

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«ПЕРМСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

*На правах рукописи*

**НИКИТИН ВЛАДИСЛАВ НИКОЛАЕВИЧ**

**БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА  
ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА**

Специальность:

01.02.08 – Биомеханика

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:

Заслуженный деятель науки РФ,  
доктор технических наук, профессор  
Няшин Юрий Иванович

**Пермь – 2017**

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. БИОМЕХАНИКА ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА	
1.1. Биомеханический подход к описанию функционирования зубочелюстной системы человека.....	13
1.2. Взаимодействие зубочелюстной системы с другими системами организма.....	22
1.3. Прикус зубочелюстной системы. Влияние на системы и процессы организма человека.....	28
1.4. Височно-нижнечелюстной сустав как элемент зубочелюстной системы.....	33
1.5. Методы диагностики зубочелюстной системы. Индивидуальные параметры, определяющие ее состояние.....	42
1.6. Биомеханическое моделирование зубочелюстной системы.....	50
ГЛАВА 2. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАГРУЖЕНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ И ДИСКА ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА	
2.1. Стоматологические и механические параметры, определяющие состояние прикуса.....	52
2.2. Постановка задачи определения усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов.....	64
2.3. Раскрытие статической неопределимости в задаче определения усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов.....	68
2.4. Верификация модели определения усилий жевательных мышц.....	74

## ГЛАВА 3. АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ НАГРУЗОК В ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

- 3.1. Положение диска височно-нижнечелюстного сустава и усилия в зубочелюстной системе..... 81
- 3.2. Задачи теории упругости определения напряженно-деформированного состояния нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава..... 91
- 3.3. Анализ влияния граничных условий на напряженно-деформированное состояние нижней челюсти..... 96

## ГЛАВА 4. ЗАДАЧА КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

- 4.1. Задача управления коррекцией прикуса зубочелюстной системы, параметры которого выбраны стоматологом..... 104
- 4.2. Алгоритм управления коррекцией прикуса в физиологическом диапазоне..... 110
- 4.3. Влияние прикуса на механические напряжения в зубочелюстной системе..... 112

## ГЛАВА 5. МЕТОДИКА КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА И ЕЕ ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

- 5.1. Методика коррекции прикуса на основе биомеханического моделирования..... 117
- 5.2. Методы диагностики и идентификации индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента..... 121
- 5.3. Практическая реализация методики коррекции прикуса..... 122

ЗАКЛЮЧЕНИЕ..... 129

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ..... 138

ПРИЛОЖЕНИЯ..... 158

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность работы.** С точки зрения биомеханики развитие, состояние и функционирование зубочелюстной системы человека определяется силами, возникающими в ней и ее элементах [18, 23, 35, 36, 54, 55, 61–68, 73, 139, 146, 159]. Рассмотрение зубочелюстной системы как многоблочной, состоящей из костных и мягкотканых блоков, позволяет раскрыть их взаимовлияние и совместное функционирование [15, 34–36, 54, 55, 61–67, 71, 73, 74, 139].

Современный подход концепции виртуального физиологического человека (*Virtual Physiological Human (VPH)*) [113], направленный на построение в организме человека взаимосвязей между системами и процессами [113], позволяет сказать, что состояние и правильное функционирование зубочелюстной системы определяет такие процессы как питание, глотание, дыхание, речь, слух и т.д. [24, 25, 27, 38, 41, 44, 52, 57, 79, 89, 90, 94, 95, 107, 138, 139], а также влияет на другие системы (опорно-двигательную, пищеварительную, нервную, сердечно-сосудистую, дыхательную и т.д.) [4, 5, 30, 32, 37–43, 45, 46, 48, 51, 56, 70, 76, 77, 83, 94, 95, 99, 101, 102, 112–114, 117, 124, 128, 138, 140, 148].

Одним из основных параметров зубочелюстной системы, определяющих ее состояние и правильное функционирование, является прикус [1, 10, 24, 74, 79]. Он определяет взаимное расположение верхней и нижней челюстей при их смыкании, характеризуется максимальным количеством контактирующих зубов [1, 10, 24, 74, 75, 79] и влияет на вышеуказанные процессы и системы организма [6, 7, 14, 16, 34, 37, 39, 40, 42, 43, 46, 80, 83, 85, 134]. Уделим особое внимание тому, что изменения прикуса влияют на кровоснабжение головного мозга и могут приводить к патологиям мозгового кровообращения, в частности к инсульту [34, 37, 39, 40, 42, 80].

Прикус отвечает за положение, состояние и функционирование двух височно-нижнечелюстных суставов, каждый из которых образован

поверхностями мышечков нижней челюсти и соответствующими височными костями [1–3, 8, 10, 24, 69, 73, 84, 137]. Изменение положения сустава приводит к его дисфункции [3, 8, 17, 26, 28, 35, 38, 78, 91], связанной с изменением величины и направления суставной реакции и со смещением диска сустава относительно указанных суставных поверхностей, что приводит к появлению дивертикула (выпячивания) диска [37, 39, 40, 42, 43, 103]. В литературе выдвинута гипотеза негативного влияния этого выпячивания (смещения) на кровоснабжение головного мозга по внутренней сонной артерии ввиду ее близкого расположения к капсуле височно-нижнечелюстного сустава [20, 37, 39, 40, 42, 43]. Количественных оценок этого влияния не производилось.

Височно-нижнечелюстной сустав и внутренняя сонная артерия являются объектами исследований различных медицинских специалистов: стоматологов и сосудистых хирургов (ангиологов). При этом современные неинвазивные методы диагностики не позволяют одновременно оценить состояние и положение диска височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии [46, 49, 70, 81, 88, 104, 123, 125].

При изменениях прикуса, связанных с повышенной стираемостью зубов, с их потерей, переломами челюстей, происходят изменения в состоянии и функционировании элементов зубочелюстной системы, которые часто сопровождаются головными болями, головокружениями, нервозностью, являющимися также признаками нарушений кровоснабжения головного мозга [46, 49, 50, 52–55, 93]. Вышеуказанные изменения, связанные с состоянием прикуса, могут привести к дисфункциям жевательных мышц [10, 11, 154] и височно-нижнечелюстных суставов [86, 154], перераспределяющих силы (напряжения) в зубочелюстной системе. Изменение распределения напряжений влияет на состояние и функционирование костной ткани нижней челюсти и диска каждого из суставов [91, 100, 118, 139, 146, 148, 155–157]. Перераспределение усилий (напряжений) во многом зависит от положения диска височно-

нижнечелюстного относительно его суставных поверхностей. Характер распределения напряжений влияет на возникновение процессов резорбции в костной ткани нижней челюсти и нарушение питания каждого из суставных дисков [86, 154].

В настоящее время в литературе приведены результаты исследований оценки состояний и моделирование либо отдельных элементов зубочелюстной системы (нижней или верхней челюстей, отдельных зубов, диска височно-нижнечелюстного сустава и т.д.), либо рассматривается какая-либо их комбинация [2, 86, 87, 135–137, 143–145]. Все работы, посвященные определению усилий в элементах зубочелюстной системе или в какой-то комбинации ее элементов, не затрагивали анализ состояния и функционирования ее элементов при изменении прикуса [100, 118, 139, 146, 148, 155–157].

При различных зубочелюстных аномалиях и патологиях стоматолог корректирует прикус, придерживаясь существующей методики, в основе которой лежит анализ величин стоматологических параметров, полученных на основе рентгеновских снимков, и оценка напряженности поверхностных жевательных мышц с использованием методов пальпации или электромиографии [105, 106]. При этом стоматологические параметры, определяющие прикус, находятся в их физиологических диапазонах, установленных опытным путем за многие годы исследований. Количество анализируемых стоматологических параметров достигает нескольких десятков, а исследуемых реперных точек – сотни. Полученные значения параметров выбираются таким образом, чтобы избежать случаев перенапряженности мышц. Количество мышц, напряженность которых представляется возможным оценить, составляет меньше половины от всех, участвующих в жевательных движениях [85, 86, 154, 162].

Невозможность оценки всех мышечных усилий, по мнению автора, приводит к частым случаям обращений за дополнительными манипуляциями, связанными с изменением соотношения верхней и нижней челюстей, а также

перенапряженностью мышц, болевыми ощущениями в них и в области височно-нижнечелюстного сустава [154]. Следует сказать, что на данный момент не представляется методами диагностики оценить усилия, возникающие в височно-нижнечелюстных суставах.

Вариабельность диапазонов параметров прикуса связана с индивидуальными особенностями строения зубочелюстной системы. При изменении параметров, отвечающих за прикус, мышечные силы и реакция височно-нижнечелюстного сустава значительно меняются. Невозможность оценки усилий во всех жевательных мышцах [85, 86, 132, 139, 145, 146, 154] и связанных с ними суставных реакций может привести к неправильному распределению напряжений в костной ткани челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава [100, 118, 155–157].

Таким образом, к моменту начала исследований, результаты которых представлены в данной диссертации, не существовало постановки задачи оценки коррекции назначенного стоматологом прикуса, связанной с количественным определением мышечных усилий, напряжениями в нижней челюсти и дисках височно-нижнечелюстных суставов, влияющих на появление в них патологических процессов, выбором значений параметров прикуса на основе индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента.

**Решению данных актуальных задач** и посвящена данная диссертационная работа.

**Объектом исследования** являются зубочелюстная система, учитывающая череп, на основе изучения снимков телерентгенографии и магнитно-резонансной томографии для выявления индивидуальных геометрических параметров данной системы пациента.

**Предметом исследования** являются биомеханическая система – зубочелюстная система; методы диагностики нарушений прикуса; методики расчета телерентгенографии; методы восстановления прикуса человека; методы решения статически неопределимых задач; методы оптимизации;

критерии оптимизации, применяемые при нахождении усилий жевательных мышц; определение оптимальной геометрии прикуса с учетом состояния височно-нижнечелюстного сустава; разработка методических рекомендаций для усовершенствования методики коррекции прикуса.

**Цель работы** состоит в разработке методики коррекции прикуса зубочелюстной системы человека, основанной на решении задачи биомеханического управления параметрами прикуса, заданного стоматологом, в рамках их физиологических диапазонов с оценкой нагрузок в нижней челюсти и дисках височно-нижнечелюстных суставов, и выступающую в качестве пособия стоматологу в выборе конкретных значений параметров прикуса.

Для реализации указанной цели необходимо решить **следующие задачи:**

– Обосновать использование магнитно-резонансной томографии для получения индивидуальных данных пациента о геометрии костных структур, расположении диска височно-нижнечелюстного сустава, а также о координатах точек крепления и размерах жевательных мышц.

– Определить усилия жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстных суставов из решения статически неопределимой задачи равновесия нижней челюсти при заданной силе сжатия челюстей, вызванной максимальными изометрическими усилиями жевательных мышц, развиваемые при статическом положении нижней челюсти.

– Определить напряженно-деформированные состояния диска височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти при предложенном стоматологом положении прикуса на основе существующей методики коррекции и при его уточнении.

