

ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«ВОЛГОГРАДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»  
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

**Клинико-экспериментальное обоснование  
ортопедического лечения пациентов при низкой  
коронке опорных зубов**

14.00.21 – стоматология

ВЕРСТАКОВ Дмитрий Викторович

Диссертация  
на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук

Научный руководитель  
доктор медицинских наук,  
профессор Т.Ф. Данилина;  
Научный консультант  
доктор технических наук,  
профессор В.П. Багмутов

Волгоград – 2015г.

## Оглавление.

ВВЕДЕНИЕ.....	5
Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ .....	11
1.1. Состояние вопроса о проблеме протезирования при низкой коронке опорных зубов несъемными конструкциями. ....	11
1.2. Особенности ортопедического лечения несъемными конструкциями при низкой коронке опорных зубов.....	18
1.3. Современные расчетные и экспериментальные методы исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) несъемных мостовидных протезов.....	21
Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	28
2.1. Характеристика объектов исследования .....	28
2.2. Методы исследования.....	30
2.2.1. Клинические методы исследования.....	30
2.3. Оценка уровня адаптации пациентов к ортопедическим конструкциям по данным теста АОК.....	34
2.4. Экспериментальные методы исследования.....	35
2.4.1. Обоснование и методика формирования структурной биомеханической модели «несъемный протез – опорные зубы» ..	35
2.5. К определению характеристик жесткости элементов конструкции .....	39
2.6. Особенности определения усилий в статически неопределимой системе мостовидной конструкции.....	42
2.6.1. Раскрытие внешней статической неопределимости конструкции.....	45

2.6.2. Раскрытие внутренней статической неопределимости конструкции.....	49
2.6.3. Особенности биомеханического подхода при определении параметров структуры периодонта. ....	52
2.7. Статистическая обработка результатов .....	62
РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ .....	63
Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО – РАСЧЕТНЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ .....	63
3.1. Результаты клинической оценки типоразмеров опорных зубов. ....	63
3.2. Результаты клинической оценки состояния опорных зубов после снятия несъемных ортопедических конструкций.....	64
3.3. Систематизация несъемных мостовидных протезов на основе комплексного критерия жесткости .....	66
3.4. Зависимость внутренних усилий в мостовидном протезе от характеристик жесткости биомеханической системы и высоты опорных коронок.....	70
3.5. Влияние жесткости периодонта и высоты опорных коронок на распределение усилий в мостовидных протезах .....	72
3.6. Разработка рекомендаций по повышению эффективности дентальной протетической реставрации при низкой коронке опорных зубов. ....	82
3.7. Анализ результатов объективных методов исследования.....	84
3.7.1. Анализ состояния окклюзионных контактов.....	84
3.7.2. Анализ результатов оценки адаптации.....	84
Глава 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	86
4.1. Разработка рекомендаций по повышению эффективности дентальной реставрации при низкой коронке опорных зубов. ....	86

4.2. Результаты лечения пациентов 3 –ей основной группы.....	87
4.3. Результаты лечения пациентов 1,2 ой контрольных групп.....	92
Глава 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	96
ВЫВОДЫ.....	107
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	109
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	111
ПРИЛОЖЕНИЕ .....	133

## **СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ СОКРАЩЕНИЙ**

**ИВКОЗ**-индекс высоты коронки опорного зуба

«**МП-ОП**»- мостовидный протез – опорный зуб

**МК**- металлокерамические конструкции

**МА**- металлоакриловые конструкции

**ФОЗ**-функциональная окклюзия зубов

**ФОР** -функционально окклюзионный рельеф

$K_{sv}$  - критерий жесткости материала конструкции

$\sigma_{вр}$  –напряжения (МПА)

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность проблемы.** В современной ортопедической стоматологии наиболее распространенный вид несъемного протезирования-восстановительные коронки, мостовидные протезы нередко бывают неэффективными и не обеспечивают надежной и долговременной фиксации при низкой коронке опорного зуба [4, 90].

Анализ отдаленных результатов протезирования показывает, что нарушение фиксации несъемных конструкций наблюдается в 38% случаев, [2,60,92]. Для надежной фиксации несъемных мостовидных протезов необходимо дополнительно обеспечить механическую макроскопическую ретенцию [18,84,92]. Для теоретического обоснования данных принципов были разработаны и предложены понятия «дентальной инженерии» (Rosenstiet,1957г.): «протез устойчив только тогда, когда его движение при фиксации на опорную коронку и на самой коронке ограничено только одним углом свободы»; «единственный путь введения должен быть максимально длинным». Таким образом, для выполнения оптимальной ретенции конструкции необходима достаточная высота опорного зуба, при максимальной параллельности стенок.

Однако, на практике часто приходится встречаться со случаями различных типоразмеров зубов и челюстей, в том числе с микроденцией клинической коронки опорных зубов, что не обеспечивает адекватную ретенцию протеза [4,58,104]. Наличие типоразмеров опорных зубов определяют необходимость дальнейшей разработки и обоснования особенностей применения восстановительных конструкций с учетом клинической ситуации [51,52].

Существуют средние эталоны высоты коронки, высоты корня, отношения длины корня к длине коронки по R.S.Wheezer, J.B.Woelfel, С.С.Михайлов, В.Д. Устименко (цит. по С.И. Абакаров, В.В. Свирин,2008), [38]. Однако их применение на практике не до конца реализовано, так как

отсутствуют клинические критерии оценки коронки опорного зуба, не систематизированы методы лечения при низкой коронке, в том числе для применения современных безметалловых конструкций.

Рациональное планирование ортопедических конструкций остается важной задачей современной стоматологии [48,61,62,123]. Большинство исследований, позволяя получать новые знания в области усовершенствования ортопедических конструкций, носят экспериментальный характер [1,3,23,32]. Однако, без анализа биомеханических характеристик, напряжений и деформаций на основе математического моделирования, не является обоснованным выбор конструктивных особенностей несъемных зубных протезов с учетом клинической ситуации [26,41,95].

Таким образом, вопросы изучения особенностей протезирования несъемными ортопедическими конструкциями при низкой коронке опорных зубов требуют дальнейшего разностороннего исследования на основе биомеханического подхода и принципов доказательной медицины.

В совокупности это определило цели и задачи настоящего исследования.

**Цель работы:** Повышение эффективности ортопедического лечения пациентов несъемными конструкциями при низкой коронке опорных зубов.

**Задачи исследования:**

1. Разработать алгоритм оценки типоразмеров зубов и провести систематизацию высоты коронок опорных зубов.
2. Провести клинический анализ осложнений после протезирования несъемными конструкциями, в том числе при низкой коронке опорных зубов.
3. Разработать математическую модель и дать сравнительную оценку напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «несъемный протез-опорный зуб» при низкой коронке опорного зуба.

4. Разработать и обосновать на основе клинико-экспериментальных данных применение современных дентальных реставраций при низкой коронке опорного зуба.
5. Разработать практические рекомендации для повышения эффективности протезирования при низкой коронке опорных зубов.

### **Научная новизна.**

Разработан клинический алгоритм оценки типоразмеров зубов и систематизированы данные о высоте коронок опорных зубов. Предложенный индекс высоты коронки опорного зуба (ИВКОЗ) повышает качество диагностики и обоснованность дифференцированного подхода к выбору несъемных, в том числе безметалловых конструкций протезов.

Предложена и реализована математическая модель биомеханической системы «ортопедическая конструкция – опорный элемент». Рассмотрены и оценены особенности напряженно деформированного состояния биомеханической системы, выявлены зоны концентрации напряжений при вариации параметров нагрузки. Дана сравнительная оценка напряженно-деформированного состояния исследуемых биомеханических систем при различных клинических ситуациях.

Впервые на основе экспериментально-теоретических данных обоснованы и систематизированы некоторые рекомендации по применению современных дентальных протетических реставраций с учетом особенностей клинической ситуации и оценена эффективность их применения при лечении пациентов с низкой коронкой опорного зуба.

### **Практическая значимость работы**

Полученные данные о типоразмерах опорных зубов (ИВКОЗ) и предложенная клиническая систематизация высоты коронок и состояния твердых тканей опорных зубов, позволяют повысить качество диагностики и осуществить объективный выбор элементов фиксации несъемных

конструкций, путем дифференцированного выбора метода лечения в зависимости от высоты клинической коронки опорного зуба.

Применение метода математического моделирования биомеханической системы «ортопедическая конструкция – опорный элемент» позволяет провести предварительное планирование и прогнозирование развития клинической ситуации, что повышает эффективность лечения пациентов с низкими коронками опорных зубов.

Результаты клинико-математического обоснования в совокупности с данными литературы, анализом величины напряжений в опорных зубах и конструкции протеза при действии функциональной нагрузки, позволили систематизировать и обосновать некоторые рекомендации по применению современных дентальных реставраций при лечении пациентов с низкими коронками опорных зубов

Реализация биомеханического обоснования на этапах протезирования при низкой коронке опорных зубов обеспечивает повышение качества и эффективности лечения стоматологических больных.

#### **Основные положения, выносимые на защиту**

1) Полученные результаты клинико-экспериментального исследования позволяют дополнить и систематизировать данные о типоразмерах опорных зубов: высокие, средние, низкие опорные коронки; провести клинический анализ осложнений после протезирования несъемными конструкциями, в том числе при низкой коронке опорных зубов, для повышения качества диагностики и обоснованности дифференцированного подхода к выбору несъемных протезов.

2) Предложенные математические модели и анализ напряженно-деформированного состояния позволяют выявить зоны концентрации напряжений и деформаций при вариации параметров нагрузки, высоты коронок опорных зубов, напряжений в конструкции, для совершенствования



ортопедических методов лечения и несъемных протезов в жевательной группе зубов.

3) Тактика лечения пациентов с низкой коронкой опорных зубов определяется особенностями диагностики, выявленной клинической ситуацией на основе расчетных математических методов.

**Публикации и апробация работы.** По теме диссертации опубликовано 10 научных работ, из них 3 в изданиях рекомендованных ВАК, получено и внедрено 4 рационализаторских предложения, получено 5 актов внедрения.

Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на итоговых научных сессиях ВолгГМУ (2007-2013гг.); Международном научно-практическом конгрессе «Здоровье и образование в XXI веке; концепции болезней цивилизации» (РУДН, г.Москва, 2008-2011г.); конференциях молодых ученых Волгоградской области (ВолгГМУ, Волгоград 2009-2013гг.).

Апробация диссертации проведена на расширенной межкафедральной конференции с участием сотрудников кафедры ортопедической, терапевтической стоматологии, пропедевтики стоматологических заболеваний, фантомного центра стоматологического факультета, ФУВ Волгоградского государственного медицинского университета (Волгоград, 2014г.).

**Внедрение результатов работы.** Материалы диссертации используются в учебном процессе на кафедре пропедевтики стоматологических заболеваний, ортопедической стоматологии ВолгГМУ, клинике стоматологии ВолгГМУ, ГАУЗ «ВОКСП» г.Волгограда, ГАУЗ Стоматологической п-ке № 9 Ворошиловского р-на г. Волгограда .

Экспериментально-теоретическая часть исследований выполнена на кафедре сопротивления материалов ВолГТУ под руководством д.т.н., профессора Багмутова В.П., клиническая часть выполнена на клинической

базе ГАУЗ «ВОКСП», (гл. врач к.м.н., доцент Салямов К.Ю.), клинике стоматологии ВолгГМУ (гл. врач к.м.н., доцент Михальченко А.В.)

**Объем и структура работы.** Материалы диссертации изложены на 140 страницах машинописного текста, включают обзор литературы, описание объектов и методов исследования, глав собственных исследований, заключения, выводы, практические рекомендации, список литературы, включающий 128 отечественных и 74 зарубежных источника, приложения. Работа иллюстрирована 6 таблицами, 34 рисунками, 9 фотографиями.

## Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

### 1.1. Состояние вопроса о проблеме протезирования при низкой коронке опорных зубов несъемными конструкциями.

В современной ортопедической стоматологии проблема протезирования зубов с низкой коронкой остается чрезвычайно актуальной, а в последнее время, с переходом на эстетические виды конструкций, в том числе безметалловых, является важным составляющим при выборе несъемных конструкций зубных протезов [3,4].

Наиболее распространенный вид несъемного протезирования-восстановительные коронки и мостовидные протезы, нередко бывают неэффективными и не обеспечивают надежной и долговременной фиксации при низкой коронке опорного зуба, нарушение фиксации несъемных конструкций наблюдается в 38% случаев [2,92,95,96]. Способы улучшения фиксации опорных коронок с применением коронок со штифтом не обеспечивают гарантии успеха из-за возможных осложнений [40]. После эндодонтического лечения, с применением штифтовых конструкций в 18,94% случаев наблюдаются расколы корня опорного зуба, в 6,31% - возможны перфорации стенки корня [55,90].

Для длительного функционирования несъемных мостовидных протезов необходимо дополнительно обеспечить механическую ретенцию, что достигается особенностями препарирования, увеличением площади сцепления, введением дополнительных ретенционных элементов. Эти приемы относятся к понятию макроретенции и включают следующие постулаты: параллельность стенок опорных зубов, высота, общая площадь препарированной поверхности (D.V. Gifboe W.R., Telerack,1974г.).

Для теоретического обоснования данных принципов было разработаны и предложены понятия «дентальной инженерии» и введены два постулата (Rosenstiet,1957г.). Согласно первому – «протез устойчив только тогда, когда его движение при фиксации на опорную коронку и на самой коронке

ограничено только одним углом свободы», то есть протез устойчив, когда имеется один единственный путь введения. Это обязывает врача определить основную ось введения протеза и вести обработку стенок зубов параллельно этой оси. Обычно за основу берут ось наиболее вертикально стоящего опорного зуба и проводят препарирование параллельно этой оси. Вторым постулатом «единственный путь введения должен быть максимально длинным», для выполнения оптимальной ретенции конструкции необходима достаточная высота опорного зуба, при максимальной параллельности стенок.

Однако, на практике часто приходится встречаться со случаями различных типов размеров зубов и челюстей, в том числе с микроденцией клинической коронки опорных зубов, которая не в состоянии обеспечить адекватную ретенцию протеза. Это затрудняет изготовление эстетических восстановительных конструкций, так как имеется дефицит места в области опорного зуба, межокклюзионного пространства для обеспечения необходимого объема эстетической облицовки [4]. Клиническая практика значительно осложняется наличием патологического прикуса. В этом случае авторы рекомендуют использовать вторичные дополнительные факторы ретенции. [2,39,40].

Это могут быть борозды, дополнительные полости, штифты. Также для увеличения ретенции очень важно сохранить максимально возможный диаметр культи зуба, однако их использование недостаточно регламентировано клиническими характеристиками опорных зубов [68]. Известны способы увеличения высоты культи опорного зуба за счёт глубокого препарирования, либо «малого» сошлифовывания окклюзионной поверхности. Первый вариант неприемлем, так как удлинение края коронки пагубно влияет на состояние пародонта. Исключение составляют случаи дентоальвеолярного выдвигания, когда проводят гингивэктомию с вестибулярной поверхности по эстетическим показаниям. Вторым вариантом

возможен в случае некомпенсированной генерализованной стираемости зубов, при снижении высоты окклюзии. Несмотря на очевидные достоинства оперативных и ортодонтических методов коррекции нарушений пропорций зубов и улучшения фиксации ортопедических конструкций, в практической стоматологии они применяются редко, либо без соблюдения клинических показаний [50].

Понятие «ретенция» можно условно разделить на макроретенцию и микроретенцию. Основные показатели макроретенции - это совокупный угол окклюзионной конвергенции стенок культи (total occlusal convergence, определяется как угол конвергенции между двумя противоположными боковыми поверхностями), высота культи и линии переходов между стенками. Требования к макроретенции значительно изменились в последнее время в связи с появлением усиленных стеклоиономерных и композитных цемента, которые намного прочнее связываются с тканями коронки опорного зуба [54]. Так, если раньше считалось, что угол конвергенции должен быть 5-7 градусов, минимальная высота культи - 5 мм, то в настоящее время некоторые авторы рекомендуют увеличить конусность до 1022 градусов при высоте культи от 3 мм., что способствует снижению напряжений в каркасе и более плотному его прилеганию. Однако при низкой коронке, надо усиливать макроретенцию, то есть уменьшать угол конвергенции, не закруглять (но сглаживая) переходы между стенками, создавая дополнительные ретенционные пункты. Ретенция увеличивается за счет ограничения возможных путей удаления коронки до одного направления.

Вместе с тем, мнения авторов о создаваемой конвергенции стенок зубов по отношению к оси зуба крайне противоречивы. Одни авторы указывают конкретные цифры угла конвергенции, другие - разброс цифр от минимума до максимума.

Большинство авторов считают одним из факторов, обуславливающих нарушение фиксации протеза, избыточную конусность культи препарированного зуба и её низкую клиническую высоту [54].

По мнению J.Strub et al (1997), E.Bass, M.Kafalias (1995) идеальной конусностью боковых стенок при препарировании для металлокерамических конструкций является  $3^\circ$ . F.Burke (1996), R.Omar (1997) считали оптимальным углом конвергенции строго угол  $6^\circ$ .

Х.А.Каламкаров (1996), подчеркивая отсутствие единого мнения по этому вопросу, предлагал наклон стенок препарированного зуба создавать под углом от  $5^\circ$  до  $8^\circ$  градусов. L. Friedlander et al (1990) допускал наклон стенок в пределах  $10^\circ$  градусов.

Дискутабельным также остается вопрос о минимальной высоте коронковой части зуба. J.Strub (1997) считал минимальной высотой вертикальных стенок после препарирования расстояние около 3 мм.

Так Shillinburg H.T. (1997) и соавторы считают, что при одинаковой высоте культи и конусности, решающее значение приобретает окружность культи зуба, чем она больше, тем меньше устойчивость искусственной коронки к воздействию опрокидывающих сил.

Авторы (E.Kaufman, D.Collho, 1961) изучая влияние длины, диаметра и угла конвергенции культи на ретенцию литых коронок установили, что сила ретенции при равном угле конвергенции возрастает с увеличением высоты клинической коронки зуба. Сходные результаты получили Gungor MA, Artunc C, Sonugelen M. (2004). Авторы отмечают, что при равной конусности преимущество в фиксации у более высокой культи, при одинаковой высоте сила ретенции искусственной коронки возрастает по мере того как угол конвергенции становится более острым.

Gidle H. et al в 1984 году изучал форму и границу препарирования на 1355 культях зубов, используя метод электронной микроскопии. Было

установлено, что в большинстве случаев отмечается поддесневая граница препарирования.

По мнению Абакарова С.И. (2003) «безуступное» препарирование полностью потеряло свою актуальность в силу все более возрастающих норм эстетики и в силу возрастающих гигиенических требований к зубным протезам. Малый А.Ю. (2003) ссылаясь на опыт работы зарубежных стоматологических клиник, считает возможным применение тангенциального препарирования под ортопедические стоматологические конструкции, выделяя отдельные виды протезов, которые показаны при препарировании без уступа и конструкции при «уступной» технологии.

Wdemang (цит. Полевский Г.Г. с соавт., 1998) считает допустимым погружать край коронки в зубодесневой желобок, но не более чем на 0,4 мм до его дна. Newcomb, Felton et al] (цит. Полевский Г.Г. с соавт., 1998) показали связь между глубиной погружения края коронки и степенью воспаления десны.

По данным Yarguilo et al (цит. Полевский Г.Г. с соавт., 1988) зубодесневая бороздка (желобок) варьирует в размерах от 0,4 до 1 мм. Абакаров С.И. (1994) считает неоправданными рекомендации указывающие конкретную глубину погружения. Каждый пациент имеет индивидуальную глубину зубодесневого желобка, что и определяет характер клинического подхода (1/2, 1/3 и т.д.).

По мнению Seymour K., Samarawickrama D. Y., Lynch E (1998) конфигурация края металлокерамических коронок может быть различной, но лучшие результаты получены, когда уступ составляет 135°. С этими данными согласен ряд авторов, которые считают, что наилучшие результаты краевого прилегания наблюдаются при скошенном под 135 углом уступе и редукции тканей около 1,2 мм окклюзионно и 2 мм в области режущего края (Belida K.M. Poon, Roger J.Smales., 2002).

Исследования Oilo G, Tomquist A, Durling D, Andersson M.(2003) показали, что есть зависимость ретенции культи от типа финишного препарирования уступа. Авторы оценивали 400 коронок изготовленных по технологии Ргосега и установили что среди трех типов уступов большей ретенцией обладали коронки с глубоким выраженным плечевым уступом.

Очевидно, что препарированная поверхность дентина приобретает характерный рельеф в виде микроборозд различной глубины и направления. Эти микроборозды обозначают термином – шероховатость, которая имеет важное клиническое значение [50]. Независимо от того финирами или грубозернистыми алмазными борами обрабатывали зубы прилегание коронок будет одинаково (нет статистически значимых различий). Последним бором для финишной обработки рекомендуют алмазный бор с зернистостью в 60 микрон (красное кольцо), что создает оптимальную шероховатость поверхности для ретенции цемента.

Другие авторы считают возможным использовать крупнозернистые, и даже экстра крупнозернистые алмазные инструменты (Shillinburg H. T., Novo S., Whitsett L. D., 1996). Зернистость средней степени оптимальна и наименее травматична при препарировании. После обработки алмазным бором средней зернистости шероховатость поверхности равна 20 мкм, что является идеальным для ретенции. Однако, в области шейки зуба и уступа шероховатость не должна превышать 20 мкм, так как недостаточно обработанная поверхность отобразится на слепке и затем на каркасе протеза (Полевский Г.Г. с соавт.,1998, Hoffman I.,2000)

Авторы Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA (2003) вывели базовые научные принципы одонтопрепарирования, обеспечивающие механически, биологически и эстетически удовлетворительную форму культи зуба: угол окклюзионной конвергенции боковых стенок культи должен быть равен 10-20 градусов; минимальная высота культи 4 мм для моляров и 3 мм для других групп зубов; расположение финишной линии должно быть выше либо



на уровне десны, линии углов перехода (острых граней) должны быть закруглены.

В исследованиях авторы также анализировали (Siegel SC, Fraunhofer JA., 1999) методологические подходы к одонтопрепарированию в 64 североамериканских зубоврачебных школах. Установлено, что чем выше уровень образования докторов, тем чаще используются финишные боры при окончательной обработке культи и арсенал инструментов для одонтопрепарирования становится более обширным.

Вопросам одонтопрепарирования традиционно уделяется особое внимание, и в последнее время на помощь приходят современные компьютерные технологии [71,92]. В исследованиях [18] проведен компьютерный трехмерный анализ моделей после препарирования, показано, что наиболее характерные участки недостаточного препарирования (70%) выявлены на молярах. Необходимо препарировать выраженные углубления на вестибулярных стенках верхних и нижних моляров при подготовке опорного зуба к покрытию искусственной коронкой, это позволяет получить коронку необходимой толщины, формы и размера, обеспечивая оптимальную ретенцию.

Полирование уступа - завершающий этап в препарировании, однако при этом нередко сглаживается и поверхность боковых стенок. Гладкая культи зуба будет способствовать получению более точного оттиска. Однако перед фиксацией конструкции необходимо создать шероховатость поверхности. Существует два способа: первый - внутриротовая пескоструйная обработка; второй - обработка боковых стенок грубозернистым алмазным бором на сверхмалых оборотах механическим или повышающим наконечником. Предпочтителен второй способ, обеспечивающий выраженную шероховатость, при пескоструйной обработке - возможна травма тканей пародонта [68]

Таким образом, особенности формирования ретенционных элементов, при наличии типоразмеров (вариантов) опорных зубов, определяют необходимость дальнейшей разработки и обоснования особенностей применения восстановительных конструкций для конкретной клинической ситуации [51,52].

## **1.2. Особенности ортопедического лечения несъемными конструкциями при низкой коронке опорных зубов**

При протезировании пациентов с низкой клинической коронкой врач-стоматолог использует для повышения ретенции непосредственно полость зуба и каналы корней [53,76]., либо удлиняет край искусственной коронки [130,104,144]. Вместе с тем авторы указывают, депульпирование существенно изменяет биологическую и функциональную ценность зуба, снижая прочностные характеристики твердых тканей опорного зуба [30,31,77,].

Проведенные клинические и экспериментальные исследования показывают, что удлинение края опорной коронки ортопедической конструкции неудовлетворительно влияет на состояние пародонта [30,31,77,]. (Romanelli, J.H,1980; Wang, Y.,2005, Emerich-Poplatek K.,2005). Клинические и гистологические исследования, проведенные после протезирования, показали, что воспаление десневого края возникает там, где определяется поддесневое расположение края реставрации, независимо от конструкции и используемого стоматологического материала [96,131,137,146].

Авторы выделяют различные группы показаний и противопоказаний для удлинения клинической коронки зуба: периодонтальные, реставрационные и эстетические; функциональные и эстетические; механические, биологические и эстетические [129,146,147,148].

В работах [58,79,80,81] доказано, что минимальный охват искусственной коронкой твердых тканей зуба, наряду с искусственной культей, существенно усиливает прочность несъемной ортопедической

конструкции. Авторы также рекомендуют хирургическое удлинение низкой клинической опорной коронки с использованием методики, сохраняющей контур и структуру придесневого края с последующим протезированием несъемными конструкциями.

Имеются различные методы увеличения высоты низких клинических коронок зубов, однако до сегодняшнего времени детальной и систематической оценки ближайших и отдаленных результатов их применения не проводилось [132].

Анализируя конструктивные особенности протезов при низкой клинической коронке зуба, в том числе у молодых людей, авторы [132] указывают на предпочтение цельнолитых коронок, что позволит сделать препарирование более щадящим. Анализируя клинические критерии оценки качества металлокерамических конструкций автор [54] рекомендует использовать единые критерии оценки качества зубных протезов, разработанные в виде стандартизованной формализованной карты обследования, для контроля алгоритма клинических приемов и лабораторных процедур.

Многочисленные авторы предлагают свои одонтометрические данные о максимальных, средних и минимальных размерах зубов, их коронковой части [51,91,150].

В литературе приводятся одонтометрические данные о мелких и крупных зубах без выделения их полового различия [2,150], не связывая особенности строения и размеры с антропометрическими особенностями лица [2]. Вариации размеров были обнаружены авторами при измерении толщины стенок зубов одинаковой групповой принадлежности. Изучение толщины стенок зубов было проведено рядом отечественных ученых [2,109,135], которые составили таблицу толщины твердых тканей передних и жевательных зубов, обозначая их как зоны безопасности. Полученные

данные и до настоящего времени имеют важное клиническое значение и учитываются в процессе одонтопрепарирования.

В антропологической литературе, посвященной эволюционному развитию человека, анатомическим особенностям строения зубов, их коронковой части придается важное значение, являющееся важным отличительным признаком принадлежности индивида к определенному эволюционному типу человеческих предков, но носят лишь описательный характер. Известны работы по антропометрии зубов по возрастной, половой и расовой принадлежности [32].

У современного человека выделяют три типоразмера зубов, выведенных по модулю коронки; анализ размеров зубов проводился с использованием электроизмерительных устройств, автоматизированных систем измерения [29], с использованием панорамных рентгенограмм [25,89].

Существуют средние эталоны высоты коронки, высоты корня, отношения длины корня к длине коронки по Wheeler R.S., Woelfel J.B., Михайлов С.С., В.Д. Устименко С.С. (цит. по Абакаров С.И., Свиринов В.В., 2008г), Однако их применение в клинической практике не до конца реализовано.

Анализируя имеющиеся литературные данные нельзя не обратить внимание на значительный разброс численных значений приводимых различными авторами одних и тех же параметров зуба. Как правило, все зубы внутри каждого класса, измерялись без предварительной дифференциации на типоразмеры [25].

Важным этапом обследования пациентов и выбора конструкции протеза является предварительное изучение гипсовых моделей челюстей, что полезно использовать на этапах диагностики при определении вида конструкции [24,51,67]. Однако данный аналитический метод предварительной диагностики, в совокупности с применением современных

компьютерных технологий - ОПГ и ее анализом в данном аспекте, необоснованно мало используются в клинической практике.

### **1.3. Современные расчетные и экспериментальные методы исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) несъемных мостовидных протезов**

В настоящее время наиболее полную информацию о закономерностях передачи нагрузок в зубочелюстной системе можно получить с помощью математического моделирования [41]. На основе изучения физических характеристик тканей создают модель, представляющую собой систему уравнений, которые описывают форму и особенности строения зуба и окружающих его тканей [3,14,15,41,56,62].

С помощью вычислительной техники формируются конечно-элементные модели, содержащие несколько десятков и даже сотен тысяч конечных элементов, что дает возможность с требуемой точностью получить геометрические характеристики сложных пространственных объектов. При численном моделировании важную роль играют физико-механические свойства биологических тканей и материалов, а также способы адекватного описания процесса функциональной нагрузки протетической конструкции и законов распределения жевательных усилий между опорными тканями зубочелюстной системы. Использование электронно-вычислительной техники позволяет создавать трехмерные геометрические модели. Пространственная модель позволяет выделить и детально проанализировать любой участок челюсти на этапах планирования ортопедического лечения [62].

Полученные данные позволили значительно продвинуться в области усовершенствования конструкций зубных протезов, в разработке конкретных рекомендаций для каждого из исследуемых случаев и по результатам расчета оценить правильность выбранного плана лечения [23,24,26]. Следует отметить, что полученные при расчетах результаты по конкретным

конструкциям, как экспериментальные данные, достаточно редко поддаются корректному обобщению, что связано с отсутствием конкретных сведений о биомеханических особенностях тканей зубочелюстной системы, в частности пародонтального комплекса [26,64].

Авторы [63,64] разработали программу математического моделирования конструкции протеза с учетом конкретных характеристик тканей на базе использования современного численного метода – метода конечных элементов, с применением уравнений теории упругости, механики или сопротивления материалов.

Метод конечных элементов позволяет определить напряженно-деформированное состояние элементов и узлов конструкций с учетом их реальных геометрических размеров и формы, условий нагружения и закрепления, физико-математических свойств материалов, используемых в данной конструкции [3]. Сложность программ, реализующих метод конечных элементов, и трудоемкость самого моделирования, особенно таких объектов, как зубочелюстной сегмент, предполагает построение моделей для решения конкретных задач. Различают более простую - плоскую модель (двухмерную) и объемную – трехмерную, при этом плоская модель не может быть точнее, чем объемная [3,117,119]. Однако, полученные данные трудно сопоставимы, поскольку используют разные подходы к построению расчетных схем, без тщательного обоснования использованных физико-механических характеристик твердых тканей опорных зубов и пародонта.

К сожалению, на сегодняшний день, нет метода исследования, с помощью которого можно непосредственно измерить напряжения в костной ткани челюсти при функционировании естественных зубов. Методы фотооптического, голографического, тензометрического моделирования напряженных процессов в костных тканях позволяют получить общие биомеханические характеристики [72,87,112,115,124].

Лебеде́нко И.Ю., Левин Р.Б., Щепинов В.П., Скула́нов Д.С.(1995) использовали метод голографической интерферометрии для получения трехмерного изображения диффузно отображаемых объектов. Голографический метод позволяет зарегистрировать волну, рассеянную объектом, а затем восстановить ее с точностью, допускающей ее интерферометрическое сравнение с волной, рассеянной тем же объектом, но в другое время.

Автор [32] применяла метод фотоупругости для количественного и качественного анализа напряженно-деформированного состояния твердых тканей коронки зуба при применении литых вкладок, как элемента восстановления зубного органа, с учетом величины, характера и угла прилагаемых нагрузок.

