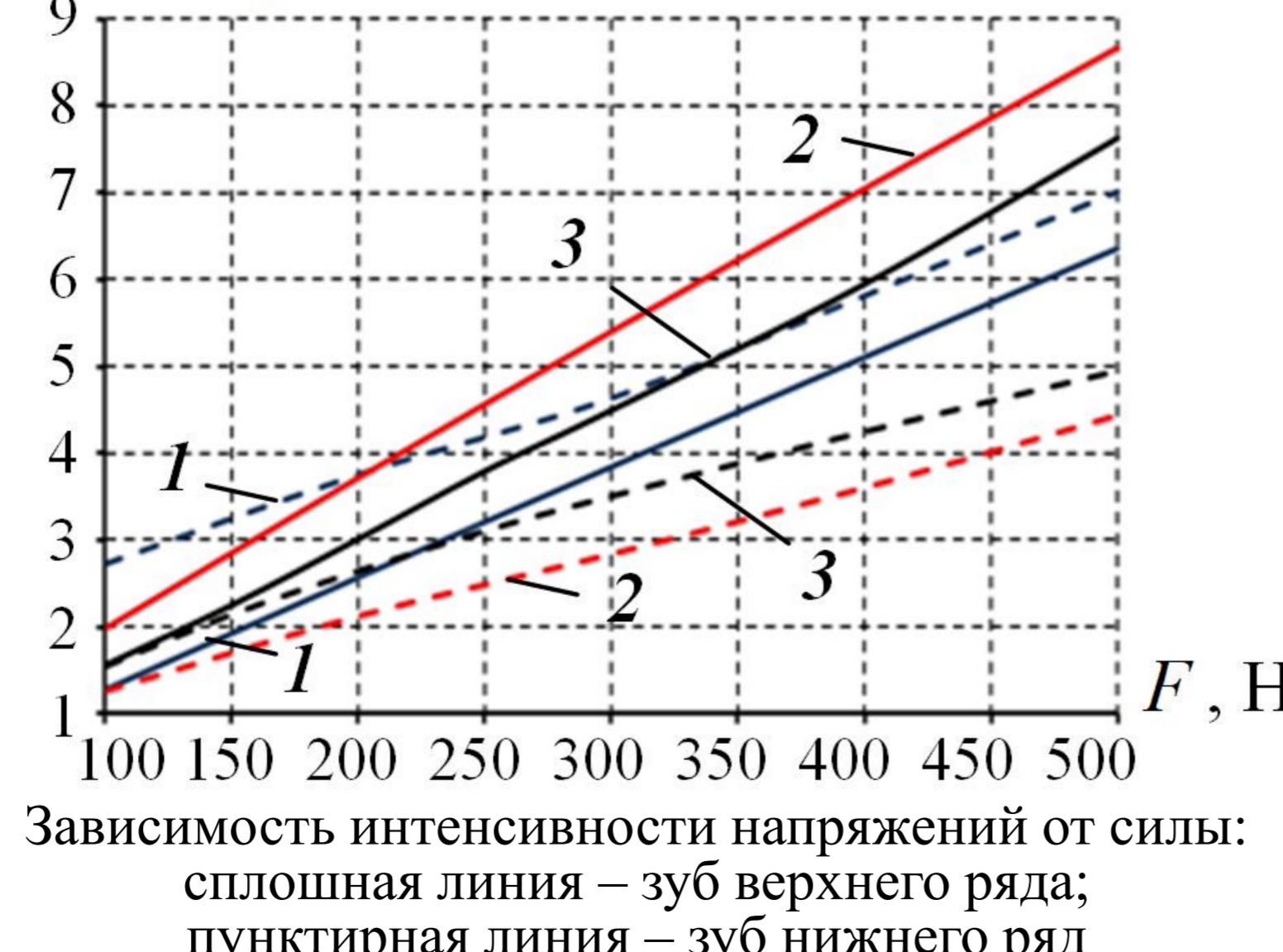
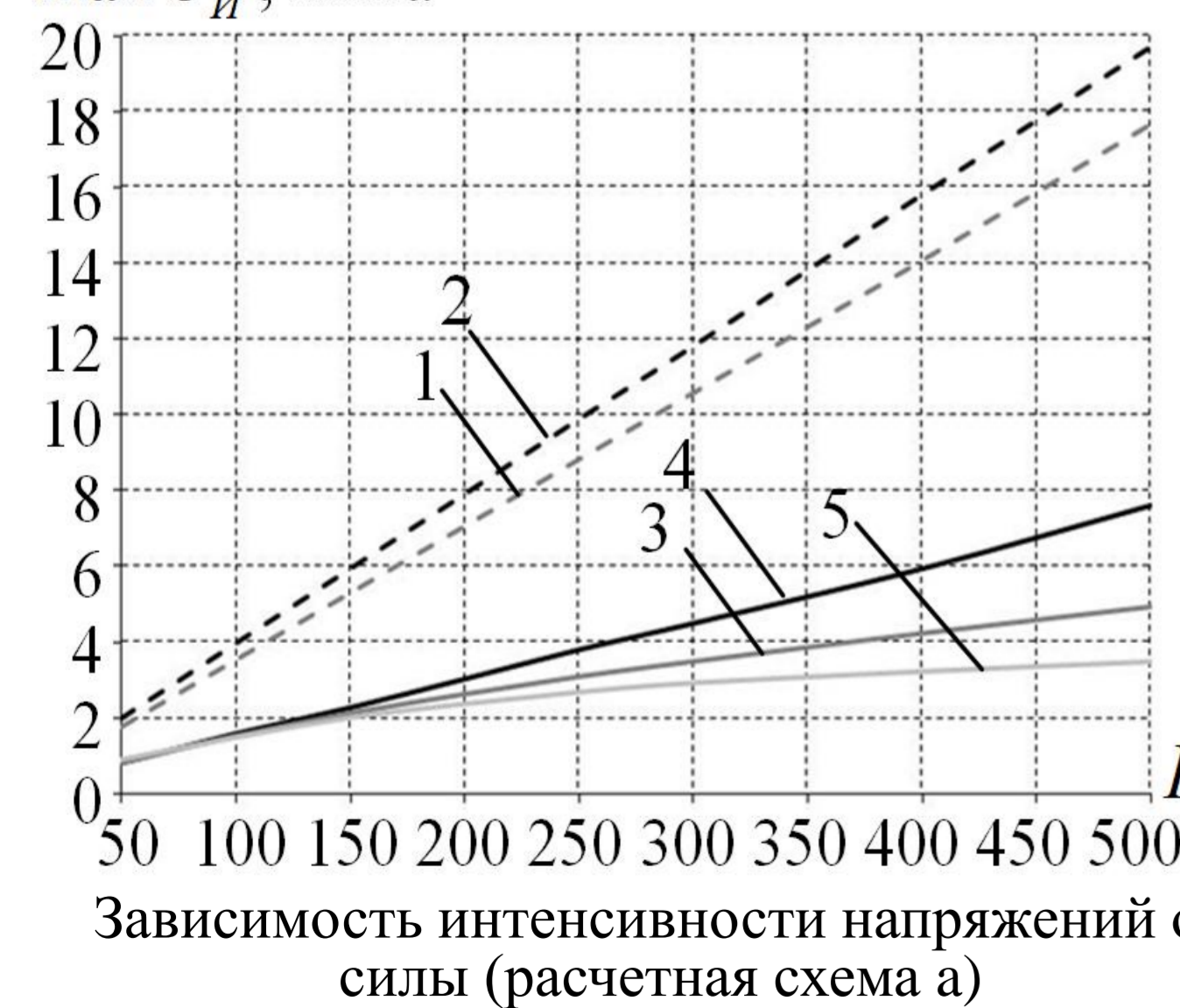