– Поставить задачу управления прикусом с учетом ограничений на напряжения, возникающие в нижней челюсти и суставном диске, в рамках физиологических диапазонов значений параметров прикуса.



– Создать алгоритм коррекции назначенного стоматологом прикуса на основе решения вышеупомянутых задач для оптимизации положения прикуса в физиологических диапазонах значений параметров прикуса.

– Уточнить существующую методику коррекции прикуса на основе биомеханического моделирования и дать рекомендации по коррекции назначенного стоматологом прикуса на примере симметричного прикуса.

**Методы исследования.** В работе используются методы диагностики зубочелюстной системы (телерентгенография, магнитно-резонансная томография) для получения индивидуальных геометрических характеристик зубочелюстной области; методы теории оптимизации для определения мышечных усилий и реакций в суставах.

При моделировании зубочелюстная система представлялась в виде двумерной системы нижней челюсти и суставных поверхностей височно-нижнечелюстного сустава. Выбор двумерной системы связан с тем, что все геометрические расчеты стоматологами выполняются на плоских снимках, полученных при помощи телерентгенографии.

Биомеханическое моделирование проводилось на персональном компьютере Toshiba Satellite L305-S5933, 2,16 GHz, 3 Gb с использованием пакетов Wolfram Mathematica и ANSYS.

#### **Научная новизна:**

1. Обосновано применение магнитно-резонансной томографии в процессе коррекции прикуса на основе влияния индивидуальных данных пациента о геометрии нижней челюсти и параметров жевательных мышц на состояние зубочелюстной системы и оценки влияния на кровоснабжение головного мозга по внутренней сонной артерии.

2. Поставлена задача коррекции прикуса, назначенного стоматологом, в физиологическом диапазоне на основе анализа усилий, возникающих в элементах зубочелюстной системы.

3. На основе поставленной задачи разработана биомеханическая модель определения усилий в зубочелюстной системе человека с учетом

напряженно-деформированного состояния диска височно-нижнечелюстного сустава и нижней челюсти.

4. Разработана методика коррекции в физиологических диапазонах значений параметров прикуса на основе количественных результатов с помощью биомеханического моделирования.

**Достоверность и обоснованность.** Созданная биомеханическая модель базируется на использовании строгих математических методов при построении поставленных задач и их анализе, апробированных моделей, качественном и количественном согласовании полученных результатов с результатами близких по тематике исследований других авторов и клиническими данными.

**Практическая значимость исследования.** Обосновано применение магнитно-резонансной томографии для индивидуализации к подходу коррекции прикуса. Получены зависимости между величинами стоматологических параметров, отвечающих за положение нижней челюсти, и величинами жевательных мышечных усилий и реакций в височно-нижнечелюстных суставах, изучено их влияние на напряжения в нижней челюсти и суставном диске. На основе результатов работы предложена методика коррекции прикуса, уточняющая выбранный стоматологом вариант на основе биомеханического моделирования и учитывающая индивидуальные особенности зубочелюстной системы пациента, и которая может использоваться в качестве пособия стоматологу в медицинских учреждениях.

**Реализация результатов работы.** При непосредственном участии автора была разработана, реализована и оптимизирована методика коррекции прикуса. Созданный алгоритм позволяет учесть индивидуальные параметры зубочелюстной системы при коррекции прикуса, а также выбрать ортопедические конструкции с учетом напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы. Предложенный алгоритм апробирован в Пермском государственном медицинском университете им. Е.А. Вагнера на

кафедре ортопедической стоматологии, а также используется в учебном процессе по дисциплинам «Биомеханика зубочелюстной системы» и «Методы оптимального управления» (Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Пермский национальный исследовательский политехнический университет»).

Вся работа в целом, а также ее отдельные части могут быть использованы медицинскими учреждениями, занимающимися стоматологическим лечением человека.

**Апробация работы.** Основные результаты диссертационной работы на различных этапах ее выполнения докладывались и обсуждались на следующих Всероссийских конференциях:

1. XVII, XX Зимняя школа по механике сплошных сред (Пермь, 2011, 2017).
2. Всероссийский конгресс «Стоматология Большого Урала. Инновационные технологии в стоматологии» (Пермь, 2011).
3. XX, XXI, XXV Всероссийская научная школа-конференция молодых ученых и студентов «Математическое моделирование в естественных науках» (Пермь, 2011, 2012, 2016).
4. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2011; 2012; 2013» (Саратов, 2011–2013).
5. IX, X Всероссийская конференция с международным участием по биомеханике «Биомеханика – 2014; 2016» (Пермь, 2014, 2016).
6. XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (Казань, 2015).
7. XII Международная конференция студентов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук» (Томск, 2015).
8. Российская конференция с международным участием «Экспериментальная и компьютерная биомедицина» памяти члена-корреспондента РАН В.С. Мархасина (Екатеринбург, 2016).

9. Научные семинары в Пермском национальном исследовательском политехническом университете.

**Публикации.** Основные научные результаты по теме диссертационной работы опубликованы в 18 печатных работах. Автор имеет 8 научных трудов в изданиях, выпускаемых в РФ и рекомендуемых ВАКом для публикации основных результатов диссертации на соискание ученой степени кандидата наук.

**Структура диссертационной работы** определяется общим замыслом и логикой проведения исследований. Диссертация содержит введение, 5 глав, заключение и список литературы. Работа содержит 161 страниц машинописного текста, 68 иллюстраций, 3 таблицы и библиографический список из 162 наименований.

## ГЛАВА 1. БИОМЕХАНИКА ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

### 1.1. Биомеханический подход к описанию функционирования зубочелюстной системы

С точки зрения биомеханики функционирование и состояние зубочелюстной системы человека определяется силами в системе и ее элементах [22, 27, 29, 45–47, 50–56, 65, 66, 73–78, 139, 146]. Сложность изучения зубочелюстной системы определяется тем фактом, что она является многоуровневой комплексной структурой, включающей в себя мягкие и твердые ткани, которые в свою очередь также образуют сложные многоуровневые подструктуры (блоки) (рис. 1.1 и 1.2). Блок выделялся по функциональной принадлежности, т.е. участию в том или ином процессе (дыхание, питание, глотание, речь и т.д.) [7, 8, 19, 20, 24, 45–47, 50–56, 65, 66, 73–78, 139, 146].

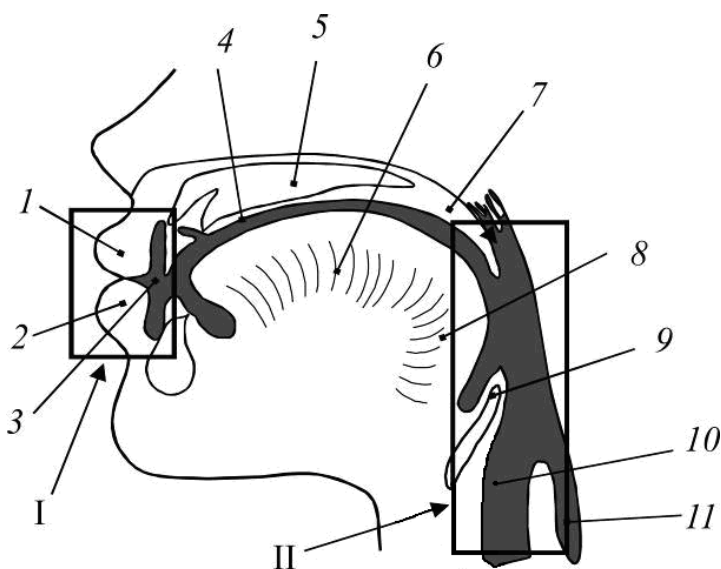


Рисунок 1.1 – Мягкотканые блоки зубочелюстной системы:

I – передний: 1 – верхняя губа, 2 – нижняя губа, 3 – вход в ротовую полость, 4 – ротовая полость, 5 – твердое небо, 6 – язык; II – задний: 7 – мягкое небо, 8 – корень языка, 9 – надгортанник, 10 – трахея, 11 – пищевод [73–77]

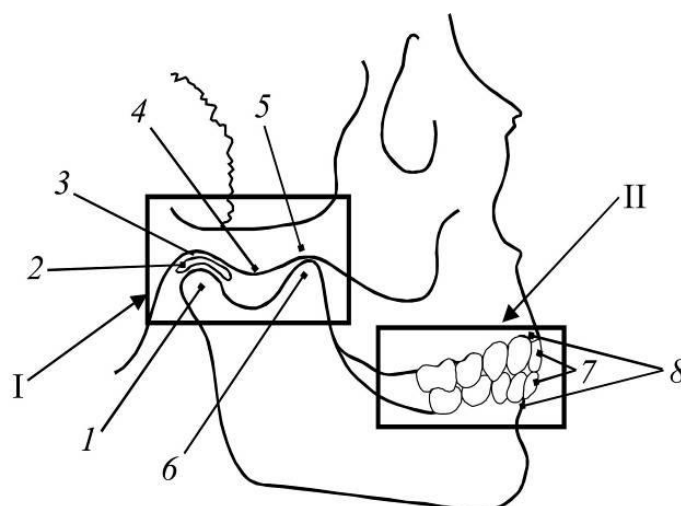


Рисунок 1.2 – Твёрдотканые блоки зубочелюстной системы (вид сбоку):

I – костный: 1 – мышцелок нижней челюстей, 2 – диск височно-нижнечелюстного сустава, 3 и 4 – суставная ямка и суставной бугорок височной кости черепа соответственно, 5 – скуловая дуга, 6 – венечный отросток нижней челюсти; II – зубо-альвеолярный: 7 – зубные ряды челюстей, 8 – альвеолярные отростки нижней и верхней челюстей [73–77]

К мягкотканым блокам относятся передний и задний (рис. 1.1) [73–77], а к твердотканым – костный блок в области височно-нижнечелюстных суставов (парный сустав) [73] и зубо-альвеолярный блок, соединяющий зубные ряды нижней и верхней челюстей (рис. 1.2) [73–77].

Рассматривая каждый из блоков по отдельности, можно их разделить на более мелкие. Например, в периодонте, который входит в зубо-альвеолярный блок и имеет толщину около 0,2 мм, можно выделить следующие структуры (блоки): кровеносные и лимфатические сосуды, коллагеновые волокна, клетки, нервы, межтканевую жидкость [86, 87, 110, 121, 131]. Каждый из этих видов структур можно также рассматривать как блок, который включает в себя более мелкие составляющие.

Отметим, что предложенное разделение на блоки и уровни носит условный характер и будет зависеть от целей каждого конкретного исследования [73–77].

В работах [73–77] упоминается, что функциональное единство, следовательно, по мнению автора, и состояние зубочелюстной системы обеспечивают следующие структуры (можно их назвать блоками): зубы и пародонт (окружающие зуб ткани); нижняя и верхняя челюсти; височно-нижнечелюстной сустав и его связки; мышцы шеи и затылка; жевательные мышцы; мышцы языка; мышцы над- и подподъязычной костей; сосудистая система; мимические мышцы; центральная и периферическая нервная система [28, 85, 86, 131, 154].