Рядом ученых проведены исследования с применением математического моделирования. Полученные результаты не дают полного представления о биомеханике тканей зубочелюстной системы, поскольку задачи и методология математического анализа разных исследовательских групп существенно различались между собой. Как правило, исследователи применяют двухмерный плоский вариант математического моделирования; возможности более сложного объемного моделирования используются недостаточно. Между тем сложная конфигурация челюсти и составляющих ее анатомических образований делают необходимой трехмерную постановку задачи при математическом моделировании напряженно-деформированного состояния костной ткани челюсти при функциональных нагрузках, при применении несъемных конструкций зубных протезов.

В настоящее время самым информативным методом изучения биомеханики в стоматологии признан метод математического моделирования с использованием конечно - элементного анализа[41,42,43]. По мнению [39] математическая модель системы «протез - протезное ложе» позволяет проводить компьютерные эксперименты и получать ответы практически на

все важные вопросы, сравнивать различные варианты зубопротезных конструкций и их креплений применительно к конкретной клинической ситуации.

Авторы [87,94] применяли современные методы математического моделирования и расчеты напряженно-деформированного состояния в системе «костная ткань - имплантат» при анализе телескопической и балочной фиксации ортопедических конструкций, используя автоматизированный конечно-элементный пакет программ AN-SYS [32,39]. Исследования позволили объективно доказательно прийти к заключению о целесообразности применения балочной системы фиксации на нижней челюсти, в сравнении с телескопической, в качестве опоры полного съемного протеза.

А.Н.Ряховским с соавт. (2002) [92] разработана математическая модель механической системы «опорные зубы - адгезивный мостовидный протез» с арамидной нитью. Конечно - элементный анализ модели доказывает эффективность предложенной конструкции. Изучено влияние протяженности протеза, угла конусности опорных площадок, степени натяжения и высоты расположения нити на опорных зубах в зависимости от характера нагружения и места приложения нагрузки.

В последние годы накоплены определенные знания о биомеханических свойствах тканей в области стоматологии [41]. Прочность твердых тканей зуба на сжатие значительно превосходит прочность на растяжение. Сжатие – менее опасный вид нагружения, чем растяжение и кручение, что обусловлено особенностью строения костной ткани. Это объясняется основной функцией зуба – выдерживать жевательную нагрузку. Упругость и прочностные свойства костной ткани обуславливают ее способность изменять форму под действием внешней нагрузки и восстанавливать ее после снятия нагрузки. Возврат к прежней форме может произойти, если приложенная сила не превысила определенную величину предела упругости, который зависит от



строения костного вещества, степени его минерализации и наличия соседних зубов, увеличивающих общую прочность зубочелюстной системы [31,92]. Механические свойства костной ткани челюстей стали предметом пристального изучения стоматологов лишь в последние десятилетия [64].

Вертикальная и особенно горизонтальная нагрузки одиночно стоящего зуба вызывают высокие напряжения в кортикальной костной ткани вокруг шейки зуба. Эти напряжения наряду с другими причинами могут вызвать характерные для клиники перегрузку и резорбцию костной ткани в пришеечной зоне одиночного зуба. Объемное моделирование показывает наличие функциональных напряжений в отдаленных от зуба зонах челюсти. Преимущественное направление распространения напряжений и их характеристика (сжимающие или растягивающие) зависят от расположения участка костной ткани относительно зуба, испытывающего функциональную перегрузку[71,96].

Существующие данные о механических свойствах тканей пародонта значительно разнятся [115, 116,117]. Пародонт рассматривается как особая биомеханическая система, в которой на приложенные нагрузки возникают так называемые реактивные силы. Постоянное равенство активных и резервных сил является одним из биомеханических условий нормальной функциональной деятельности пародонта [124,125] Доминантным фактором воздействия внешней среды на пародонт является функциональная нагрузка [126,127]. Пародонт зубов в несъемном мостовидном протезе испытывает как вертикальные осевые (аксиальные) нагрузки, так и под различными углами к осям опор в связи со сложным рельефом окклюзионной поверхности опор, тела мостовидного протеза и характером биомеханики нижней челюсти.

Работоспособность биологических систем определяется уровнем и характером распределения напряжений, особенно в точках непосредственного контакта различных элементов этих систем. Напряжения, вызванные прямыми внешними и касательными усилиями, определенным

образом перераспределяются в композиционной системе, вызывая упругую деформацию составляющих ее элементов. Как только величина интенсивности напряжений превышает допустимые для костной ткани значения, в биомеханической системе могут возникнуть необратимые деформации и, как следствие, наступит потеря ее работоспособности. Имеется допустимый предел напряжения, выше которого развиваются патологические процессы, приводящие к разрушению костной ткани [124,149].

Определение выносливости зубов к нагрузке является одним из диагностических тестов, при помощи которого в клинической практике необходимо правильно определить функциональное состояние периодонта опорных зубов, его компенсаторные возможности при ортопедическом и ортодонтическом лечении [56,77,83,86,94, 96].

Механическая модель корня зуба с волокнами периодонта представляет собой дискретную систему, в которой в ряде точек на боковой поверхности корня имеется упругое основание – маленькие пружинки, обеспечивающие удержание этой точки в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Выполненные предварительные исследования показали, что анализ упруго-напряженных состояний зуба при нагрузке может быть выполнен только при использовании модели с упругим закреплением. Разработанный на базе современных программных средств метод исследования напряженно-деформированных состояний в зубе упростил и ускорил проведение экспериментов над математической моделью с погрешностью определения до 5% [41].

В исследованиях [33,34,56] представлены результаты лечения взрослых пациентов с включенными дефектами зубных рядов, осложненных аномалиями и деформациями, несъемными ортопедическими конструкциями. Предложенная математическая модель и анализ напряженно-деформированного состояния с программным управлением позволяют

определить характер распределения напряжений в конструкциях несъемных мостовидных протезов и периодонте опорных зубов, но без учета особенностей высоты опорной коронки зуба.

Проведенный анализ литературы показывает, что, несмотря на значительное число исследований по изучаемому вопросу многие направления требуют дальнейшего исследования и поиска оптимального набора средств, определяющих успех надежного и эстетического протезирования при низкой коронке опорного зуба. До настоящего времени отсутствуют клинические критерии оценки высоты клинической коронки опорного зуба на этапе диагностики, не разработаны принципы лечения пациентов при низкой коронке различных групп зубов, в том числе для применения современных безметалловых конструкций. Требуют дальнейшего уточнения особенности формирования ретенционных элементов, при наличии типоразмеров (вариантов) опорных зубов, в совокупности с дальнейшей разработкой и обоснованием особенностей протезирования несъемными ортопедическими конструкциями при низкой коронке опорных зубов на основе биомеханического подхода к изучаемой проблеме и принципов доказательной медицины.

## **Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

### **2.1. Характеристика объектов исследования**

Проведено клиническое обследование 300 пациентов: 135 мужчин и 165 женщин, в возрасте 20-50 лет обратившихся в ГАУЗ ВОКСП по поводу протезирования дефектов зубов и зубных рядов. Из общего количества обследованных была сделана репрезентативная выборка в количестве 130 пациентов с учетом типоразмеров опорных жевательных зубов (высокие, средние, низкие). В основную 3-ью группу вошли 36 пациентов с низкой коронкой опорных зубов, в контрольные 2,1-ую группы вошли пациенты соответственно со средней (76) и высокой (18) коронкой опорных зубов.

На этапе ортопедического лечения пациентам изготовлены конструкции: коронки -119, в том числе цельнолитые-16, металлокерамические-82, безметалловые керамические-21. Мостовидные протезы-144, из них цельнолитые-21, металлокерамические-105, безметалловые керамические-18. Штифтовые культевые конструкции-59, адгезивные протезы-2, мостовидные протезы с опорой на вкладки-3. Проведено лечение 4 пациентов с предварительной установкой дентальных имплантатов-7.

Клиническое обследование пациентов проводили по общепринятым в ортопедической стоматологии методикам (опрос, внешний осмотр, осмотр полости рта, состояния зубов, зубных рядов, окклюзионных взаимоотношений, оценки уровня адаптации пациентов к несъемным ортопедическим конструкциям).

Дополнительно для решения поставленных задач в клинике использовали специальные методы исследования: рентгенографическое исследование, САД-САМ компьютерная технология при изготовлении безметалловой керамики.

Систематизацию выявленных дефектов зубных рядов проводили по общепринятой классификации Кеннеди

Полученные данные заносили в разработанную карту оценки стоматологического статуса, составленную в соответствии с рекомендациями

Таблица 2.1



ВОЗ (1997), с оценкой типоразмеров клинической коронки опорных зубов (приложение №1).

Дизайн клинического и экспериментального исследования представлено в таблице 2.1.

## **2.2.. Методы исследования**

### **2.2.1.Клинические методы исследования**

Решение поставленных в работе задач осуществляли с использованием различных методик. При их выборе мы учитывали возможности каждого метода, критическую оценку, и рекомендации предшествующих исследователей, а также результаты собственных исследований на предварительном этапе освоения и разработки новых методов.

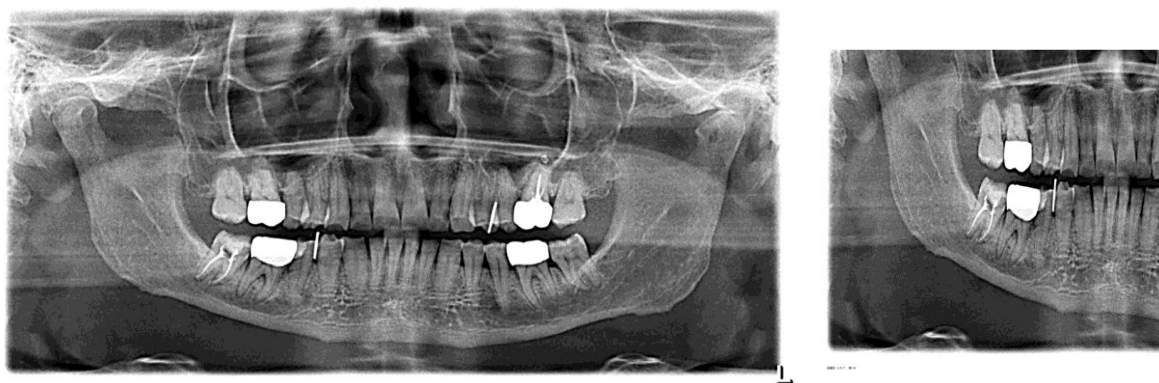
Для измерения высоты коронки опорных зубов проведена биометрия диагностических моделей челюстей и анализ 98 ортопантограмм, выполнено 1960 измерений опорных зубов. Разработана унифицированная клиническо-лабораторная методика оценки высоты коронковой части опорных зубов на основе данных биометрии диагностических моделей челюстей (Мельниченко А.М.,2006г.) (рис.2.2.) и анализа ортопантограмм (рис.2.3). Подсчитаны средние значения высоты коронок опорных зубов и сгруппированы по функционально-групповой принадлежности.

Для измерения высоты коронки опорных зубов использовали стандартизированный рентгеноконтрастный измерительный шаблон. На первом этапе в полости рта пациента проводили визуальную оценку высоты коронок опорных зубов. К коронке опорного зуба с помощью липкого воска приклеивали рентгеноконтрастный измерительный шаблон размером 10,0 мм. (рис 2.4.) и получали ортопантограмму с измерительным шаблоном (рис.2.5).



**Рис. 2.1, 2.2.**

**Рис. 2.1, 2.3** Биометрия диагностических моделей челюстей  
(Мельниченко А.М., 2006г.).

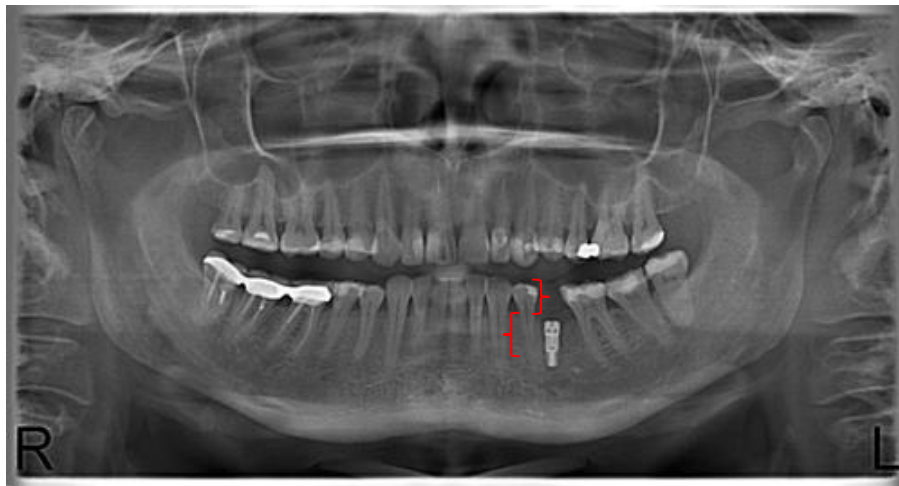


**Рис. 2.4.** Калибровка опорного зуба относительно измерительного шаблона.

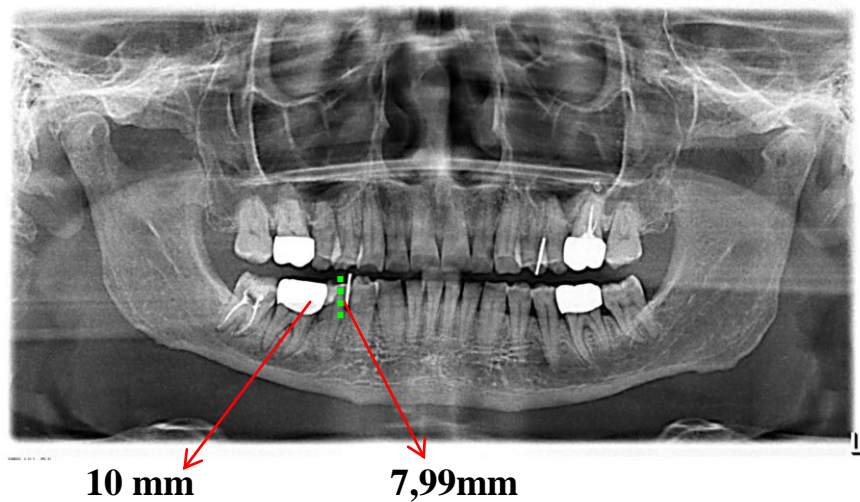
Проводили замеры шаблона на ортопантомограмме и сравнивали его величину с исходным размером.



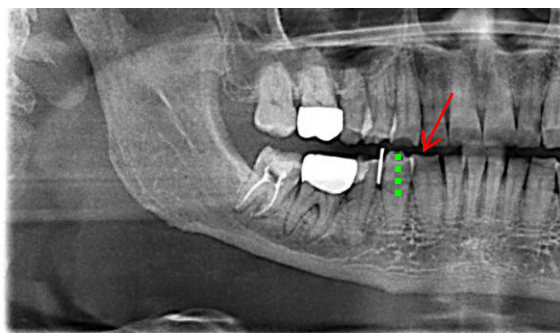
**Рис. 2.5** Укрепление стандартизированного измерительного шаблона в полости рта.



**Рис. 2.6** С помощью математического анализа получали масштаб снимка, с последующей калибровкой высоты коронки опорного зуба (рац. предл. №13 от 12.04.2012г)







**Рис. 2.7** Калибровка опорного зуба по измерительному по шаблону

На основании полученных значений средних величин по разработанной методике, в совокупности с данными биометрии моделей 1200 коронок обследованных опорных зубов, разработана клиническая систематизация высоты коронок опорных зубов верхней и нижней челюстей по групповой принадлежности зубов. (рац. предл. №3 от 19.05.14г.). Выполнено исследование 98 ортопантомограмм, проведен анализ и измерение 1960 зубов

Для анализа состояния твердых тканей и периодонта опорных жевательных зубов после снятия по показаниям ортопедических конструкций -43 одиночных коронок, -72 мостовидных (консольные, цельнолитые, паяные, металлокерамические, металлоакриловые) протеза, со сроками пользования от 3-х до-15 лет. Объектом исследования являлись 187 опорных зубов -премоляры, моляры у 53 пациентов, с учетом данных анамнеза, историй болезни, клинических данных, результатов работы экспертного Совета при МЗ Волгоградской области (2011-2014гг). Объектом исследования являлись твердые ткани и периодонт опорных жевательных (премоляры, моляры) зубов. Состояние твердых тканей оценивали визуально и с применением общепринятых стандартных клинических стоматологических методов исследования, состояние периодонта оценивали рентгенологически, это явилось основанием для выделения типов коронок препарированных опорных зубов и разработаны клинические рекомендации

для использования данных зубов в качестве опоры несъёмных конструкций зубных протезов при повторном протезировании.

Систематизацию выявленных дефектов зубных рядов проводили по классификации Кеннеди:

Для регистрации окклюзионных контактов и последующего их анализа использовали обзорные окклюдозграммы (Миликевич В.Ю., Кибкало А.П., Иванов Л.П.,1984.), с анализом по методике индивидуально-типологических признаков с применением «способа определения окклюзионных контактов антагонизирующих зубов» по типу ФОР- функционально-окклюзионного рельефа, с учетом типа ФОР (Шемонаев В.И.,2012.). Проведен анализ 120 окклюдозграмм.

В клинике использовали специальные методы исследования: рентгенографическое исследование, метод окклюдозграфии, изучение диагностических моделей челюстей, Вышеперечисленные методы клинического и функционального исследования проводили и оценивали в динамике до и после лечения пациентов, отдаленные результаты прослежены в сроки от 1 года до 3-х лет.

### **2.3.Оценка уровня адаптации пациентов к ортопедическим конструкциям по данным теста АОК.**

Для оценки уровня адаптации пациентов к ортопедическим конструкциям применяли тест субъективного шкалирования (самооценки) АОК (адаптация к ортопедическим конструкциям), (Михальченко Д.В.,1999.). Пациенту предлагалась анкета с перечнем вопросов-суждений по следующим группам: «эстетика», «комфорт», «жевательная функция», «речь», «болевые ощущения», на которые пациент отвечал да (+) или нет (-). Каждому положительному ответу соответствовало определенное число баллов в зависимости от номера вопроса, тогда как отрицательные оценивались в 0 баллов. Баллы по группам суммировались и переводились в стандартные Т-баллы, которые отображались в виде графика на стандартном бланке теста

АОК (Приложение №2). Характер полученного графика позволял оценить уровень адаптации по каждой исследуемой группе пациентов. Всего было проведено интервьюирование 44 пациентов. Проведен анализ 44 анкет.

## **2.4. Экспериментальные методы исследования**

### **2.4.1. Обоснование и методика формирования структурной биомеханической модели «несъемный протез – опорные зубы»**

Проектирование и изготовление несъемного мостовидного протеза представляет многопараметрическую задачу, в которой нужно удачно совместить решение вопросов эстетики, подбора материалов для реставрации опорных коронок и формирования протеза в целом с обеспечением прочности, жесткости и долговременной фиксации его в зубном ряду. При этом нужно учитывать индивидуальные особенности строения и состояние опорных зубов и окружающих тканей пародонта.

Эффективное решение такой сложной задачи предусматривает обращение к математическому моделированию поведения проекта протеза под функциональной нагрузкой при вариации значимых параметров, определяющих состояние системы «протез – опоры – пародонт».

В настоящее время существуют два наиболее характерных подхода к анализу напряженно-деформированного состояния (НДС) мостовидного протеза и одиночного зуба: аналитическими методами сопротивления материалов с защемлением корневой части или шарнирным закреплением опорных зубов [6-9, 29], строительной механики для заглубленных рамно-балочных систем [93] и численными методами теории упругости в рамках метода конечных элементов (МКЭ) с погружением корня в некоторую сплошную среду [10-12, 14-16, 37]. Очевидно, точность прогноза (тем более длительного) состояния не только искусственных элементов конструкции, но и окружающей его ткани во многом определяется полнотой и корректностью учета реального строения и физико-механических свойств всех составляющих сложной биомеханической системы, какой является

несъемный мостовидный протез, взаимодействующий с костной тканью через волокна периодонта.

Формирование такой модели, а более точно – моделирующего комплекса, требует поиска компромисса между удобством анализа НДС зубочелюстного сегмента с протезом, полнотой учета и достаточной строгостью описания строения всех компонентов с трансформацией во времени их свойств, включая и возможную перестройку окружающих тканей. И, наконец, моделирующий комплекс должен быть обзримым с возможностью внесения в него корректив и расширений.

Материалом экспериментально-теоретического исследования служила базовая биомеханическая модель опорного зуба. Учитывая, что современные несъемные мостовидные протезы это неоднородные композитные конструкции, методом конечных элементов рассматривалась расчетная схема мостовидного протеза «мостовидный протез-опорный зуб» в комплексе структурных параметров. Сформировано и рассмотрено 12 моделей мостовидных протезов с характерными упругими, геометрическими параметрами структуры, определяющих жесткость ее частей: опорных коронок (при  $h_1=h_2$ ;  $h_1 \geq h_2$ ), промежуточной части протеза ( $l_1 = l_2$ ;  $l_1 \geq l_2$ ), с системами связок - волокон периодонта вдоль осей корней зубов (на уровне десневого края, апикальной области).

Рассматривали три варианта приложения нагрузки на окклюзионную поверхность коронки опорного зуба для премоляров нагрузка  $P=100$  Н; для моляров  $P=170$  Н [39,40]: в проекции центральной оси коронки зуба ( $X=0, Y=0, \alpha=0^\circ, \beta=90^\circ$ ); на вестибулярный бугор коронки зуба под углом ( $\alpha=0^\circ, \beta=75^\circ$ ); в области продольной фиссуры под углом ( $\alpha=90^\circ, \beta=75^\circ$ ).

В основу этого подхода положена базовая биомеханическая модель зуба в альвеоле со сложной многоуровневой дискретной системой в общем случае криволинейных волокон периодонта, которая впервые в аналитической форме изложена в работах [13-15]. Там же описан расчет

распределения усилий в волокнах при трех выделенных в работе [16] характерных перемещениях корня зуба: вдоль, поперек и вокруг оси корня зуба.

В базовой модели [13, 16] периодонт представлен семейством пучков волокон, структурированных на поверхностях дискретных конусообразных образований (условно «конусов»), соединяющих округлую поверхность корня зуба с окружающей его костью альвеолы. Углы наклона волокон в вертикальной плоскости по отношению к оси корня зависят от уровня ( $\omega$  – уровень) расположения конуса вдоль корня. В соответствии с морфологией периодонта в области шейки зуба – горизонтальное расположение при вырождении конуса в плоский «диск» с радиальным направлением волокон, в средней части – косоое направление, у апикального отверстия – вертикальное.

В соответствии с этим излагаемый здесь биомеханический подход на основе дискретной модели периодонта позволяет следующее:

- ввести функции распределения как пучков волокон на поверхностях конусов, так и самих конусов по длине корня;
- описать пространственные формы любой части и выделенных в них элементов структуры системы «мост с опорами и окружающие их ткани связок периодонта и альвеолярной ячейки» при помощи соответствующих аппроксимирующих функций;
- формировать и использовать в расчете банк данных физико-механических характеристик всех компонентов неоднородной системы и их изменение во времени в норме и патологии;
- аналитическими методами определять внутренние усилия, НДС и перемещения модели протеза и окружающей его опоры биосреды при действии нагрузки любого вида и местоположения;

- учитывать конфигурацию десневого края и, соответственно, высоту коронок на интервале выделенного сегмента зубного ряда.
- В рамках анализируемого структурного подхода сложность расчетов во многом определяется степенью статической неопределимости задачи, которая напрямую зависит от количества конусов и параметров распределения пучков волокон на поверхности каждого конуса. В этом плане, особенно на первых этапах выявления основных закономерностей и наиболее значимых параметров, определяющих функциональное состояние системы протез-пародонт, желательное обращение к более простым по строению дискретным моделям пародонта с меньшим количеством конусов и более простым их геометрическим формам. Как частный случай базовой модели пародонта, в работах [14-15] сформирована упрощенная дискретная модель, представленная двумя дисками прямолинейных и ортогональных к оси корня пучков волокон пародонта на уровнях десневого края и верхушки зуба и семейством вертикальных волокон у апикального отверстия. Данная модель прошла успешную апробацию в стоматологической практике при расчете некоторых ортопедических и ортодонтических конструкций [9,12, 13, 32,].

Замена криволинейных волокон на прямолинейные и, в общем случае, наклонные, а также моделирование поверхности корня зуба поверхностью вращения позволили достаточно просто решить методом перемещений строительной механики статически неопределимую задачу расчета усилий в пучках волокон конуса в аналитической форме для трех характерных видов нагрузки на конус: сосредоточенных усилий вдоль, поперек и момента закручивания вокруг оси конуса [33]. В указанной работе решение этой

задачи определено как раскрытие внутренней статической неопределимости системы МПП (мостовидный протез (МП)-периодонт (П)). Задача нахождения обозначенных выше усилий, приведенных к каждому конусу системы МП-П, названа [15-16] раскрытием внешней неопределимости МПП; там же описан общий подход к раскрытию внутренней и внешней неопределимости.

В дальнейшем для упрощения изложения методики решения таких задач будем рассматривать МП-П как систему, имеющую плоскость симметрии  $xoy$  упруго-геометрических характеристик «МП-П» (их определение будет вводиться далее по мере необходимости).

## 2.5. К определению характеристик жесткости элементов конструкции

Понятие характеристики жесткости, или ее антипода – податливости, – многогранное, зависящее от размеров и формы выделенного элемента системы, степени сложности его структуры, типа НДС элемента, способа формирования характеристики и других факторов. Она может быть представлена скаляром, вектором, матрицей или некоторым многоиндексным объектом.

Например, в методе перемещений МКЭ для всей совокупности конечных элементов, используемых в расчете конструкции, – это единая матрица жесткости  $[K]$ , связывающая матрицы узловых сил  $\{F_*\}$  и перемещений  $\{U_*\}$ .

$$\{F_*\} = [K] \cdot \{U_*\}. \quad (2.1)$$

Для наиболее простого стержневого однородного по свойствам элемента, подчиняющегося закону Гука, соотношение (2.1) превращается в традиционную его форму:

$$F = k \cdot \Delta l, \quad (2.2)$$

где  $k = EA/l$ ,  $A$  – площадь поперечного сечения,  $l$  – длина,  $E$  – модуль Юнга,  $\Delta l$  – приращение длины стержня. Заметим, что характеристика

жесткости стержня  $k$  – комплексная величина, включающая как характеристику жесткости поперечного сечения  $\bar{A} = EA$ , называемую приведенной площадью, так и характеристику жесткости материала  $E$ . Указанным коэффициентам  $\bar{A}$ ,  $E$  также соответствуют две линейные зависимости, непосредственно следующие из (2.2) и связывающие усилия или напряжения и деформации:

$$F = \bar{A} \cdot \varepsilon, \quad (2.3)$$

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (2.4)$$

где  $\varepsilon = \Delta l/l$  – относительная линейная деформация при растяжении (сжатии),  $\sigma = F/A$  – напряжение.

Упруго-геометрическая характеристика  $\bar{A}$  – в случае неоднородного сечения, когда модуль Юнга меняется в общем случае от точки к точке, определяется двойным интегралом по площади поперечного сечения

$$\bar{A} = \iint_{(A)} E \, dA, \quad (2.5)$$

Для сечения, состоящего из  $M$  однородных подобластей, где  $E_i = const$ , интеграл (2.5) превращается в сумму приведенных площадей  $\bar{A}_i$ :

$$\bar{A} = \sum_{i=1}^M \bar{A}_i = \sum_{i=1}^M E_i A_i. \quad (2.6)$$

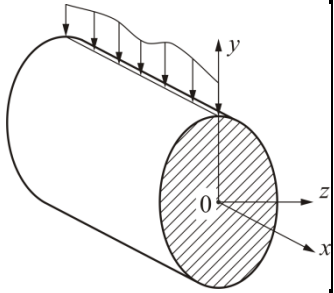
Интеграл вида

$$\bar{J} = \iint_{(A)} y^n z^m E \, dy \, dz \quad (2.7)$$

в обобщенном виде представляет характерные упруго-геометрические характеристики неоднородного поперечного сечения элемента конструкции в системе координат  $z, y$  при  $E = E(z, y)$ ,  $n \geq 0$ ,  $m \geq 0$  (табл. 2.2).



Таблица 2.2

Показатель степени	$n$	0	1	0	1	2	0	
	$m$	0	0	1	1	0	2	
Характеристики	$\bar{J}$	$\bar{A}$	$\bar{S}_z$	$\bar{S}_y$	$\bar{J}_{zy}$	$\bar{J}_z$	$\bar{J}_y$	

Здесь  $\bar{S}_z, \bar{S}_y$  – приведенные статические моменты относительно осей  $oz, oy$  соответственно;  $\bar{J}_z, \bar{J}_y$  – приведенные осевые моменты инерции относительно  $oz, oy$ ;  $\bar{J}_{zy}$  – приведенный центробежный момент инерции сечения [19].

Если  $\bar{S}_{z_c} = 0, \bar{S}_{y_c} = 0$ , то оси  $z_c, y_c$  называются центральными, при этом в исходной системе координат  $zoy$  координаты центра тяжести сечения

$$\bar{y}_c = \bar{S}_z / \bar{A}, \bar{z}_c = \bar{S}_y / \bar{A}. \quad (2.8)$$

При выполнении условия

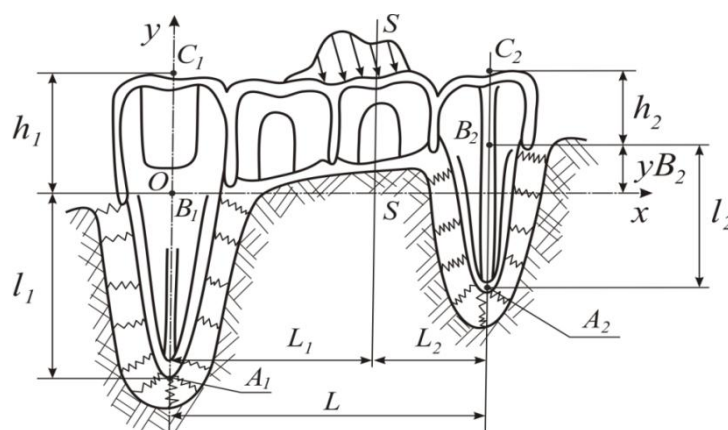
$$\bar{J}_{zy} = 0 \quad (2.9)$$

оси  $oz, oy$  – главные. Если плоскость  $хоу$ , например, является плоскостью двойной симметрии как геометрической формы поперечного сечения, так и распределения модуля Юнга, т. е.  $E(z, y) = E(-z, y)$ , то ось  $oy$  является главной и любая ей перпендикулярная ось  $oz$  также – главная. Тогда  $\bar{J}_z$  – осевой момент инерции относительно главной оси  $oz$ . При выполнении условий (2.8), (2.9) оси  $oz, oy$  становятся главными центральными.

С использованием этих базовых определений рассмотрим далее методики формирования параметров жесткости элементов сечений и конусов «МП-П» для рассматриваемых видов деформированного состояния.

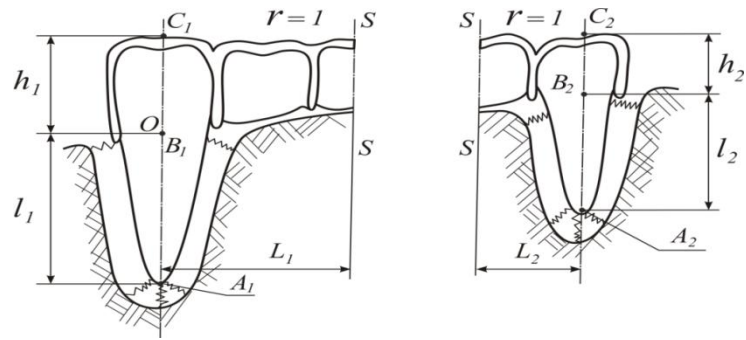
## 2.6. Особенности определения усилий в статически неопределимой системе мостовидной конструкции

На рис. 2.7 в плоскости двойной симметрии  $xOy$  показана расчетная схема мостовидного протеза с дискретными системами связок волокон периодонта вдоль осей корней зубов. Более подробно структурная модель периодонта в аксонометрии дана на рис. 2.8. По существу представлены схемы для раскрытия внешней (рис. 2.7-2.9) и внутренней (рис. 2.10) статической неопределимости.