Интенсивность напряжений зуб верхнего зубного ряда



Интенсивность напряжений зуб нижнего зубного ряда

На S_2 запрещены вертикальные перемещения

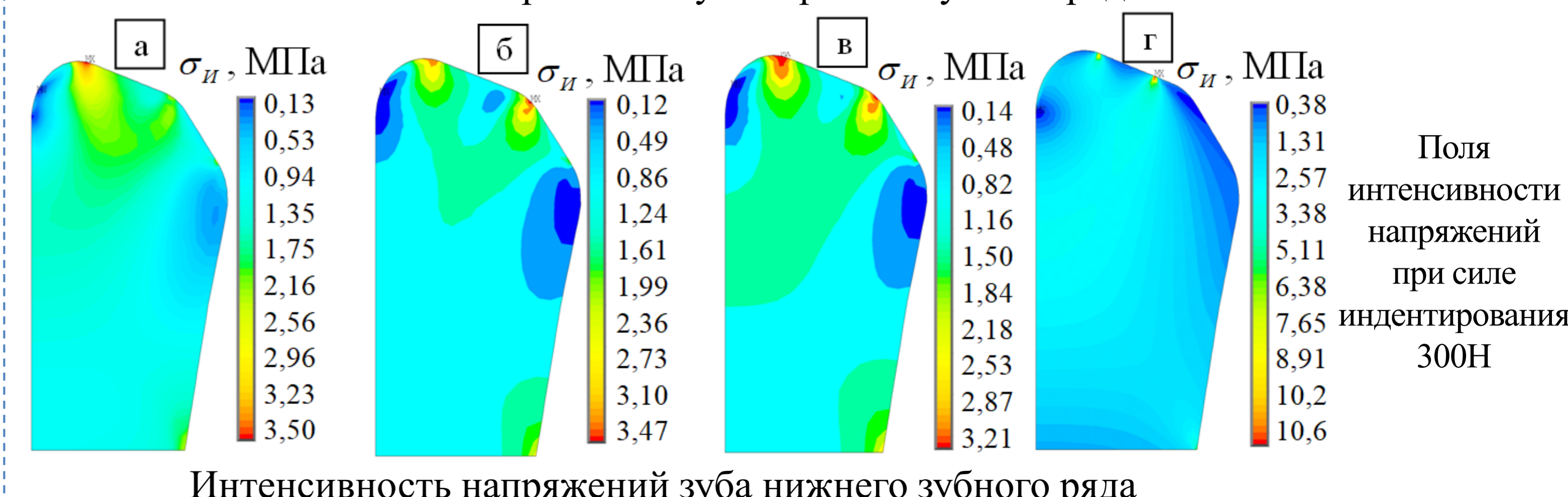
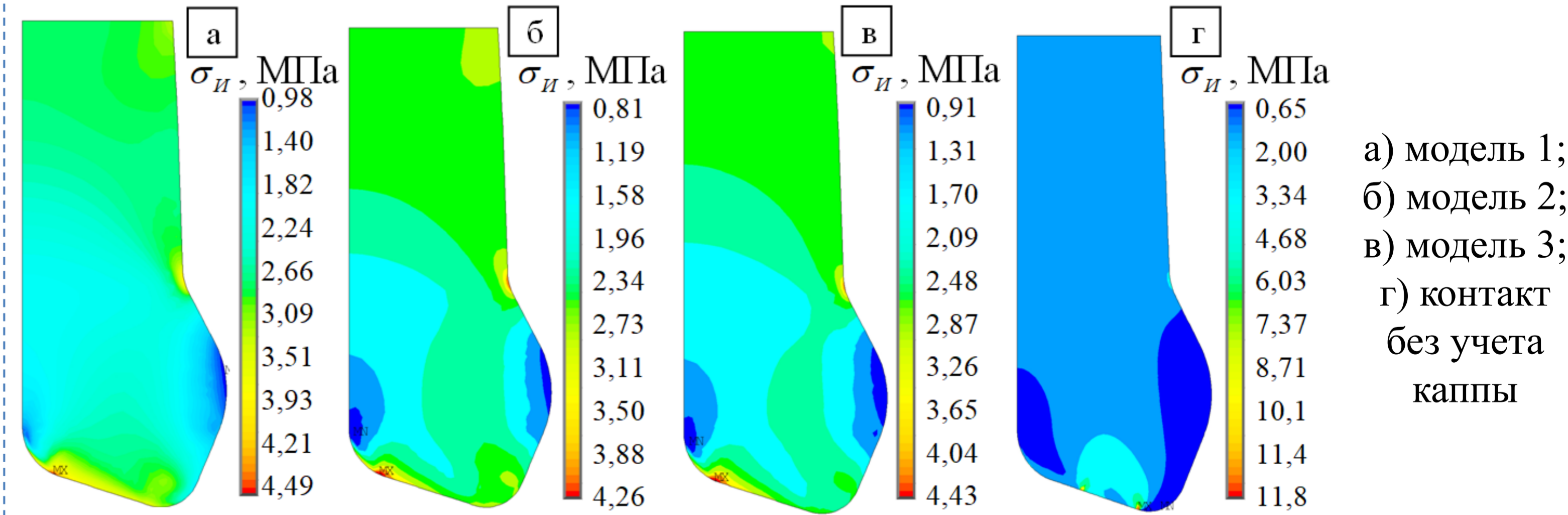
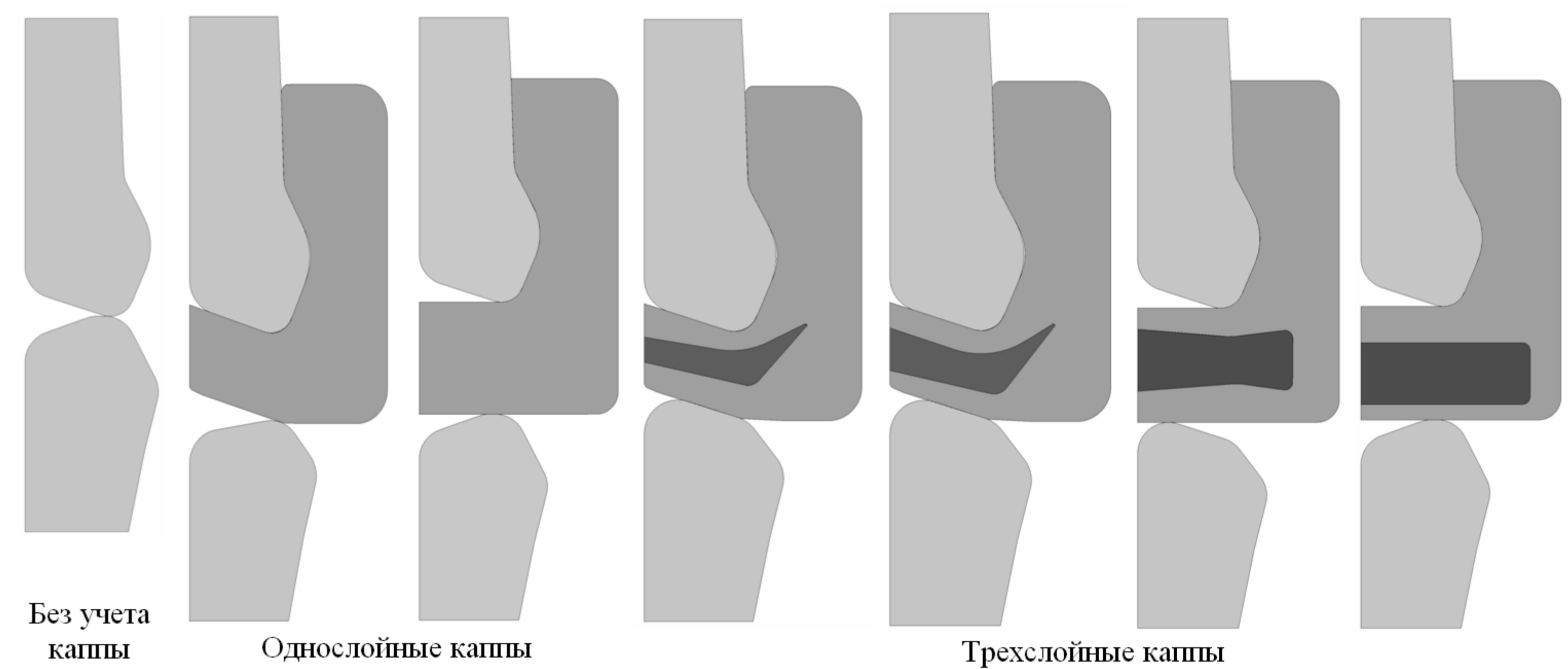