Можно придерживаться методик различного деления на блоки (элементы или структуры) зубочелюстной системы. Самое главное, необходимо принимать в учет то, что каждый из элементов зубочелюстной системы важен для ее состояния нормального функционирования [14, 28, 85, 86, 131, 154].

В качестве примера можно привести, что потеря даже одного зуба или его неправильное перемещение при ортодонтическом лечении может стать причиной нарушения баланса механических сил в зубочелюстной системе [27, 38, 42, 54, 60, 62–65]. Нарушение баланса сил может стать причиной не только возрастания нагрузки на соседние зубы, но и возможного нарушения прикуса, увеличения риска появления других зубочелюстных дефектов (аномалий) [129, 130, 142, 144]. Под прикусом понимается взаимное расположение верхней и нижней челюстей по отношению к черепу при центральной окклюзии [28, 85, 86]. Центральная окклюзия – это соотношение зубных рядов при смыкании челюстей с наибольшим числом контактов зубов и расположении мышечелков нижней челюсти в суставных ямках височных костей черепа [28, 85, 86].

Одним из видов зубочелюстных дефектов, вызванных изменением баланса сил в зубочелюстной системе, являются патологии височно-нижнечелюстного сустава, которые, в свою очередь, могут привести к различным неблагоприятным последствиям для элементов самой системы и для процессов, связанных с ней (например, дыхание, глотание, питание, речь

и т.д.) и другие системы организма [11, 24, 39, 51, 54–56, 60, 68, 69, 71, 89, 94, 95, 98, 101–104, 107–109, 111, 112, 114, 116, 117, 120, 122, 125–128, 138, 147, 151–153, 161].

Согласно работам [73–75] к структурам, отвечающим за функционирование, относятся жевательные и мимические мышцы, создающие механические силы (усилия) в зубочелюстной системе и ее элементах. Мышцы создают силы при их сокращении, которое может быть изотоническим (мышечное усилие остается постоянным), изометрическим (длина мышцы остается постоянной) или смешанным, которое встречается наиболее часто. Процессы сокращения и управления этим процессом центральной нервной системой описаны более подробно в литературе [54, 144] и не являются целью данного исследования.

Основная доля функциональных нагрузок, возникающих в зубочелюстной системе, приходится на жевательные мышцы. Мимические мышцы отвечают в основном за передачу эмоций и эстетическое состояние лица [73]. Указанные мышцы отвечают за процессы откусывания, пережевывания и проглатывания пищи. Все указанные процессы связаны с движением нижней челюсти относительно верхней (или черепа) [9, 73–75].

К жевательным мышцам зачастую относят 4 пары мышц, которые производят движения в височно-нижнечелюстном суставе и крепятся к нижней челюсти и на основании черепа [33] (рис. 1.3–1.5). Под этими мышцами зачастую понимаются мышцы, поднимающие и выдвигающие нижнюю челюсть. К ним относятся жевательная, височная и медиальная крыловидная мышцы, которые поднимают нижнюю челюсть (участвуют в процессе смыкания и сжатия челюстей), а также латеральная крыловидная мышца, выдвигающая нижнюю челюсть. Каждую из указанных мышц принято делить на две части: жевательная мышца – поверхностная и глубокая, височная – передняя и задняя, медиальная крыловидная – передняя и задняя, латеральная крыловидная – верхняя и нижняя.



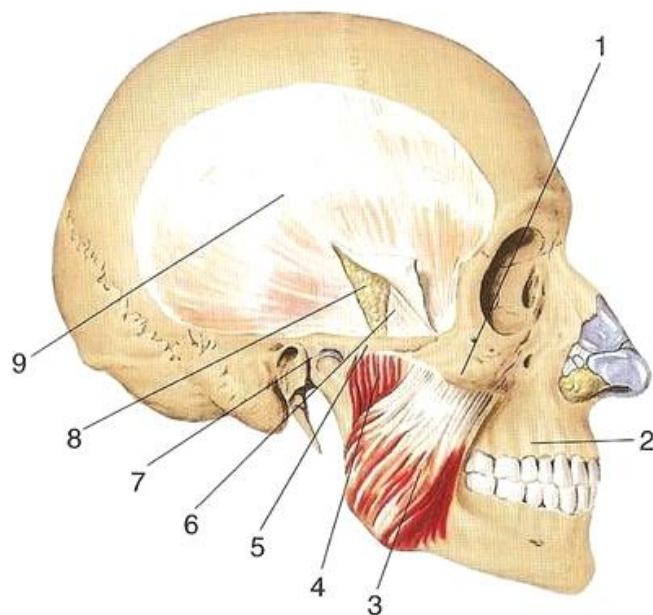


Рисунок 1.3 – Жевательная и височная мышцы: 1 – скуловая кость; 2 – верхняя челюсть; 3 и 4 – поверхностная и промежуточная (глубокая) часть жевательной мышцы; 5 – скуловая дуга; 6 – поверхностная пластинка височной фасции; 7 – височно-нижнечелюстной сустав; 8 – клетчатка; 9 – поверхностная пластинка височной фасции височной мышцы [33]

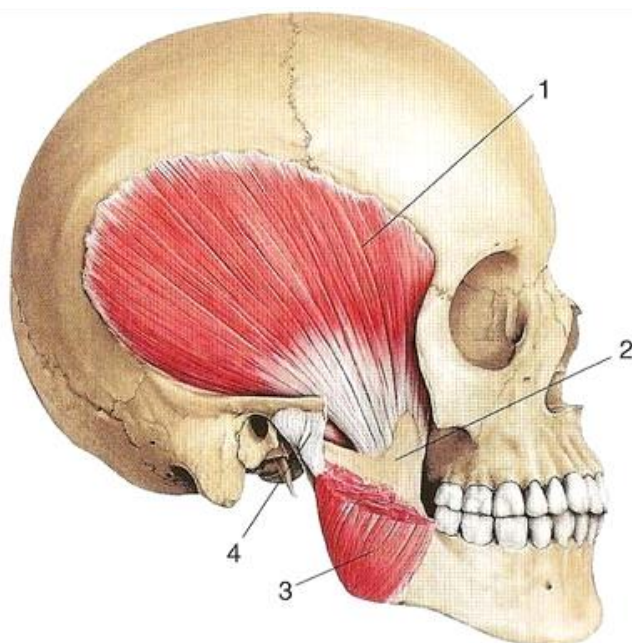


Рисунок 1.4 – Жевательная, височная мышцы и височно-нижнечелюстной сустав: 1 – височная мышца; 2 – венечный отросток нижней челюсти; 3 – жевательная мышца; 4 – височно-нижнечелюстной сустав [33]

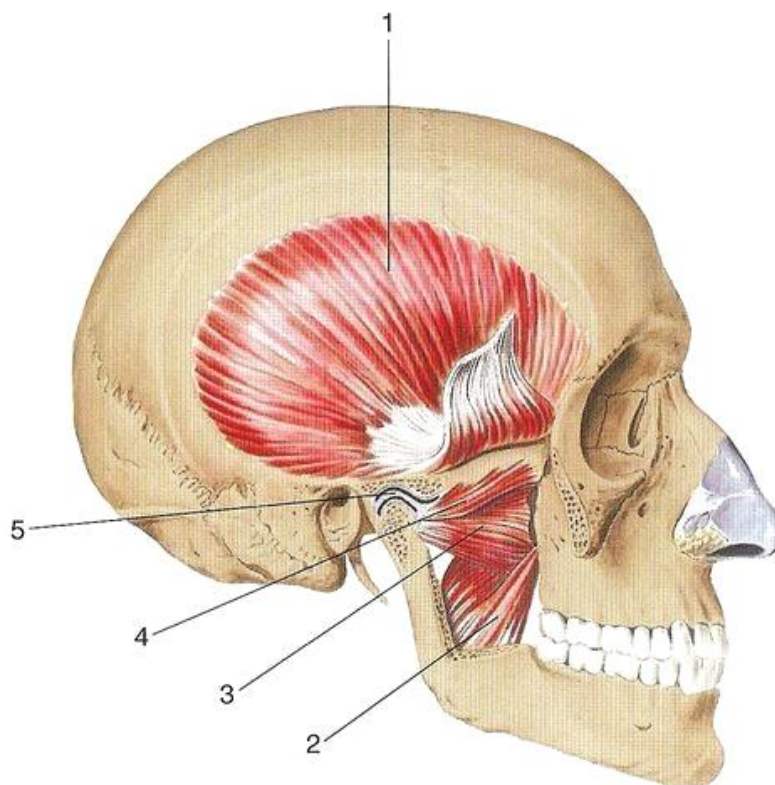


Рисунок 1.5 – Крыловидные мышцы: 1 – височная мышца приподнята; 2 – медиальная крыловидная мышца; 3 – нижняя латеральная крыловидная мышца; 4 – верхняя латеральная крыловидная мышца; 5 – диск височно-нижнечелюстного сустава [33]

Иногда из-за особенности формы височной мышцы (веерообразная форма), ее разделяют на три части: переднюю, среднюю и заднюю. Все указанные мышцы крепятся к нижней челюсти и соответствующим элементам черепа (височная и клиновидная кости, скуловая дуга и т.д.).

Зачастую, упоминая про жевательные мышцы, подразумевают только мышцы, закрывающие нижнюю челюсть. Но процесс жевания включает также фазу открывания нижней челюсти, поэтому про мышцы-открыватели (рис. 1.6) [33], которые в анатомии принято относить к мышцам шеи, не нужно забывать. К мышцам-открывателям (мышцам-опускателям) нижнюю челюсть относятся: челюстно-подъязычная, подбородочно-подъязычная, двубрюшная, подбородочно-язычная, подъязычно-язычная (рис. 1.6 и 1.7) [33].