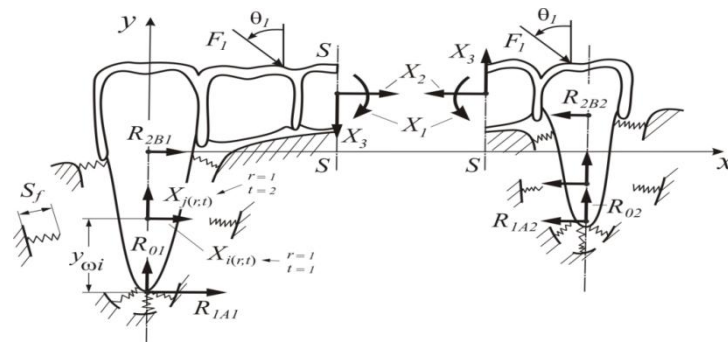


**Рис. 2.8** Сечение мостовидного протеза плоскостью симметрии  $xOy$

Раскрытие внешней неопределимости в данной работе произведено методом сил, в основу которого положено выделение основной системы – статически определимой, но кинематически неизменяемой, т.е. не превращающейся в механизм при отбрасывании «лишних», по терминологии метода сил, связей [19, 93].



**Рис. 2.9** Основные системы метода сил



**Рис. 2.10** Эквивалентные системы метода сил

Формирование основной системы метода сил зависит от многих факторов: выделения тех или иных внутренних усилий, удобством расчета, наличия плоскостей симметрии и др. В диссертации используются два варианта построения основной системы. Первый – путем рассечения мостовидного протеза плоскостью  $s-s$  (рис. 2.7-2.9) с сохранением двух опорных дисков только в сечениях  $A_r, B_r$  (здесь и далее  $r$  – номер корня,  $r=1$  – левый,  $r=2$  – правый). Во втором – основная система цельная с конусами периодонта только в сечениях левого корня  $A_1, B_1$ . На эквивалентных системах действие отброшенных связей заменено действием «лишних» неизвестных  $X_i$ , где  $i=i(r,t)$  – номер усилия  $\omega$ -конуса на некотором  $\omega$ -уровне  $r$ -корня. Буква  $t$  – обозначает здесь и далее направление действия усилия:  $t=1$  – поперек,  $t=2$  – вдоль оси соответствующего корня.

Отметим, что: 1) при отсутствии плоскости симметрии  $xoy$  в системе усилий действует и крутящий момент, вызывающий ротацию корня зуба [13-

15]; 2) каждое из сечений  $A_r$  объединяет несколько разориентированных конусообразных систем волокон, одна из которых моделирует систему апикальных волокон, другая – группу косых волокон (рис. 2.7).

Сложность решения задачи по раскрытию статической неопределенности МПП заключается в ее связанности, поскольку расчетный аппарат решения задачи внешней и внутренней неопределенности не может формулироваться изолированно друг от друга. Так определение усилий  $X_i$  на этапе раскрытия внешней неопределенности невозможно без расчета характеристик жесткости  $C_{i,t}$  конусов периодонта, а они формируются при раскрытой внутренней неопределенности самих конусоподобных систем волокон. При этом требуется знание усилий  $X_i$ , т. к. коэффициенты  $C_{i,t}$  связывают линейной зависимостью типа (2.1)-(2.3) усилия  $X_i$  с соответствующими перемещениями  $u_x$ ,  $u_y$  нормальных сечений корня радиуса  $r_k$  на  $\omega$ -уровне (рис. 2.10). Более того, разработка характеристик жесткости периодонта с использованием результатов гнатодинамометрии требует решения задачи для статически внешне и внутренне неопределимой системы одиночного зуба.

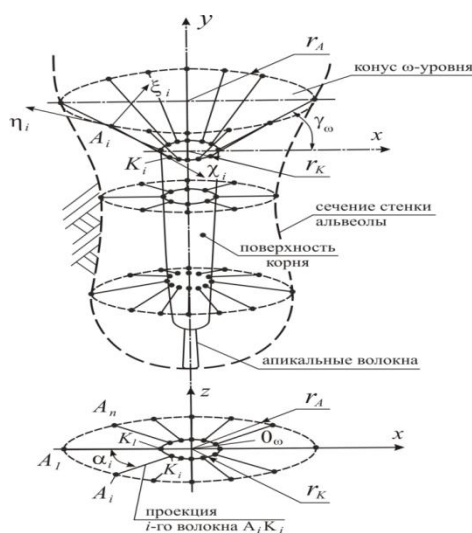


Рис. 2.11. Структурная модель периодонта

### 2.6.1. Раскрытие внешней статической неопределенности конструкции

Пусть  $k_r$  – количество всех конусов на  $r$ -корне, включая и в сечениях  $A_r$ ,  $B_r$ . Тогда степень внешней статической неопределенности  $eu$ , определяемая всем количеством искомым лишним неизвестных, равна

$$eu = \left. \begin{array}{l} (2k_2 - 1), \quad \text{если } k_1 = 2, \\ 2(k_1 + k_2) - 5, \quad \text{если } k_1 \geq 3, \end{array} \right\} k_2 \geq 3; \quad (2.10)$$

$$eu = 0, \quad k_1 = k_2 = 2.$$

Количество неизвестных усилий  $X_i$ , а, следовательно, и величину  $eu$  можно уменьшить, если ввести на каждом корне равнодействующие продольных усилий  $X_{o,r}$  при  $t = 2$ :

$$X_{o,r} = \sum_j X_j \Big|_{t=2}, \quad (2.11)$$

связанную с  $X_j$  определяемыми ниже соотношениями (2.15) жесткости конусов  $r$ -корня. Тогда степень статической неопределенности  $eu'$

$$eu' = \left. \begin{array}{l} (k_2 + 2), \quad \text{если } k_1 = 2, \\ (k_2 + k_1 + 1), \quad \text{если } k_1 \geq 3, \end{array} \right\} k_2 \geq 3; \quad (2.12)$$

$$eu' = 0, \quad k_1 = k_2 = 2.$$

Разрешающая система канонических уравнений метода сил имеет известный вид [24]:

$$\sum_j \delta_{ij} \cdot X_j + \Delta_{iF} = 0, \quad i, j \in [1..eu']. \quad (2.13)$$

Так как индексы  $r, t \in \{1, 2\}$ , то четыре сочетания пар чисел  $r, t$  определяют четыре соответствующих множества изменения индекса  $i$ , поскольку последний также зависит от комбинации  $r, t$ :

$$i = i(r, t) \in \{u_{rt}..U_{rt}\}. \quad (2.14)$$

Крайние значения  $u_{r,t}$ ,  $U_{r,t}$  множеств номеров лишних усилий определяются с учетом (2.11) и (2.12) следующим образом для оценок (2.12):

$$\left. \begin{aligned}
&\text{для } k_1 \geq 3: u_{11} = 4, U_{11} = k_1 + 1, u_{12} = U_{12} = k_1 + 2; \\
&\text{для } k_1 = 2: u_{11} = U_{11} = u_{12} = U_{12} = 0; \\
&\text{для } k_2 \geq 3: u_{21} = \begin{cases} 4, & \text{если } k_1 = 2; \\ k_1 + 3, & \text{если } k_1 \geq 3; \end{cases} \quad U_{21} = \begin{cases} k_2 + 1, & \text{если } k_1 = 2; \\ k_1 + k_2, & \text{если } k_1 \geq 3; \end{cases} \\
&\quad u_{22} = U_{22} = \begin{cases} k_2 + 2, & \text{если } k_2 = 2; \\ k_1 + k_2 + 1, & \text{если } k_3 \geq 3; \end{cases} \\
&\text{для } k_1 = k_2 = 2: u_{21} = U_{21} = u_{22} = U_{22} = 0.
\end{aligned} \right\} (2.15)$$

Полагаем, что при определении коэффициентов податливости  $\delta_{ij}$  в системе уравнений (2.13) доминирующими факторами являются изгибающие моменты  $\bar{M}_{i,p} = \bar{M}_{i,p}(x)$  от единичных неизвестных  $\bar{X}_i$  ( $\bar{X}_i = X_i/|X_i| = 1$ ), реактивные усилия  $\bar{R}_{i,g} = \bar{R}_{i,g}(\bar{X}_i)$ , возникающие на упругих дисках в сечениях  $A_r, B_r$  основных систем (рис. 2.2), нагруженных единичными усилиями  $\bar{X}_i$ , а также непосредственно усилия  $\bar{X}_i$ , воздействующие на диски в местах приложений  $\bar{X}_i$  [20].

Здесь и далее черта сверху отмечает фактор, определяемый единичным усилием; символ  $g$  введен в текст для единого обозначения реакций в сечениях  $A_r, B_r$  ( $g = 1$  соответствует сечению  $A_r$ ,  $g = 2$  – сечению  $B_r$ ).  $g = 0$  определяет суммарное реактивное усилие вдоль оси корня ( $r = 1, 2, t = 2$ )  $\bar{R}_{i,g}$ . С учетом (2.11)

$$\bar{R}_{i,g} \Big|_{g=0} = -\bar{X}_i \Big|_{t=2}. \quad (2.16)$$

Индексы  $(r, t)$  вида  $(1, 2)$  и  $(2, 2)$  по соотношениям (2.15) определяют  $u_{12} = U_{12}$  и  $u_{22} = U_{22}$ , т. е. соответствуют продольным суммарным усилиям  $\bar{R}_{i,0}$  (2.16); при этом с учетом (2.11), (2.14)  $X_i := X_{0,r}$ .

В рамках выделенных выше трех факторов, в основном формирующих НДС мостовидного протеза и окружающих тканей, имеем [16]:

$$\delta_{ij} = \delta'_{ij} + \delta''_{ij} + \delta'''_{ij}, \quad (2.17)$$

где

$$\left. \begin{aligned} \delta'_{ij} &= \sum_p \int_0^{l_{p,r}} \bar{M}_{i,p} \cdot \bar{M}_{j,p} \cdot \tilde{J}_{zc,p}^{-1} ds, \\ \delta''_{ij} &= \sum_{g=0}^2 \bar{R}_{i,g} \cdot \bar{R}_{j,g} \cdot C_{r,g}^{-1}, \quad \delta'''_{ii} = \bar{X}_i^2 \cdot C_i^{-1}, \end{aligned} \right\} \quad (2.18)$$

$\delta'''_{ij}$  имеет смысл только для диагональных членов матрицы податливости  $[\delta_{ij}]$ , когда  $i = j$ ;  $l_{p,r}$  – длина  $p$ -го участка интегрирования на схеме  $r = 1, 2$ .

$C_i$  – жесткость конуса в направлении  $t$  под действием  $\bar{X}_i$ ,  $i = i(r, t)$  (см. (2.14), (2.15));  $C_{r,g}$  – жесткость конусов в направлении  $t = 1$  (поперек оси  $r$ -корня зуба) в сечениях  $A_r$  ( $t = 1, g = 1$ ) и  $B_r$  ( $t = 1, g = 2$ ).  $C_{r,0}$  – суммарная жесткость конусов с лишними усилиями в направлении  $t = 2$  при  $g = 0$ .  $\tilde{J}_{zc,p}^{-1}$  – приведенный осевой момент инерции относительно главной центральной оси поперечного сечения  $oz$  на участке  $p$  длиной  $l_{p,r}$ .  $s$  – текущая координата вдоль линии центров тяжести поперечных сечений.  $\bar{R}_{i,g}$  – реакция от единичного усилия  $\bar{X}_i$ , т. е.  $\bar{R}_{i,g} = \bar{R}_{i,g}(\bar{X}_i)$ , где  $i = i(r, t)$ .

Аналогично определяются перемещения  $\Delta_{iF}$ :

$$\Delta_{iF} = \sum_p \int_0^{l_{p,r}} \bar{M}_{i,p} \cdot MF_p \cdot \tilde{J}_{zc,p}^{-1} ds + \sum_{g=0}^2 \bar{R}_{i,g} \cdot RF_{r,g} \cdot C_{r,g}^{-1}. \quad (2.19)$$

Реакции  $RF_{r,g}$  ( $g = 0, 1, 2$ ), возникающие в основной системе под действием функциональной нагрузки  $F_r$ . Для удобства расчета равнодействующие распределенной нагрузки  $F_r$  показаны на каждой  $r$ -части расчлененной эквивалентной системы;  $xF_r$ ,  $yF_r$  – точки их приложения, причем принято  $yF_r = h_1$  ( $r = 1, 2$ ),  $h_1$  – высота коронковой части

левого зуба ( $r=1$ ). На всех схемах рис. 2.7-2.9 усилия  $\bar{X}_i$  и вызванные ими реакции приняты положительными, как и углы  $\theta_r$  наклона внешних сил  $F_r$  по отношению к осям, параллельным  $ou$ . Высота возвышения десневого края правого корня с низкой коронкой –  $yB_2$  над осью  $ox$  (рис. 2.7);  $l_r, h_r$  – длина корневой и коронковой части  $r$ -зуба.  $L_r$  – расстояния от сечения  $s-s$  до осевых линий корней,  $L_1 + L_2 = L$  – длина моста.

$X_1, X_2, X_3$  – внутренние усилия, действующие в сечении  $s-s$ :  $X_1$  – изгибающий момент,  $X_2, X_3$  – продольное усилие и перерезывающая сила соответственно (рис. 2.9).

Определение реакций от функциональной нагрузки  $F_r$ :

$$RF_{r,g} = \begin{cases} (-1)^{r-1} ((yF_r - (r-1)yB_2) \sin \theta_r + (xF_r - L(r-1)) \cos \theta_r) \cdot F_r / l_r, & t=1, \quad g=1, \\ (-1)^r F_r \sin \theta_r - RF_{r,1}, & t=1, \quad g=2, \\ F_r \cdot \cos \theta_r, & t=2, \quad g=0. \end{cases} \quad (2.20)$$

Определение реакций  $\bar{R}_{i,g}$  от единичных усилий  $\bar{X}_i$ :

для  $i=1,2,3$

$$\bar{R}_{1,g} = \begin{cases} \bar{X}_1 / l_r, & t=1, \quad g=1, \\ -X_1 / l_r, & t=1, \quad g=2, \\ 0, & t=2, \quad g=0. \end{cases} \quad (2.21)$$

$$\bar{R}_{2,g} = \begin{cases} ((-1)^r L_r \sin \alpha_{cs} + (y_{cs} - (r-1)yB_2) \cos \alpha_{cs}) \bar{X}_2 / l_r, & t=1, \quad g=1, \\ -(\bar{R}_{2,1} + \sin \alpha_c \cdot \bar{X}_2), & t=1, \quad g=2, \\ (1)^{r-1} \sin \alpha_c \cdot \bar{X}_2, & t=2, \quad g=0. \end{cases} \quad (2.22)$$

$$\bar{R}_{3,g} = \begin{cases} ((-1)^r L_r \cos \alpha_{cs} + (y_{cs} - (r-1)yB_2) \sin \alpha_{cs}) \bar{X}_3 / l_r, & t=1, \quad g=1, \\ -(\bar{R}_{3,1} + \sin \alpha_{cs} \cdot \bar{X}_3), & t=1, \quad g=2, \\ (-1)^{r-1} \cos \alpha_{cs} \cdot \bar{X}_3, & t=2, \quad g=0. \end{cases} \quad (2.23)$$

В формулах (2.22), (2.23)  $\alpha_{cs}$  – угол между осью  $ox$  и касательной к линии центров тяжести поперечных сечений промежуточной части конструкции в точке с координатами  $x = L_1, y = y_{cs}$  [20] (рис. 2.3).



$$\begin{aligned} & \text{для } i \geq 4 \\ \bar{R}_{i,g} = & \begin{cases} -(1-\xi_i)\bar{X}_i, & t=1, \quad g=1, \\ -\xi_i\bar{X}_i, & t=1, \quad g=2, \\ -\bar{X}_i, & t=2, \quad g=0. \end{cases} \end{aligned} \quad (2.24)$$

В (2.24)  $\xi_i = y_{\omega i}/l_r$ ,  $y_{\omega i}$  – вертикальная координата вершины  $\omega$ -конуса, отсчитываемая от верхушки корня  $r$ -зуба (рис. 2.9).

Из формул (2.20)-(2.24) следует прямо пропорциональная зависимость величин реакций в опорных сечениях  $A_r$ ,  $B_r$  от следующих отношений:  $h_r/l_r$ ,  $yB_2/l_2$ ,  $yF_r/l_r$ ,  $xF_r/l_r$ ,  $y_{cs}/l_r$ ,  $y_{\omega i}/l_{ri}$ , а также от величин  $F_r$ ,  $\theta_r$ .

С использованием расчетных схем для нагруженного и единичного состояний [24] записываются выражения для изгибающих моментов на всех участках мостовидного протеза, входящих под знак интегралов (2.18), (2.19).

### 2.6.2. Раскрытие внутренней статической неопределимости конструкции

Раскрытие внутренней статической неопределимости связано с решением задач биомеханики по определению усилий в волокнах конуса при смещении сечения корня, связанного с корнями указанных волокон, в направлении  $t=1$  ортогонально к оси корня и в направлении  $t=2$  – вдоль оси. Последняя задача решается и для системы конусов на одном корне [18, 20].

Как и ранее полагаем, что семейство волокон каждого конуса обладает плоскостью симметрии  $xoy$  распределения их упругих и геометрических параметров. Рассмотрим более подробно эти характеристики на примере усеченного прямого конуса ( $\omega$ -конуса), расположенного на некотором  $\omega$ -уровне вдоль оси одного из корней опорного зуба. Радиус большего основания (или сечения альвеолы) –  $r_A$ , радиус меньшего сечения конуса (или нормального корня зуба) –  $r_k$ , угол наклона образующей к плоскости меньшего сечения –  $\gamma_\omega$  (рис. 2.10). Угол  $\alpha_i$  в плоскости нормального

сечения  $xoz$  пар симметрично наклоненных волокон в  $i$ -ой плоскости, проходящей через ось  $ou$  и отрезок  $A_i K_i$ :

$$\alpha_i = 2\pi(i-1)/n_\omega, \quad 1 \leq i \leq n_\omega, \quad (2.25)$$

где  $n_\omega$  – количество волокон  $\omega$ -конуса. Величины  $r_A, r_k, \gamma_\omega$   $\omega$ -конуса могут меняться вдоль оси корня (символ  $\omega$  будет появляться по мере необходимости). Ось  $\chi_i$  локальной системы  $\chi\eta\xi$  совпадает с геометрической осью  $i$ -го волокна  $A_i K_i$ ; углы  $\alpha_i, \gamma_\omega$  отсчитываются от оси  $ox$ .

На рис. 2.10 показана периодическая система для четного количества волокон. При нечетном количестве схема  $\omega$ -конуса дополняется, например, волокном  $A_1 K_1$ . При этом степень внутренней статической неопределимости  $ie$  конуса

$$ie = \begin{cases} (n_\omega - 4)/2, & n_\omega = 4, 6, 8, \dots; \\ (n_\omega - 3)/2, & n_\omega = 3, 5, 7, \dots, \end{cases} \quad (2.26)$$

где  $ie$  определяет количество пар симметрично расположенных волокон с лишними неизвестными по методу сил.

Более удобно решать обозначенные внутренние задачи методом перемещений, положив в основу прием, широко используемый в МКЭ, а именно: деформации и напряжения в каждом конечном элементе (в данном случае в «волокне», представляющем в обобщенном виде реальный пучок волокон конусоподобного семейства периодонта) определяются через его узловые перемещения. Последние в свою очередь связаны с узловыми нагрузками через параметры жесткости системы элементов. Эти идеи воплощены в уравнении (2.1).

В рамках этой методики рассмотрим задачу о смещении центра поперечного сечения корня  $O_\omega$  радиуса  $r_k$  вдоль оси  $ox$  на величину  $u_x$  от усилия  $X_i$ , соответствующего направлению  $t=1$ . Последовательно проецируя с использованием углов  $\alpha_j, \gamma_\omega$  отрезок  $u_x$  на локальную ось  $\chi_j$ ,

получаем изменение длины волокна  $A_j K_j$  на величину  $u_{\chi_j} = u_x \cos \alpha_j \cos \gamma_\omega$  при неподвижной точке  $A_j$  на стенке альвеолы. При известной продольной жесткости  $j$ -го волокна  $C_{jj}$  усилие в волокне  $N_{jj}$  [20]:

$$N_{jj\omega} = C_{jj} \cdot u_{\chi_j} = C_{jj\omega} \cos \alpha_j \cos \gamma_\omega u_x. \quad (2.27)$$

Проецируя в обратном порядке усилие  $N_{jj}$  на ось  $ox$  и приравнивая сумму проекций  $N_{jj}$  всех волокон  $\omega$ -конуса усилию  $X_i$ , получаем аналог уравнения (2.1):

$$X_i = C_{i1} \cdot u_x, \quad i = i(r, t) \text{ при } t = 1, \quad (2.28)$$

где  $C_{i1}$  – жесткость  $\omega$ -конуса в направлении оси  $ox$  при  $t = 1$ :

$$C_{i1} = \cos^2 \gamma_\omega \sum_{j=1}^{n_\omega} C_{jj\omega} \cos^2 \alpha_j. \quad (2.29)$$

Алгоритм решения второй внутренней задачи, где смещение центра сечения  $O_\omega$  под действием продольной силы  $X_i$  ( $i = i(r, 2), t = 2$ ) на величину  $u_y$  вдоль оси  $oy$ , тот же, что и в первой задаче. Изменение длины волокна  $A_i K_i$   $u_{\chi_i} = u_y \cdot \sin \gamma_\omega$  вызывает появление усилия в волокне [20]:

$$N_{jj\omega} = C_{jj} \cdot u_{\chi_j} = C_{jj} \sin \gamma_\omega u_y. \quad (2.30)$$

Сумма проекций этих усилий на ось  $oy$  равна  $X_i$  (при  $t = 2$ ):

$$X_i = C_{i2} \cdot u_y, \quad j = j(r, 2), \quad t = 2, \quad (2.31)$$

где  $C_{i2}$  – жесткость  $\omega$ -конуса вдоль оси конуса  $oy$ :

$$C_{i2} = \sin^2 \gamma_\omega \cdot \sum_{j=1}^{n_\omega} C_{jj\omega}. \quad (2.32)$$

Третья задача в определенной мере является продолжением второй, рассматривая распределение неизвестных продольных усилий  $X_i$  по группе  $\omega$ -конусов ( $1 \leq \omega \leq N(r, t)$ ) при  $t = 2$  на корне  $r = 1, 2$ . Количество таких конусов с лишними неизвестными в направлениях  $t = 1, 2$  определится через соотношения (2.14), (2.15) следующим образом:

$$KC(r,t) = \begin{cases} 0, & k_r = 2; \\ k_r - 2, & k_r \geq 3. \end{cases}$$

Пусть  $R_{0,r}$  реакция  $N$  конусов периодонта на воздействующее вертикальное усилие, вызывающее перемещение корня  $u_y$  вдоль оси  $ou$  (рис. 2.4). Принимаем, что жесткость корня на продольное сжатие существенно выше, чем жесткость волокон периодонта. Тогда меньшее основание каждого конуса радиуса  $r_k$  (рис. 2.4) получает одно и то же вертикальное смещение  $u_y$ , откуда следует пропорция (здесь и далее номер корня  $r$  опущен для удобства записи):

$$u_y = \frac{R_1}{C_1} = \frac{R_2}{C_2} = \dots = \frac{R_j}{C_j} = \dots = \frac{R_N}{C_N} = \frac{R_0}{C_0}. \quad (2.33)$$

В (2.33) под  $C_{r,0}$  понимается жесткость всей совокупности конусов в направлении  $t = 2$ , откуда получаем

$$R_j = R_0 \frac{C_j}{C_0}. \quad (2.34)$$

Подстановка (2.34) в уравнение равновесия  $R_0 = \sum_{j=1}^N R_j$  позволяет определить  $C_0$

$$C_0 = \sum_{j=1}^N C_j, \quad (2.35)$$

которое с учетом выражения (2.32) принимает вид:

$$C_0 = \sum_{\omega=1}^N \sin^2 \gamma_{\omega} \cdot \sum_{j=1}^{n_{\omega}} C_{fj\omega}. \quad (2.36)$$

### 2.6.3. Особенности биомеханического подхода при определении параметров структуры периодонта.

Структурные модели жесткости периодонта при боковом и продольном смещении корня зуба (2.29), (2.32), (2.36) можно использовать в сочетании с

гнатодинамометрическими исследованиями механического поведения одиночного зуба для определения и уточнения некоторых упругих и геометрических параметров его периодонта.

Пусть, например,  $R_0$  и  $u_y$  – усредненные результаты лабораторных опытов по вертикальному смещению некоторого зуба пациента на величину  $u_y$  под действием вертикальной нагрузки  $F_y = R_0$ . Тогда с учетом описанных в морфологии периодонта структур для исследуемого типа зуба можно ввести в расчет соответствующие системы распределения углов  $\gamma_\omega$ , количество конусов  $N$  и число пучков периодонта на каждом конусе  $n_\omega$ . Это позволит определить некоторое среднее значение величины продольной жесткости пучка волокон периодонта  $C_{fj\omega}$ . Например, пусть в данном вычислительном эксперименте принято, что во всех  $\omega$ -конусах  $C_{fj\omega} = const$ . В этом случае с учетом формул (2.33), (2.36) имеем

$$C_0 = C_{fj\omega} \cdot \left( \sum_{\omega=1}^N n_\omega \cdot \sin^2 \gamma_\omega \right) = \frac{F_y}{u_y}, \quad (2.37)$$

откуда

$$C_{fj\omega} = C_0 \cdot \left( \sum_{\omega=1}^N n_\omega \cdot \sin^2 \gamma_\omega \right)^{-1} = \frac{F_y}{u_y} \cdot \left( \sum_{\omega=1}^N n_\omega \cdot \sin^2 \gamma_\omega \right)^{-1}. \quad (2.38)$$

Очевидно, на основе данной методики можно моделировать несколько вероятных вариантов геометрических схем структуры периодонта с последующим усреднением полученных оценок жесткости пучка периодонта. Также не исключаются более сложные схемы распределения величин  $C_{fj\omega}$  по  $\omega$ -уровням, вводя соответствующие весовые коэффициенты по отношению, например, к жесткости апикальных волокон  $C_{fja}$ :

$$C_{fja} = \frac{F_y}{u_y} \cdot \left( \sum_{\omega=1}^N n_\omega \cdot \eta_\omega \cdot \sin^2 \gamma_\omega \right)^{-1}, \quad (2.39)$$

где

$$C_{ff\omega} = C_{ffa} \cdot \eta_{\omega}, \quad (2.40)$$

$\eta_{\omega}$  – весовой коэффициент, или коэффициент соотношения жесткости пучка волокон  $\omega$ -конуса и жесткости апикальных волокон  $C_{ffa}$ .

От оценок  $C_{ff\omega}$  по формуле экспресс-анализа (2.39) или по более сложной, учитывающей возможные изменения состояния периодонта вдоль оси корня, можно перейти к определению жесткости  $C_j$   $\omega$ -конуса по формуле (2.32).

Более трудоемкой представляется определение характеристик жесткости конусов и пучков, его составляющих, в поперечном к оси конуса ( $t = 1$ ) направлении. Для этого нужно в общем виде раскрыть статическую неопределимость зуба под действием горизонтальной силы  $F_x$  на коронке и далее определить перемещение  $u_x$  точки приложения  $F_x$  с координатами ( $x_F, y_F$ ) энергетическим методом с использованием интегралов Мора. Тем самым формируется математическая модель для определения перемещений  $u_x$  как функция усилия  $F_x$ , координат  $x_F, y_F$  и искомым параметров жесткости конусов  $C_i = C_{i\omega}$  в направлении  $t = 1$ . Число параметров  $C_i = K_1$  для первого корня ( $r = 1$ ).

Обозначим  $\{u_{xj}^{\text{ЭК}}\}$  – набор опытных значений перемещений зуба для соответствующих величин  $F_{xj}$  и координат точки ее приложения на коронке  $x_{Fj}, y_{Fj}$ . Полагаем, что  $1 < j \leq K^{\text{ЭК}}$ . Если  $K^{\text{ЭК}} = K_1$ , то задача определения «свободных» параметров биомеханической модели  $C_i = C_{it}$  при  $t = 1$  (число свободных параметров можно увеличить за счет других параметров структуры периодонта, например,  $n_{\omega}$  и др.; соответственно увеличивается и число  $K_1$ ) сводится к решению системы из  $K_1$  нелинейных уравнений

$$u_{xj}(F_{xj}, \dots, C_1, \dots, C_{K_1}) = u_{xj}^{\text{ЭК}}, \quad 1 \leq j \leq K^{\text{ЭК}} = K_1. \quad (2.41)$$

Системы (2.41) можно решить разными методами, однако целесообразно использовать способ приведения системы таких уравнений к одному виду

$$\Phi(C_1, C_2, \dots, C_{K_1}) = z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_{K_1}^2 = 0, \quad (2.42)$$

где  $z_j$  – невязки

$$z_j = u_{xj}(F_{xj}, \dots, C_1, \dots, C_{K_1}) - u_{xj}^{\text{эк}}, \quad 1 \leq j \leq K^{\text{эк}}, \quad (2.43)$$

причем по этому методу  $K^{\text{эк}}$  не обязательно равно  $K_1$ , что чаще всего и возникает в лабораторной практике.

Функция  $\Phi$  – неотрицательна и ее нулевой минимум будет одновременно и решением системы (2.41). Для этого используется программа минимизации функций многих переменных.

На основе полученного множества параметров  $\{C_{i1}\}$ , формул (2.29), (2.31) решается и задача определения параметров жесткости  $C_{fi\omega}$  пучков волокон периодонта на каждом выделенном  $\omega$ -уровне.

Для простоты представления методики определения жесткости конусов в направлении  $t=1$  примем, что в выражениях (2.17), (2.18), (2.19) податливость волокон периодонта  $\delta''_{ij}$  существенно выше податливости корня  $\delta'_{ij}$ . Тогда для одиночного зуба, представляемого левой частью ( $r=1$ ) эквивалентной схемы на рис. 2.3 и нагруженного функциональной нагрузкой  $F_x = F_1 \sin \theta_1$  при  $\theta_1 = 90^\circ$  в точке  $(x_{F_1} = 0, y_{F_1} = h_1,)$  и лишними неизвестными  $X_i$  ( $i \geq 4$ , т. к.  $X_1 = X_2 = X_3 = 0$ ) на корне зуба длиной  $l_1$ , имеем с учетом формул (2.17)-(2.20), (2.24):

$$\left\{ \begin{array}{l} \delta_{ii} = \left( \frac{(1-\xi_i)^2}{C_{A_1}} + \frac{\xi_i^2}{C_{B_1}} + \frac{1}{C_{i_1}} \right) \cdot \bar{X}_i; \\ \delta_{ij}|_{i \neq j} = \left( \frac{(1-\xi_i)\xi_j}{C_{A_1}} + \frac{\xi_i(1-\xi_j)}{C_{B_1}} \right) \cdot \bar{X}_i \cdot \bar{X}_j; \\ \Delta_{ip} = - \left( \frac{(1-\xi_i)}{C_{A_1}} \cdot \frac{h_1}{l_1} + \frac{\xi_i}{C_{B_1}} \cdot \left( 1 + \frac{h_1}{l_1} \right) \right) \cdot \bar{X}_i \cdot F_x, \end{array} \right. \quad (2.44)$$

где  $\xi_i = y_{oi}/l_1$  (рис. 2.2, 2.3).