Анализ результатов (модельные задачи):

• При контакте пары зубов через протетическую конструкцию максимальный уровень контактного давления в среднем ниже в 3 раза, чем при контакте элементов без учета протетической конструкции.

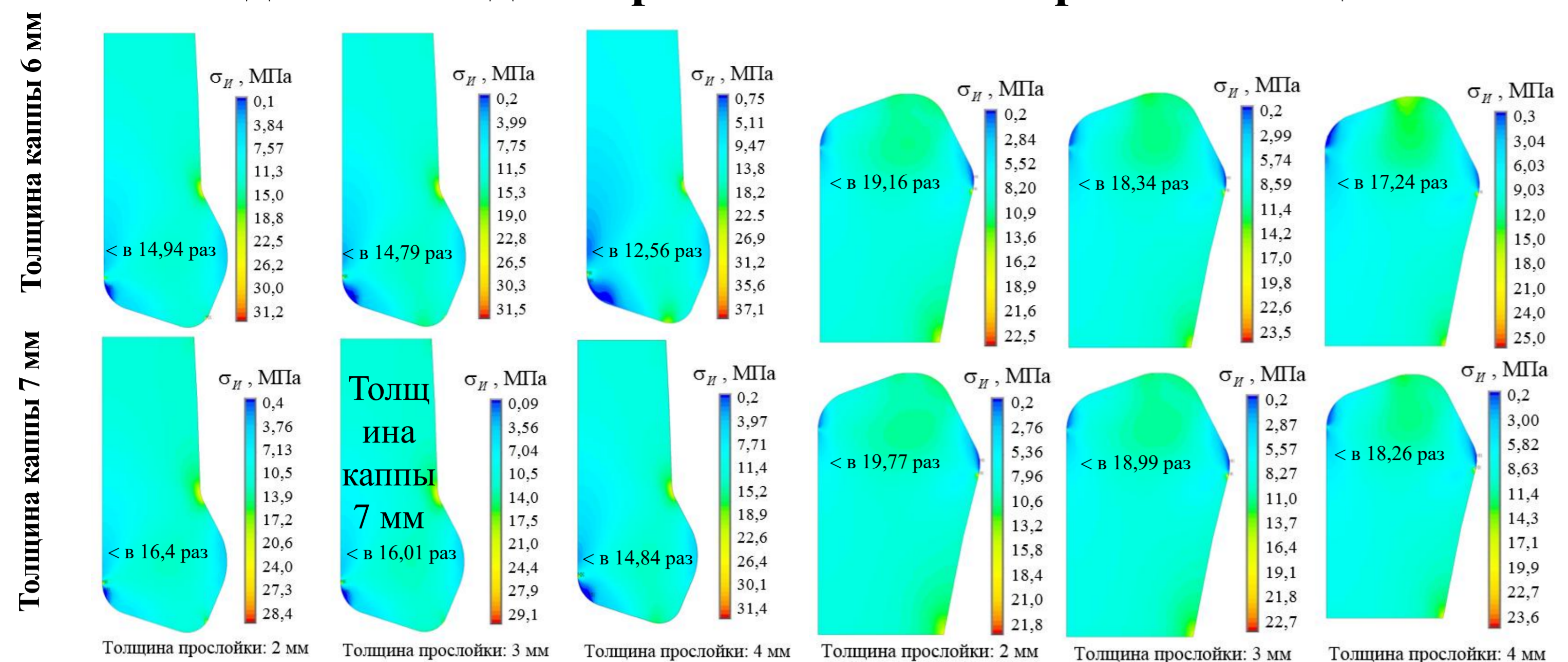
• В среднем максимальная интенсивность напряжения у зуба из нижнего зубного ряда при контакте через каппу меньше в 3,5 раза чем при контакте без каппы, у зуба из верхнего зубного ряда – в 2,5 раза. В самом неблагоприятном случае геометрической конфигурации элементов зубочелюстной системы человека снижение уровня интенсивности напряжений в твердых тканях зубов > чем в 40 раз.