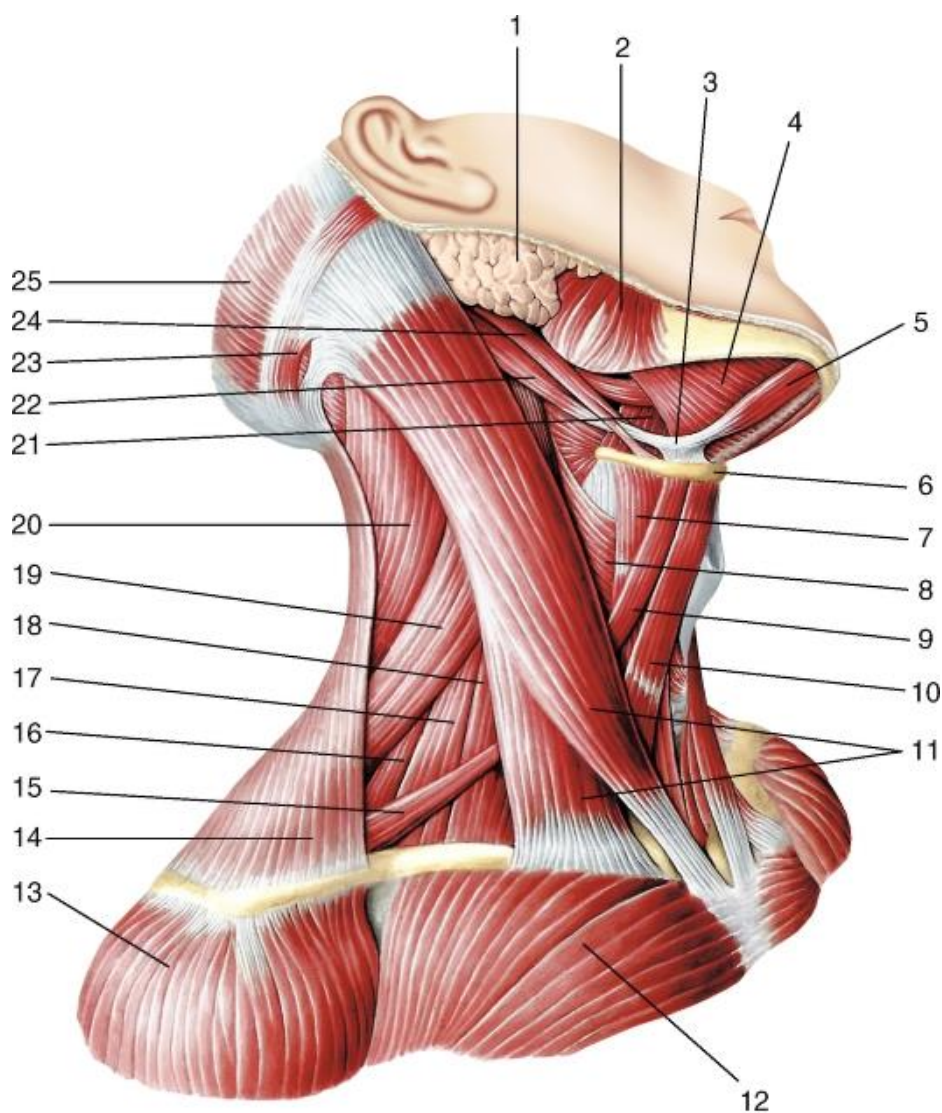


Рисунок 1.6 – Мышцы шеи: 1 – слюнная железа; 2 – жевательная мышца; 3 – сухожилие двубрюшной мышцы; 4 – челюстно-подъязычная мышца; 5 – переднее брюшко двубрюшной мышцы; 6 – подъязычная кость; 7 – щитоподъязычная мышца; 8 – нижний констриктор глотки; 9 – верхнее брюшко лопаточно-подъязычной мышцы; 10 – грудино-подъязычная мышца; 11 – головки грудино-ключично-сосцевидной мышцы; 12 – большая грудная мышца; 13 – дельтовидная мышца; 14 – трапецевидная мышца; 15 – нижнее брюшко лопаточно-подъязычной мышцы; 16 – задняя лестничная мышца; 17 – средняя лестничная мышца; 18 – передняя лестничная мышца; 19 – мышца, поднимающая лопатку; 20 – ременная мышца головы; 21 – подъязычно-язычная мышца; 22 – заднее брюшко двубрюшной мышцы; 23 – поперечная мышца шеи; 24 – шилоподъязычная мышца; 25 – затылочное брюшко затылочно-лобной мышцы [33]

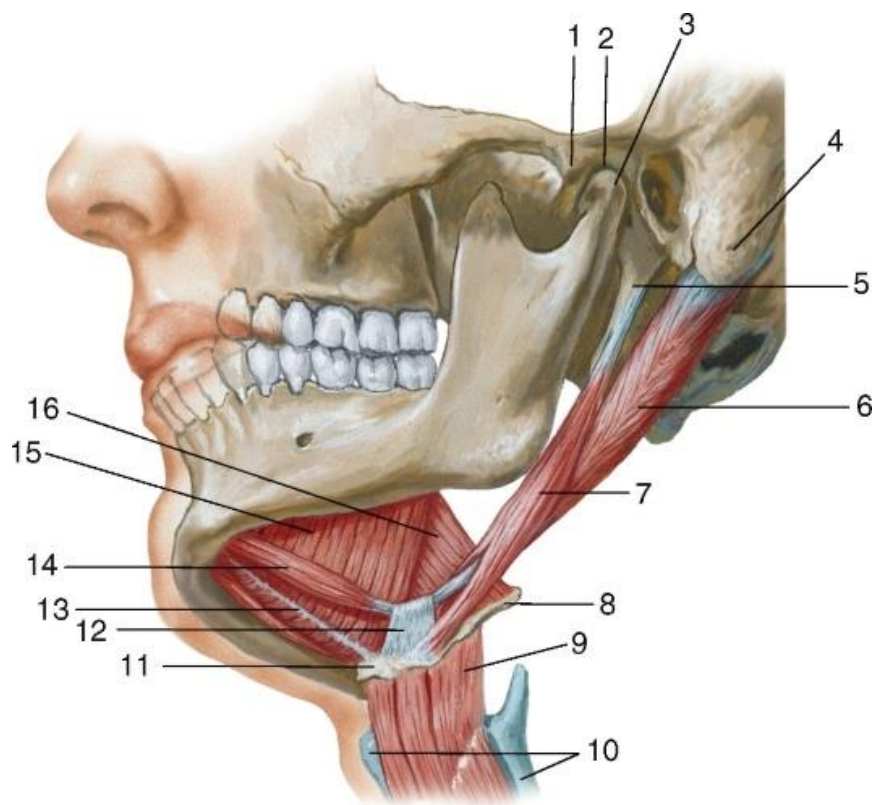


Рисунок 1.7 – Надподъязычные мышцы, участвующие в процессе открывания нижней челюсти: 1 – суставной бугорок; 2 – нижнечелюстная ямка височной кости; 3 – головка нижней челюсти; 4 – сосцевидный отросток височной кости; 5 – шиловидный отросток височной кости; 6 – заднее брюшко двубрюшной мышцы; 7 – шилоподъязычная мышца; 8 – большой рог подъязычной кости; 9 – щитоподъязычная мышца; 10 – щитовидный хрящ; 11 – тело подъязычной кости; 12 – сухожильная петля; 13 – сухожильный шов; 14 – переднее брюшко двубрюшной мышцы; 15 – челюстно-подъязычная мышца; 16 – подъязычно-язычная мышца [33]

Зубочелюстная система включает в себя множество вышеуказанных костных и мягкотканых элементов, которые согласно [73–75] в норме обеспечивают ее правильное функционирование. Зубочелюстная система участвует во множестве процессов (дыхание, питание, пищеварение, глотание и т.д.).

Нарушение функционирования и патологии одного из элементов зубочелюстной системы оказывают влияние на всю систему, а также, ввиду ее участия в вышеупомянутых процессах, и на весь организм в целом. Соответственно, необходимо комплексно подходить как к диагностике, так и лечению различных патологий зубочелюстной системы (например, связанных с прикусом).

К выводам по данному параграфу можно отнести следующие:

1. На данный момент в литературе принято выделить в зубочелюстной системе блоки. Выбор количества блока и уровня, на котором производится разбиение, зависят от целей исследования [18, 37, 38, 59, 60, 66, 68–71].

2. Правильное функционирование (в норме) зубочелюстной системы зависит от функционального баланса всех ее элементов. Любое отклонение в функционировании одного из элементов зубочелюстной системы может привести к появлению дисбаланса, в частности к дисбалансу механических сил (например, мышечных усилий), в работе ее элементов (неправильному функционированию) [17, 18, 37, 38, 59, 60, 66, 68–71, 79].

3. Механические силы (напряжения) в зубочелюстной системе вызваны мышечными силами. Напряжения влияют на процессы питания, перестройки и резорбции, а также компенсаторные процессы, происходящие в ее костных и мягкотканых элементах [17, 18, 37, 38, 59, 60, 66, 68–71].

4. Любые вмешательства в функционирование элементов зубочелюстной системы, связанные с лечением ее различных патологий, непременно окажут влияние на другие ее элементы. Соответственно, при любых лечебных мероприятиях необходимо оценивать состояние всей зубочелюстной системы и тесно связанных с ней систем [1, 17, 18, 37, 38, 59, 61–67].

5. Неправильное функционирование одного из элементов зубочелюстной системы может привести к нарушению процессов, связанных с ней: дыхания, питания, пищеварения, глотания и т.д. [17, 18, 37, 38, 59, 61–67].

6. Необходимо оценить взаимосвязь процессов, протекающих в зубочелюстной системе, и в других системах организма для понимания и прогнозирования влияния результатов мероприятий по лечению тех или иных патологий зубочелюстной системы на ее элементы и на весь организм в целом [17, 18, 37, 38, 59, 60, 66, 68, 69, 70, 71, 79].

7. В процессе онтогенеза зубочелюстная система претерпевает большие изменения. Ее форма и функционирование в зрелом возрасте будут зависеть от результатов влияния различных факторов в процессе развития. Таким образом, необходимо уделять особое внимание профилактике появления патологий зубочелюстной системы (факторам, которые способствуют неправильному формированию и соответственно функционированию зубочелюстной системы), особенно для пациентов детского и подросткового возраста.

### *1.2. Взаимодействие зубочелюстной системы человека с другими системами организма*

Взаимозависимость элементов зубочелюстной системы, их влияние на другие системы организма, многоуровневость ее структур диктует необходимость применения особого подхода изучения данной системы. Данный подход осуществляется в рамках международного мегапроекта «Виртуальный физиологический человек», где человеческий организм исследуется во всем его единстве [46, 113]. Этот подход может помочь в решении проблем, связанных с патологиями сложной этиологии (происхождения), врожденными аномалиями и пороками развития, другие дефекты и патологии, являющиеся следствием изменений на микроуровнях.

Следует помнить, что человек – это живое существо, которое изменяется со временем и адаптируется к влиянию окружающей среды. Важно отметить, что уже существующие патологии одной из систем

организма могут послужить причинами к появлению и развитию совокупности новых нарушений в других системах [46].

Анализ и понимание причин, приводящих к патологиям зубочелюстной системы, позволят осуществить индивидуальный подход к каждому пациенту с учетом его возраста, пола, особенностей организма, применять комплексные методы устранения выявленных патологий, четко формулировать задачи с точки зрения биомеханики.

Состояние прикуса и полости рта тесно взаимосвязаны с их функционированием и возрастом человека. Возрастные периоды, в рамках которых это состояние относительно одинаково и устойчиво: внутриутробный, дошкольный, младший школьный возраст, 13–14 лет и более поздний возраст [15, 16, 26, 43, 63].

На рис. 1.8 изображена схема, представляющая факторы, которые оказывают на развитие зубочелюстной системы наибольшие влияния и способны во внутриутробный период привести к ее аномалиям. К факторам этого периода относятся такие, как, например, гормональные изменения в организме беременной женщины, которые впоследствии могут привести к врожденным аномалиям зубочелюстной системы, а также любой вид физического, психического, биологического или химического воздействия факторов внешней среды, способных привести к формированию аномалий [10, 29, 46].

В период (рис. 1.9) от рождения до школьного возраста происходят существенные изменения в зубочелюстной системе ребенка. В это время происходит прорезывание молочных зубов и ближе к концу периода начинается их смена на коренные.