Подстановка коэффициентов (2.44) в канонические уравнения (2.13) позволяет найти искомые усилия  $X_i$ , а по ним полные реакции  $R_{A_1}, R_{B_1}$  в опорных конусах  $A_1$  ( $g=1$ ),  $B_1$  ( $g=2$ ):

$$R_g = \begin{cases} (h_1/l_1) - \sum_i X_i (1-\xi_i) = R_{A_1}, & g=1, \\ -(1+h_1/l_1) - \sum_i X_i \cdot \xi_i = R_{B_1}, & g=2. \end{cases} \quad (2.45)$$

После этого дополнительно к рассматриваемой эквивалентной схеме зуба в рабочем состоянии, т. е. находящейся под действием сил  $F_x, X_4, X_5$ , и реакций  $R_{A_1}, R_{B_1}$ , вводится основная система, нагруженная единичной горизонтальной силой, приложенной в той точке, где определяется горизонтальное перемещение  $u_x$ . Пусть это единичное усилие действует в направлении силы  $F_x$ . Тогда в точке  $C_1(0, h_1)$  (рис. 2.8) в рамках энергетического метода определения перемещений [24] имеем:

$$u_{x,C_1} = \sum_{g=1}^2 \frac{R_g \cdot R1_g}{C_{g1}} = \frac{R_{A_1}}{C_{A_1}} \cdot \frac{h_1}{l_1} - \frac{R_{B_1}}{C_{B_1}} \cdot \left( 1 + \frac{h_1}{l_1} \right). \quad (2.46)$$

Аналогично в точках  $A_1(0,0)$ ,  $B_1(0, l_1)$  получаем:

$$u_{x,A_1} = -\frac{R_{A_1}}{C_{A_1}}; \quad u_{x,B_1} = \frac{R_{B_1}}{C_{B_1}}. \quad (2.47)$$



В произвольной точке  $Q_1(0, y_\omega)$  с вертикальной безразмерной координатой  $\xi = y_\omega/l_1$ , откладываемой от вершины корня (рис. 2.9),

$$u_{x,Q_1} = -\left(\frac{R_{A_1} \cdot (1-\xi)}{C_{A_1}} + \frac{R_{B_1} \cdot \xi}{C_{B_1}}\right). \quad (2.48)$$

Условие  $u_{x,Q_1} = 0$  позволяет найти координату  $\xi_0$  точки, относительно которой поворачивается корень:

$$\xi_0 = (1 - R_{B_1}/R_{A_1})^{-1}. \quad (2.49)$$

Искомые усилия  $R_{A_1}, R_{B_1}, X_i$  зависят от коэффициентов жесткости  $C_{g1}, C_{i1}$  в направлении  $t=1$ . Формула (2.29) позволяет определить соотношение между ними и  $C_{fj\omega}$  – продольной жесткости пучка волокон для конкретных схем моделирования системы конусов периодонта.

Пусть, например, число пучков волокон в конусе  $n=10$ . Тогда в зависимости от угла наклона образующей конуса  $\gamma_\omega$  (рис. 2.10)  $C_{i1}/C_{fj\omega}$  принимает следующие значения (табл. 2.3).

Таблица 2.3

$\gamma_\omega^\circ$	$\pm 60$	$\pm 45$	$\pm 30$	0
$C_{i1}/C_{fj\omega}$	1,25	2,5	3,75	5

Если в соответствии с табл. 2.3  $C_{fj\omega} \cong 2 \cdot 10^2$  Н/мм, то  $C_{i1} \in [0,25...1] \cdot 10^3$  Н/мм.

Для определения усилий  $N_{fj\omega}$  и напряжений  $\sigma_{fj\omega}$  непосредственно в пучке волокон периодонта  $\omega$  - конуса воспользуемся формулой (2.27). Углы  $\alpha = 0, \alpha = 180^\circ$  соответствуют наиболее нагруженным волокнам в зоне растяжения ( $\alpha = 0$ ) и сжатия ( $\alpha = 180^\circ$ ).

Для установления связей между  $N_{fj\omega}$ ,  $\sigma_{fj\omega}$ ,  $C_{fj\omega}$  введем дополнительные обозначения:  $E_f$ ,  $A_f$  – модуль Юнга и площадь поперечного сечения пучка волокон периодонта,  $S_f$  – ширина периодонтальной щели (рис. 2.9). С учетом этого и формулы (2.27) имеем:

$$\begin{cases} N_{fj} = \sigma_{fj} \cdot A_f = C_{fj\omega} \cdot u_{\chi_j}; \\ \sigma_{fj} = E_f \cdot \varepsilon_{fj} = E_f \cdot u_{\chi_j} / t. \end{cases} \quad (2.51)$$

Здесь, как и ранее,  $\chi_j$  – продольная ось  $j$ -волокна (рис. 2.10);  $u_{\chi_j}$ ,  $\varepsilon_{fj}$  – абсолютная и относительная деформации данного волокна. Из (2.51) следует соотношение между жесткостными и геометрическими характеристиками периодонта вида:

$$C_{fj\omega} = E_f \cdot A_f / S_f. \quad (2.52)$$

Для проверки достоверности разработанной методики был проведен вычислительный эксперимент по определению реакций  $R_{A_1}, R_{B_1}$ , усилий  $X_i$ , отнесенных к величине  $F_x$  ( $i \geq 4$ ), напряжений  $\sigma_{fj}$ , перемещений  $u_x$  выбранных сечений при следующих исходных данных:  $F_x = 10 \text{ Н}$ ,  $C_{fj\omega} \approx 2 \cdot 10^2 \text{ Н/мм}$ ,  $n_\omega = 10$ ,  $\eta_\omega = 1$ ,  $h_1/l_1 = 0,65$ ,  $S_f \approx 0,2 \text{ мм}$  и таблиц 2.2, 2.3. Структура периодонта моделировалась пятью опорными конусами с симметричным распределением углов  $\gamma_\omega \in [-60^\circ..60^\circ]$  относительно срединного значения корня ( $\xi = 0,5$ ).

Результаты вычислений представлены на рис. 2.11. Напряжения в наиболее нагруженных волокнах конуса  $B_1$ , соответствующих углам  $\alpha_j = 0$  и  $180^\circ$ ,  $\sigma_{fj,max} = \pm 0,75 \text{ МПа}$ .

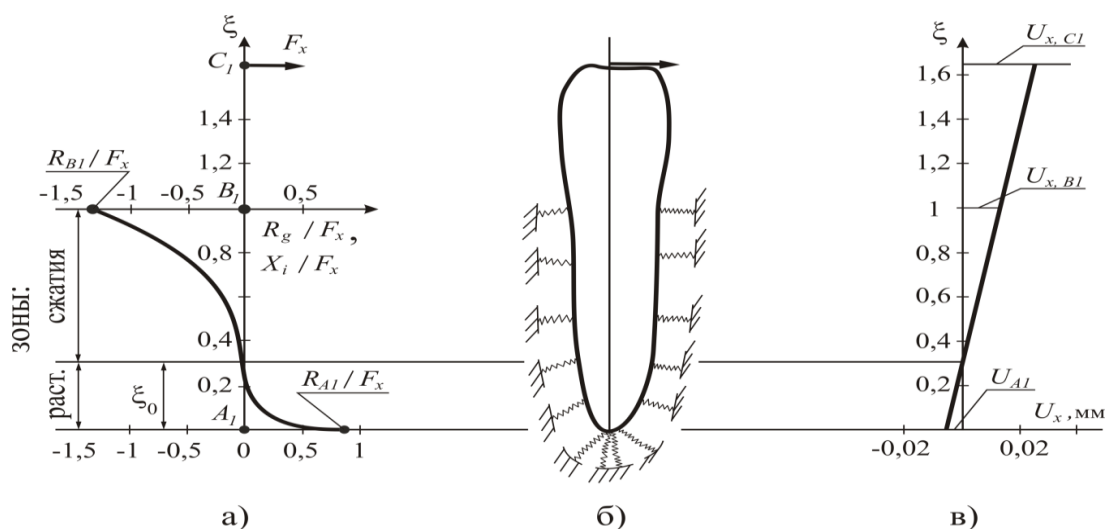


Рис. 2.12 Распределение усилий (рис. а),  
перемещений (рис. в),  
схема структуры периодонта (рис. б)

Отметим, что дополнительный ввод в расчет в сечении  $B_1$  на уровне десневого края волокон круговой связки ( $\gamma_\omega = 0^\circ$ ) перераспределяет усилия на корни и уменьшает в 3 раза перемещения  $u_{x,C_1}$ , что соответствует оценкам боковых смещений зуба в работе [33].

Заметим, что в соответствии с работой [16] термин «волокно» в структурной биомеханической модели трактуется в более расширенном смысле, чем модель пучка волокон периодонта, а именно как составной элемент связи корня зуба с окружающей костной тканью. В рамках этого представления к основному стержню в элементе связи с жесткостью  $C_{fj\omega}$  условно присоединяются дополнительные участки с жесткостью  $C_{kj\omega}$ , моделирующие область костной ткани в зоне срастания реального пучка волокон со стенкой альвеолы. Аналогично можно вводить и другой участок с жесткостью  $C_{uj\omega}$  для описания зоны соединения пучка волокон с элементом корня.

Из условия постоянства продольного усилия на выделенных участках элемента связи получаем оценку его жесткости  $C_{эj\omega}$ :

$$C_{эj\omega} = (C_{fj\omega}^{-1} + C_{kj\omega}^{-1} + C_{uj\omega}^{-1})^{-1}. \quad (2.53)$$

Величина  $C_{\omega}$  отражает состояние костной ткани и в зависимости от наличия той или иной патологии может меняться вдоль оси корня. Косвенно это учитывает весовой коэффициент как степень отклонения параметров жесткости  $C_{fj\omega}$  (под которыми для удобства использования предыдущих математических выкладок будем понимать  $C_{\omega}$ ) от, например, коэффициентов жесткости апикальных волокон  $C_{fja}$ .

Покажем необходимость такого учета на примере модели периодонта, параметры структуры и варианты схемы распределения  $\eta_{\omega}$  вдоль оси корня приведены в таблице 2.2 с учетом схем распределения волокон периодонта в учебнике [25]. Нормальное состояние костной ткани альвеолы соответствует  $\eta_{\omega} = 1$ ;  $\omega = 1$  отвечает апикальным волокнам. Расчет ведется с использованием формул (2.37)-(2.40).

В соответствии с работой [21] принимаем диапазон вертикальных перемещений  $u_y = 0,01..0,03$  мм, полагая при этом, что он получен для некоторой средней величины вертикальной функциональной нагрузки  $F_y = 100$  Н.

Таблица 2.4

$\omega$	1	2	3	4	5	6	7	8	$C_0/C_{fj\omega}$	$F_y = 100$ Н, $u_y = (0,01..0,03)$ мм	
										$C_{fja} \cdot 10^{-2}$ Н/мм	$C_0 \cdot 10^{-4}$ Н/мм
$\gamma_{\omega}^0$	80	60	45	30	0	-30	-45	-60			
$\eta_{\omega}^1$	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	39,7	2,5...0,33	1,0...0,33
$\eta_{\omega}^2$	1,0	0,95	0,9	0,85	0,8	0,6	0,4	0,2	28,45		
$\eta_{\omega}^3$	0,2	0,4	0,6	0,8	0,85	0,9	0,95	1	24,44		
$\eta_{\omega}^4$	0,2	0,1	0,09	0,085	0,08	0,06	0,04	0,02	3,85		

Значения искоемых параметров жесткости апикальных волокон  $C_{fja} := C_{\omega}$  и всей системы конусов, моделирующих периодонт корня ( $r = 1$ ),

$C_0$  приведен в таблице 2.4 при  $n_\omega = 10$ . Весовые коэффициенты  $\eta_\omega^1$  соответствуют нормальному состоянию костной ткани,  $\eta_\omega^2$  – патологии в пришеечной зоне периодонта,  $\eta_\omega^3$  – патологии в апикальной части периодонта,  $\eta_\omega^4$  – патология на всех уровнях периодонта с более сильным проявлением в пришеечной зоне.

Как видно из табл. 2.4 изменение состояния периодонта может существенно изменить отношение  $C_0/C_{ff\omega}$ , что очевидно должно отразиться на НДС одиночного зуба или мостовидного протеза в целом. Кроме того, приведенные расчетные данные для нормального состояния периодонта дают представление о величинах  $C_{ffa}$  и  $C_0$ .

Формулы (2.54), (2.55) представляют соотношения между величинами  $C_{эj\omega}$ ,  $C_{ff\omega}$ ,  $C_{kj\omega}$  на основе формулы (2.53), приведенной следующим образом к виду

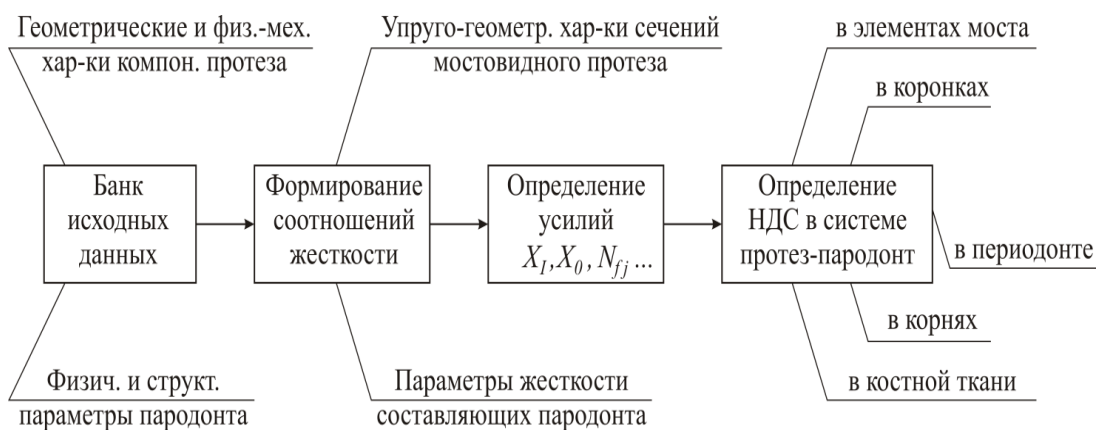
$$C_{эj\omega} = (C_{ff\omega}^{-1} + C_{kj\omega}^{-1})^{-1}, \quad (2.54)$$

откуда

$$C_{ff\omega}/C_{эj\omega} = 1 + C_{ff\omega}/C_{kj\omega}. \quad (2.55)$$

Отметим, что полученные нами расчетные значения показателя жесткости  $C_0$  при вертикальном перемещении зуба того же порядка, что и в работах [122, 123], если основываться на данных по соответствующим величинам податливости как обратной величины жесткости при растяжении-сжатии, полученных в указанных работах методом конечных элементов. Проведенное сопоставление также подтверждает достоверность используемого в диссертации структурного биомеханического подхода.

Функциональная схема анализа напряженно-деформированного состояния во всех составляющих структурно-неоднородной системы «несъемный мостовидный протез плюс пародонт» в рамках структурного биомеханического подхода представлена на рис. 2.12.



**Рис. 2.13** Схема анализа НДС сегмента зубочелюстной системы с мостовидным протезом

## 2.7. Статистическая обработка результатов

Статистическая обработка полученных данных проводили на персональном компьютере с использованием пакета статистических программ «NCSS 2000–PASS 2000». Достоверность различий определяли с использованием критериев Стьюдента и Вилкоксона- Уитни-Манна (Урбах В.И.,1975).

# РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

## Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО – РАСЧЕТНЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 3.1. Результаты клинической оценки типоразмеров опорных зубов.

В результате проведенных исследований по измерению высоты коронок опорных зубов, с применением разработанной клинко-лабораторной методики на основе данных биометрии моделей 1960 опорных зубов и анализа 98 ортопантомограмм, получены средние значения высоты коронок зубов и сгруппированы по функционально - групповой принадлежности.

В результате для клинической практики предложен индекс высоты коронок опорных зубов – ИВКОЗ и клиническая систематизация индекса высоты коронок опорных зубов: 1 тип – высокая; 2 тип – средняя; 3 тип – низкая (рац. предл. №3 от 19.05.2014.).

Установлены средние значения величины ИВКОЗ для различных групп зубов: 1 тип- высокая клиническая коронка опорного зуба; а) моляры - 6,5мм. и более; б) премоляры – 8,5мм. и более.

2 тип - средняя высота клинической коронки опорного зуба; а) моляры - от 4,5 до 6,5мм.; б) премоляры – от 6,5 до 8,5мм.

3 тип - низкая коронка опорного зуба; а) моляры - менее 4,5мм.; б) премоляры - менее 6,5мм. (рис. 3.1).

Таким образом, разработанный алгоритм оценки типоразмеров зубов и предложенная клиническая систематизация высоты коронок опорных жевательных зубов, позволяют на этапе клинического обследования объективно провести диагностику состояния коронок, дифференцированно осуществить выбор метода лечения для повышения эффективности применяемых несъемных конструкций зубных протезов.

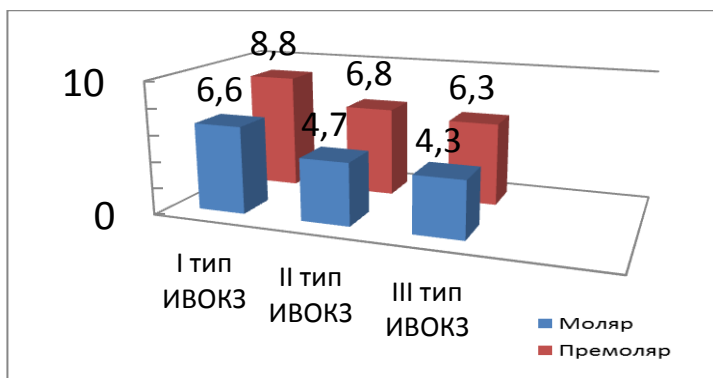


Рис. 3.1 Средние значения величины ИВКОЗ для моляров и премоляров.

### 3.2. Результаты клинической оценки состояния опорных зубов после снятия несъемных ортопедических конструкций

Анализ состояния твердых тканей опорных зубов после снятия по показаниям несъемных ортопедических конструкций в отдаленные сроки после протезирования показал, что пациенты пользовались несъемными протезами от 3-х до 15 лет. В сроки от 4 до 7 лет зафиксировано наибольшее количество снятых ортопедических конструкций – 83 ( $72,2 \pm 3,28\%$ ).

Полученные результаты систематизированы и выделены причины снятия несъемных ортопедических конструкций.

Осложнения со стороны конструкции протеза (переломы протеза по месту пайки, сколы эстетической облицовки, ухудшение эстетики протеза, истирание изолирующего покрытия (нитрид титанового, циркониевого) протеза, отколы одиночных коронок ) наблюдали в  $46,0 \pm 3,64\%$  случаев.

Осложнения со стороны опорных зубов (кариес твердых тканей коронки зуба, пульпит, периапикальные изменения (по данным рентгенографии), составили  $-28,0 \pm 3,28\%$ .

Осложнения со стороны тканей пародонта (воспаление краевого пародонта (опорные коронки длинные, широкие), образование пародонтальных карманов, подвижность опорных зубов) составляют  $-14,4 \pm 2,57\%$ .



Снятие ортопедических конструкций в результате нарушения фиксации протеза составило –  $11,6 \pm 2,34\%$ . (рис. 3.2).

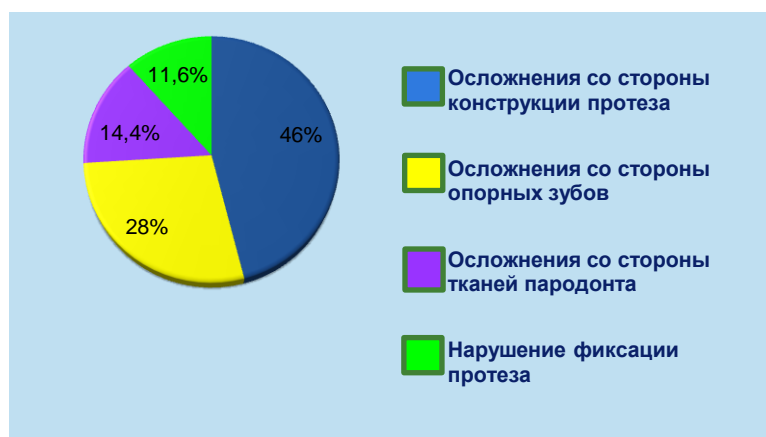


Рис. 3.2 Причины снятия несъемных ортопедических конструкций.

Проведена клиническая систематизация состояния твердых тканей опорных зубов после снятия несъемных ортопедических конструкций (рац. предл., №1 от 19.05.2014г.), выделены клинические типы коронок препарированных опорных зубов:

тип «А» – коронка препарированного опорного зуба сохранена, твердые ткани плотные, не изменены в цвете;

тип «Б» – коронка препарированного опорного зуба сохранена на  $\geq 1/2$ , твердые ткани частично разрушены, изменены в цвете;

тип «В» – коронка препарированного опорного зуба сохранена менее  $< 1/2$ , твердые ткани значительно разрушены, изменены в цвете;

тип «Г» – разрушение коронки препарированного опорного зуба до уровня десневого края.

В совокупности полученных данных на этапе повторного протетического лечения с учетом высоты коронок опорных зубов возможны следующие рекомендации: применение коронок в качестве опорных элементов несъемных конструкций протезов при типах «А», «Б», что соответствует показателю ИВКОЗ- 1 (высокие), 2 (средней высоты). При диагностировании опорных зубов типа «В», «Г», что соответствует показателю ИВКОЗ – 3 (низкая коронка опорного зуба), рекомендуем

предварительное депульпирование, изготовление штифтовых культевых конструкций (ШКК) (Цуканова Ф.Н., 1999) и изготовление протетических несъемных конструкций с использованием элементов макро и микро ретенции протеза.

Полученные результаты анализа состояния опорных зубов после снятия несъемных ортопедических конструкций не противоречат имеющимся литературным данным [17,27].

### **3.3. Систематизация несъемных мостовидных протезов на основе комплексного критерия жесткости**

В главе 2 диссертации показано, что НДС сложноструктурированной системы «МП-ОП» зависит от комплекса параметров его составляющих, определяющих жесткость ее частей: промежуточной части МП, коронок, корней опорных зубов, периодонта.

Выделим две группы независимых характеристик, оценивающих жесткость мостовидного протеза вместе с опорными зубами (МП) и волокон периодонта. Первая группа содержит варьируемые при проектировании МП параметры, вторая – достаточно консервативная с возможностью некоторого изменения в процессе подготовки пациента к протезированию.

В рамках структурного биомеханического подхода при моделировании определенной клинической ситуации вторую группу можно представить, например, характеристиками жесткости  $C_{At} \equiv C_{gt}$  ( $g = 1, t = 1, 2$ ) на уровне сечения  $A_r$  у верхушки  $r$ -корня и функцией распределения коэффициентов состояния пародонта  $\eta_{it}(\xi)$  по высоте корня, где  $\xi$  – безразмерная координата.

Для первой группы характерно изменение структурных параметров от сечения к сечению (имея в виду нормальные сечения промежуточной части конструкции и опорных зубов), поэтому, по предложению профессора

В. П. Багмутова, введен комплексный критерий оценки жесткости « $K_{sv}$ » МП вида:

$$K_{sv} = \frac{\tilde{J}_s}{\tilde{J}_v} \cdot \frac{L_v}{L}, \quad (3.1)$$

$$L_v = \sum_{r=1}^2 L_{rv}, \quad L_{rv} = h_r + l_r, \quad L = \sum_{r=1}^2 L_r;$$

где:

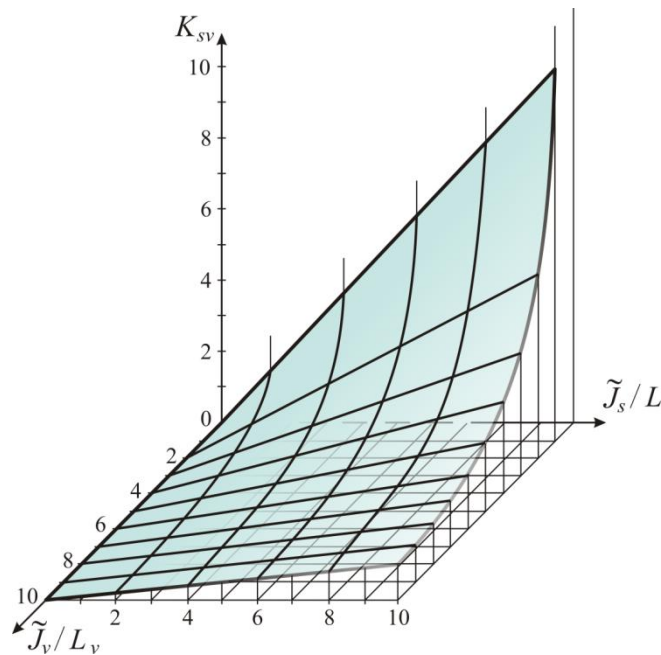
$$\tilde{J}_v = \frac{1}{L_v} \sum_r \int_0^{L_{rv}} \bar{J}_{rv}(y') dy', \quad \tilde{J}_s = \frac{1}{L} \sum_r \int_0^{L_r} \bar{J}_{rs}(x') dx', \quad (3.2)$$

$\bar{J}_{rv}, \bar{J}_{rs}$  – приведенные осевые моменты инерции поперечных сечений  $r$ -корня и  $r$ -части пролета соответственно. По существу  $\tilde{J}_v, \tilde{J}_s$  – усредненные по длине корней  $L_v$  и пролета  $L$  изгибные жесткости неоднородных сечений (рис. 3.3). Штрихи отмечают координаты  $x', y'$ , отсчитываемые от среднего сечения пролета  $s-s$  (рис. 2.7-2.9) и верхушки корня соответственно;  $v, s$  – символы зуба и пролета.

Учтем, что современные несъемные мостовидные протезы чаще всего локально и глобально неоднородные композитные конструкции, характеристики жесткости которых от точки к точке меняются как в нормальном сечении, так и от сечения к сечению. Поэтому приведенные изгибные жесткости  $\bar{J}_{rv}, \bar{J}_{rs}$  в общем виде определяется двойными интегралами:

$$\bar{J}_{rv} = \iint_{A_v(y')} E(x, y', z) x^2 dA_v, \quad \bar{J}_{rs} = \iint_{A_s(x')} E(x', y, z) y^2 dA_s, \quad (3.3)$$

где  $dA_v = dx dz, dA_s = dy dz$  и интегралы (3.2), (3.3) в большинстве



**Рис. 3.3** Зависимость комплексного показателя жесткости несъемного мостовидного протеза от характеристик жесткости промежуточной части протеза и опорных зубов

своем приходится сводить к интегралам для кусочно-однородных сечений с условным выделением подобластей с фиксированными упругими характеристиками.

С использованием параметров  $K_{st}$ ,  $C_{At}$  и  $\eta_{it}$  было сформировано двенадцать моделей мостовидных протезов, отличающихся друг от друга не только упругими и геометрическими параметрами структуры, высотой коронок, длиной корней и промежуточной части, но и характером распределения функциональной нагрузки относительно среднего сечения  $s-s$  (рис. 2.7-2.9). При «скошенности» влево к нормальной по высоте опорной коронки  $h_1$   $F_1 = F$ ,  $F_2 = 0$  (условное обозначение (1;0)), при скошенности вправо (высота правой коронки  $h_2 \leq h_1$ )  $F_1 = 0$ ,  $F_2 = F$  (обозначение (0;1)); при симметричном распределении  $F_1 = F_2 = F/2$  (условно (1/2; 1/2)).  $F$  – равнодействующая приложенной нагрузки при  $\theta_r^0 = 0$ .

При определении пространственной геометрической конфигурации мостовидного протеза и опорных зубов использовались как известные литературные данные [33], так и собственные исследования на основе метода параллельных сечений с использованием контактного сканирующего прибора [32].

Структура зубов изучалась на распилах с измерением микротвердости для выявления характерных зон по методике [30] в сочетании с известными описаниями [29] и данными рентгенографии. Результаты таких исследований схематически отражены в продольном сечении моста на рис. 2.7.

В таблице 3.1 представлена часть вариантов МПП с характерными силовыми, геометрическими и жесткостными относительными параметрами.

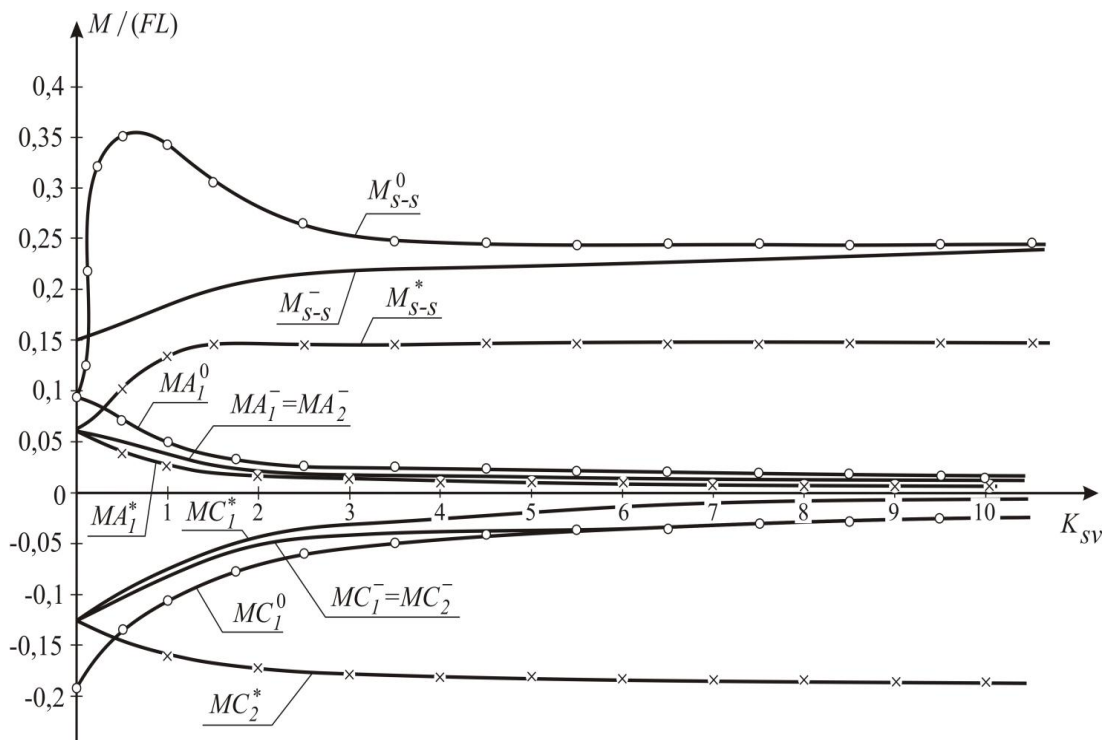
Таблица 3.1

Варианты	$F_r/F$		$h_r/l_r$		$xF_r/l_r$		жесткость конструкции , $K_{sv}$	жесткость периодонта , $C_{II} = C_{Ar}$	$\frac{yB_2}{l_2}$	
	$r = 1$	$r = 2$	$r = 1$	$r = 2$	$r = 1$	$r = 2$				
1	<i>a</i>	1	0	0,6	0,6	0,6	0,6	1,82	[0..∞]	0
	<i>b</i>	0	1	//	//	//	//	//	//	//
	<i>c</i>	½	½	//	//	//	//	//	//	//
2	<i>a</i>	1	0	0,65	0,65	0,9 3	0,86	1,21	[0..∞]	0,24
	<i>b</i>	0	1	//	//	//	//	//	//	//
	<i>c</i>	½	½	//	//	//	//	//	//	//
3	<i>c</i>	½	½	0,87	0,87	0,8	0,8	0,96	[0..∞]	0
4	<i>c</i>	½	½	0,4	0,4	1,5	0,6	0,11	[0..∞]	0
5	<i>c</i>	½	½					[0..∞]	∞	
	<i>и</i>	1	0							
6	<i>и</i>	1	0	0,4	0,4	0,6	0,6	0,11	[0..∞]	0
7	<i>и</i>	1	0	0,4	[0..0,4]	0,6	1,2	0,086	[0..∞]	[0..0,4 ]

В вариантах «и» рассматриваются конструкции с нарушением фиксации одной опорной (правой) коронки, моделируемой путем замены жесткой моментной связи на шарнирно-безмоментную в точке  $C_2$  (рис. 2.7).