Модельная задача трехслойные каппы

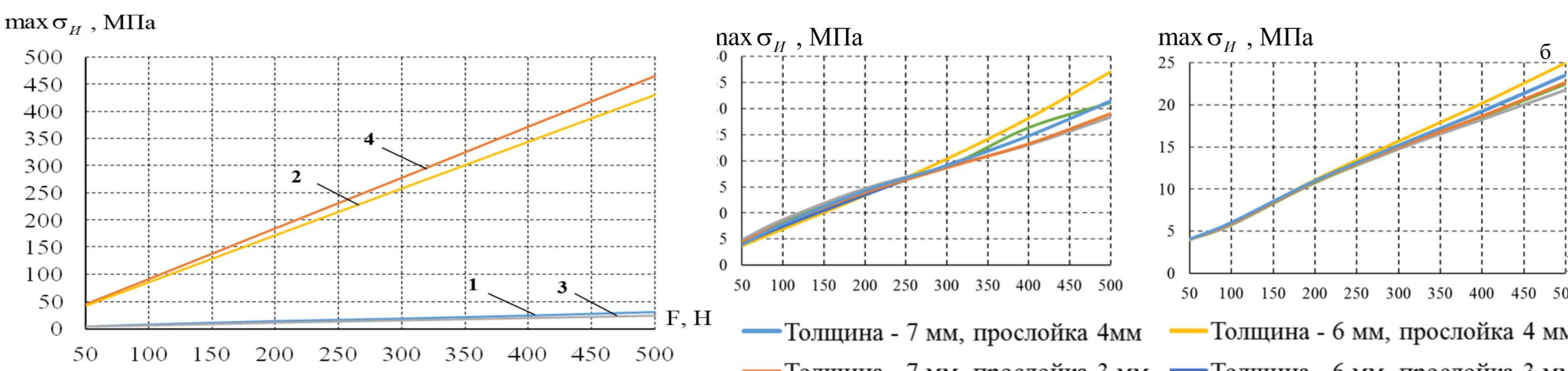


В целом протетические конструкции с прослойкой из А-силикона позволяют снизить уровень интенсивности напряжений в твердых тканях зубов и уровень контактного давления на большую величину, чем однослойная протетическая конструкция. Рационализация геометрической конфигурации прослойки из А-силикона, позволяет добиться значительного снижения уровня напряжений в твердых тканях зубов.

Модельная задача трехслойная каппа разной толщины



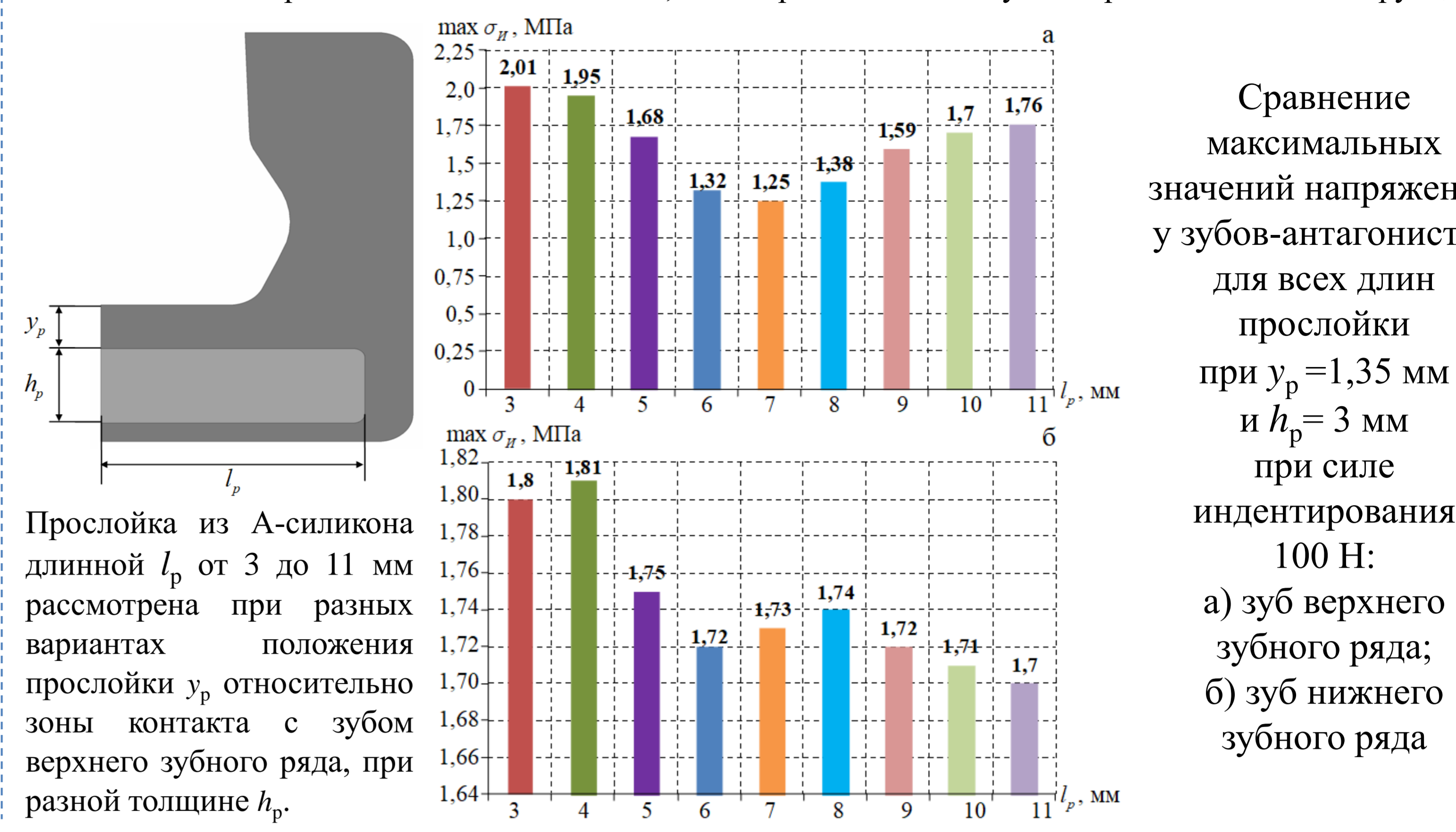
Интенсивность напряжений в элементах зубочелюстной системы при $F=500$ Н для разных трехслойных капп



Выполнено сравнение взаимодействия зубов с учетом и без учета различных видов протетических конструкций – однослойные и трехслойные каппы (с прослойкой из А-силикона разной толщины, длины, геометрии и положения в основном материале защитной шины). Установлено, что трехслойная каппа любой геометрической конфигурации снижает уровень напряжений в твердых тканях зубов в 15 и более раз. При рациональном подборе положения, геометрии, толщины и длины прослойки можно достигнуть снижения максимального уровня интенсивности напряжений в твердых тканях зубов приблизительно в 35 раз. При идентичной геометрии элементов зубного ряда с использованием однослойных защитных зубных шин уровень напряжений удалось снизить только в 5 раз.