Нижняя челюсть начинает активно расти при естественном способе вскармливания ребенка, когда для того чтобы получить молоко из грудной железы матери, он должен выдвигать нижнюю челюсть и губами захватывать сосок. Данные действия ведут к тому, что в ротовой полости ребенка создается отрицательное давление, способствующее течению молока [92].



Рисунок 1.8 – Факторы, влияющие на развитие патологий зубочелюстной системы во внутриутробный период (амнион – одна из зародышевых оболочек; гипоксия – недостаток кислорода) [46]

Таким образом, с помощью двигательной активности челюстно-лицевых мышц формируется здоровый правильный прикус. Причем сами мышцы зубочелюстной системы при их совместной работе приходят в состояние правильного миодинамического равновесия.

Искусственный же способ вскармливания может стать причиной следующего ряда зубочелюстных аномалий: задержка роста и выдвижения нижней челюсти, формирование неправильной дистальной окклюзии. Данные нарушения возникают в результате следующих причин: неправильного положения головы ребенка, формы и размеров соски, отверстия в соске [92].



В период младшего школьного возраста (рис. 1.10) происходит смена молочных зубов на коренные. Важную роль играют факторы со стороны ротовой полости: микроденития, макроденития, неправильное прорезывание коренных зубов, множественный кариес. Все они могут привести к формированию неправильного прикуса. Взаимодействие патологий прикуса и факторов ротовой полости могут приводить к возникновению еще большей совокупности нарушений зубочелюстной системы [9, 16, 86, 92].

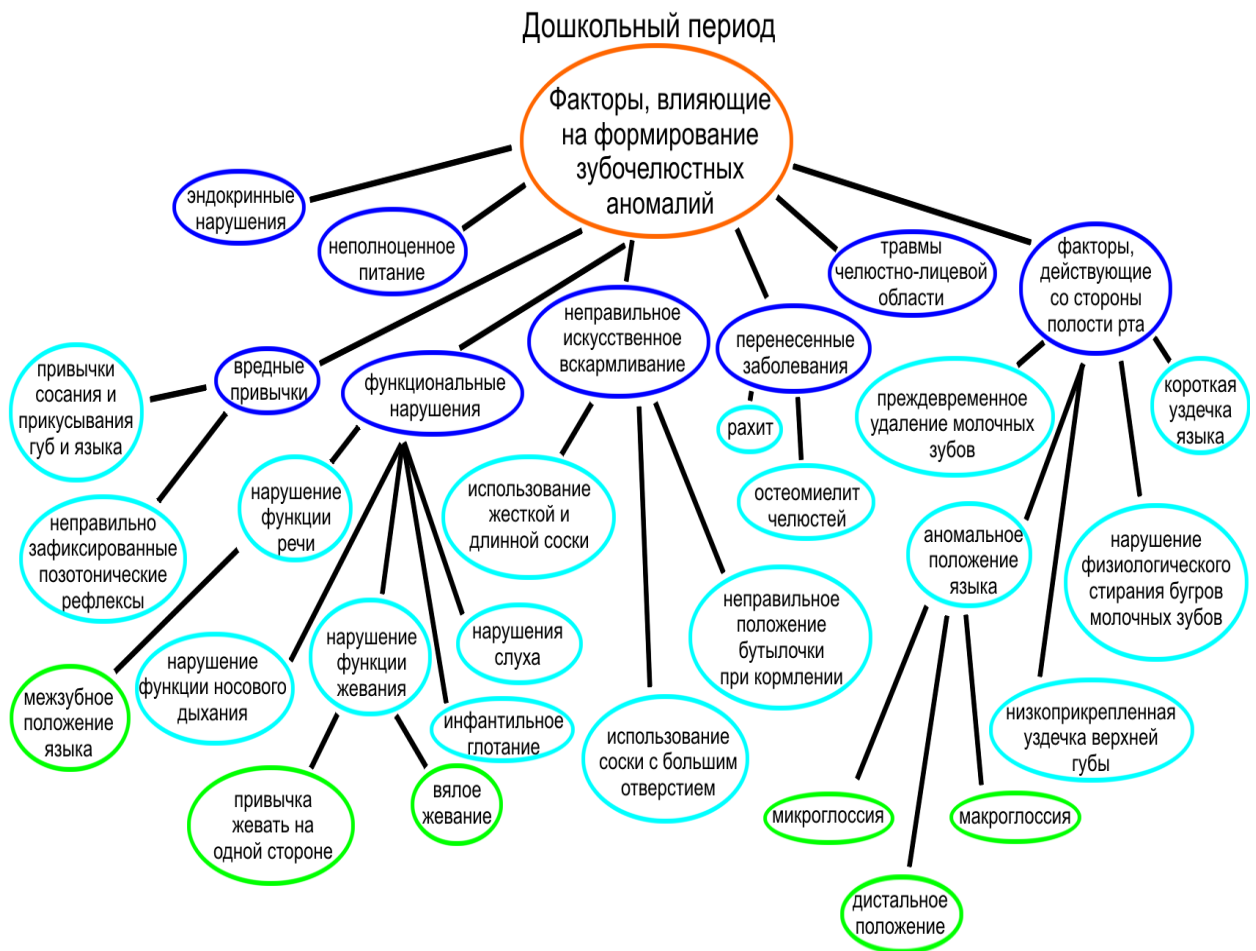


Рисунок 1.9 – Факторы, влияющие на развитие патологий зубочелюстной системы в дошкольный период (микро-, макрогlossия – аномально малые, большие размеры языка; позотонический рефлекс – рефлекс, направленный на поддержание положения в пространстве всего тела или его части) [46]

## Период младшего школьного возраста

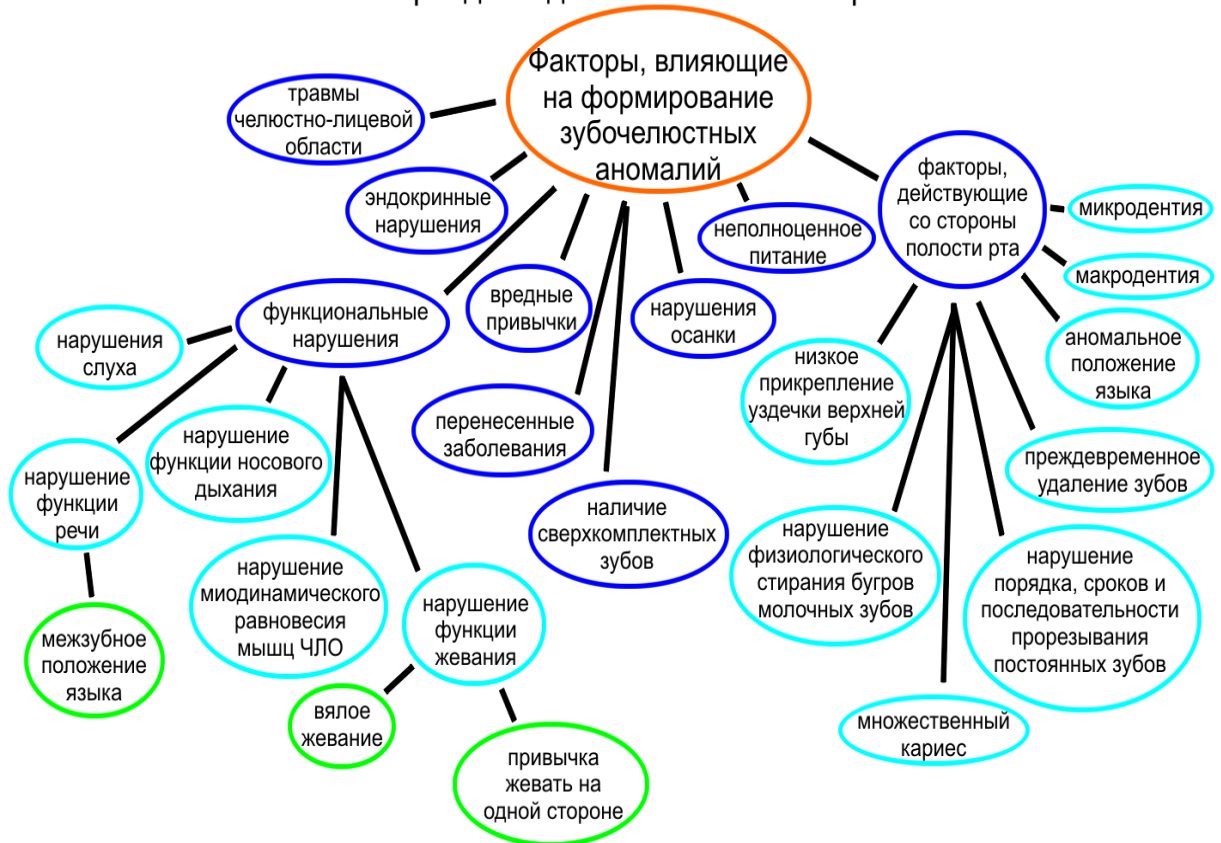


Рисунок 1.10 – Факторы, влияющие на формирование зубочелюстных аномалий в период младшего школьного возраста (микро-, макродентия – аномально малые, большие размеры зубов, ЧЛО – челюстно-лицевая область) [46]

В период 13–14 лет и старше (рис. 1.11) зубочелюстная система пребывает в относительно устойчивом состоянии. В этот период в основном такие факторы, как дисфункция височно-нижнечелюстного сустава или вредные привычки приводят к зубочелюстным аномалиям. Следует выделить, что воздействие указанных факторов зачастую обладает именно биомеханическим характером. Также и нарушение биомеханического равновесия, связанное с воздействием этих факторов, является основной причиной изменений прикуса (взаимного расположения челюстей) [18, 36, 53, 54, 60, 62, 63, 64, 65].



Рисунок 1.11 – Факторы, влияющие на формирование зубочелюстных аномалий в период от 13–14 лет и в старшем возрасте (ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав) [46]

Таким образом, можно сделать следующие выводы.

1. Патологии различных систем организма человека и влияние факторов окружающей среды приводят к нарушениям в зубочелюстной системе. Кроме того, что это мешает нормальной жизнедеятельности человека, они могут также и стать причинами развития еще больших патологий в других системах организма [3, 5, 6–9, 13, 15–18, 23, 25, 27, 30, 34–47, 51, 75, 76, 79].

2. Необходимо уделять особое внимание процессам роста и смены прикуса с молочного на постоянный у пациентов возрастом до 13–14 лет при лечении патологий зубочелюстной системы. В данной работе более подробно рассматривается случай сформированной зубочелюстной системы, соответствующий возрасту пациента от 13–14 лет и старше, когда все

процессы роста зубочелюстной системы, вызванные генетическими особенностями пациента, практически завершаются.

3. Изменения и патологии зубочелюстной системы в период после 16–20 лет и в старшем возрасте вызваны зачастую приспособительными (компенсаторными) процессами, протекающими при изменении прикуса, вызванные потерей зубов, травмами челюстей, перераспределением мышечных сил и т.д., влияющих как на функционирование как самой зубочелюстной системы в целом, так и на ее элементы в отдельности, а также на близлежащие системы организма [3, 5, 6–9, 13, 15–18, 23, 25, 27, 30, 34–45, 47, 51, 75, 76, 79].