### 3.4. Зависимость внутренних усилий в мостовидном протезе от характеристик жесткости биомеханической системы и высоты опорных коронок

На рис. 3.3 показан характер изменения изгибающих моментов в сечениях конструкции  $B_r$ ,  $C_r$ ,  $s-s$  при заземленных корнях (формально жесткость пародонта  $C_{At} \rightarrow \infty$ ) (варианты расчетных схем 5 *с,ш* табл. 3.1). В качестве базового принят мост с коронками одинаковой высоты  $h_r$  ( $r=1,2$ ) и усредненными по соответствующей длине МП моментами инерции  $J_v$ ,  $J_s$  (все линии и величины для этих мостов отмечены на рис. 3.4 сплошными линиями). Как крайние контрастные варианты рассмотрены несимметричные конструкции с низкой коронкой  $h_2 \rightarrow 0$  при разных характерах связи с правым опорным зубом: жесткая мостовидная связь (соответственно линии и величины отмечены «\*\*») и безмоментная шарнирная связь (условное обозначение «00»).



**Рис. 3.4** Зависимость изгибающих моментов в характерных сечениях мостовидного протеза  $s-s$ ,  $A_r$ ,  $C_r$  (рис. 2.7) от комплексного показателя

$K_{sv}$ . Сплошные линии соответствуют  $h_1 = h_2$ ; линии с (×) относятся к жесткой связи коронок с «пролетом», с (○) – к шарнирной связи на правой коронке ( $h_1 \leq h_2$ )

Как видно из рис. 3.4 для всех расчетных схем МП характерно существенно нелинейное изменение всех изгибающих моментов инерции при малых значениях комплексного показателя жесткости  $K_{sv} \in [0..5]$  и определенная их стабилизация за пределами этого интервала.

Исследования вариантов расчетных схем 7-9 (табл. 3.1) высветили и второе важное обстоятельство: переход к низкой правой коронке изменяет картину распределения изгибающих моментов и соответственно НДС в выделенных сечениях  $B_r$ ,  $C_r$ ,  $s-s$ . Так изгибающие моменты в МП с одинаковыми коронками ( $h_1 = h_2$ ) могут превышать аналогичные моменты в мостах с низкой, но жестко скрепленной с правой опорой пролетом протеза более чем на 10 % в сечениях  $B_1$ ,  $C_1$ ,  $s-s$ . При этом в сечении  $C_2$ , совпадающим с  $B_2$  при  $h_2 \rightarrow 0$  соотношение моментов  $M_{C_2}^* / M_{C_2}^-$  изменяется от 1 до 2 на интервале  $0 \leq K_{sv} \leq 10$ .

Это может привести к расфиксации протеза на низкой коронке с возможным существенным нагружением пролета, особенно при малых значениях комплексного показателя  $K_{sv}$ , что видно из сопоставления кривых  $M_{s-s}^0$  и  $M_{s-s}^-$  в функции от  $K_{sv}$  на рис. 3.2.

Результаты проведенных исследований о роли комплексного критерия жесткости МП  $K_{sv}$  в механическом поведении протеза во время функции служат в определенной мере научным обоснованием важной для практической ортопедической стоматологии рекомендации: увеличение длины «пролета» МП требует увеличения жесткости его пролета. Действительно, увеличение длины моста  $L$  при неизменности внутренней структуры строения промежуточных коронок (т. е. при неизменности

величин приведенных моментов инерции сечений пролета ( $\bar{J}_{rs}$ ) может приводить к существенному уменьшению величины  $K_{sv}$  в силу обратной зависимости  $K_{sv}$  от  $L$  (см. формулы (3.1), (3.2)) и увеличению по модулю внутренних усилий в сечениях моста. Для компенсации этого явления необходимо увеличивать изгибную жесткость сечений удлиненного пролета за счет применения, в частности, более жестких по модулю  $E$  однородных материалов компонент, либо альтернативных методов лечения (применения имплантатов).

### **3.5. Влияние жесткости периодонта и высоты опорных коронок на распределение усилий в мостовидных протезах**

Приведенные выше результаты исследования влияния жесткости мостовидного протеза при жестком пародонте, условно моделируемым защемлением корней опорных зубов, продемонстрировали важность проблемы низких коронок в ортопедической стоматологии. При этом особый интерес представляет выяснение роли низких опорных коронок при разных состояниях периодонта, включая и патологические при увеличении его податливости, т. е. уменьшении жесткости по сравнению с нормой.

Известно, что распределение усилий в любой статически неопределимой системе зависит от соотношения жесткостей ее частей [24]. Поэтому особое внимание уделим исследованию НДС МП-П при различных соотношениях между параметрами жесткости волокон периодонта и характеристиками жесткости остальных частей несъемного мостовидного протеза.

Используя варианты 1, 2 расчетных схем МП в табл. 3.1 рассмотрим совместное влияние на закономерности распределения внутренних силовых факторов и напряжений следующих факторов:



- 1) параметра жесткости периодонта  $C_{II} = 10^n$ , отнесенной к единичной жесткости  $1 \text{ Н/мм}$ , на широком интервале показателя  $n \in [0; \infty[$ ;
- 2) наличие ( $h_1 = h_2$ ) (вар. 1) или отсутствие (вар. 2) ( $h_2 < h_1$ ) плоскости симметрии упругих и геометрических характеристик сечений МП в сечении  $s-s$  (условное название: симметричные ( $h_1 = h_2$ ) или несимметричные ( $h_2 < h_1$ ) конструкции);
- 3) симметричное или асимметричное (наличие скошенности) распределения функциональной нагрузки относительно сечения  $s-s$  (соответственно варианты  $c$  или  $a, b$  в табл. 3.1);
- 4) различие в показателях жесткости периодонта по длине корня. Для удобства анализа роли указанных факторов выделим три группы рассматриваемых величин, отнесенных к равнодействующей силе  $F$ , через которые оценивается степень напряженности МПП:

1-ая группа: изгибающие моменты  $X_1$  в сечении  $s-s$  и моменты  $MB_r$  на уровне десневого края;

2-ая группа: продольные  $X_2$  и поперечные  $X_3$  усилия в сечении  $s-s$ , полные реакции  $R_g$  ( $g=1,2$ ) в сечениях  $A_r$  ( $R_{r1} = RA_r$ ),  $B_r$  ( $R_{r2} = RB_r$ ) и результирующая продольных реакций вдоль оси корней  $R_{0r}$ ;

3-я группа: напряжения в волокнах периодонта  $\sigma A_r$  в сечениях  $A_r$  на уровне апикальных отверстий и  $\sigma B_r$  на уровне десны.

Результаты вычислений величин, указанных в первой группе, приведены на рис. 3.3-3.6. Здесь и далее все кривые сопровождаются информацией о шифре варианта в скобках и для несимметричных мостов номером части  $r$  расчетной схемы:  $r=1$  соответствует левой части с

нормальной высотой коронки  $h_1$ ,  $r = 2$  – правой части, высота коронки которой  $h_2 \leq h_1$ .

6. Рассмотрим основные результаты исследований величин 1-ой группы.

1. Для всех выделенных моментов на рис. 3.5-3.6 характерна существенно нелинейная зависимость в области малых значений показателя жесткости  $n \in [0; n^*]$ , где  $n^* \cong 5$ . В области  $n > n^*$  все графики асимптотически стремятся к некоторым постоянным величинам. Полагаем, что область малых значений  $n$  определена некоторыми деструктивными процессами и требует повышенного внимания при подготовке пациента к протезированию. Соответствующие реальные значения параметра жесткости  $C_{II}$  устанавливаются на основе данных гнатодинамометрии, по методике, описанной выше.

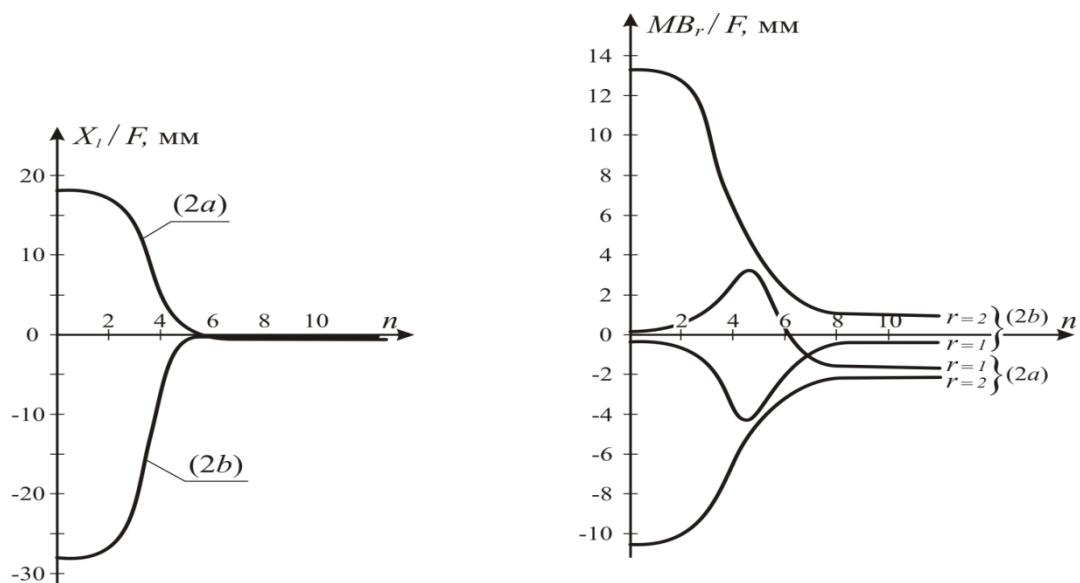


Рис. 3.5

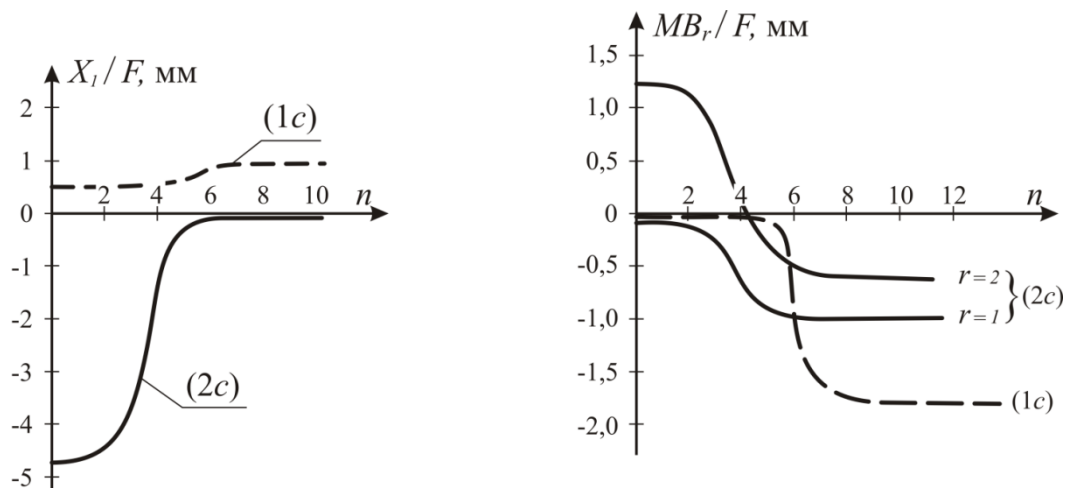


Рис. 3.6

Рис. 3.5-3.6 – Зависимость изгибающих моментов  $X_1$  (в сечении  $s-s$ ) и  $MB_r$  в сечениях  $B_r$  от показателя жесткости  $n$  периодонта, характера нагрузки (варианты  $a, b, c$ ) и высоты  $h_r$  коронок (для вариантов  $1a, b, c$   $h_1 = h_2$ , для вариантов  $2a, b, c$   $h_1 \leq h_2$ ,  $r$  – номер зуба:  $r=1$  – левый,  $r=2$  – правый)

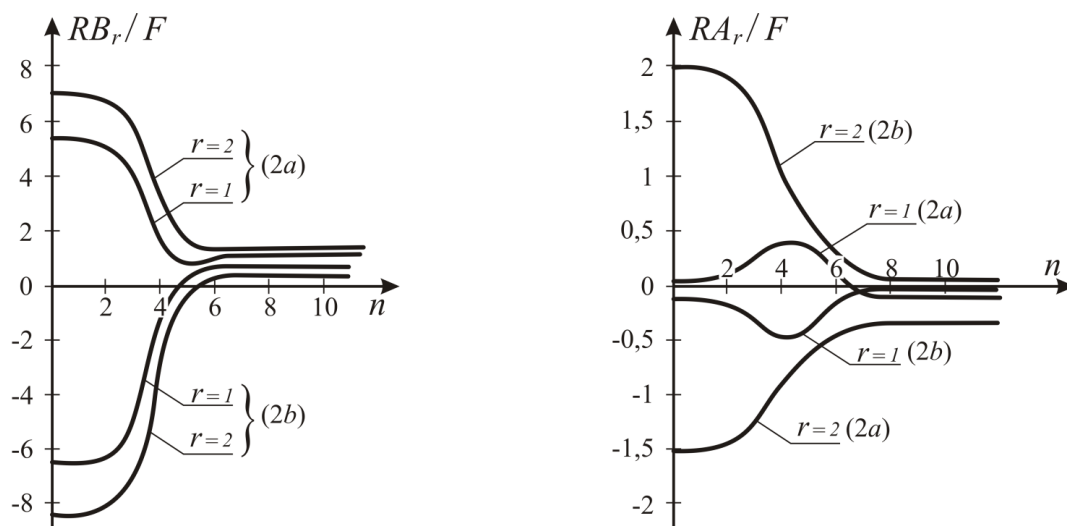
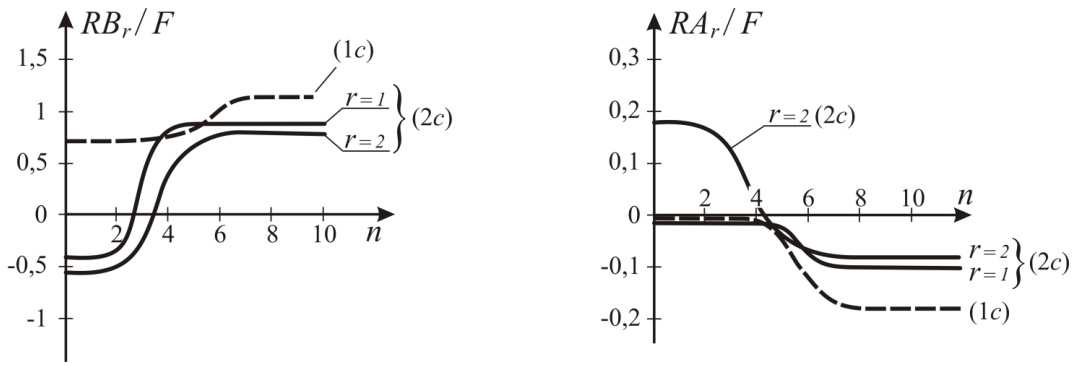


Рис. 3.7



**Рис. 3.8**

Рис. 3.7-3.8– Зависимость поперечных к оси корня реакций на уровне десневого края  $RB_r$  и апикального отверстия  $RA_r$ . Обозначения те же, что и на рис. 3.5-3.6

1. Конструкции с опорными коронками одинаковой высоты ( $h_1 = h_2$ ) более нагружены изгибающими моментами в области нормальной высокой жесткости  $n > n^*$ , что следует из графиков на рис. 3.5, 3.6, в частности, при симметричной нагрузке.
2. Наличие низкой коронки приводит к значительным изгибающим моментам не только в этой коронке, но и в сечении  $s-s$  при  $n < n^*$ .
3. Последнее утверждение верно не только при симметричном распределении нагрузки относительно сечения  $s-s$  (рис. 3.5, 3.6), но и особенно при асимметричном (рис. 3.5).
4. Дополнительная оценка опасности повышения величины изгибающих моментов на основе условия прочности для каждой компоненты сечений МП показала следующее. Для опорного зуба на уровне десневого края (сечение  $B_r$ ) условие прочности выглядит так:

$$|\sigma_{yi}| = E_i \left| \left( -\frac{R_{or}}{A_{rv}} \pm \frac{MB_r \cdot x_i}{J_{rv}} \right) \right| \leq \sigma_i^* = \begin{cases} \sigma_{i+}^*, & \sigma_{yi} \geq 0, \\ \sigma_{i-}^*, & \sigma_{yi} < 0. \end{cases} \quad (3.4)$$

Для круглого поперечного сечения  $x_i := r_i$  – радиус граничной окружности  $i$ -го кольцевого слоя с модулем Юнга  $E_i$ ;  $\sigma_{yi}$  – нормальное напряжение в этой компоненте.  $\bar{A}_{rv}$  – приведенная площадь всего сечения площадью  $A_{rv}$ . Для кусочно-однородного сечения

$$\bar{A}_{rv} = \sum_i E_i A_{rv,i} \quad (3.5)$$

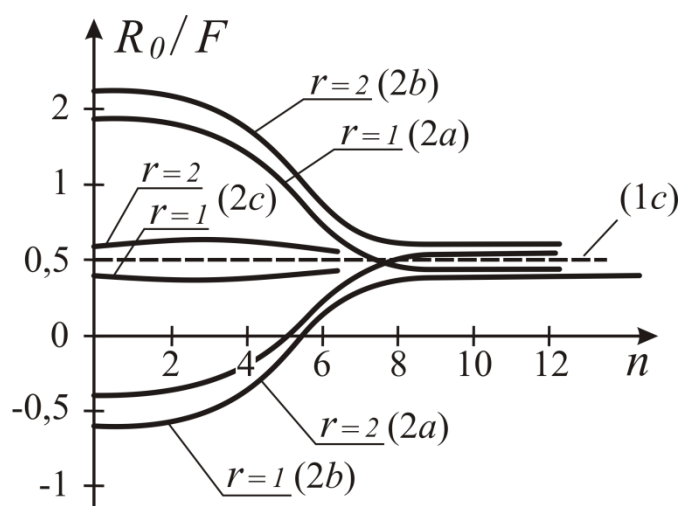
Для  $\bar{J}_{rv}$  используются формулы (3.3).

Аналогично записываются условия прочности сечения промежуточной части, в сечении  $s - s$ :

$$|\sigma_{xi}| = E_i \left| \left( -\frac{X_2}{A_{rs}} \pm \frac{X_1 \cdot y'_s}{\bar{J}_{rs,c}} \right) \right| \leq \sigma_i^* = \begin{cases} \sigma_{i+}^*, & \sigma_{xi} \geq 0, \\ \sigma_{i-}^*, & \sigma_{xi} < 0, \end{cases} \quad (3.6)$$

где  $y'_s$  отсчитывается от приведенного центра тяжести сечения [3].

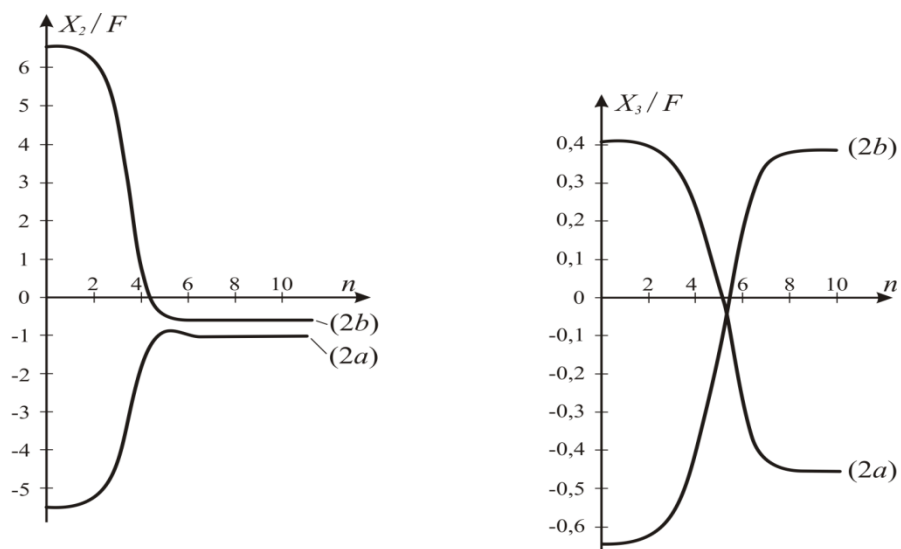
Из формулы (3.4) следует, что изменение соотношения между  $MB_r$  и  $R_{or}$ , что и наблюдается в области пониженной жесткости периодонта (рис. 3.4, 3.6, 3.11) может привести к возникновению и развитию области растягивающих напряжений и возможному нарушению прочности, материал которых хуже сопротивляется деформациям растяжения, чем сжатия. В том случае возникает задача оценки рациональности постановки штифтов, которые позволят выполнить условие прочности (3.4) для опасно нагруженных компонент сечения [33].



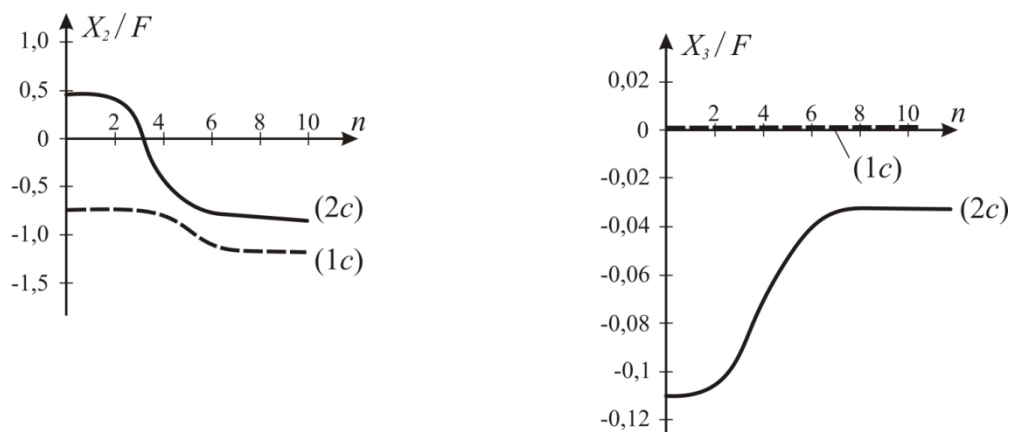
**Рис. 3.11** – Зависимость полных вертикальных реакций  $R_{0r}$  на левом ( $r=1$ ) и правом ( $r=2$ ) корнях протеза.

Закономерность изменения безразмерных сосредоточенных усилий, отнесенных к силе  $F$  и выделенных во 2-ю группу факторов, представлены на рис. 3.7-3.11. Здесь также отмечается их существенно нелинейная зависимость от параметра жесткости  $n$  в области  $n \leq n^*$  (для  $X_2$ ) с сохранением этого характера изменений и при  $n > n^*$  для  $X_3$ . Также ярко проявляется зависимость изменения всех анализируемых величин от асимметрии распределения функциональной нагрузки относительно сечения  $s-s$  – промежуточной части протеза.

Интересно отметить изменения в распределении, например, реакций на уровне десневого края  $RB_2$  в зависимости от жесткости периодонта и высоты правой коронки при ее расфиксации (рис. 3.11). В варианте (7ш) рассматривается случай низкой коронки  $h_2 < h_1$ , а в (7ш')  $h_2 \rightarrow 0$ . Разница в высоте  $h_2$  в большей степени сказывается на реакции  $RB_2$ .



**Рис. 3.9**



**Рис. 3.10**

Рис. 3.9-3.10 – Изменение продольного  $X_2$  и вертикального  $X_3$  усилий в сечении конструкции  $s-s$ .

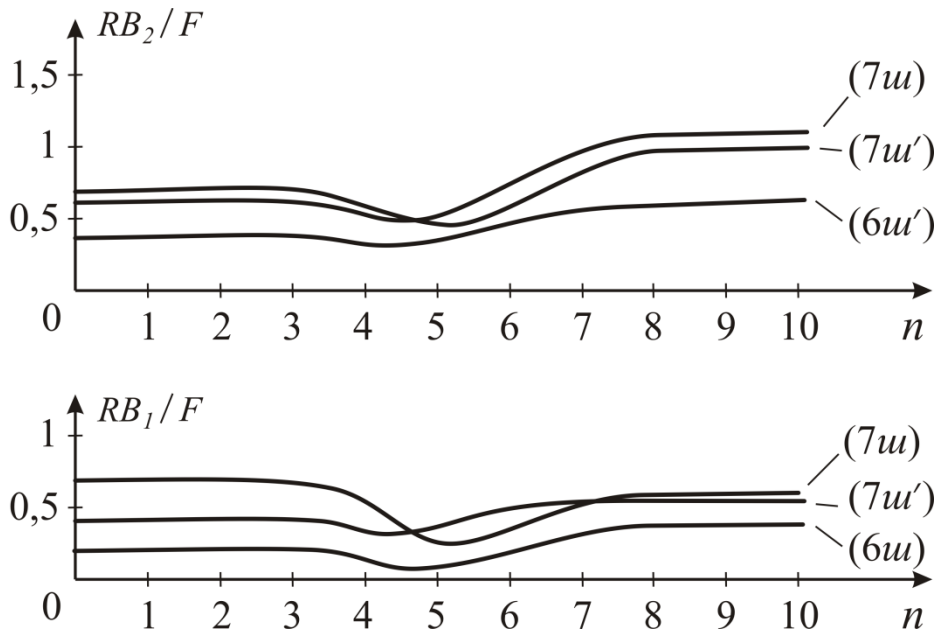
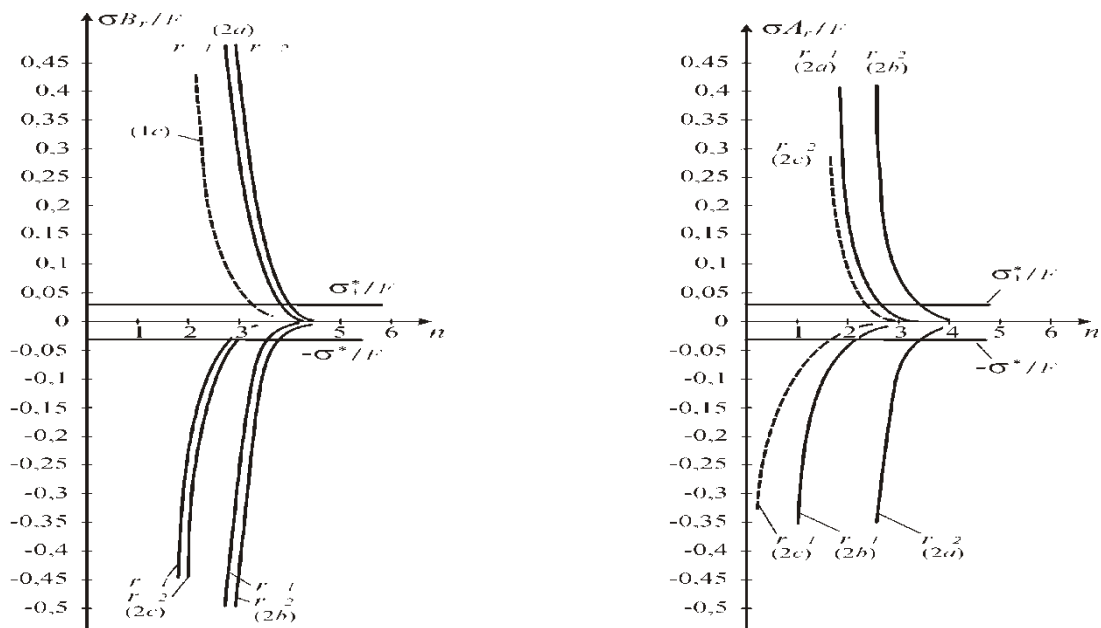


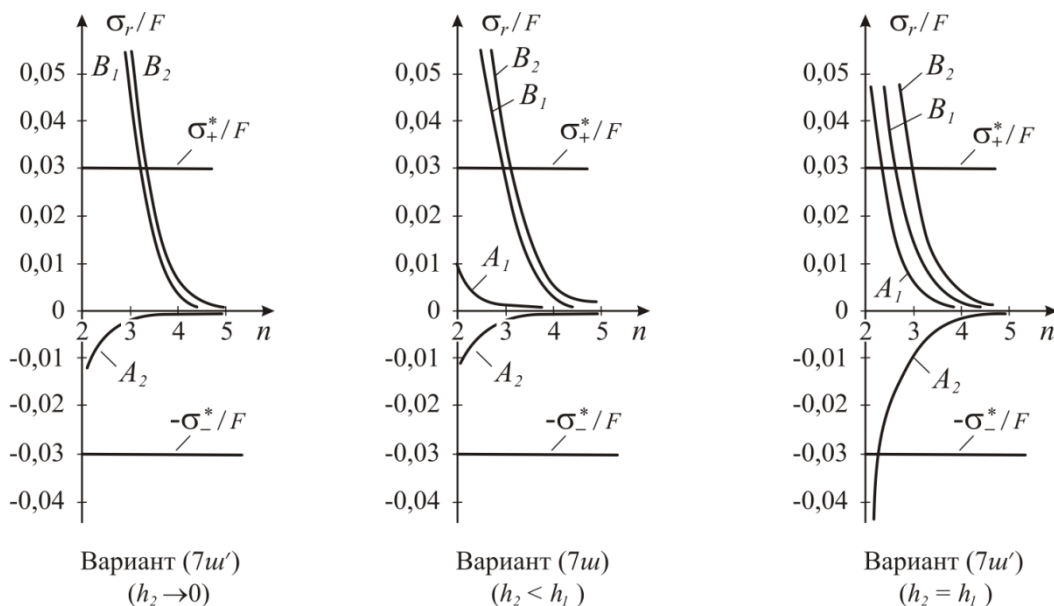
Рис. 3.11 Характер изменения поперечных реакций  $RB_r$  на уровне десневого края при расфиксации правой низкой коронки  $h_2 < h_1$ . В варианте  $7u'$   $h_2 \rightarrow 0$

Отмеченные тенденции в изменении внутренних и реактивных усилий от параметра  $n$  отражаются и на графиках функций напряжений волокон периодонта  $\sigma_r(n)$  (рис. 3.17-3.19) (3-я группа факторов). Там для повышения достоверности моделирования проведены на основе данных [5] уровни безопасных напряжений  $\sigma_+^* = |\sigma_-^*| = 0,03 \cdot F$  (МПа),  $dim F = H$ . Видно, что во всех рассмотренных вариантах распределения нагрузки относительно  $s-s$  наиболее напряжены низкие коронки опорных зубов, причем здесь допускаемая правая граница по показателю  $n^* \approx 4$ .