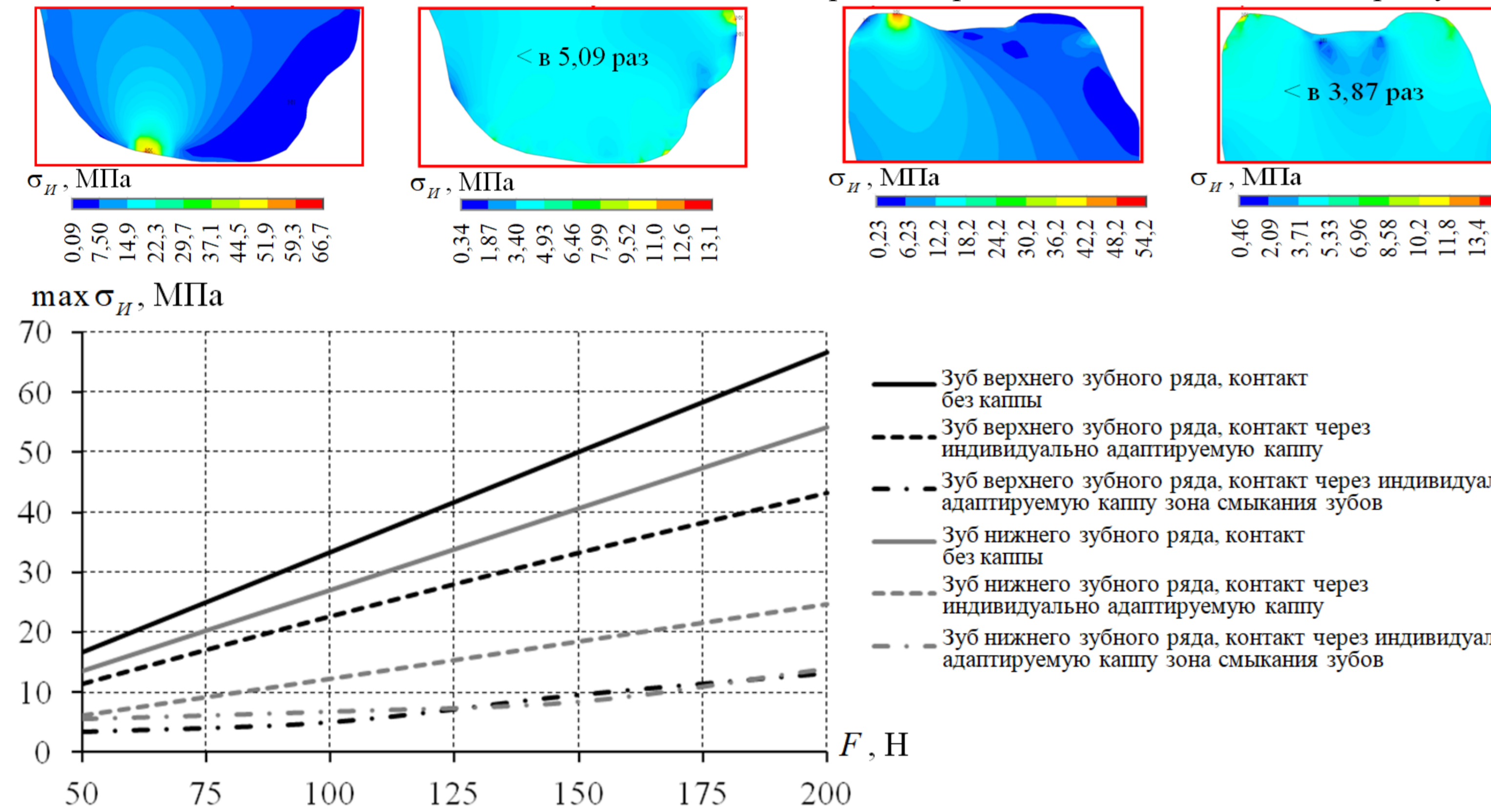
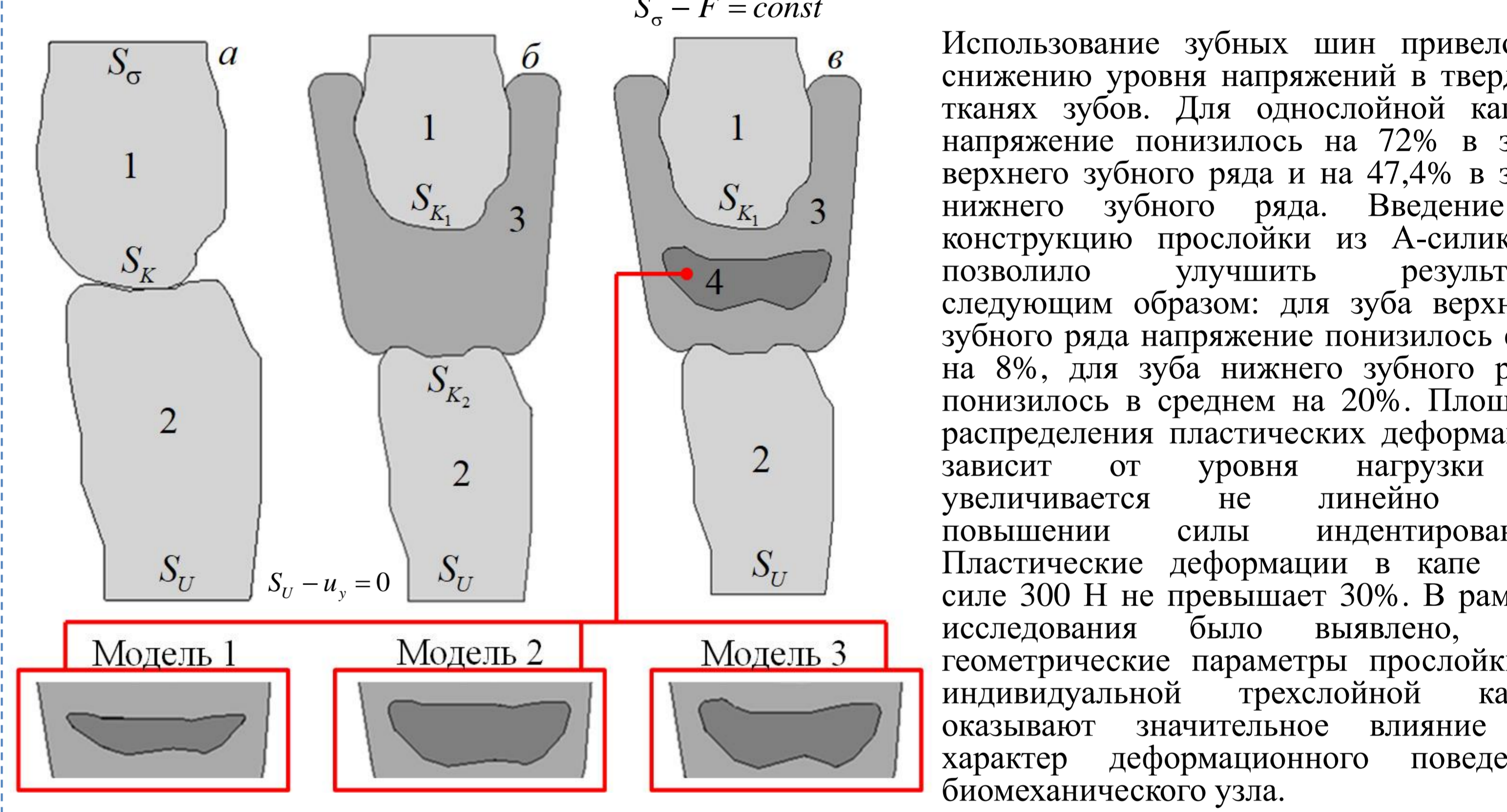
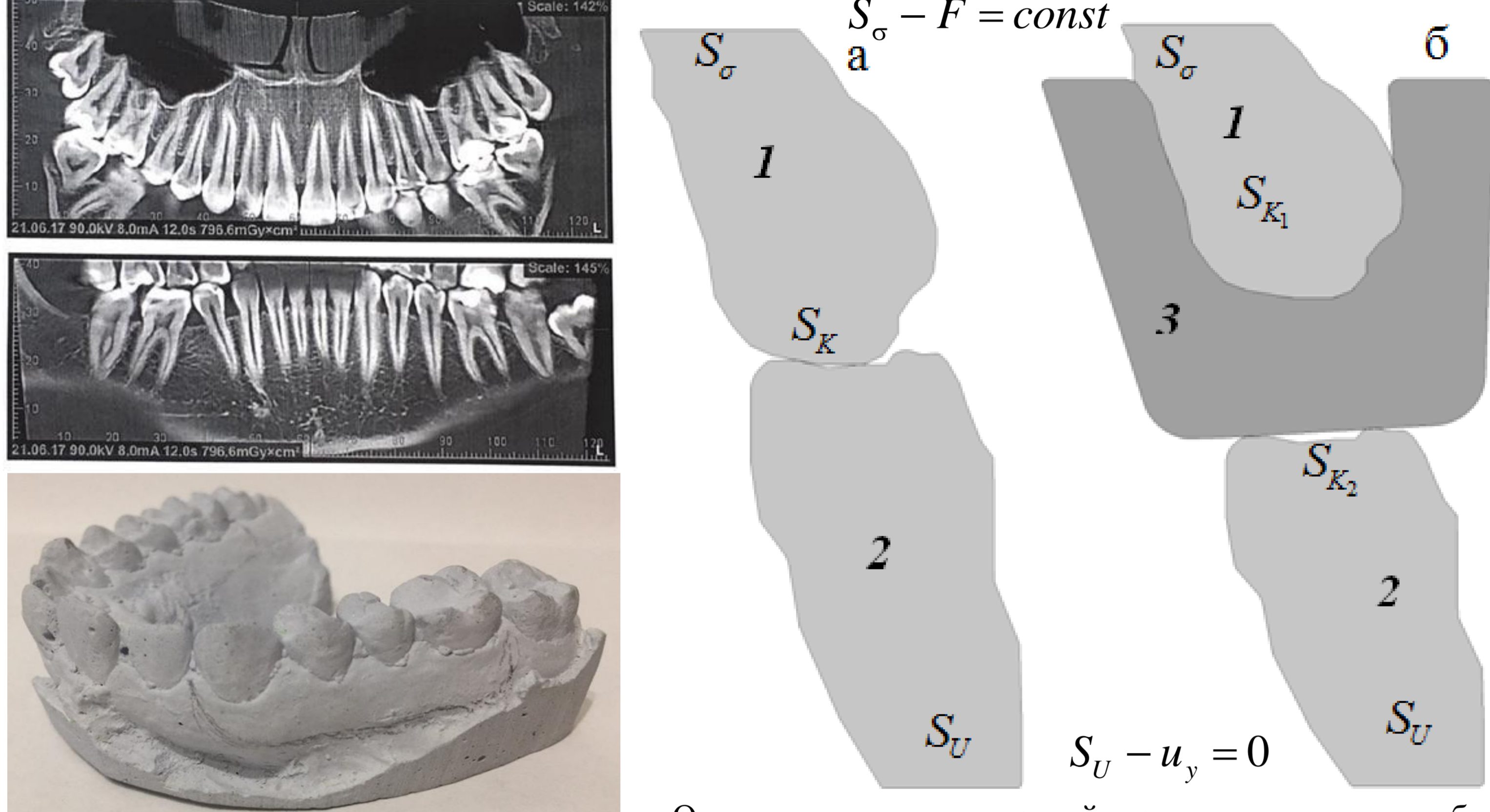
Модельная задача трехслойная каппа с прослойкой разной длины