Таким образом, необходимо уделить особое внимание состоянию и влиянию тех факторов, которые отвечают за правильное функционирование зубочелюстной системы и ее элементов. Например, прикуса – одного из таких основных параметров.

### *1.3. Прикус зубочелюстной системы человека. Влияние на системы и процессы организма*

Одним из основных элементов зубочелюстной системы, отвечающих за ее состояние и правильное функционирование, является прикус. Напомним, что под прикусом понимается взаимное расположение верхней и нижней челюстей по отношению к черепу при смыкании челюстей с наибольшим числом контактов зубов и расположении мышечек нижней челюсти в суставных ямках височных костей черепа (рис. 1.7) [85, 86].

Прикус зависит от характера смыкания зубных рядов верхней и нижней челюстей, который, как сами челюсти и их взаимное расположение, в процессе онтогенеза и при развитии различных патологий зубочелюстной системы, а также их лечении значительно меняет свою конфигурацию.

Следует упомянуть, что все выделенные связи в предыдущем параграфе, особенно после рождения ребенка носят двухсторонний характер,

т.е. проанализированные причины появления зубочелюстных аномалий становятся зависимыми от самих элементов зубочелюстной системы и их функционирование, т.е. в дальнейшем становятся последствиями функционирования зубочелюстной системы.

В рамках концепции виртуального физиологического человека проведен анализ влияния изменений прикуса на состояние систем организма (табл. 1.1) [3, 5, 6–9, 13, 15–18, 23, 25, 27, 30, 34–45, 47, 51, 75, 76, 79].

Согласно классификации В.Н. Трезубова [83] все виды прикуса могут быть отнесены к двум группам: нормальные (функциональные) и аномальные (нефункциональные). К нормальным видам относят ортогнатический прикус (1), который обеспечивает полноценную функцию зубочелюстной системы (рис. 1.12) [69].

Существуют также переходные варианты нормального прикуса, к которым относятся прямой прикус (2), ортогнатический с глубоким резцовым перекрытием (3), ортогнатический с ретрузией резцов (направлены назад) (4), ортогнатический с протрузией резцов (выдвинуты вперед) (5) [83]. К аномальным видам прикуса относят: перекрестный прикус (6), дистальный прикус (нижняя челюсть смещена назад относительно верхней) (7), мезиальный прикус (нижняя челюсть смещена вперед относительно верхней) (8), глубокий (9) и открытый прикус (10) [83].

При изменении прикуса, т.е. взаимного положения челюстей, меняется положение мышелка нижней челюсти относительно черепа. Он является одной из суставных поверхностей височно-нижнечелюстного сустава, при изменении положения мышелка меняется и положение сустава.

Прикус является опорной зоной височно-нижнечелюстного сустава [28] и при его изменении меняются усилия в височно-нижнечелюстном суставе. Височно-нижнечелюстной сустав наряду с зубными рядами верхней и нижней челюстей (черные стрелки на рис. 1.13, а) передает усилия от нижней челюсти к верхней и черепу.

Таблица 1.1 – Последствия зубочелюстных аномалий

1. Эстетические нарушения [10, 11]	9. Формирование вредных привычек [9, 11]	17. Головная боль [59, 74]
2. Храп во время сна (реже апноэ (остановка дыхательных движений)) [7]	10. Формирование инфантильного глотания [51]	18. Дисфункция височно-нижнечелюстного сустава [12, 86б 154]
3. Нарушение функций кровоснабжения сердца (реже инфаркт) [50]	11. Нарушение функций кровоснабжения головного мозга (реже инсульт) [50]	19. Заболевания пародонта [70]
4. Нарушение функции дыхания (ротовое дыхание) [5, 40, 52]	12. Функциональная перегрузка отдельных групп зубов (травмы артикуляции) [59, 87]	20. Нарушение функции пищеварительной системы [53]
5. Нарушение функции жевательных и мимических мышц [87, 154]	13. Нарушение функции внешнего дыхания [9]	21. Нарушение местного кровообращения [50]
6. Неправильная осанка [9, 13]	14. Нарушение функции речи [1, 10]	22. Предрасположенность к кариесу [20]
7. Предрасположение к респираторно-вирусным заболеваниям [46]	15. Преждевременная потеря зубов [20]	23. Снижение функции жевательной активности [55, 56]
8. Искривление шейного отдела позвоночника [9]	16. Задержка психосоматического развития вследствие комплексной неполноценности [15]	24. Развитие ЛОР-заболеваний [51, 56]

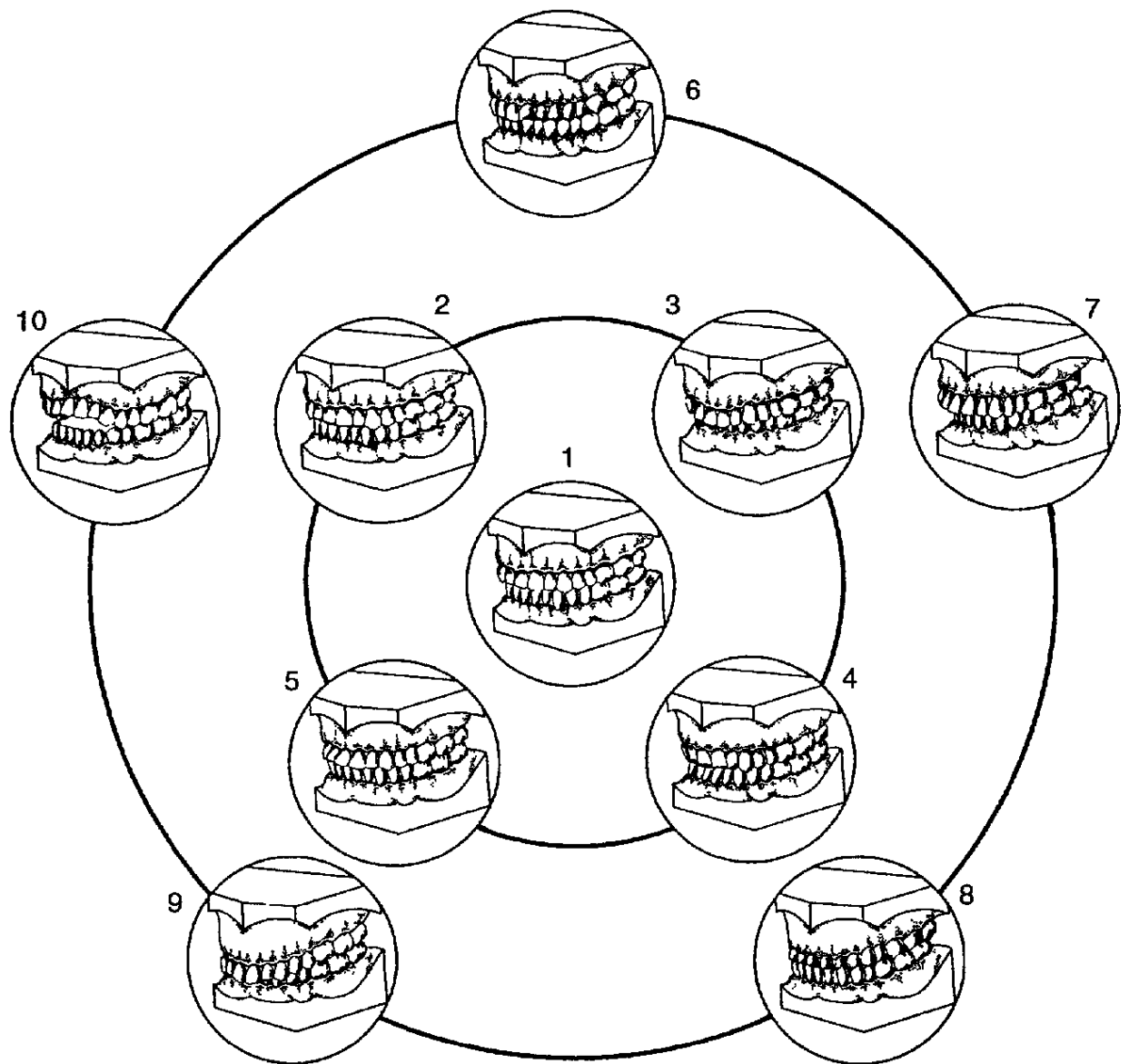


Рисунок 1.12 – Виды прикуса согласно классификации В.Н. Трезубова: ортогнатический (1); прямой (2), ортогнатический с глубоким резцовым перекрытием (3), ортогнатический с ретрузией передних зубов (направлены назад) (4), ортогнатический с протрузией передних зубов (выдвинуты вперед) (5); перекрестный (6), дистальный (нижняя челюсть смещена назад относительно верхней) (7), мезиальный (нижняя челюсть смещена вперед относительно верхней) (8), глубокий (9) и открытый (10) [83]

Соответственно, при изменении положения височно-нижнечелюстного сустава будут перераспределяться силы во всей зубочелюстной системе (рис. 1.13, б).

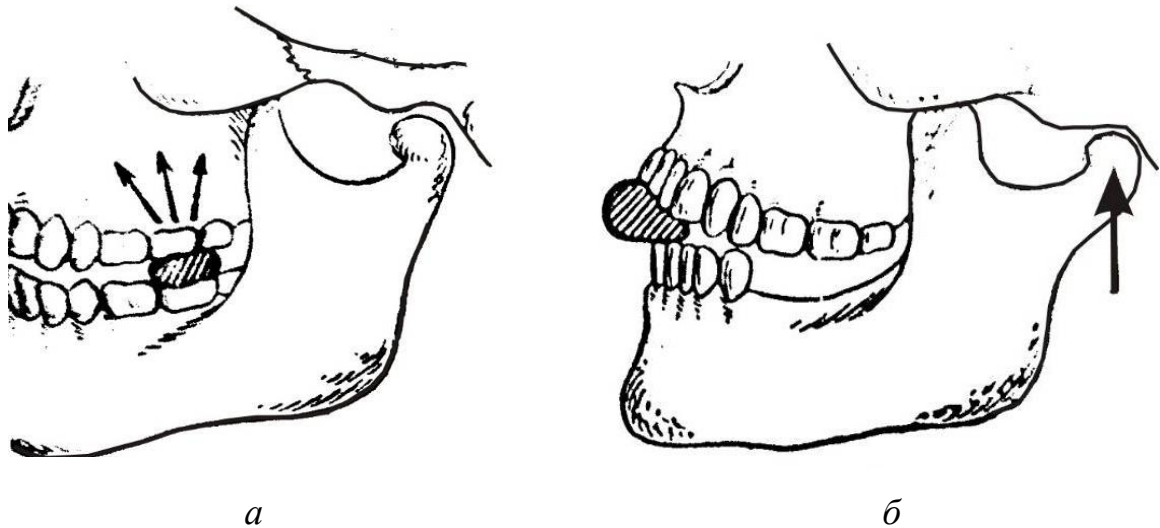


Рисунок 1.13 – Перераспределение жевательного давления после удаления больших коренных зубов (опорной зоны височно-нижнечелюстного сустава) на височно-нижнечелюстной сустав: *а* – опорная зона в норме; *б* – после нарушения [28]

При потере больших коренных зубов усилие в височно-нижнечелюстном суставе значительно возрастает (черная стрелка на рис. 1.13, *б*) ввиду того, что большая доля нагрузки приходится уже не на большие коренные зубы (моляры), а на передние зубы: резцы, клыки и премоляры.