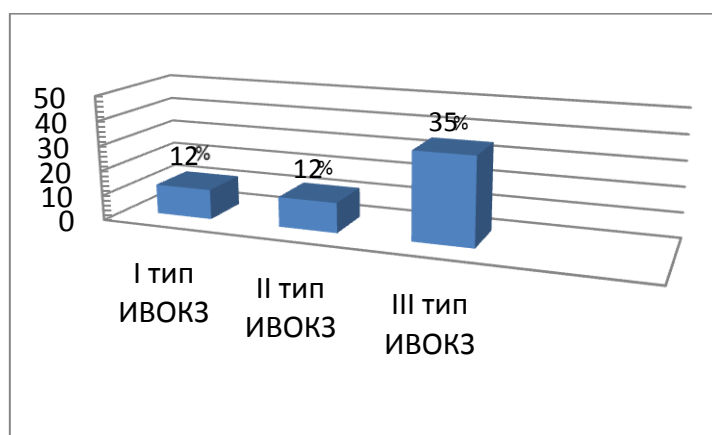
**Рис. 3.12** Закономерности изменения напряжений в волокнах периодонта в зависимости от их жесткости, жесткости связи «пролета» с коронкой и соотношения высот коронок опорных зубов мостовидного протеза



**Рис. 3.13** Закономерности изменения напряжений в волокнах периодонта в зависимости от их жесткости при расфиксации правой коронки. Рассматривается вариант 7и (табл. 3.1) с разной высотой коронки (правой) опорного зуба

### 3.6. Разработка рекомендаций по повышению эффективности дентальной протетической реставрации при низкой коронке опорных зубов.

Анализ области приложения функциональных нагрузок показал, что приложение нагрузки в области межбугорковой фиссуры для высокой и средней высоты опорной коронки (ИВКОЗ 1,2-го типа) вызывает увеличение напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) на 12% в сравнении с нагрузкой в области вестибулярного бугра, уточняя и дополняя известные научные данные [56]. При низкой коронке опорного зуба (ИВКОЗ 3-го типа), эта величина возрастает существенно - на 25-35% и, как следствие, может явиться одной из причин нарушения фиксации конструкции протеза. Это выдвигает необходимость использования в несъемных конструкциях при низкой коронке опорного зуба дополнительные элементы макро и микроретенции. (рис. 3.14).



**Рис. 3.14** Анализ области приложения функциональных нагрузок.

Приложение нагрузки в области вестибулярного бугра и межбугорковой фиссуры, по сравнению с нагрузкой, в проекции оси симметрии коронки зуба – «области безопасного приложения нагрузок», для ИВКОЗ-1,2,3 увеличивает показатели напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) в коронке опорного зуба в 5 -10 раз, подтверждая исследования других авторов [32,41].

Полученные результаты, расширяя возможности диагностики, доказывают возможность применения индекса высоты коронки опорного зуба - ИВКОЗ (1,2,3 тип коронки) в сочетании с оценкой уровня критических напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) при выборе методов стоматологического лечения и

моделирования особенностей анатомо-функционального рельефа ортопедических конструкций, при низкой опорной коронке, с применением индивидуально-типологического подхода при изготовлении протеза.

Анализируя полученные результаты о роли комплексного критерия жесткости материала несъемного мостовидного протеза - «  $K_{sv}$  », в механическом поведении протеза во время функции установлено, что при низкой опорной коронке изменяется картина распределения изгибающих моментов и соответственно напряженно-деформированное состояние конструкции (НДС).

Низкая опорная коронка мостовидного протеза изменяет картину распределения изгибающих моментов и соответственно НДС в сечениях протеза увеличиваясь более чем на 10 %.

Малые значения критерия жесткости «  $K_{sv}$  » конструкции могут явиться причиной существенных напряжений в промежуточной части протеза, опорных коронках и как следствие нарушения фиксации при различной высоте опорных элементов. При  $h_1 \geq h_2$  и подвижности опорного зуба (1,2 степени) изгибающие моменты «M/FL» в конструкции остаются высокими несмотря на увеличение показателя жесткости «  $K_{sv}$  » в интервале « $0 \leq K_{sv} \leq 10$ ».

Полученные результаты могут служить научным обоснованием важной для практической стоматологии рекомендации: увеличение изгибной жесткости конструкции, промежуточной части МП, опорных коронок требуют увеличения его жесткости за счет применения, более жестких и однородных по модулю -  $E$  материалов (безметалловых конструкций протезов), уменьшение протяженности промежуточной части протеза реализуется за счет расширения показаний для имплантации.

### 3.7. Анализ результатов объективных методов исследования

Показателями эффективности ортопедического лечения пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с низкой коронкой опорного зуба явились данные клинического состояния пациентов и объективные методы исследования.

#### 3.7.1. Анализ состояния окклюзионных контактов.

Анализ состояния окклюзионных контактов зубных рядов в основной - 3-ей и контрольных -1,2 группах выявил недостаточное их количество до лечения и нормализацию, в соответствии с типом ФОР (перетирающий и аморфный тип), после лечения. Визуальный анализ, в соответствии с рекомендациями индивидуально-типологического подхода, показал их абсолютный прирост  $8,1 \pm 0,09$  (при  $p < 0,001$ ) и функционально обоснованное расположение в области изготовленных ортопедических конструкций, что свидетельствует об эффективности выбранной тактики лечения.

#### 3.7.2. Анализ результатов оценки адаптации

Сравнительный анализ результатов тестирования основной- II-ой (3-я) и контрольной-I-ой (1,2-ая) групп по определению уровня адаптации пациентов к ортопедическим конструкциям (тест АОК) в ближайшие сроки после протезирования позволил выявить следующее (рис.б.).



**Рис. 3.15** Уровень адаптации к ортопедическим конструкциям пациентов исследуемых групп (баллы)

Применение несъемных ортопедических конструкций воспринимается пациентами положительно. Пациенты обращают внимание на повышение уровня субъективного комфорта после изготовления несъемных конструкций протезов, речевая и эстетическая адаптация завершается преимущественно в короткие сроки. Пациенты адаптируются к жевательной функции в короткие сроки, жевательная нагрузка на опорные зубы распределяется равномерно, что позволяет избежать формирования условного рефлекса привычной стороны жевания. Болевые ощущения в области периодонта опорных зубов после протезирования не выражены, что обусловлено наличием физиологической передачи нагрузок во время функции.

## Глава 4. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

### 4.1. Разработка рекомендаций по повышению эффективности дентальной реставрации при низкой коронке опорных зубов.

Полученные результаты клинико-математического обоснования в совокупности с данными литературы, анализом величины напряжений и деформаций, возникающих в опорных зубах и конструкции протеза при действии функциональной нагрузки, позволили систематизировать и обосновать некоторые рекомендации по применению современных дентальных реставраций с учетом особенностей клинической ситуации (ИВКОЗ) при лечении пациентов в том числе с низкой коронкой опорного зуба (табл.4.1).

Рекомендации по применению современных протетических дентальных реставраций с учетом индекса высоты коронок опорных зубов- ИВКОЗ.

Таблица 4.1

Типы ИВКОЗ	Группа зубов	ИВКОЗ (мм.)	Дентальные протетические реставрации в жевательной группе зубов
1	2	3	4
Высокая клиническая коронка опорного зуба – 1 тип	Моляры	> 6,5	Коронки (литые, комбинированные-ма, мк, безметалловые), вкладки, шкк. По показаниям, в соответствии с протоколом ведения стоматологических пациентов. Моделирование анатомо-функционального рельефа ортопедических конструкций, с применением индивидуально-типологического подхода по типу ФОР: основной, дробящий, перетирающий, аморфный.
	Премоляры	> 8,5	
Средняя высота клинической коронки опорного зуба – 2 тип	Моляры	4,5 – 6,5	Коронки (литые, комбинированные-ма, мк, безметалловые), вкладки, шкк. По показаниям, в соответствии с протоколом ведения стоматологических пациентов. Моделирование анатомо-функционального рельефа ортопедических конструкций, с применением индивидуально-типологического подхода по типу ФОР: основной, перетирающий, аморфный.
	Премоляры	6,5 – 8,5	
Низкая	Моляры	< 4,5	Повышение ретенции ортопедических

Типы ИВКОЗ	Группа зубов	ИВКОЗ (мм.)	Дентальные протетические реставрации в жевательной группе зубов
1	2	3	4
клиническая коронка опорного зуба – 3 тип	Премоляры	< 6,5	<p>конструкций.</p> <p>1) Макроретенция протеза:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- внутрикоронковые вкладки, корневые штифты, коронки со штифтом;</li> <li>- вкладки в качестве опоры мостовидного протеза,</li> <li>- вантовые (CBW), адгезивные протезы и др.</li> <li>- безметалловые однородные по материалу протезы (Cad-Cam технология);</li> <li>- применение имплантатов с винтовой фиксацией коронок.</li> </ul> <p>2. Микроретенция протеза:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- препарирование пазов, каналов,</li> <li>- пескоструйная обработка внутренней поверхности коронок,</li> <li>- дополнительная шероховатость твердых тканей опорного зуба.</li> </ul> <p>По показаниям, в соответствии с протоколом ведения стоматологических пациентов.</p> <p>Моделирование анатомо-функционального рельефа ортопедических конструкций, с применением индивидуально-типологического подхода по типу ФОР: перетирающий, аморфный</p>

#### 4.2. Результаты лечения пациентов 3 –ей основной группы

На этапе клинического обследования пациентам 3-ей основной группы -36 человек, при диагностировании величины ИВКОЗ-3-его типа, низкие опорные коронки, предварительное планирование несъемных ортопедических конструкций в жевательной группе зубов и конструктивные особенности определяли с учетом полученных экспериментально - теоретических расчетных данных и разработанными клиническими рекомендациями по применению современных дентальных реставраций. Пациентам с частичным отсутствием зубов -4 человека, при 3 классе дефектов зубных рядов по Кеннеди, проведена предварительная хирургическая имплантация, с установкой 7 имплантов в области

отсутствующих зубов. На этапе протетического лечения изготовлено 7 безметалловых керамических коронок, 6 мостовидных протезов с применением Cad-Cam компьютерной технологии. Изготовлено 3 литых одиночных коронки, 21 металлокерамических коронки в жевательной группе зубов, 19 металлокерамических мостовидных протезов, 5 цельнолитых мостовидных протеза. На этапе повторного протезирования пациентов, в качестве опоры конструкции было изготовлено 19 штифтовых культевых вкладок. Пациентам 20-25 лет - 2 человека изготовлено 2 адгезивных мостовидных протеза в жевательной группе зубов.

Моделирование анатомо-функциональных особенностей несъемных конструкций протезов (жевательной поверхности коронок) проводили под контролем артикуляционно-окклюзионных соотношений зубов и зубных рядов, с учетом типа ФОР.

#### **Клинические примеры.**

**Пациент Н. 26 лет** обратился в ГАУЗ «ВОКСП» с жалобами на отсутствие зуба в жевательном отделе слева на нижней челюсти.

Объективно: лицо симметричное, нижняя 1/3 высоты лица не снижена, носогубные складки не выражены, открывание рта свободное в полном объеме. В полости рта: слизистая бледно розового цвета, умеренно увлажнена, без патологических элементов. На нижней челюсти отсутствие зуба 3.6, из анамнеза удален 1 год назад в результате осложненного кариеса.

DS: Частичное отсутствие зубов на нижней челюсти III класс по Кеннеди. ИВКОЗ-3.7.

Было проведено: анализ ортопантограммы, биометрия моделей, окклюдозография.

Был предложен план лечения: установка имплантата в области 3.6 зуба, с последующим изготовлением металлокерамической коронки.



				<b>П</b>										<b>П</b>						
<b>8</b>	<b>7</b>	<b>6</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>					
<b>0</b>	<b>П</b>	<b>П</b>											<b>0</b>							

Пациент Н. направлен к хирургу – имплантологу для установки имплантата в области 3.6 зуба ( система ALPHA-Bio).

**Пациент Н.** повторно обратился через 3 месяца после установки имплантата в области 3.6 зуба. Объективно: имплантат в области 3.6 зуба с формирователем десны. Учитывая низкую клиническую коронку было принято решение об изготовлении металлокерамической коронки с винтовой системой фиксации на имплантат.



Лечение:

1. Снятие анатомического оттиска альгинатной массой с верхней челюсти, снятие двойного уточненного оттиска с нижней челюсти при помощи слепочного трансфера методом закрытой ложки, Определение центральной окклюзии.

2. Припасовка каркаса коронки в полости рта с фиксацией к имплантату через переходник. Определение цвета А2.



3. Припасовка металлокерамической коронки в полости рта. Глазурование коронки. Фиксация динамометрическим ключом с усилием 30 Н см. закрытие шахты винта коронки фотокомпозиционным материалом. Даны рекомендации.

Эпикриз: пациенту Н. учитывая низкую клиническую коронку изготовлена металлокерамическая коронка с винтовой фиксацией к имплантату.

**Пациентка Л. 38 лет** обратилась в ортопедическое отделение ГАУЗ «ВОКСП» с жалобами: на затрудненное пережевывание пищи, эстетический дефект.

Объективно: Лицо симметричное, нижняя 1/3 высоты лица сохранена, носогубные складки не выражены, открывание рта свободное в полном объеме. В полости рта слизистая бледно-розового цвета умеренно увлажнена. На верхней челюсти отсутствие 25 зуба, 24 – корень, разрушен, выше уровня десны, 26 – пломба на жевательной поверхности, занимающей 2/3 поверхности зуба, ИРОПЗ – 0.6.

На рентгеновских снимках, каналы 24,26 зубов, запломбированы до верхушки корня, без патологических изменений в периапикальных тканях.

Проведено обследование – ОПТГ, сняты анатомические оттиски, с верхней и нижней челюстей, изготовлены диагностические модели, проведена окклюдозография. Применена клинико-лабораторная методика оценки высоты клинических коронок. Определен ИВКОЗ- III типа.

DS: Частичное отсутствие зубов на верхней челюсти III класс по Кеннеди, патология твердых тканей 24, 26 зубов, ИРОПЗ 24 – 0,8, 26 – 0,6, ИВКОЗ- III типа, нарушение функции жевания, эстетики и речи.

План лечения:

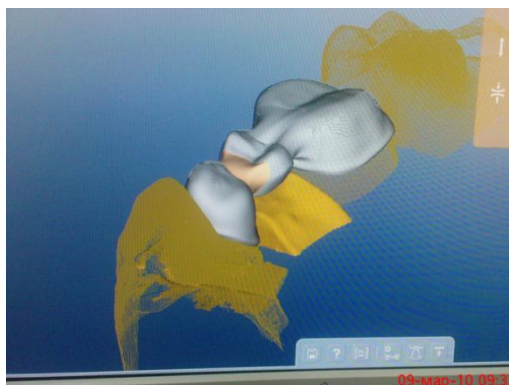
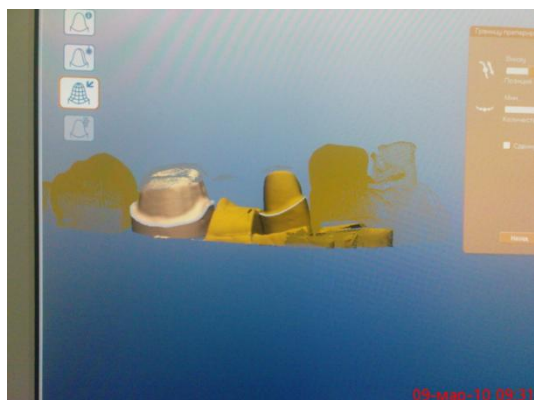
Изготовить штифтово-культевую конструкцию на 24 зуб, керамический



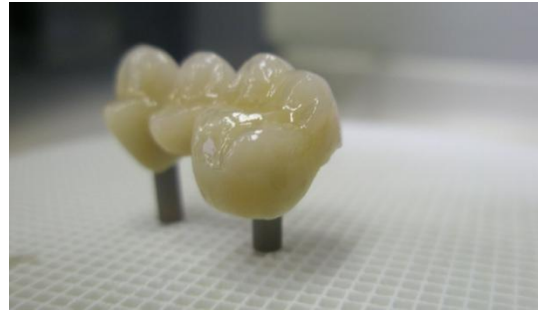
мостовидный протез, на каркасе из оксида циркония, с опорой на 24, 26 зубы.

Лечение:

Моделирование штифтово-культевой конструкции на 24 зуб.  
Припасовка и фиксация штифтово-культевой конструкции на 24 зуб.  
Препарирование твердых тканей 24, 26 зубов, снятие двойного



уточненного анатомического оттиска с верхней челюсти, снятие анатомического оттиска с нижней челюсти. Определение центральной окклюзии.



Изготовление разборной модели. Компьютерное сканирование.

Компьютерное моделирование будущего каркаса из оксида циркония

Фрезерование каркаса из цельного блока оксида циркония. Запекание в печи при температуре 1200° в течение 8 часов. Проверка каркаса из оксида циркония в полости рта, определение цвета—А 2. нанесение и запекание керамической массы на каркас из оксида циркония. Проверка готовой конструкции мостовидного протеза в полости рта. Глазурование. Фиксация мостовидного протеза на фотокомпозиционный цемент.

Даны рекомендации.

Эпикриз: Пациентка Л. 38 лет, находилась на ортопедическом лечении с диагнозом: Частичное отсутствие зубов на верхней челюсти III класс по Кеннеди, патология твердых тканей 24, 26 зубов, ИРОПЗ 24–0,8, 26–0,6, ИВКОЗ-III типа, нарушение функции жевания, эстетики и речи. Были изготовлены: штифтово-культевая конструкция на 24 зуб, керамический мостовидный протез, на каркасе из оксида циркония, с опорой на 24, 26 зубы.

#### **4.3. Результаты лечения пациентов 1,2 ой контрольных групп.**

Пациентам контрольных 1,2-ой групп -94 человека при диагностировании величины ИВКОЗ-1,2 типа, соответственно высокие (18) средние (76) опорные коронки, изготавливали конструкции по показаниям, в соответствии с протоколом ведения пациентов с патологией твердых тканей и частичным отсутствием зубов. Изготовлено 85 коронок, из них цельнолитые-13, металлокерамические-61, безметалловые керамические-14.

Мостовидные протезы-102, из них цельнолитые-16, металлокерамические-86, безметалловые керамические-12, 50 штифтовых конструкций.

Моделирование анатомо-функциональных особенностей несъемных конструкций протезов проводили под контролем артикуляционно-окклюзионных соотношений моделей зубов и зубных рядов, с учетом индивидуально-типологического подхода и формирования функционально-окклюзионного рельефа (ФОР) протеза: основной, преимущественно дробящий, преимущественно перетирающий, аморфный.

### **Клинические примеры.**

**Пациент М. 47 лет**, обратился в ортопедическое отделение ГАУЗ «ВОКСП» с жалобами: на отсутствие зубов слева, на затрудненное пережёвывание пищи.

Объективно: Лицо симметричное, нижняя 1/3 высоты лица сохранена, носогубные складки не выражены, открывание рта свободное в полном объеме. В полости рта слизистая бледно-розового цвета умеренно увлажнена. На нижней челюсти отсутствие 36, 37 зубов, 34, 35, 38 под постоянными пломбами, занимающими 2/3 поверхности зубов, ИРОПЗ 0,6.

На рентгеновских снимках каналы 34, 35, 38 зубов, запломбированы до верхушки корня, без патологических изменений в периапикальных тканях.

Проведено обследование – ОПТГ, сняты анатомические оттиски, с верхней и нижней челюстей, изготовлены диагностические модели, проведена окклюдозография. Применена клинико-лабораторная методика оценки высоты клинических коронок. Определенно ИВКОЗ II типа.

DS: Частичное отсутствие зубов на нижней челюсти III класс по Кеннеди, патология твердых тканей 34, 35, 38 зубов, ИРОПЗ – 0,6, ИВКОЗ -II типа, нарушение функции жевания, речи.

План лечения:

Изготовить металлокерамический мостовидный протез, с опорой на 34, 35, 38 зубы, 38 штифтовая коронка).

Лечение: Препарирование твердых тканей 34, 35, 38 зубов, 38



подготовка под штифт, снятие двойного уточненного анатомического оттиска с нижней челюсти, снятие анатомического оттиска с верхней челюсти. Определение центральной окклюзии.

Припасовка каркаса металлокерамического мостовидного протеза. Определение цвета А3,5. Припасовка металлокерамического мостовидного протеза. Глазурование. Фиксация на постоянный цемент Fuji 1.

Даны рекомендации.

Эпикриз: Пациент М. 47 лет, находился на ортопедическом лечении с диагнозом: Частичное отсутствие зубов на нижней челюсти III класс по Кеннеди, патология твердых тканей 34, 35, 38 зубов, ИРОПЗ – 0,6, ИВКОЗ II типа, нарушение функции жевания, эстетики и речи. Был изготовлен металлокерамический мостовидный протез, с опорой на 34, 35, 38 зубы, на 38 коронка со штифтом.

Динамическое наблюдение пациентов и анализ результатов в сроки 1-3 года показало, наличие осложнений, со стороны коронки опорного зуба в первый год после протезирования, в виде частичного скола керамической облицовки -3ед, при низкой опорной коронке. В 2-х случаях, на 2-ой и 3-ий год после протезирования, наблюдали нарушение фиксации конструкции при низкой опорной коронке. Это, наш взгляд, связано с недостаточно широким применением метода имплантации, безметалловых видов конструкций (САД – САМ технологии) при наличии показаний, обеспечивающих физиологическую передачу нагрузки (отказ пациентов 1,2 групп от данной технологии мотивирован увеличением сроков протезирования и повышением стоимости лечения).

Таким образом, полученные результаты клинико-экспериментального исследования позволяют дополнить и систематизировать данные о типоразмерах опорных зубов, повышают качество диагностики и обоснованность дифференцированного подхода к выбору несъемных конструкций зубных протезов. Результаты математического моделирования и анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы «МП-ОЗ» с учётом клинической ситуации позволяют выявлять области концентрации напряжений и деформаций в тканях опорного зуба, периодонте, несъемной конструкции протеза, дополнить имеющиеся в литературе данные, обеспечивая прогнозирование и предварительное планирование ортопедических методов лечения при низкой коронке опорных зубов.

Оценка клинического состояния пациентов и объективные методы исследования в сроки 1-3 года позволяют говорить об эффективности выбранной тактики лечения.

## Глава 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В современной ортопедической стоматологии наиболее распространенный вид несъемного протезирования-восстановительные коронки, мостовидные протезы порой бывают неэффективными и не обеспечивают надежной и долговременной фиксации при низкой коронке опорного зуба (Арутюнов И.Ю., Лебедеко, 2007, Розов Р.А., 2009.). Для выполнения оптимальной ретенции конструкции необходима достаточная высота опорного зуба, при максимальной параллельности стенок.

Существуют средние эталоны высоты коронки, высоты корня, отношения длины корня к длине коронки по R.S.Wheezzer, J.B.Woelfel, С.С.Михайлов, В.Д. Устименко (цит. по С.И. Абакаров, В.В. Свирин, 2008), Т.Д. Дмитриенко (2001.). Однако, их применение на практике не до конца реализовано, так как отсутствуют клинические критерии оценки коронки опорного зуба, не систематизированы методы лечения при низкой коронке, в том числе для применения современных безметалловых конструкций.

Рациональное планирование ортопедических конструкций остается важной задачей современной стоматологии (Матвеева А.И., 1998, 2000; Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н., 2003; Каливграджян Э.С., Алабовский Д.В., 2006). Анализ биомеханических характеристик, напряжений и деформаций на основе математического моделирования и расчетных данных, позволяют обоснованно осуществить выбор конструктивных особенностей несъемных зубных протезов, с учетом клинической ситуации (Гризодуб В. И., Чуйко А. Н., Бахуринский Н. Ю., 2001, Загорский В.А., Макеева И.М., Загорский В.В., 2011; Семенов Е.И., Сенников О.Н., с соавт., 2013).

Таким образом, вопросы изучения особенностей протезирования несъемными ортопедическими конструкциями при низкой коронке опорных зубов требуют дальнейшего разностороннего исследования на основе биомеханического подхода и принципов доказательной медицины.



В связи с этим актуальна и цель диссертационного исследования – повышение эффективности ортопедического лечения пациентов несъемными конструкциями при низкой коронке опорных зубов. Адекватно цели были сформулированы задачи исследования, их пять, они реализованы в ходе диссертационной работы.

Проведено клиническое обследование 300 пациентов: 135 мужчин и 165 женщин, в возрасте 20-50 лет обратившихся в ГАУЗ ВОКСП по поводу протезирования дефектов зубов и зубных рядов. Из общего количества обследованных была сделана репрезентативная выборка в количестве 130 пациентов с учетом типоразмеров опорных жевательных зубов (высокие, средние, низкие). В основную 3-ью группу вошли 36 пациентов с низкой коронкой опорных зубов, в контрольные 2,1-ую группы вошли пациенты соответственно со средней (76) и высокой (18) коронкой опорных зубов.

На этапе ортопедического лечения пациентам изготовлены конструкции: коронки-119, в том числе цельнолитые-16, металлокерамические-82, безметалловые керамические-21; мостовидные протезы-144, из них цельнолитые-21, металлокерамические-105, безметалловые керамические-18, штифтовые культевые конструкции-59, адгезивные протезы-2. Проведено лечение 4 пациентов с предварительной установкой дентальных имплантатов-7.

Клиническое обследование пациентов проводили по общепринятым в ортопедической стоматологии методикам (опрос, внешний осмотр, осмотр полости рта, состояния зубов, зубных рядов, окклюзионных взаимоотношений, оценки уровня адаптации пациентов к несъемным ортопедическим конструкциям).

Дополнительно для решения поставленных задач в клинике использовали специальные методы исследования: рентгенографическое исследование, САД-САМ компьютерная технология при изготовлении безметалловой керамики.

Систематизацию выявленных дефектов зубных рядов проводили по общепринятой классификации Кеннеди. Полученные данные заносили в разработанную карту оценки стоматологического статуса, составленную в соответствии с рекомендациями ВОЗ (1997), с оценкой типоразмеров клинической коронки опорных зубов.

Для измерения и систематизации высоты коронок опорных зубов разработана клиничко-лабораторная методика оценки высоты коронок опорных зубов на основе данных биометрии диагностических моделей (Мельниченко Л.М., 2006) и анализа ортопантограмм с использованием предложенного стандартизированного шаблона высоты коронки. Подсчитаны средние значения высоты коронок опорных зубов и сгруппированы по функционально-групповой принадлежности. (рац. предл.№.13, от 12.04.2012г. ). Выполнено 1960 измерений и анализ 98 ортопантограмм,

Для анализа состояния твердых тканей и периодонта опорных жевательных зубов после снятия по показаниям ортопедических конструкций -43 одиночных коронок, -72 мостовидных (консольные, цельнолитые, паяные, металлокерамические, металлоакриловые) протеза, со сроками пользования от 3-х до-15 лет. Объектом исследования являлись 187 опорных зубов -премоляры, моляры у 53 пациентов, с учетом данных анамнеза, историй болезни, клинических данных, результатов работы экспертного Совета при МЗ Волгоградской области (2011-2014гг)..

Для регистрации окклюзионных контактов и последующего их анализа использовали обзорные окклюдозограммы (Миликевич В.Ю., Кибкало А.П., Иванов Л.П.,1984г.), с анализом по методике индивидуально-типологических признаков с применением «способа определения окклюзионных контактов антагонизирующих зубов» по типу ФОР- функционально-окклюзионного рельефа (Шемонаев В.И.,2012г.). Проведен анализ 120 окклюдозограмм.

Для оценки уровня адаптации пациентов к несъемным ортопедическим конструкциям применяли тест субъективного шкалирования АОК (адаптация к ортопедическим конструкциям), (Михальченко Д.В., 1999г.). Проведен анализ 44 анкет.

Вышеперечисленные методы клинического и функционального исследования проводили и оценивали в динамике до и после лечения пациентов, отдаленные результаты прослежены в сроки от 1 года до 3-х лет.

Материалом экспериментально-теоретического исследования служила базовая биомеханическая модель опорного зуба. Учитывая, что современные несъемные мостовидные протезы это неоднородные композитные конструкции, методом конечных элементов рассматривалась расчетная схема мостовидного протеза «мостовидный протез-опорный зуб» в комплексе структурных параметров. Сформировано и рассмотрено 12 моделей мостовидных протезов с характерными упругими, геометрическими параметрами структуры, определяющих жесткость ее частей: опорных коронок (при  $h_1=h_2$ ;  $h_1 \geq h_2$ ), промежуточной части протеза ( $l_1 = l_2$ ;  $l_1 \geq l_2$ ), с системами связок волокон периодонта вдоль осей корней зубов ( на уровне десневого края, апикальной области и др.).

Для выявления характера взаимосвязи анатомо-функциональных особенностей строения опорной коронки зуба, высоты коронок опорных зубов и напряженно-деформированного состояния (НДС) в процессе функции проведено исследование величины и характера распределения напряжений с помощью математической модели и компьютерного анализа на ЭВМ. Рассматривали три варианта приложения нагрузки на окклюзионную поверхность коронки опорного зуба для премоляров нагрузка  $P=100$  Н; для моляров  $P=170$  Н (Жулев Е.Н. 1995): в проекции центральной оси коронки зуба ( $X=0, Y=0, \alpha=0^\circ, \beta=90^\circ$ ); на вестибулярный бугор коронки зуба под углом ( $\alpha=0^\circ, \beta=75^\circ$ ) ; в области продольной фиссуры под углом ( $\alpha=90^\circ, \beta=75^\circ$ ).

В процессе исследования экспериментальных математических моделей и анализа напряженно-деформированного состояния проведено 12 серий опытов, изучено 120 графических изображений картин распределения напряжений. Проведено построение, расчет и анализ 600 эпюр нормальных напряжений в анализируемых сечениях экспериментальных математических моделей.

Статистическую обработку полученных данных проводили на персональном компьютере с использованием пакета статистических программ «NCSS 2000–PASS 2000».

В результате проведенных исследований по измерению высоты коронок опорных зубов, с применением разработанной клинко-лабораторной методики на основе данных биометрии моделей 1960 опорных зубов и анализа 98 ортопантограмм, получены средние значения высоты коронок зубов и сгруппированы по функционально-групповой принадлежности.

В результате для клинической практики предложен индекс высоты коронок опорных зубов – ИВКОЗ и клиническая систематизация индекса высоты коронок опорных зубов: 1 тип – высокая; 2 тип – средняя; 3 тип – низкая (рац.предл. №3 от 19.05.2014.). Установлены средние значения величины ИВКОЗ для различных групп зубов.

Таким образом, разработанный алгоритм оценки типоразмеров зубов и предложенная клиническая систематизация высоты коронок опорных жевательных зубов, позволяют на этапе клинического обследования объективно провести диагностику состояния коронок, дифференцированно осуществить выбор метода лечения для повышения эффективности лечения.

Анализ состояния твердых тканей опорных зубов после снятия по показаниям несъемных ортопедических конструкций в отдаленные сроки после протезирования показал, что пациенты пользовались несъемными

протезами от 3-х до 15 лет. В сроки от 4 до 7-и лет зафиксировано наибольшее количество снятых ортопедических конструкций – 83 (72,2%).

Полученные результаты систематизированы и выделены причины снятия несъемных ортопедических конструкций.

Осложнения со стороны конструкции протеза (переломы протеза по месту пайки, сколы эстетической облицовки, ухудшение эстетики протеза, истирание изолирующего покрытия (нитрид титанового, циркониевого) протеза, отколы одиночных коронок) наблюдали в 46,0% случаев.

Осложнения со стороны опорных зубов (кариес твердых тканей коронки зуба, пульпит, периапикальные изменения, по данным рентгенографии) составили -28,0%.