Выполнен анализ влияния длины прослойки в трехслойной каппе на деформационное поведение зубо-антагонистов при разной толщине и положении прослойки в каппе. Установлено, что прослойки длиной 6-8 мм показывают наибольшее снижение уровня интенсивности напряжений в твердых тканях зубов. При этом наблюдается распределение максимального уровня интенсивности напряжений на большем объеме зубной эмали, при других вариантах длины прослойки локализация максимального уровня интенсивности напряжений близка к точечной, как и при контакте без учета протетических конструкций.



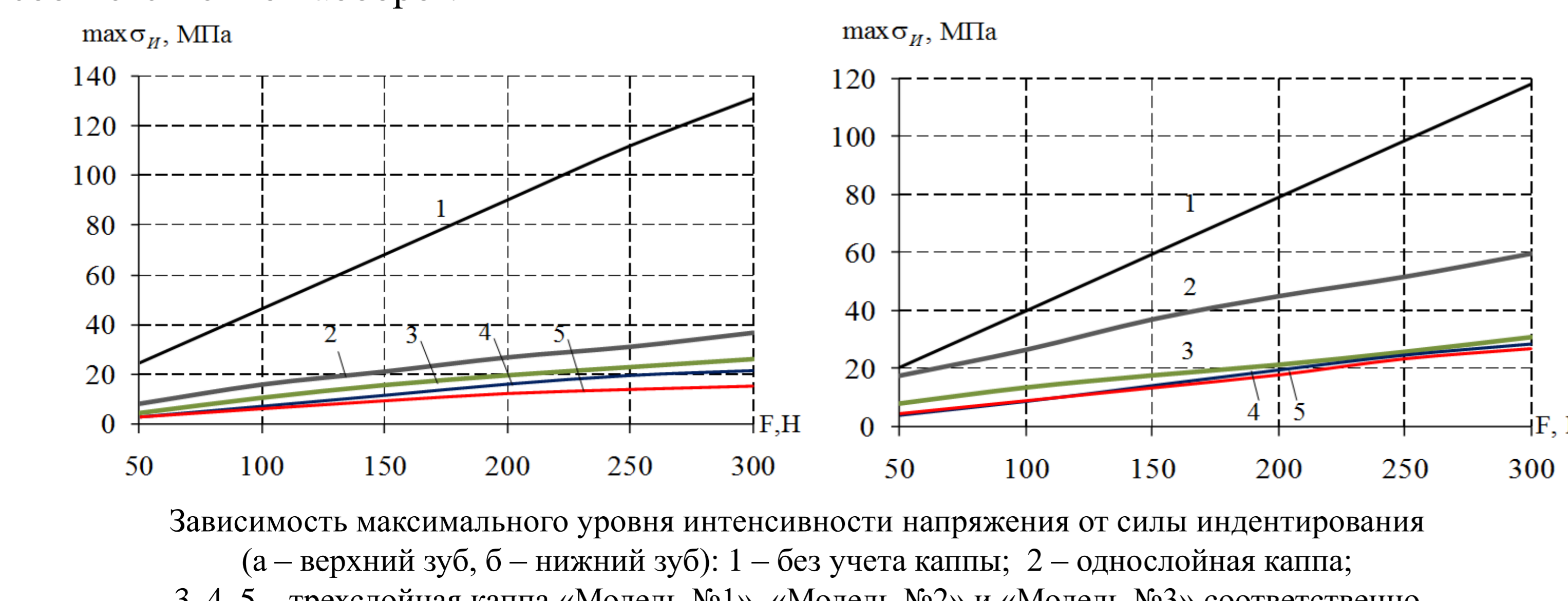
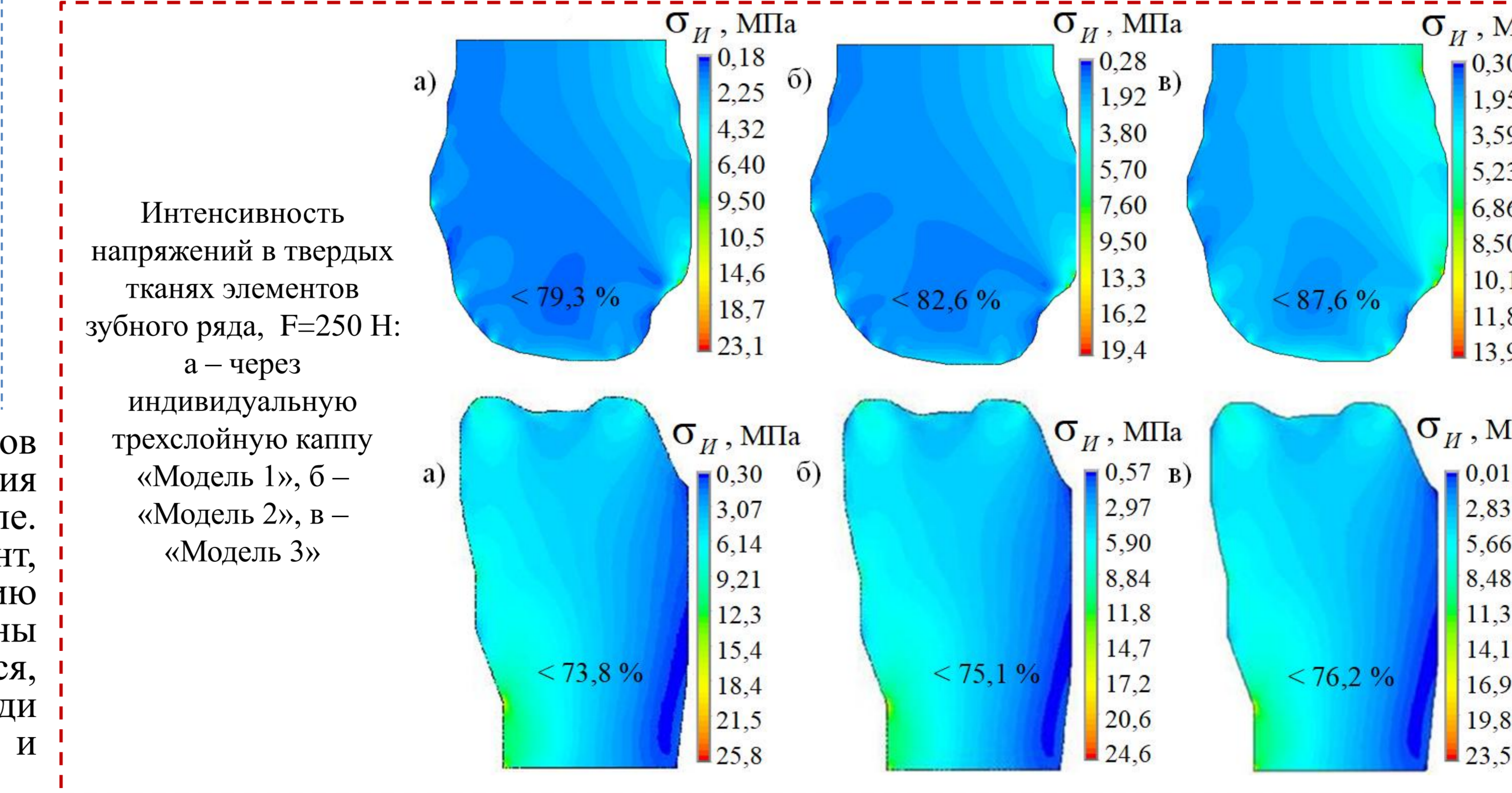
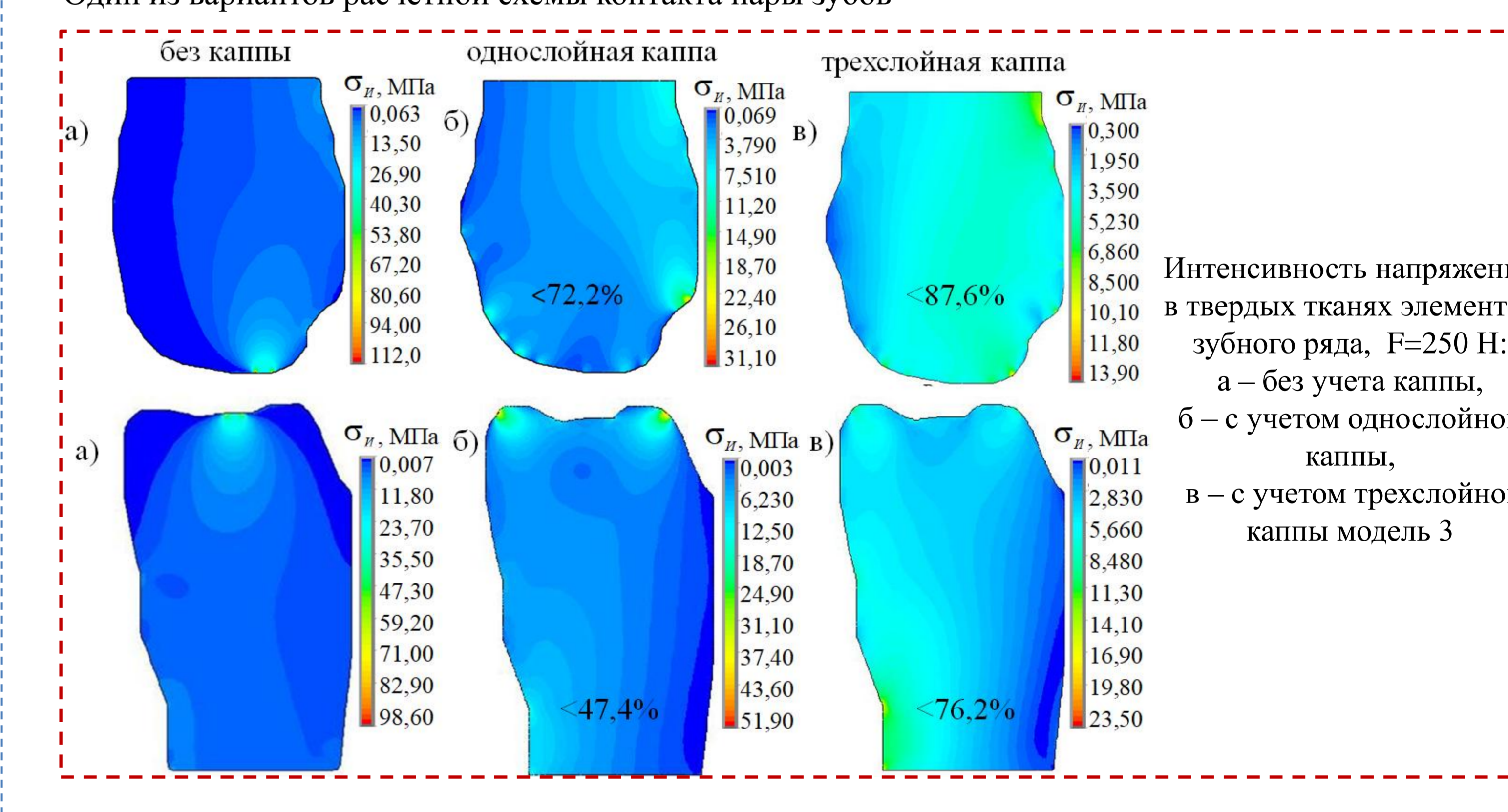
Использование зубных шин привело к снижению уровня напряжений в твердых тканях зубов. Для однослойной каппы напряжение понизилось на 72% в зубе верхнего зубного ряда и на 47,4% в зубе нижнего зубного ряда. Введение в конструкцию прослойки из А-силикона позволило улучшить результаты следующим образом: для зуба верхнего зубного ряда напряжение понизилось еще на 8%, для зуба нижнего зубного ряда понизилось в среднем на 20%. Площадь распределения пластических деформаций зависит от уровня нагрузки и увеличивается не линейно при повышении силы индентирования. Пластические деформации в капе при силе 300 Н не превышает 30%. В рамках исследования было выявлено, что геометрические параметры прослойки в индивидуальной трехслойной каппе оказывают значительное влияние на характер деформационного поведения биомеханического узла.