Поэтому можно сделать следующие выводы.

1. Одной из основных характеристик зубочелюстной системы, отвечающей за ее состояние и функционирование, является прикус. В табл. 1.1. представлены последствия его изменения на процессы, протекающие во всем организме человека (в частности, его влияние на мозговое кровоснабжение и появления его нарушений, которые могут привести к инсульту).

2. При изменении прикуса происходит перераспределение усилий во всей зубочелюстной системе в основном благодаря изменению положения височно-нижнечелюстного сустава. Соответственно, необходимо уделять особое внимание всем элементам, создающим и перераспределяющим силы



во всей зубочелюстной системе и ее элементах, особенно височно-нижнечелюстному суставу как наиболее подвижному из них.

3. Ввиду изменения усилий во всей зубочелюстной системе и ее элементах при изменении прикуса необходимо в процессе коррекции прикуса при различных лечебных мероприятиях оценивать влияние усилий (напряжений) на состояние и функционирование в элементах зубочелюстной системе, а также возможность появления патологий в них, особенно в височно-нижнечелюстном суставе, ввиду того, что он перераспределяет основную долю жевательной нагрузки в процессе коррекции (изменения) прикуса.

#### *1.4. Височно-нижнечелюстной сустав как элемент зубочелюстной системы человека*

Нижнечелюстная ямка височной кости черепа и головка мыщелка нижней челюсти образуют височно-нижнечелюстной сустав (рис. 1.14) [28].

Головка мыщелка нижней челюсти – это утолщение эллипсоидной формы, вытянутое в поперечном (медиальном или фронтальном) направлении. Спереди головки мыщелка нижней челюсти прикрепляется латеральная крыловидная мышца.

Суставная поверхность суставной ямки височной кости в 2–3 раза больше головки нижней челюсти, имеющей эллипсоидную форму. Таким образом, ввиду этого височно-нижнечелюстной сустав является инконгруэнтным.

Различный вид поверхностей мыщелка и суставной ямки компенсируется за счет диска и прикрепления капсулы сустава на височной кости черепа. Форма суставной ямки различна и зависит от индивидуальных факторов развития, а также характера смыкания зубных рядов верхней и нижней челюстей. Традиционно выделяют две крайние формы – глубокую и плоскую (рис. 1.15) [28].

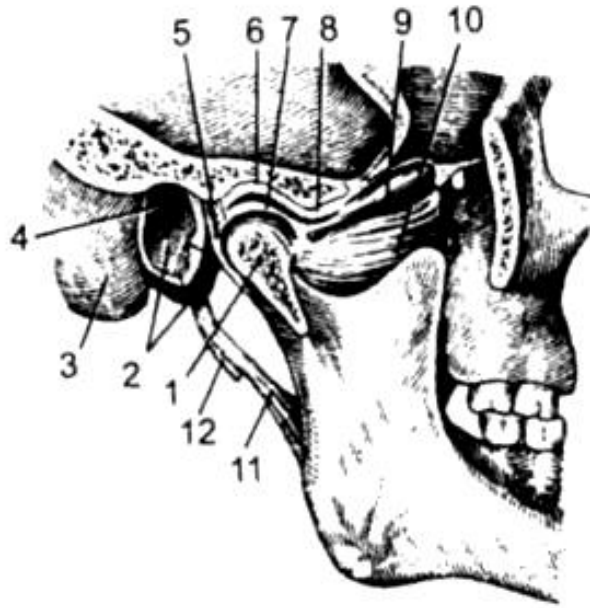


Рисунок 1.14 – Сагиттальный распил височно-нижнечелюстного сустава:  
 1 – мыщелок; 2 – барабанная кость; 3 – сосцевидный отросток височной кости; 4 – наружный слуховой проход; 5 – суставная капсула; 6 – суставная ямка; 7 – суставной диск; 8 – суставной бугорок; 9 и 10 – верхняя и нижняя головка латеральной крыловидной мышцы; 11 – шило-нижнечелюстная связка; 12 – шиловидный отросток [28]

Диск височно-нижнечелюстного сустава имеет форму двояковогнутой линзы. Он делит полость сустава на две изолированные части – верхнюю и нижнюю и состоит из волокнистой хрящевой ткани.

У суставного диска выделяют передний, средний и задний отделы. Средний отдел диска является более узким по отношению к его передней и задней части. Толщина диска височно-нижнечелюстного сустава зависит от формы суставной ямки: чем уже и глубже суставная ямка, тем диск толще, и, наоборот, чем шире и плосче суставная ямка, тем тоньше диск [28]. Соответственно, выделяют две крайние формы суставного диска: при одной из них суставной диск узкий и толстый, при другой – плоский и тонкий.

Диск височно-нижнечелюстного сустава удерживается относительно суставных поверхностей в капсуле сустава связками, которые относят к внутрикапсулярным (рис. 1.16) [86].

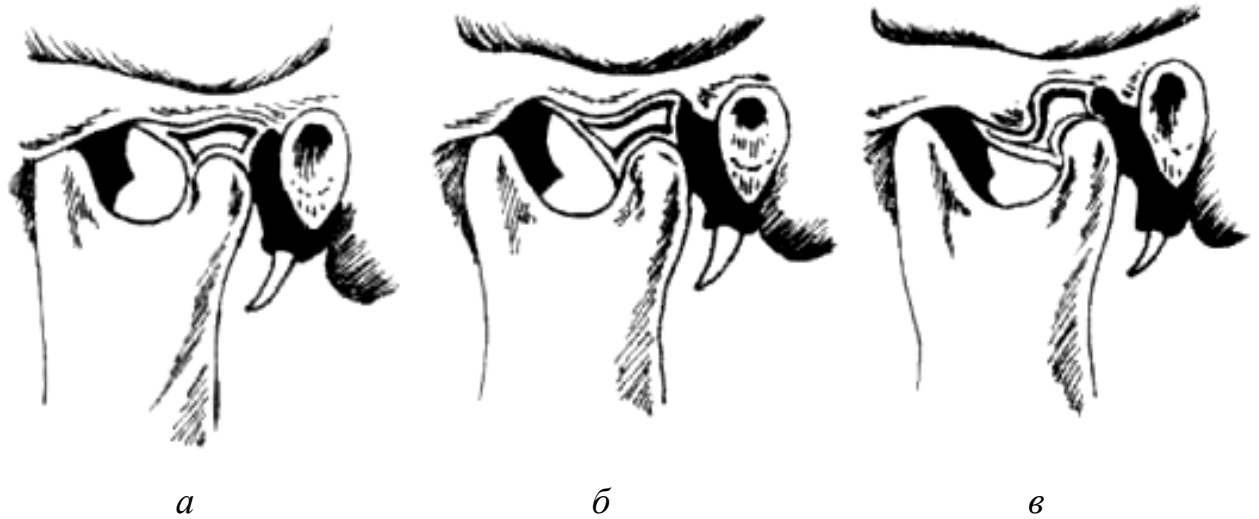


Рисунок 1.15 – Форма суставного бугорка: *а* – плоская; *б* – средне-выпуклая; *в* – крутая [28]

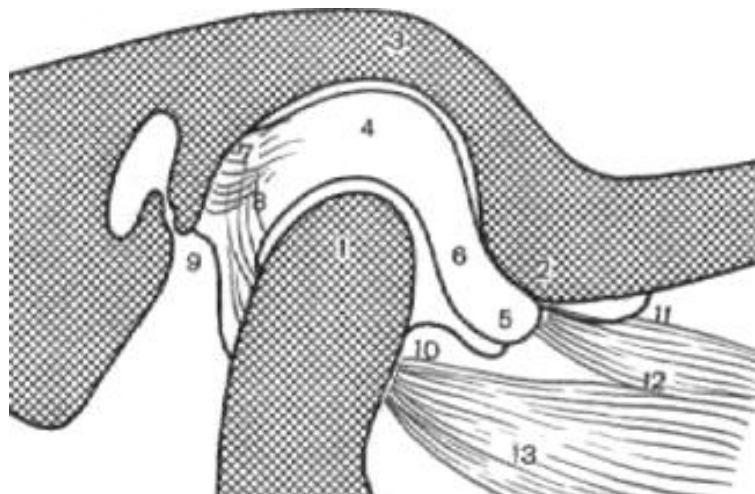


Рисунок 1.16 – Связки, входящие в височно-нижнечелюстной сустав [199]:  
 1 – головка мыщелка; 2 – суставной бугорок; 3 – суставная ямка; 4 и 5 – задний и передний полюсы суставного диска; 6 – бессосудистый центральный участок; 7 и 8 – задние дисковая и дискочелюстная связки; 9 – капсула; 10 – передняя дискочелюстная связка; 11 – передняя дисковисочная связка; 12 и 13 – верхняя и нижняя наружные крыловидные мышцы [86]

К внекапсулярным (рис. 1.17) [33] относятся связки, удерживающие нижнюю челюсть в пространстве при расслаблении мышц.

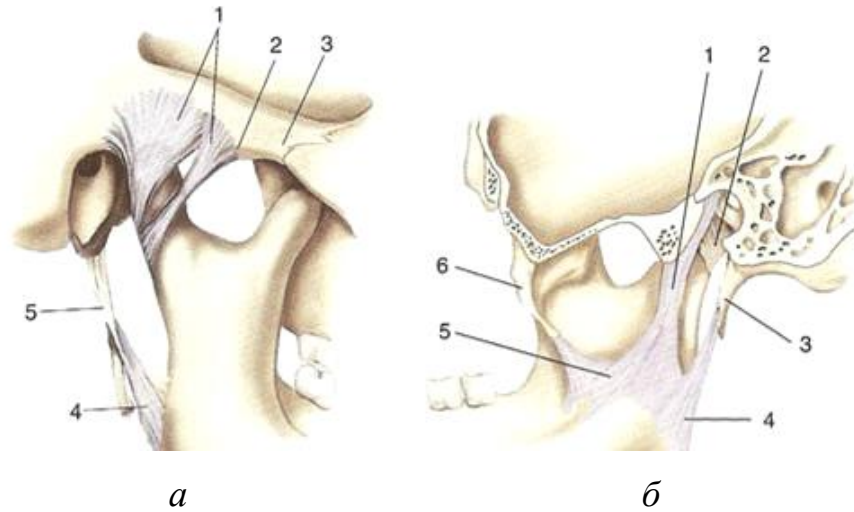


Рисунок 1.17 – Внекапсулярные связки височно-нижнечелюстного сустава:

*а* – вид с латеральной стороны: 1 – латеральная связка; 2 – суставной бугорок; 3 – скуловая дуга; 4 – шилонижнечелюстная связка; 5 – шиловидный отросток; *б* – вид с медиальной стороны: 1 – клиновидно-нижнечелюстная связка; 2 – медиальная связка; 3 – шиловидный отросток; 4 – шилонижнечелюстная связка; 5 – крыловидно-нижнечелюстная связка, 6 – крыловидный отросток [33]

По характеру движений височно-нижнечелюстной сустав относится к блоковидным. Благодаря слаженной работе мышц и двух парных височно-нижнечелюстных суставов, а также их связок челюсть может совершать следующие движения: открывание и закрывание рта; боковые; вперед и назад; в сторону и вперед, в сторону [86, 96, 97]. Движения нижней челюсти происходят в горизонтальной, сагиттальной и фронтальной плоскостях [86].