Осложнения со стороны тканей пародонта (воспаление краевого пародонта (опорные коронки длинные, широкие), образование пародонтальных карманов, подвижность опорных зубов) составляют -14,4%.

Снятие ортопедических конструкций в результате нарушения фиксации протеза составило – 11,6%.

Рекомендована клиническая систематизация состояния твердых тканей опорных зубов после снятия несъемных ортопедических конструкций (рац. предл., №1 от 19.05.2014г.), выделены клинические типы коронок препарированных опорных зубов:

тип «А» – коронка препарированного опорного зуба сохранена, твердые ткани плотные, не изменены в цвете;

тип «Б» – коронка препарированного опорного зуба сохранена на  $\geq 1/2$ , твердые ткани частично разрушены, изменены в цвете;

тип «В» – коронка препарированного опорного зуба сохранена менее  $< 1/2$ , твердые ткани значительно разрушены, изменены в цвете;

тип «Г» – разрушение коронки препарированного опорного зуба до уровня десневого края.

Полученные данные, на этапе повторного протетического лечения с учетом высоты коронок опорных зубов, позволяют рекомендовать применение коронок на зубах при типах «А», «Б» (ИВКОЗ- 1,2) в качестве опорных элементов несъемных конструкций протезов; при наличии зубов типа «В», «Г» (ИВКОЗ-3)- предварительное депульпирование, изготовление штифтовых культевых конструкций (шкк) (Цуканова Ф.Н., 1999), изготовление несъемных конструкций протезов с применением элементов макро и микроретенции опорных коронок.

Экспериментально – теоретические исследования предшествовали клиническому этапу лечения пациентов несъемными ортопедическими конструкциями с низкой коронкой опорных зубов. Результаты анализа математического моделирования и напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы «МП-ОЗ» с учётом клинической ситуации при различной высоте коронок опорных зубов позволили выявить области концентрации напряжений и деформаций в тканях опорного зуба, периодонте и несъемной ортопедической конструкции.

Анализ области приложения функциональных нагрузок показал, приложение нагрузки в области межбугорковой фиссуры для высокой и средней высоты опорной коронки (ИВКОЗ 1,2-го типа) вызывает увеличение напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) на 12% в сравнении с нагрузкой в области вестибулярного бугра; при низкой коронке опорного зуба (ИВКОЗ 3-го типа), эта величина возрастает существенно - на 25-35% и, как следствие, может явиться одной из причин нарушения фиксации конструкции протеза. Это выдвигает необходимость использования в несъемных конструкциях при низкой коронке опорного зуба дополнительные элементы макро и микроретенции.

Приложение нагрузки в области вестибулярного бугра и межбугорковой фиссуры, по сравнению с нагрузкой, в проекции оси симметрии коронки зуба – «области безопасного приложения нагрузок», для ИВКОЗ-1,2,3 увеличивает показатели напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) в коронке опорного

зуба в 5 -10 раз, полученные результаты подтверждают, уточняют и дополняют известные исследования авторов.

Полученные результаты, расширяя возможности диагностики, доказывают возможность применения индекса высоты коронки опорного зуба - ИВКОЗ (1,2,3 тип коронки) в сочетании с оценкой уровня критических напряжений ( $\sigma_{вр}$ ) при выборе методов стоматологического лечения и моделирования особенностей анатомо-функционального рельефа ортопедических конструкций, при низкой опорной коронке, с применением индивидуально-типологического подхода при изготовлении протеза.

Анализируя полученные результаты о роли комплексного критерия жесткости материала несъемного мостовидного протеза «  $K_{sv}$  », в механическом поведении протеза во время функции установлено, что при низкой опорной коронке изменяется картина распределения изгибающих моментов и соответственно напряженно-деформированное состояние конструкции (НДС).

Низкая опорная коронка мостовидного протеза изменяет картину распределения изгибающих моментов и соответственно НДС в сечениях протеза увеличиваясь более чем на 10 %.

Малые значения критерия жесткости «  $K_{sv}$  » конструкции могут явиться причиной существенных напряжений в промежуточной части протеза, опорных коронках и как следствие нарушения фиксации при различной высоте опорных элементов. При  $h_1 \geq h_2$  и подвижности опорного зуба (1,2 степени) изгибающие моменты «М/FL» в конструкции остаются высокими несмотря на увеличение показателя жесткости «  $K_{sv}$  » в интервале « $0 \leq K_{sv} \leq 10$ ».

Полученные результаты могут служить научным обоснованием важной для практической стоматологии рекомендации: увеличение изгибной жесткости конструкции, промежуточной части МП, опорных коронок требуют увеличения его жесткости за счет применения, более жестких и

однородных по модулю -  $E$  материалов (безметалловых конструкций протезов), уменьшение протяженности промежуточной части протеза реализуется за счет расширения показаний для имплантации.

Полученные результаты клинико-математического обоснования в совокупности с данными литературы, анализом величины напряжений, возникающих в опорных зубах и конструкции протеза при действии функциональной нагрузки, позволили систематизировать и обосновать некоторые рекомендации по применению современных дентальных реставраций с учетом особенностей клинической ситуации при лечении пациентов с низкой коронкой опорных зубов.

На этапе клинического обследования пациентам 3-ей основной группы -36 человек, при диагностировании величины ИВКОЗ-3-его типа, низкие опорные коронки, предварительное планирование несъемных ортопедических конструкций в жевательной группе зубов и конструктивные особенности определяли с учетом полученных экспериментально - теоретических расчетных данных и разработанными клиническими рекомендациями по применению современных дентальных реставраций.

Моделирование анатомо-функциональных особенностей несъемных конструкций протезов проводили под контролем артикуляционно-окклюзионных соотношений моделей зубов и зубных рядов, с учетом индивидуально-типологического подхода и формирования функционально-окклюзионного рельефа протеза.

Показателями эффективности ортопедического лечения пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с низкой коронкой опорного зуба явились данные клинического состояния пациентов и объективные методы исследования

Анализ состояния окклюзионных контактов зубных рядов в основной - 3-ей и контрольных -1,2 группах выявил недостаточное их количество до лечения и нормализацию, в соответствии с типом ФОР (перетирающий и



аморфный тип), после лечения. Визуальный анализ, в соответствии с рекомендациями индивидуально-типологического подхода, показал их абсолютный прирост  $8,1 \pm 0,09$  (при  $p < 0,001$ ) и функционально обоснованное расположение в области изготовленных ортопедических конструкций, что свидетельствует об эффективности выбранной тактики лечения.

Сравнительный анализ результатов тестирования основной- II-ой (3-я) и контрольной-I-ой (1,2-ая) групп по определению уровня адаптации пациентов к ортопедическим конструкциям (тест АОК) в ближайшие сроки после протезирования по данным анкетирования позволил выявить следующее. Применение несъемных ортопедических конструкций воспринимается пациентами положительно. Пациенты отмечают повышение уровня субъективного комфорта при несъемных конструкциях протезов, речевая и эстетическая адаптация завершается преимущественно в короткие сроки. Пациенты адаптируются к жевательной функции в короткие сроки, жевательная нагрузка на опорные зубы распределяется равномерно, что позволяет избежать формирования условного рефлекса привычной стороны жевания. Болевые ощущения в области периодонта опорных зубов после протезирования не выражены, что обусловлено наличием физиологической передачи нагрузок во время функции.

Динамическое наблюдение пациентов и анализ результатов в сроки 1-3 года показало, наличие осложнений, со стороны коронки опорного зуба в первый год после протезирования, в виде частичного скола керамической облицовки -Зед, при низкой опорной коронке. В 2-х случаях, на 2-ой и 3-ий год после протезирования, нарушение фиксации конструкции при низкой опорной коронке. Это, наш взгляд, связано с недостаточно широким применением метода имплантации, безметалловых видов конструкций (САД – САМ технологии) при наличии показаний, обеспечивающих физиологическую передачу нагрузки (отказ пациентов 1,2 групп от данной

технологии мотивирован увеличением сроков протезирования и повышением стоимости лечения).

Таким образом, полученные результаты клинико-экспериментального исследования позволяют дополнить и систематизировать данные о типоразмерах опорных зубов, повышают качество диагностики и обоснованность дифференцированного подхода к выбору несъемных конструкций зубных протезов. Результаты математического моделирования и анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы «МП-ОЗ» с учётом клинической ситуации позволяют выявлять области концентрации напряжений и деформаций в тканях опорного зуба, периодонте, несъемной конструкции протеза, дополнить имеющиеся в литературе данные, обеспечивая прогнозирование и предварительное планирование ортопедических методов лечения при низкой коронке опорных зубов. Оценка клинического состояния пациентов и объективные методы исследования в сроки 1-3года позволяют говорить об эффективности выбранной тактики лечения.

## ВЫВОДЫ

1. Разработан клинико-лабораторный алгоритм оценки типоразмеров опорных зубов с введением индекса высоты коронки опорного зуба-ИВКОЗ и предложена для клинической практики систематизация высоты коронок опорных зубов: 1 тип – высокая; 2 тип – средняя; 3 тип – низкая коронка опорного зуба.

2. Установлено, что от числа пациентов со сроками пользования несъемными протезами от 3-х до 15 лет после их изготовления, наибольшее количество снятых несъемных конструкций – 83ед. ( $72,2 \pm 3,28\%$ ) наблюдали в сроки от 4-х до 7-и лет. Выделены осложнения со стороны конструкции протеза в  $-46,0 \pm 3,64\%$ , осложнения со стороны опорных зубов- $28,0\%$ ; осложнения со стороны тканей пародонта  $-28,0 \pm 3,28\%$ , снятие ортопедических конструкций в результате нарушения фиксации протеза составило  $-11,6 \pm 2,34\%$ . Осложнения систематизированы, предложена клиническая систематизация типов коронок препарированных опорных зубов, даны клинические рекомендации по их применению.

3. В рамках структурного биомеханического подхода сформирована система математических выражений для определения внутренних усилий и напряжений в элементах несъемного мостовидного протеза, представлена методика решения задач по определению жесткости конструкции, с учетом высоты коронок опорных зубов и характера окклюзии.

4. Установлена зависимость между индексом высоты коронки опорного зуба -ИВКОЗ и величиной напряжений " $\sigma$ ", развиваемых в опорных зубах.

а). Приложение нагрузки в области межбугорковой фиссуры при высокой и средней высоте коронки опорного зуба (ИВКОЗ-1,2 типа) вызывает увеличение напряжений " $\sigma$ " на 12% в сравнении с нагрузкой в области вестибулярного бугра; при низкой коронке опорного зуба

(ИВКОЗ - 3 типа) эта разница увеличивается на 25-35% и, как следствие, может явиться причиной нарушения фиксации конструкции протеза.

б). Приложение нагрузки в области вестибулярного бугра и межбугорковой фиссуры приводит к увеличению напряжений в коронках опорных зубов (ИВКОЗ- 1,2,3 типа) в 5 -10 раз, по сравнению с нагрузкой, в проекции оси симметрии коронки зуба- области безопасного приложения нагрузок.

5. При низкой опорной коронке (ИВКОЗ-3 тип) изменяется картина распределения изгибающих моментов в сечениях конструкции протеза, напряжения (НДС) увеличиваются более чем на 10%. Низкие значения критерия жесткости – «  $K_{sv}$  » материала конструкции могут явиться причиной увеличения напряжений в промежуточной части протеза, опорных коронках, и как следствие нарушения фиксации.
6. Увеличение изгибной жесткости конструкции, промежуточной части МП, опорных коронок требуют увеличения его жесткости за счет применения, более жестких и однородных по модулю «-  $E$  » материалов (безметалловых конструкций протезов), уменьшение протяженности промежуточной части протеза реализуется за счет расширения показаний для имплантации.
7. Полученные результаты сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «мостовидный протез-опорный зуб», позволяют на этапе диагностики прогнозировать результаты лечения, а также осуществлять оптимальный дифференцированный выбор материала и метода лечения при низкой коронке опорных зубов.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Применение разработанного алгоритма оценки типоразмеров опорных зубов и предложенный индекс высоты коронки опорного зуба-ИВКОЗ, в совокупности с данными систематизации типов опорных зубов- 1 тип – высокая; 2 тип – средняя; 3 тип – низкая, позволят на этапе клинического обследования объективно провести диагностику состояния коронок опорных зубов, дифференцированно осуществить выбор метода лечения для повышения эффективности применяемых несъемных конструкций протезов и надежной фиксации опорных коронок.

Рекомендуем включение разработанного индекса высоты коронки опорного зуба ИВКОЗ и систематизацию типов опорных зубов (1,2,3 тип) в алгоритм стандартов диагностики при обследовании зубов и зубных рядов.

2. На этапе «повторного» протетического лечения, после снятия по показаниям ранее изготовленных ортопедических конструкций, возможно рекомендовать тактику выбора метода лечения на основе клинической систематизации данных о состоянии твердых тканей опорных зубов, с учетом высоты коронок зуба:

а). применение коронок в качестве опорных элементов несъемных конструкций на зубах при типа «А», «Б» при значениях ИВКОЗ- 1,2 (высокие, средней высоты опорные коронки);

б). при наличии опорных зубов типа «В», «Г», при значениях ИВКОЗ-3 (низкие опорные коронки) предварительное депульпирование, изготовление штифтовых культевых конструкций, с применением дополнительных элементов макро и микроретенции ортопедических конструкций.

3. На основе экспериментально-теоретических и расчетных данных рекомендуем расширение показаний:

а). для применения современных безметалловых конструкций (сад-сам технология), прессованной керамики при низкой коронке опорного

зуба, что обеспечит однородность материала протез и существенно снизит величину напряжений и деформаций в конструкции протеза.

4. для имплантации при частичном отсутствии зубов и клинических вариантах высоты коронок опорных зубов:1 (высокая) и 3-го типа (низкая коронка); либо 2-го (средней высоты) и 3-го типа(низкая коронка), при имплантации с коротким абатментом, рекомендуем коронки на винтовой фиксации. Это позволит сократить объем оперативного вмешательства и обеспечит восстановление функциональной эффективности зубочелюстной системы пациента.

5. Моделирование анатомо-функциональных особенностей несъемных конструкций протезов проводить под контролем артикуляционно-окклюзионных соотношений моделей зубов и зубных рядов, учитывая области безопасного приложения нагрузок в проекции оси симметрии коронки зуба, применяя индивидуально-типологический подход по визуальному анализу окклюзионной морфологии боковых зубов, с учетом типа ФОР (Шемонаев В.И.2012г.)

6. При выборе современных дентальных протетических реставраций при лечении пациентов с низкой коронкой опорного зуба учитывать разработанные клинические рекомендации по повышению макро и микроретенции ортопедических конструкций, основанные на результатах клинико-экспериментальных исследований.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Алямовский А.А. Solid Works\COSMOS Works 2006-2007. Инженерный анализ методом конечных элементов –М.:ДМК,2007.-784с.
- 2 Арутюнов С.Д. Профилактика осложнений при применении металлокерамических зубных протезов: Автореф. дис. ...канд.мед.наук.-М.,1990.-17-18с.
- 3 Арутюнов С.Д. Е.Н.Чумаченко, В.Н.Копейкин, В.А.Козлов, И.Ю.Лебедеико Математическое моделирование и расчёт напряженно-деформированного состояния металлокерамических зубных протезов // Стоматология.-№4.-1997.С.47-51.
- 4 Арутюнов С.Д., Лебедеико И.Ю. Одонтопрепарирование под ортопедические конструкции зубных протезов. - 2007. - 80 с.
- 5 Ашмарин А.Н. Состояние периодонта опорных зубов под несъемными протезами. // Автореф. на соиск. уч. степ. к.м.н. М., 2007. - 19 с.
- 6 Багмутов В.П., Данилина Т.Ф. Некоторые клинические аспекты оценки функциональной прочности коронок жевательных зубов. ВМА, 1997.Деп в ГЦНМБ Р.Ф.,№Д.-25683 от 10.09.97.
- 7 Багмутов В.П., Данилина Т.Ф. Основы сопротивления материалов с элементами теоретической механики в стоматологии. Волгоград 2004.-144с.
- 8 Багмутов В.П., Данилина Т.Ф. Оценка прочности коронок жевательных зубов при действии функциональных нагрузок. ВМА, 1997. Деп. В ГЦНМБ Р.Ф., №Д.-25682 от 10.09.97.
- 9 Багмутов, В. П. Основы сопротивления материалов в стоматологии: учебное пособие / В. П. Багмутов, Т. Ф. Данилина. – Ростов н/Д: Феникс, 2007. – 206 с.

- 10 Багмутов, В. П. К расчету двух опорной мостовидной конструкции на имплантах / В. П. Багмутов // Прогрессивные технологии в обучении и производстве: матер. VI Всерос. конф., г. Камышин, 15-16 декабря 2009 г., Т.1. – Волгоград, 2010. – С. 20-24.
- 11 Багмутов, В. П. Биомеханическая дискретная модель системы зуб-периодонт в альвеоле / В. П. Багмутов // Прогрессивные технологии в обучении и производстве: матер. IV Всерос. конф., г. Камышин, 18-20 октября 2006 г.: В 4 т., Т.1. – Волгоград, 2006. – С. 11-17.
- 12 Багмутов, В. П. Упрощенная дискретная биомеханическая модель системы зуб-периодонт / В. П. Багмутов // Прогрессивные технологии в обучении и производстве: матер. IV Всерос. конф., г. Камышин, 18-20 октября 2006 г.: В 4 т., Т.1. – Волгоград, 2006. – С. 23-25.
- 13 Багмутов, В. П. Биомеханический подход к моделированию поведения системы коррекции положения аномально расположенного зуба / В. П. Багмутов // Изв. ВолгГТУ. Сер. Проблемы материаловедения, сварки и прочности в машиностроении. Вып. 1: межвуз. сб. научн. ст. / ВолгГТУ. – Волгоград, 2007. – № 3 (29). – С. 116-123.
- 14 Багмутов, В. П. О некоторых особенностях структурного биомеханического подхода в задачах стоматологии / В. П. Багмутов // Изв. ВолгГТУ. Сер. Проблемы материаловедения, сварки и прочности в машиностроении. Вып. 3: межвуз. сб. научн. ст. / ВолгГТУ. – Волгоград, 2009. – № 11 (59). – С. 101-105.
- 15 Багмутов, В. П. Расчет мостовидного протеза на двух опорных зубах / В. П. Багмутов // Прогрессивные технологии в обучении и производстве: матер. VI Всерос. конф., г. Камышин, 15-16 декабря 2009 г.: В 6 т., Т.1. – Волгоград, 2010. – С. 20-24.



- 16 Багмутов, В. П. Особенности биомеханического моделирования состояния мостовидного двухопорного протеза при действии функциональной нагрузки / В. П. Багмутов // Изв. ВолгГТУ. Сер. Проблемы материаловедения, сварки и прочности в машиностроении. Вып. 6: межвуз. сб. научн. ст. / ВолгГТУ. – Волгоград, 2012. – № 9 (96). – С. 131-135.
- 17 Большаков Г.В., Гончарова О.П. Предупреждение преждевременного снятия несъемных зубных протезов. // Институт стоматологии. – 2002. №2, с. 22-23.
- 18 Большаков Г.В., Габучан А.В. Использование 3D моделей в одонтопрепарировании для профилактики окклюзионных нарушений //Dental Forum.-2011-№5(41).-С.18.
- 19 Биргер И.А., Мавлютов Р.Р. Сопротивление материалов. - М.: Наука, 1986. - 560 с.
- 20 Бугров Я.С., Никольский С.М. Дифференциальное и интегральное исчисление. - М.: Наука, 1988. - 431 с.
- 21 Верстаков Д.В., Саямов Х.Ю., Данилина Т.Ф. Особенности лечения пациентов ортопедическими конструкциями при условии низкой коронки опорных зубов // Материалы всероссийской научно-практической конференции, посвященной 50-летию стоматологического факультета ВолгГМУ - Волгоград, 2011. - С. 348-351.
- 22 Воложин А.И., Чумаченко Е.Н., Барер Г.М., Ведеев А.И. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния зубочелюстного сегмента после депульпирования зуба//Стоматология.-2003.-№4.-С.4-7.
- 23 Гаврюшин С.С. Опыт использования программного комплекса ANSYS для математического моделирования в стоматологии / сб.тр. 5-й конференции пользователей программного обеспечения CAD-FEM

- GmbH (Москва, 21-22 апреля 2005г.). Под ред. Шадского А.С.-М.: Полигон-пресс, 2005.-С.67-79.
- 24 Гветадзе Р.Ш., Матвеева А.И., Борисов А.Г. Влияние параметров имплантата на напряженно-деформированное состояние костной ткани зоны имплантации.//Стоматология. -2012.- №1.-С.54-55.
- 25 Гончаров В.В., Дмитриенко С.В., Краюшкин А.И., Сидоров В.В. Методы измерения зубов // - Волгоград,1998.-45с.
- 26 Гризодуб В. И., Чуйко А. Н., Бахуринский Н. Ю. Основные биомеханические характеристики тканей пародонта // Вісник стоматології — 2001.— № 1.— С. 59–65.
- 27 Грицай И.Г. Исследование причин снятия несъёмных зубных протезов. // Институт стоматологии. – 2004. № 1, с. 78-79.
- 28 Данилина Т.Ф. Микропротезирование современным стеклокомпозиционным материалом (Carisma Inlay).- Волгоград: Перемена,1997.-21с.
- 29 Данилина Т.Ф., Багмутов В.П. Новый подход к описанию анатомических особенностей поверхностей зубов человека // Стоматология, т.76. №2, 1997.-С.21-23.
- 30 Данилина Т.Ф., Багмутов В.П., Славский Ю.И. Микротвердость тканей зуба как показатель их функциональной устойчивости в норме и при патологических состояниях // Стоматология, т.77,№3, 1998.-С.9-11.
- 31 Данилина Т.Ф., Багмутов В.П. Исследование нагруженного состояния зуба и его прочности // Сб. тр. ВМА. – 1994. – Т. 44. – Вып. 1. – С. 188-189.
- 32 Данилина, Т. Ф. Биомеханическое состояние коронок жевательных зубов в норме, при кариесе, его осложнениях и обоснование методов лечения: дис. ... докт. мед. наук : 14.00.21 / Т. Ф. Данилина. – Волгоград, 1997. – 273 с.

- 33 Данилина, Т. Ф., Багмутов В. П., Коноваленко В. Г. Особенности расчета системы коррекции аномально расположенного зуба // Актуальные вопросы стоматологии: сб. матер. научн.-практ. конф., ВМУ, 27 апреля 2007 г. – Волгоград, 2007. – С. 123-131.
- 34 Данилина Т.Ф., Багмутов В. П., Коноваленко В. Г. Биомеханическое обоснование комплексного лечения взрослых пациентов с аномалиями и деформациями зубных рядов // Клиническая стоматология. – 2008. – №4. – С. 60-65.
- 35 Данилина Т.Ф., Михальченко Д.В., Жидовинов А.В., и соавт. Способ диагностики непереносимости ортопедических конструкций в полости рта // Современные наукоемкие технологии. - 2013. - № 1. - С. 46-48.
- 36 Дащенко А.Ф., Лазарева Д.В., Сурьянинов Н.Г. AN-SYS в задачах инженерной механики //Одесса: Астропринт,2011.504с.
- 37 Демидов С.П. Теория упругости: Учебник для вузов.-М.: Высш. школа, 1979.-432с.
- 38 Дмитриенко Т. Д. Половой диморфизм постоянных зубов человека. Автореф. канд. дисс.1999 г.
- 39 Жулев Е. Н., Арутюнов С. Д. Конструирование несъемных протезов с применением вкладок. Стоматология.- 2005 г., С. 59, 88.
- 40 Жулев Е.Н. Металлокерамические протезы.- М.: Медиа Сфера, 2005.
- 41 Загорский В.А., Макеева И.М., Загорский В.В. Физические методы исследования напряжений в твердых тканях зуба // Маэстро стоматологии.-20011.-№44.-С.85-90.
- 42 Загорский В.А. Частичные съемные и перекрывающие протезы - М.:2007.
- 43 Загорский В.А. Оклюзия и артикуляция -М.:2012.
- 44 Загорский В.А. Перекрывающие протезы -М.:2012.

- 45 Загорский В.А., Робустова Т.Г. Протезирование на имплантатах - М.:2012.
- 46 Каламкарров Х.А., Чикунев, С.О. Погосов В.Р и др Подготовка зубочелюстной системы перед применением металлокерамических протезов // Стоматология. - 1994. - №1. - С.34-39.
- 47 Каламкарров Х.А. Ортопедическое лечение с применением металлокерамических протезов. - М.: Медиа Сфера, 1996. - 175с.
- 48 Каливрадзян Э.С., Алабовский Д.В. Способы сохранения твердых тканей зубов с жизнеспособной пульпой под опору для несъёмных конструкций протезов. // Современная ортопедическая стоматология. - 2006. № 6, с. 30-32.
- 49 Картуков Е.В., Воеводский В.С., Павлов Ю.К. Основы материаловедения. Учебное пособие для вузов. М. ВШ. 1998. - 215с.
- 50 Кибкало А.П., Тимачева Т.Б., Моторкина Т.В., Шемонаев В.И., Михальченко Д.В. Обобщенные результаты исследований сотрудников кафедры ортопедической стоматологии, посвященных адаптации пациентов к ортопедическому стоматологическому вмешательству // Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. - Волгоград, 2003. - № 9. - С. 177-178.
- 51 Клемин В. А. Диагностическая модель челюсти. 2006 г., С. 63-65.
- 52 Клемин В.А., Борисенко А. В., Ищенко П. В. Морфофункциональная и клиническая оценка зубов с дефектами твердых тканей. 2004 г., С. 66.
- 53 Козицына, С.И. Особенности протезирования культевыми штифтовыми вкладками при низких клинических коронках // С.И. Козицына, С.Х. Обиджанов // Клиническая стоматология. - 2002. - №2. - С.24-26.
- 54 Колесова Т.В., Денисенко Л.Н., Деревянченко С.П. Клинические критерии оценки качества металлокерамических протезов // Журнал

- научных статей «Здоровье и образование в XXI веке». М., 2012 - №2, том 14 , стр. 143 - 144.
- 55 Комов Е.В. Разработка клинических критериев экспертной оценки качества зубных протезов. Автореф. дис...канд.мед.наук.-М, 2005.
- 56 Коноваленко, В. Г. Биомеханическое обоснование несъемных ортопедических конструкций при лечении пациентов с дефектами зубных рядов, осложненных деформациями: дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21. – Волгоград, 2009. – 140 с.
- 57 Лебеденко И.Ю. Ортопедическое лечение патологии твердых тканей зубов и зубных рядов с применением нового поколения стоматологических материалов и технологий: Автореф.дис. ...д-ра.мед.наук.-М.,1995.-35с.
- 58 Лиман А.А. Подготовка и протезирование пациентов с низкими клиническими коронками зубов Автореф. дис...канд.мед.наук.-М.2010
- 59 Ломакина Н.М., В.И.Сабанов Средние величины. Порядок составления и обработки вариационного ряда. Оценка достоверности результатов исследования: Метод. указание //-Волгоград, 1981. –21с.
- 60 Маркин В.А., Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н. Прогнозирование и профилактика осложнений при протезировании металлокерамическими конструкциями зубных протезов// Российский стоматологический журнал, №3, 2003.-С.22-26.
- 61 Маркина Н.В. Влияние размера мостовидного протеза на напряженное состояние периодонта опорных зубов// Российский стоматологический журнал.-2002.-№1.-С.44-47.
- 62 Матвеева А.И., Борисов А.Г., Гаврюшин С.С. Планирование ортопедического лечения больных с дефектами зубных рядов верхней челюсти с использованием математических методов// Стоматология.-2002.-№5.-С.53-57.

- 63 Матвеева А.И., Канатов В.А., Гаврюшин С.С. Применение математического моделирования при совершенствовании ортопедического лечения концевых дефектов зубных рядов // Проблемы стоматологии и неростоматологии.- 1990.-№2.-С48-51.
- 64 Мащенко И. С., Громов О. В., Чуйко А. Н. Биомеханическое моделирование несущей способности зуба в норме // Вісник стоматології.— 2003.— № 2.— С. 65–73.
- 65 Миликевич В.Ю. Профилактика осложнений при дефектах коронок жевательных зубов и зубных рядов: Дис. ...д-ра.мед.наук.-М., 1984.-400с.
- 66 Миликевич В.Ю. Экспериментальная модель функциональной патологии зубочелюстной системы при вторичной частичной адентии (клинико-рентгенологические данные) // Стоматология.-1967.-№2.-С.15.
- 67 Миликевич В.Ю., Г.А.Щербаков, А.П.Кибкало Способ получения диагностических моделей // Стоматология.-1980.-№4.-С.47-49.
- 68 Михальченко Д.В // Автореф. дис. ...д-ра.мед.наук.-Волгоград., 2012.-37с.
- 69 Мышкис А.Д. Лекции по высшей математике. - М.: Наука, 1969. - 640 с.
- 70 Наумович С.А., Крушевский А.Е., Наумович С.С. Моделирование динамических процессов в системе зуб-периодонт // Современная стоматология, 2001., №1. С.30-31.
- 71 Олесова, В.Н., Клепилин Е.С., Балгурина О.С., Эттиев Э.Б., Павличенко К.А., Безверх Ю.М. Сравнение биомеханики штифтовых конструкций с стекловолоконным и титановым штифтами // Панорама ортопедической стоматологии. – 2001. – №3. – С. 22-23.

- 72 Патент №2086207 на изобретение «Устройство для определения профиля граничной поверхности твердого тела в виде зуба.» Авторы В.П.Багмутов, Т.Ф.Данилина. 10.08.1997.
- 73 Переверзев В.А. Медицинская эстетика.- Волгоград, 1994.-120с.
- 74 Переверзев В.А. Эстетические закономерности строения лица и формы зубов при ортогнатическом прикусе: Автореф.дис. ...канд.мед.наук.-М.,1975.-22с.
- 75 Переверзев В.А. Эстетическая оценка лица при улыбке // Проблемы совершенствования стоматологической помощи населению: Материалы III съезда стоматологов Казахстана.-Алма-Ата, 1986.- С.113-117.
- 76 Перегудов, А.Б., Халитова Н.Н. Новый способ фиксации несъемных конструкций (коронки, мостовидных протезов) на зубах с короткой клинической коронкой [Текст] / А.Б. Перегудов, // Российский стоматологический журнал. - 2001. - №4. - С. 46-47.
- 77 Перова, М.Д. Ткани пародонта: норма, патология, пути восстановления [Текст] / М.Д. Перова. - М.: Триада, Лтд. - 2005. - 312 с. - Библиогр.: С.31-41.
- 78 Петрикас О.А. Методика препарирования опорных зубов для адгезивных облицовок (винир) и её анатомическое обоснование /О.А.Петрикас, Б.С.Клюев // Стоматология.-1997.-№3.-С.-46-50.
- 79 Петрикас О.А. Эстетическое восстановление передней группы зубов, пораженных флюорозом, пластмассовыми облицовками: Пятилетнее наблюдение// Стоматология.- 1994.-№3.-С.-84.
- 80 Петрикас О.А., Петрикас И.В. Изучение прочности соединения искусственной коронки зуба с опорной культевой конструкцией // Клиническая стоматология. - 2008. - Том 47, № 3. - С. 100-101.