Численное моделирование контактного деформирования элементов зубочелюстной системы человека для клинического случая



При контакте пары зубов через индивидуально адаптируемую однослойную каппу наблюдается снижение уровня интенсивности напряжений в твердых тканях зубов. Установлено значительное влияние геометрии элементов зубного ряда на напряженно-деформированное состояние биомеханического узла в целом и на параметры зоны контакта в частности. Снижение уровня интенсивности напряжений в элементах зубного ряда при контакте через каппу: в зубе верхнего зубного ряда < в 3,5-5,5 раза; в зубе нижнего зубного ряда < в 2-4 раза.

При индивидуальной трехслойной протетической конструкции для геометрии зубов реальных пациентов было выявлено, что на характер деформированного поведения оказывают не малое влияние геометрические параметры прослойки в трехслойной каппе. Рассмотрев несколько вариантов, был подобран наиболее рациональный вариант, использование которого является наиболее оптимальным и ведет к наибольшему снижению интенсивности напряжений в твердых тканях зубов путем варьирования толщины прослойки. Таким образом, можно сделать вывод, что оптимальный вариант наблюдается, когда геометрия прослойки повторяет геометрию зуба, а именно, при наименьшей площади соприкосновения зуба с прослойкой необходимо увеличить толщину прослойки и соответственно наоборот.



Использование однослойной конструкции привело к уменьшению интенсивности напряжений: Верхний зуб: на 72% Нижний зуб: на 47%

Использование трехслойной конструкции привело к уменьшению интенсивности напряжений: Верхний зуб: на 87% Нижний зуб: на 76%