- 81 Петрикас О.А. Подготовка и протезирование пациентов с низкими клиническими коронками зубов. Автореф. дис...канд.мед.наук.- Москва, 2005.
- 82 Петрикас О.А. Лабораторное изучение предела прочности клеевого соединения искусственной коронки с зубом // Вклад ученых Тверской' государственной медицинской академии в решение основных проблем стоматологии: материалы научной сессии, посвященной 70-летию ТГМА. - Тверь, 2006. - 224с.
- 83 Петрикас О.А.. Понятие "Биологической ширины" и ее значение в реставрационной стоматологии // Актуальные вопросы научной и педагогической стоматологии: материалы юбилейной научно-методической конференции, посвященной 100-летию со дня рождения профессора Таисии Трофимовны Школяр/ Под редакцией профессоров В.А.Румянцева, А.Ж. Петрикаса. - Тверь: ООО "Издательство "Триада", 2005. - 152 с. - Библиогр.: 127с.
- 84 . Петрикас О.А.. Соблюдение принципа "Биологической ширины" при протезировании пожилых пациентов // Геронтологические проблемы в стоматологии: Материалы Всероссийской научно-практической конференции / Под редакцией А.С. Иванова, В.Р. Вебера, Б.Т. Морозова; НовГУ им. Ярослава Мудрого. - В. Новгород:, 2006. - 134с. - Библиогр.: 57с.
- 85 Петрикас О.А., Петрикас И.В., Овчинников А.А., Ишханова А.В., Пасынков Р.Ю. Перспективы адгезивных технологий в стоматологии // Актуальные вопросы научной и педагогической стоматологии: материалы юбилейной научно-методической конференции, посвященной 100- летию со дня рождения профессора Т.Т. Школяр/ Под редакцией профессоров В.А.Румянцева и А.Ж. Петрикаса. - Тверь: ООО "Издательство "Триада", 2005. - 152 с. - Библиогр.: 136с.



- 86 Прянишникова Т.К. Динамика микроциркуляторных изменений в области пародонта опорных зубов при ортопедическом лечении ограниченных дефектов зубных рядов. Автореф. дисс. ...канд. мед.наук.- М., 2005.
- 87 Путалова, И. Н. Опытная проверка математической модели нижнечелюстного моляра / И. Н. Путалова, В. М. Семенюк, А. В. Артюхов, А. К. Гуц, С. А. Девятков // Бюллетень СО РАМН. – 2003. – №3 (109). – С. 108-111.
- 88 Пчелин И.Г. Гнатологические аспекты ортопедического лечения пациентов с дефектами боковой группы зубов с учетом преимущественной стороны жевания. Дисс. ... канд. мед. наук : 14.00.14. – Волгоград, 2010. – 120 с.
- 89 Рogaцкий Д. В. Панорамная томография зубных рядов. 2008 г.
- 90 Розов Р.А. Клинический анализ отдаленных результатов протезирования керамических и металлокерамических ортопедических конструкций. Автореф....дис...канд.мед.наук.-М., 2009.
- 91 Рубникович С.П. Протезирование зубов со сниженной высотой коронковой части // Современная стоматология.-2002. - №1. - С.37-38.
- 92 Ряховский А.Н., Уханов М.М., Карапетян А.А., Алейников К.В. Обзор методов препарирования зубов под металлокерамические коронки // Панорама ортопедической стоматологии. - 2008. - № 4. - С. 3-13.
- 93 . Самуль В.И. Основы теории упругости и пластичности. - М.: Высшая школа, 1970. - 288 с.
- 94 Семенов Е.И., Сенников О.Н., Сурьянинов Н.Г., Лабунец В.А. Исследование напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов, служащих опорой полного съемного

- протеза на нижней челюсти при его телескопической фиксации. // Маэстро стоматологии.-2013.-№2(50).-С.66-68.
- 95 Семенюк В.М. Анализ осложнений, клинических и технологических ошибок при лечении дефектов зубов и зубных рядов несъемными протезами. // Актуальные вопросы стоматологии. - М., 2000.-С.230-233.
- 96 Серов А.Б. Разработка методов профилактики развития хронических локализованных парадонтитов при протезировании несъемными протезами. Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. - 2009 - Н.Новгород. - С.20.
- 97 Смирнов-Аляев Г.А. Сопротивление материалов пластическому деформированию.- Л., Машиностроение, 1978.-368с.
- 98 Справочник по сопротивлению материалов/ Е.Ф. Винокуров и др.- Минск: Наука и техника, 1988. - 464 с.
- 99 Тугарин, В. А. Современная несъемная ортодонтическая техника Эджуайс / В. А. Тугарин, Л. С. Персин, А. Ю. Порохин. – М., 1965. – 136 с.
- 100Трезубов В. Н., Арутюнов С. Д. Стоматология //– М.: Медицинская книга, 2003. – 576 с.
- 101Трезубов В.Н., Емгахов В.С., Сапронова О.Н. Ортопедическое лечение с применением металлокерамических зубных протезов. - М., 2007. - 200 с.
- 102Феодосьев В.И. Сопротивление материалов: Учебник для вузов.-М., Изд.МГТУ им. Н.Э.Баумана, 2002.-592с.
- 103Халитова, И.Н., Перегудов А.Б. Зависимость ретенционной способности опорных зубов от высоты клинической коронки.// Материалы XII и XIII Всероссийской научно-практической конференции и труды IX съезда СТАР. -М., 2004.-с. 592-594.

- 104Халитова, И.Н. Ортопедическое лечение пациентов несъемными протезами при низкой клинической коронке зуба. Автореф.дисс...канд.мед.наук.-Москва, .2004
- 105Чикунев С.О. Применение металлокерамических коронок и мостовидных протезов при аномалиях развития и положения передних зубов у взрослых: Дис. ...канд.мед.наук. –М.,1995.-114.
- 106Чуйко А. Н. О возможностях конечно-элементного моделирования в ортопедической стоматологии.— Стоматолог.— № 3.— Харьков, 2000.— С. 37–38.
- 107Чуйко А. Н. О биомеханике ортодонтического перемещения зубов// Ортодент-Инфо.— Москва, 2003.— № 1.— С. 31–38.
- 108Чуйко А. Н. Определение механических характеристик титановых сплавов при кручении//Стоматолог, 2000, № 4, с. 21–23.
- 109Чуйко А. Н. Биомеханический анализ некоторых вопросов окклюзии // Стоматолог — 2003. — № 10 — С. 36–43.
- 110Чуйко А. Н. Некоторые вопросы окклюзии и их биомеханический анализ // Новое в стоматологии.— 2004.— № 4.— С. 70–80.
- 111Чуйко А.Н. О величине сил действующих на зубы при ортодонтическом лечении // Стоматолог.- 2004.-№5.-С.22-33.
- 112Чуйко А. Н. О трехмерной системе координат зуба. Оси зуба. Что это такое? // Новое в стоматологии.— 2004.— № 1.— С.80–84.
- 113Чуйко А. Н., Бережная Е. О. Подвижность и податливость зуба. Биомеханический анализ // Стоматолог. — 2001.— № 4. — С. 15–19.
- 114Чуйко А. Н., Бережная Е. О., Батурицкий Н. Ю. О современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии.— Стоматолог.— № 1-2.— Харьков, 2001.— с. 36–41.
- 115Чуйко А. Н., Бережная Е. О., Бочарова Э. В., Бахуринский Н. Ю. О роли и современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии // Вестник стоматологии.— 2001.— № 3.— С. 43–49.

- 116 Чуйко А. Н., Бочарова Э. В. Особенности напряженно-деформированного состояния при заболеваниях пародонта.— Стоматолог.— № 11.— Харьков, 2000.— с. 30–35.
- 117 Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики зубочелюстного сегмента в норме// Стоматолог.-2004.-№9.-С.11-21.
- 118 Чуйко А. Н., Вовк В. Е. О роли и возможностях биомеханического анализа в имплантологии // Стоматолог.— 2004.— № 6.— С. 32–37; № 7.— С. 32–34.
- 119 Чуйко А. Н., Громов О. В. Некоторые практические вопросы биомеханики мостовидных протезов // Стоматолог — 2003.— № 1.— С. 48–53.
- 120 Чуйко А. Н., Громов О. В., Выборный В. Г. Некоторые особенности биомеханики замковых креплений // Стоматолог — 2003.— № 8.— С. 44–50.
- 121 Чуйко А. Н., Кузнецов Р. В., Выборный В. Г. О биомеханике мостовидных протезов // Стоматолог.— 2003.— № 3.— С. 51–55.
- 122 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.-№5.-С.4-8.
- 123 Чумаченко Е.И., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов .-М.: Изд. МГМСУ, 2003.-271с.
- 124 Шадрин В. Г., Шадрин Г. В., Фурцев Т. В. Компьютерные инженерные технологии для исследования совместного гистерезисного поведения имплантов и костных тканей // Сб. тр. 7-ой конф. пользователей программного обеспечения CAD-FEM GmbH. – М.: Полигон-пресс, 2007. – С. 221-228.
- 125 Шварц А. Д. Биомеханика и окклюзия зубов.— М., 1994.-203с.

- 126 Шемонаев В.И. Индивидуально-типологические и хронофизиологические аспекты стоматологического ортопедического лечения и диагностики // Автореф. дис. ... д-ра. мед. наук. - М., 2012. - 35с.
- 127 Шнайдер Ю., Гайгер М., Зандер Ф.Г. Перестройка кости при перемещении зуба. Биомеханика 2000; №4., 57-73.
- 128 Щербаков Л.Н. Клинико-математическое обоснование лечения односторонних концевых дефектов зубных рядов при помощи моноредукторов. // Автореф. дис. канд. мед. наук. Волгоград 2006.
- 129 Дебарт С., Карима М. Практическое руководство по пластической пародонтологической хирургии - Изд. "Азбука стоматолога", 2007г. - 110с. - Библиогр.: С. 103-108.
- 130 Уайз, М. Ошибки протезирования. Лечение пациентов с несостоятельностью реставраций зубного ряда - Изд. дом «Азбука», 2005. - 401с. –
- 131 Dumbrigue, H.B. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. [Text]/ H.B. Dumbrigue [et. al.]// J Prosthet Dent. - 2006. - Vol.95, №4. - P. 290–296.
- 132 Durham, T. M. Rapid forced eruption: A case report and review of forced eruption techniques [Text]/ T.M. Durham, T. Goddard, S. Morrison// Gen Dent. 2004. - Vol. 52, №2. - P. 167-176.
- 133 Chuico A. Peculiarities of modeling and analysis of stressedly-deformed condition in elements of tooth-and-jaw system. Proceedings of the 13th Conference of the European Society of Biomechanics. ACTA of Bioengineering and Biomechanics. Volume 4, Supplement 1, 2002. p.805-806.
- 134 Chuico A.N., Kalinovsky D.K., Matros-Taranets I.N., Dufash I.K. The peculiarities of biomechanics of the mandible during osteosynthesis with

- bone-borne plates with screws. *Journal of Biomechanics* 2006; Vol.39 Suppl. 1, p. S565.
- 135 Clyde J.S. Porcelain Veneers: a preliminary review Clyde J.S., Gilmour A.// *Brit. Dent J.*-1988.Vol.164.-P.9-14.
- 136 Emerich-Poplatek, K. Forced eruption after crown/root fracture with a simple and aesthetic method using the fractured crown [Text]/ K. Emerich- Poplatek [et. al.]// *Dent Travmatology.* - 2005. - Vol. 21. - P. 165-169.
- 137 Esposito, S. Management of the dentogingival complex after forced eruption: a case report [Text]/ S. Esposito// *Gen Dent.* - 2003. - Vol. 51. - P. 58-60.
- 138 Gegauff, A.G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns [Text]/ A.G. Gegauff// *J Prosthet Dent.* - 2000. - Aug; Vol. 84, №2. - P. 169-179.
- 139 Gegauff, A.G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns [Text]/ A.G. Gegauff // *J Prosthet Dent.* - 2001. - Jan; Vol. 85, №1. - P. 96-98.
- 140 Han, W. Prospective study on results of the surgical crown lengthening and its associated factors [Text] / W. Han, X.Y. Ouyang, X.Z. Wang // *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* - 2004. - Jul. Vol. 39, №4. - P. 280-283.
- 141 Ichim, I. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root [Text] / I. Ichim, D.V. Kuzmanovic, R.M. Love // *International Endodontic Journal.* - 2006. - June Vol. 39, №6. - P. 443-452.
- 142 Kluge A.M. *Orale Parafunktionen - Diagnostik und therapeutische Interventionen* // Team.-J. - Berlin: Quintessenz. - 2000. - Bd. 30. - P. 577-586.

- 143 Kubein D., Jahnig A. Zur Biomechanik des menschlichen kiefergelenkes // Dtsch/ zahnarztl. Z. – 1987. – Bd 37, H 1. – S. 32-39.
- 144 Kim, S.H. A new approach using the surgical extrusion procedure as an alternative for the reestablishment of biologic width [Text] / S.H. Kim, V. Tramontina, E. Passanezi // Int J Periodontics Restorative Dent. - 2004. - Feb; Vol. 24, №1.-P. 39-45.
- 145 Lang, N.P. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhangs or clinically perfect margins [Text] / N.P. Lang, R.A. Kiel, K. Andeshalden// J Clin Periodontol. - 1983. - Vol. 10. - P. 563-578.
- 146 Lanning, S.K. Surgical crown lengthening: evaluation of the biological width [Text] / S.K. Lanning [et. al.] // J Periodontol. - 2003. - Apr; Vol. 74, №4. - P. 468-474.
- 147 Levine, D.F. Crown lengthening surgery: a restorative driven periodontal procedure [Text] / D.F. Levine, M. Handelsman, N. Ravon // CDA Journal. - 1999.-Vol. 27.-P. 143-151.
- 148 Lindhe, J. Dimensional alteration of the periodontal tissues following therapy [Text] / J. Lindhe [et. al.] // Int J Periodontics Restorative Dent. - 1987. - Vol. 7, №2. - P. 9-21.
- 149 Martinko V/ Biomechanika ocofacionalnej systavy. III. Mechanicke vlastnosti periodoncia // Cs/ stomatol. – 1983. – V.83, N 5 . – P. 353-357
- 150 Marko vie, L. Traumatologic: Extrusion eines frakturierten Zahnes und nachfolgende Restauration [Text] / L. Markovic, J. Hagemann, P. Gängler // Quintessenz. - 2005. - Bd. 56, №4. - S. 344-351.
- 151 Nakamura K. A case of occlusal reconstruction for disintegration of occlusion. // Nihon. Hotetsu. Shika. Gakkai. Zasshi. - 2006. - 50 (2). - P. 256-259.

- 152 Nixon-RL Mandibular ceramic Veneers: an examination of diverse cases integrating form, function, and aesthetics // *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* - 1990. - Vol. 16. - P. 12.
- 153 Nemcovsky, C. Preprosthelic clinical crown lengthening procedures in the anterior maxilla: pracl. Proced [Text] / C. Nemcovsky // *Aesthetic Dent.* - 2001. - Vol. 3, №7. - P. 581-588.
- 154 Ohtsuka, M. Effects of margin designs on fracture strength and pattern of endodontically-treated teeth with no coronal tooth structure [Text] / M. Ohtsuka // *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* - 2005. - Feb; Vol. 49, №1. - P. 74-83.
- 155 Padbury, A. Jr. Interactions between the gingiva and the margin of restorations [Text] / A. Padbury Jr., R. Eber, H.L. Wang // *J Clin Periodontol.* - 2003. - Vol. 30. - P. 379-385.
- 156 Parsa, R.Z. An in vitro comparison of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel [Text] / R.Z. Parsa [et. al.] // *J Prosthet Dent.* - 2003. - Aug; Vol. 90, №2. - P. 175-183.
- 157 Paulsen, H.U. Zahntransplantation: Eine ideale Behandlungsmöglichkeit für viele Patienten mit Zahnunterzahl [Text] / H.U. Paulsen // *J Kieferorthopädie.* - 2004. - Bd. 18. - S. 301-315.
- 158 Proussaefs, P. The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form [Text] / P. Proussaefs [et. al.] // *J Prosthet Dent.* - 2004. - Jan; Vol. 91, № 1. - P. 33-41.
- 159 Piemjai, M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns [Text] / M. Piemjai // *Int J Prosthodont.* - 2001. - Sep-Oct; Vol. 14, №5. - P. 412-416.
- 160 Planciunas, L. Surgical lengthening of the clinical tooth crown [Text] / L. Planciunas, A. Puriene, G. Mackeviciene // *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal.* - 2006. - № 8. - P. 88-95.



- 161 Plotniece-Baranovska, A. Changes in the periodontal condition after replacement of swaged crowns by metal [Text] / A. Plotniece-Baranovska [et. al.] // Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal. - 2006. - №8. - P. 85-87.
- 162 Romanelli, J.H. Periodontal considerations in tooth preparation for crowns and bridges [Text] / J.H. Romanelli // Dent Clin North Am. - 1980. - Vol. 24. - P. 271.
- 163 Roshna, T. Anterior esthetic gingival depigmentation and crown lengthening: report of a case [Text] / T. Roshna, K. Nandakumar // J Contemp Dent Pract. - 2005. - №6. - P. 139-147.
- 164 Schroeder, H.E. The gingival tissues: the architecture for periodontal protection [Text] / H.E. Schroeder, M.A. Listgarten // Periodontal 2000 - 1997. - Vol. 13. - P. 91-120.
- 165 Schmitter, M. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial [Text] / M. Schmitter [et. al.] // Int J Prosthodont. - 2007. - Mar-Apr; Vol. 20, №2. - P. 173-178.
- 166 Stark, H. Langzeitbewahrung von Einzelkronen [Text] / H. Stark // Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. - 2007. - Bd. 62, №7. - S. 432-433.
- 167 Vacek, J.S. The dimensions of the human dentogingival junction [Text] / J.S. Vacek, M.E. Gher, D.A. Assad // Int J. Periodontics Restorative Dent. - 1994. - Vol. 14, №2. - P. 154-165.
- 168 Valerio, S. Hard and soft tissue management for the restoration of traumatized anterior teeth [Text] / S. Valerio, A. Crescini, S. Pizzi // Pract Periodontal Aesthet Dent. - 2000. - Vol. 12, №2. - P. 143-150.
- 169 Wehr, C. Forced eruption for preservation of a deeply fractured molar [Text] / C. Wehr [et. al.] // J Orofac Orthop. - 2004. - Vol. 65. - P. 343-354.

- 170 Wang, H.L. Multidisciplinary treatment approach for enhancement of implant esthetics [Text] / H.L. Wang [et. al.] // *Implant Dent.* - 2005. - Mar; Vol. 14, № 1.-P. 21-29.
- 171 Wang, Y. Evaluation of the clinical effect of the teeth with subgingivally involved defect conserved by crown lengthening surgery [Text] / Y. Wang [et. al.] // *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* - 2005. - Feb; Vol. 14, № 1. - P. 24-27.
- 172 Yeh, S. Crown Lengthening Basic Principles, Indications, Techniques and Clinical Case Reports [Text] / S. Yeh, S. Andreana // *The New York state dental journal.* - 2004. - Nov; Vol.70, № 8. - P. 31-36.
- 173 Yehezkel, S. „Changes in the African American female profile as depicted in fashion magazines during the 20th century" [Text] / S. Yehezkel, P.K. Turley // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* - 2004. - Vol. 125, №4.-P. 407-417.
- 174 Zhi-Yue, L. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors [Text] / L. Zhi-Yue, Z. Yu- Xing // *J Prosthet Dent.* - 2003. - Vol. 89. - P. 368-373.
- 175 Dumbrigue, H.B. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. [Text]/ H.B. Dumbrigue [et. al.]// *J Prosthet Dent.* - 2006. - Vol.95, №4. - P. 290-296.
- 176 Durham, T. M. Rapid forced eruption: A case report and review of forced eruption techniques [Text]/ T.M. Durha
- 177 Calamia J R Clinical evaluation of etched porcelain veneers. // *Am J Dent.* - 1989. - Vol. 2. - P. 9-15.
- 178 Chuico A. Peculiarities of modeling and analysis of stressedly-deformed condition in elements of tooth-and-jaw system. Proceedings of the 13th Conference of the European Society of Biomechanics. ACTA of

- Bioengineering and Biomechanics. Volume 4, Supplement 1, 2002. p.805-806.
- 179 Chuico A.N., Kalinovsky D.K., Matros-Taranets I.N., Dufash I.K. The peculiarities of biomechanics of the mandible during osteosynthesis with bone-borne plates with screws. *Journal of Biomechanics* 2006; Vol.39 Suppl. 1, p. S565.
- 180 Clyde J.S. Porcelain Veneers: a preliminary review Clyde J.S., Gilmour A.// *Brit. Dent J.*-1988.Vol.164.-P.9-14.
- 181 Emerich-Poplatek, K. Forced eruption after crown/root fracture with a simple and aesthetic method using the fractured crown [Text]/ K. Emerich- Poplatek [et. al.]// *Dent Traumatology*. - 2005. - Vol. 21. - P. 165-169.
- 182 Esposito, S. Management of the dentogingival complex after forced eruption: a case report [Text]/ S. Esposito// *Gen Dent*. - 2003. - Vol. 51. - P. 58-60.
- 183 Gegauff, A.G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns [Text]/ A.G. Gegauff// *J Prosthet Dent*. - 2000. - Aug; Vol. 84, №2. - P. 169-179.
- 184 Gegauff, A.G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns [Text]/ A.G. Gegauff // *J Prosthet Dent*. - 2001. - Jan; Vol. 85, №1. - P. 96-98.
- 185 Han, W. Prospective study on results of the surgical crown lengthening and its associated factors [Text] / W. Han, X.Y. Ouyang, X.Z. Wang // *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. - 2004. - Jul. Vol. 39, №4. - P. 280-283.
- 186 Ichim, I. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root [Text] / I. Ichim, D.V. Kuzmanovic, R.M. Love // *International Endodontic Journal*. - 2006. - June Vol. 39, №6. - P. 443-452.

- 187 Kluge A.M. Orale Parafunktionen - Diagnostik und therapeutische Interventionen // Team.-J. - Berlin: Quintessenz. - 2000. - Bd. 30. - P. 577-586.
- 188 Kubein D., Jahnig A. Zur Biomechanik des menschlichen kiefergelenkes // Dtsch/ zahnarztl. Z. – 1987. – Bd 37, H 1. – S. 32-39.
189. Kim, S.H. A new approach using the surgical extrusion procedure as an alternative for the reestablishment of biologic width [Text] / S.H. Kim, V. Tramon
- 190 Schulz NAT Технология естественной реставрации. Часть.5 // Новое в стоматологии. -2005.-№2. С.110.
- 191 Schulz NAT Технология естественной реставрации. Часть.5 // Новое в стоматологии. -2005.-№2. С.110.
- 192 Ямомото М., Миоши Ж., Катаока С., Основы эстетики. Техника моделирования металлокерамического протеза. Пер. с японск. М., 1994г.

# ПРИЛОЖЕНИЕ

Приложение 1.

## Карта осмотра пациента

Дата заполнения карты \_\_\_\_\_

Ф.И.О. \_\_\_\_\_

Дата рождения \_\_\_\_\_

Число полных лет \_\_\_\_\_

Адрес \_\_\_\_\_

Телефон \_\_\_\_\_

Номер истории болезни (мед. карта) \_\_\_\_\_

Профессия \_\_\_\_\_

Перенесенные заболевания \_\_\_\_\_

Были в прошлом аллергические реакции \_\_\_\_\_

На какие лекарственные препараты \_\_\_\_\_

Сопутствующие заболевания \_\_\_\_\_

Зубная формула \_\_\_\_\_

18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28
48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38

### Условные обозначения состояния зубов

кариес – С  
пульпит – Р;  
пародонтит – Рt;  
корни –

– R;

пломбированные зубы – П;  
пародонтит – А;  
подвижность-I,II,III (степень)  
коронка – К;  
искусственный зуб – И;

отсутствующий зуб – О;  
фасетка – Ф;  
конструкция – ШКК;  
имплантат – I.

**1. Осмотр полости рта.**

1.1. Саливация (обильная, скудная, нормальная).

1.2. Состояние гигиены полости рта (хорошая, неудовлетворительная, удовлетворительная).

**2. Характеристика дефектов зубных рядов с частичным отсутствием зубов:**

Класс дефекта (по Кеннеди)				Локализация дефекта		Величина дефекта (количество зубов)
I	II	III	IV	Жевательный отдел	Фронтальный отдел	

**3. Жалобы больного:**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**4. Проведенные исследования:**

4.1. Снятие диагностических оттисков.

4.2. Оценка диагностических моделей.

4.3. Оклюзография.

**5. Клинико-лабораторные исследования высоты коронок зубов:**

5.1. Биометрия моделей.

5.2. Оценка ортопантограммы.

**6. Результат:**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**7. Диагноз:**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**8. План лечения:**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**6. Оценка больным настоящего протезирования (хорошо, удовлетворительно, неудовлетворительно) \_\_\_\_\_**

**7. Дополнительные данные**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**8. Тестирование:**

Тест АОК, баллы

Э	К	Ж	Р	Б

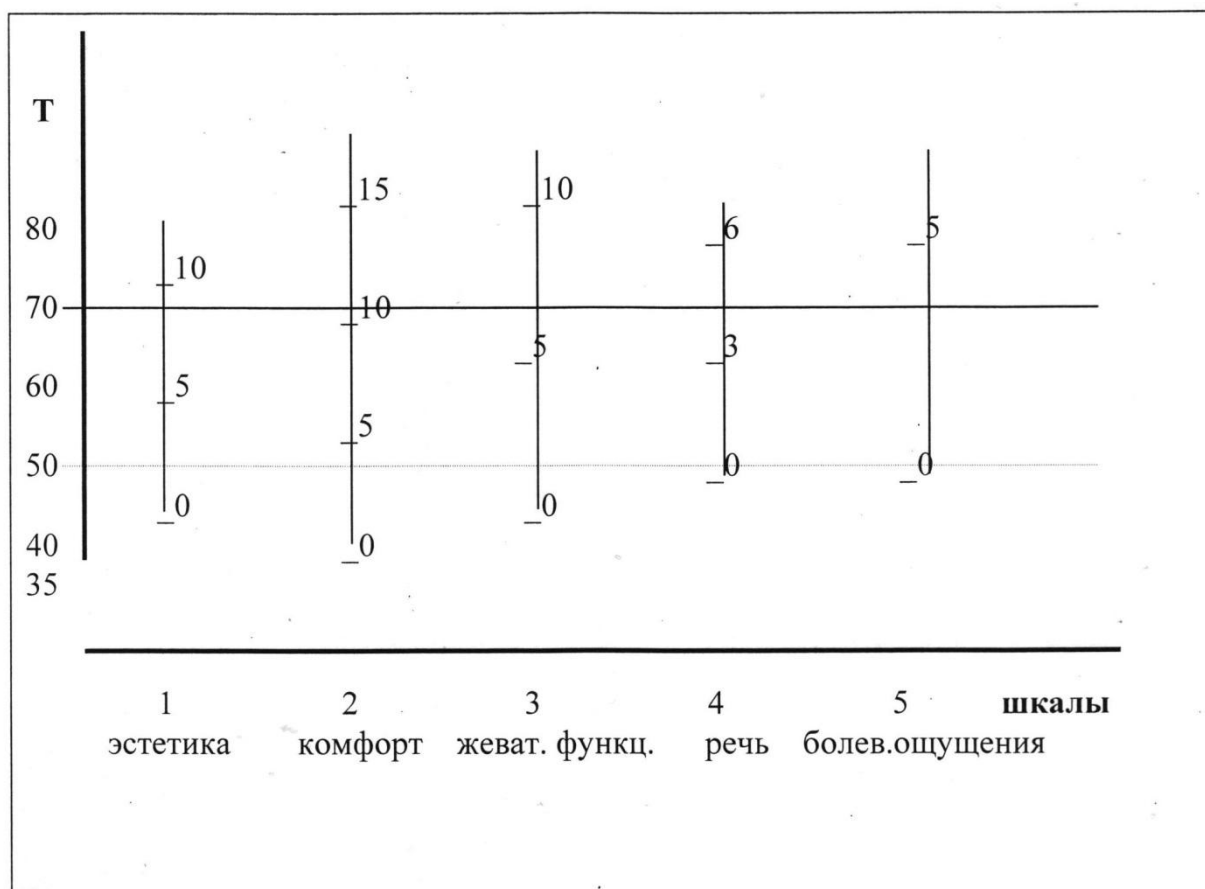
Ф.И.О. \_\_\_\_\_ Дата \_\_\_\_\_

Возраст \_\_\_\_\_ лет Конструкция \_\_\_\_\_

**ИНСТРУКЦИЯ:** Перед Вами перечень вопросов-суждений, цель которых выявить особенности Вашего привыкания к новым зубным протезам. Отметьте на правой половине листа, появились ли у вас после протезирования такие ощущения. Если да, поставьте знак «+» (плюс), если такие ощущения отсутствуют, поставьте «-» (минус).

1. Вас тревожит, что окружающим бросается в глаза, что у Вас искусственные зубы.
2. После протезирования при жевании Вы испытываете болевые ощущения.
3. Вы чувствуете какое-то неудобство в полости рта.
4. Вы считаете, что после протезирования у Вас появились трудности с откусыванием  
(например, не можете перекусить нитку).
5. Вам кажется, что после протезирования Ваша речь стала невнятной.
6. После протезирования Вы стараетесь меньше улыбаться.
7. Вам кажется, что во рту появилось что-то лишнее.
8. Вы считаете, что после протезирования Вы не можете хорошо разжевывать пищу.
9. Вы чувствуете, что при разговоре появились свистящие звуки.
10. Вас не устраивает цвет протезированных зубов.
11. Вам постоянно хочется потрогать зубы языком.
12. Вам постоянно кажется, что протезы могут «упасть» (не будут держаться).
13. После протезирования у Вас появились сложности с произношением некоторых звуков.
14. Во время жевания Вы стали прикусывать язык.
15. Вы считаете что новые зубы неестественных размеров (крупные «лошадиные зубы» или слишком мелкие).
16. После протезирования Вы постоянно ощущаете сухость во рту.
17. Вы не можете преодолеть тревогу, что при еде зубные протезы могут сломаться.
18. Вас беспокоит, что окружающие замечают связанные с протезированием изменения речи.
19. У Вас появились боли в нижнечелюстном суставе.
20. Вас беспокоит, что у Вас заметно изменилась форма лица.
21. Вам кажется, что во рту постоянно какой-то привкус.
22. После протезирования у Вас стали появляться болевые ощущения.
23. У Вас стали появляться ноющие боли в области протезированных зубов.
24. Вы ощущаете жжение во рту в области зубных протезов.

**Бланк теста АОК**







**УДОСТОВЕРЕНИЕ**  
на рационализаторское предложение  
№ \_\_\_\_\_ Дата выдачи 19.05.14

Настоящее удостоверение выдано  
**Верстаков Д.В.**

Имя \_\_\_\_\_  
Фамилия \_\_\_\_\_

На предложение, признанное рационализаторским  
подлинное ВОЛОГДСКИМ ГОСУДАРСТВЕННЫМ  
МЕДИЦИНСКИМ УНИВЕРСИТЕТОМ

19.05.2014  
Дата

использовано под наименованием

**Клиническая систематизация вьесты  
коронюк опорных зубов.**

м.п. \_\_\_\_\_  
20.05.2014 г. \_\_\_\_\_  
Ректор





**УДОСТОВЕРЕНИЕ**  
на рационализаторское предложение  
№ \_\_\_\_\_ Дата выдачи 19.05.14

Настоящее удостоверение выдано  
Верстаков Д.В.

На предметные, принятые рационализаторским  
и принятые ВОЛГОГРАДСКИМ ГОСУДАРСТВЕННЫМ  
МЕДИЦИНСКИМ УНИВЕРСИТЕТОМ

19.05.2014

использованию под наименованием  
**Клиническая методика оценки высоты коронковой  
части опорных зубов.**

  
М.П. \_\_\_\_\_  
20.05.2004

Ректор *В.С. Муромов*