В норме открывание нижней челюсти осуществляется при вращательных и поступательных движениях суставных головок, рассматривая движение челюсти в сагиттальной плоскости (рис. 1.18) [86]. В начальной фазе открывания рта из положения центрального соотношения нижняя челюсть совершает вращательное движение вокруг оси таким образом, что верхняя точка нижних резцов описывает дугу длиной около 12 мм [86]. Ось вращения приблизительно проходит через центры суставных головок нижней челюсти [86].

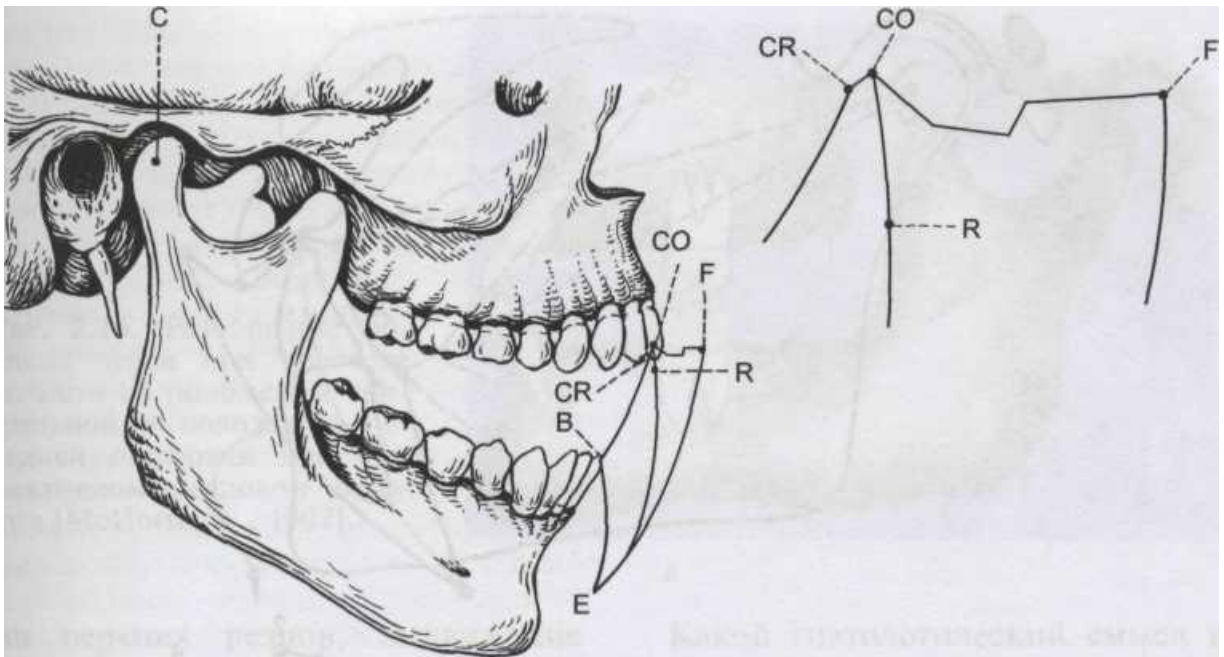


Рисунок 1.18 – Движения нижней челюсти в процессе открывания и закрывания рта: В – режущий край центрального резца; С – головка мыщелка; CR – центральное соотношение челюстей; CO – центральная окклюзия; CR–В – дуга вращательного движения; F – крайнее переднее положение нижней челюсти; E – положение нижней челюсти при максимально открытом рте; R – физиологический покой челюсти [86]

При дальнейшем открывании рта к вращательному движению головок добавляется поступательное (вместе с дисками) вперед и вниз по суставным бугоркам [86], т.е. движение становится плоским. При этом верхняя точка нижних резцов описывает дугу длиной до 50 мм [86]. Дальнейшее опускание нижней челюсти может приводить к вывиху [59, 86]. При закрывании рта в норме движения нижней челюсти происходит в обратном порядке.

Неправильное функционирование височно-нижнечелюстного сустава приводит к его дисфункции, которая вызвана изменением положения диска относительно его суставных поверхностей при изменении прикуса [59]. Диск может занимать различные положения, смещаясь как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях (рис. 1.19, 1.20) [47]. Неправильное положение диска приводит к перераспределению усилий во всей зубочелюстной

системе, которое может стать причиной появления процессов резорбции костной ткани мыщелка нижней челюсти (рис. 1.21) [59].

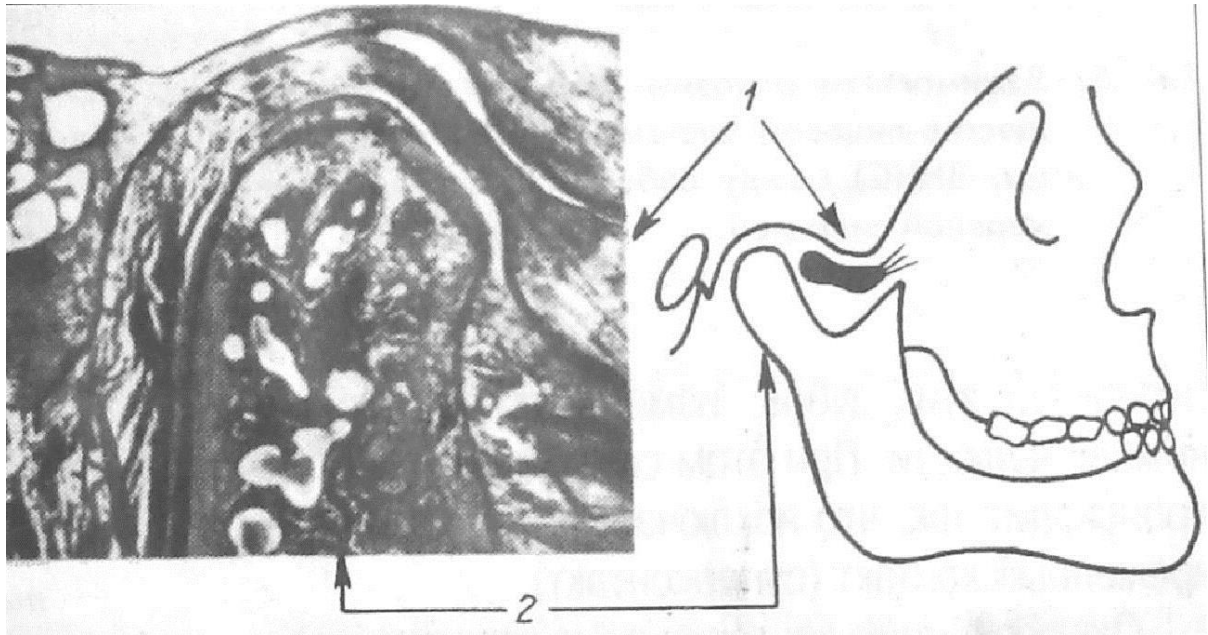


Рисунок 1.19 – Пример смещения суставного диска в сагиттальной плоскости (переднее смещение диска височно-нижнечелюстного сустава, которое привело к уплощению поверхности мыщелка): 1 – височная кость; 2 – мыщелок нижней челюсти [59]

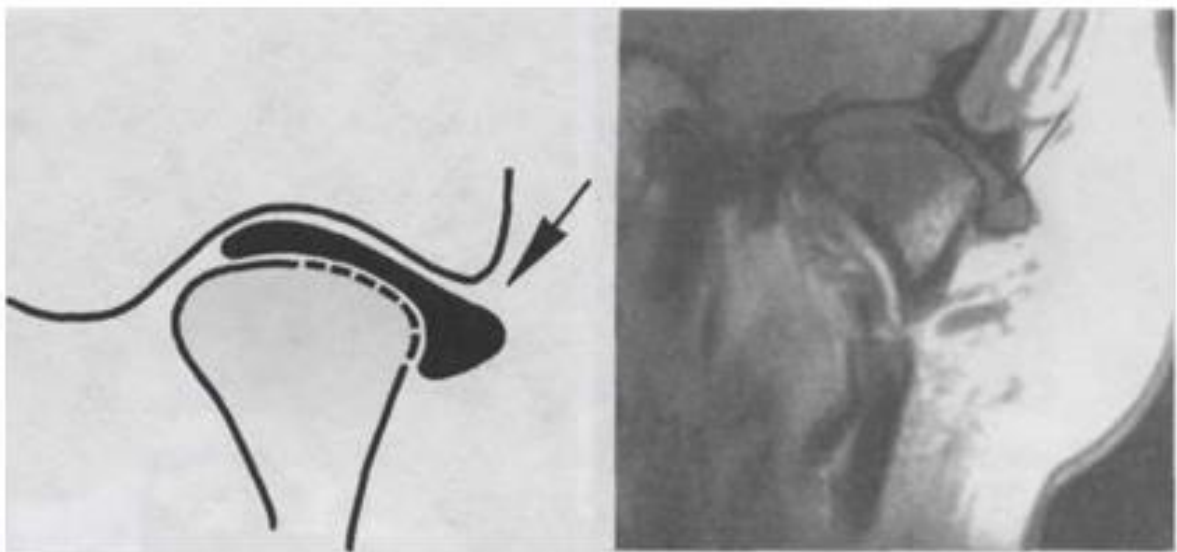


Рисунок 1.20 – Пример смещения диска височно-нижнечелюстного сустава во фронтальной плоскости (латеральное (наружу) смещение диска) (стрелкой отмечен латеральной полюс диска) [59]



Рисунок 1.21 – Резорбция костной ткани нижней челюсти, которая привела к уплощению суставного мыщелка [59]

В работе выдвинуто предположение, что медиальное (в сторону позвоночника) смещение диска височно-нижнечелюстного сустава может вызвать сужение рядом расположенной с капсулой сустава внутренней сонной артерии при раздражении нервных окончаний, пронизывающих ее стенку. Она является одной из четырех артерий, участвующих в кровоснабжении головного мозга: две внутренние сонные и две позвоночные.

Это предположение проверено на примере, использующем задачу Буссинеска – Фламана [32]. На рис. 1.22 показано, что напряжения на расстоянии 10–12 мм в норме между капсулой сустава и стенкой артерии сопоставимы с напряжениями, при которых еще не возникает схлопывание капилляров (6–10 кПа). Напряжения вызваны действием сосредоточенной нагрузки, величина которой сопоставима с величиной суставной реакции ( $F$  или  $Q$  на рис. 1.22).

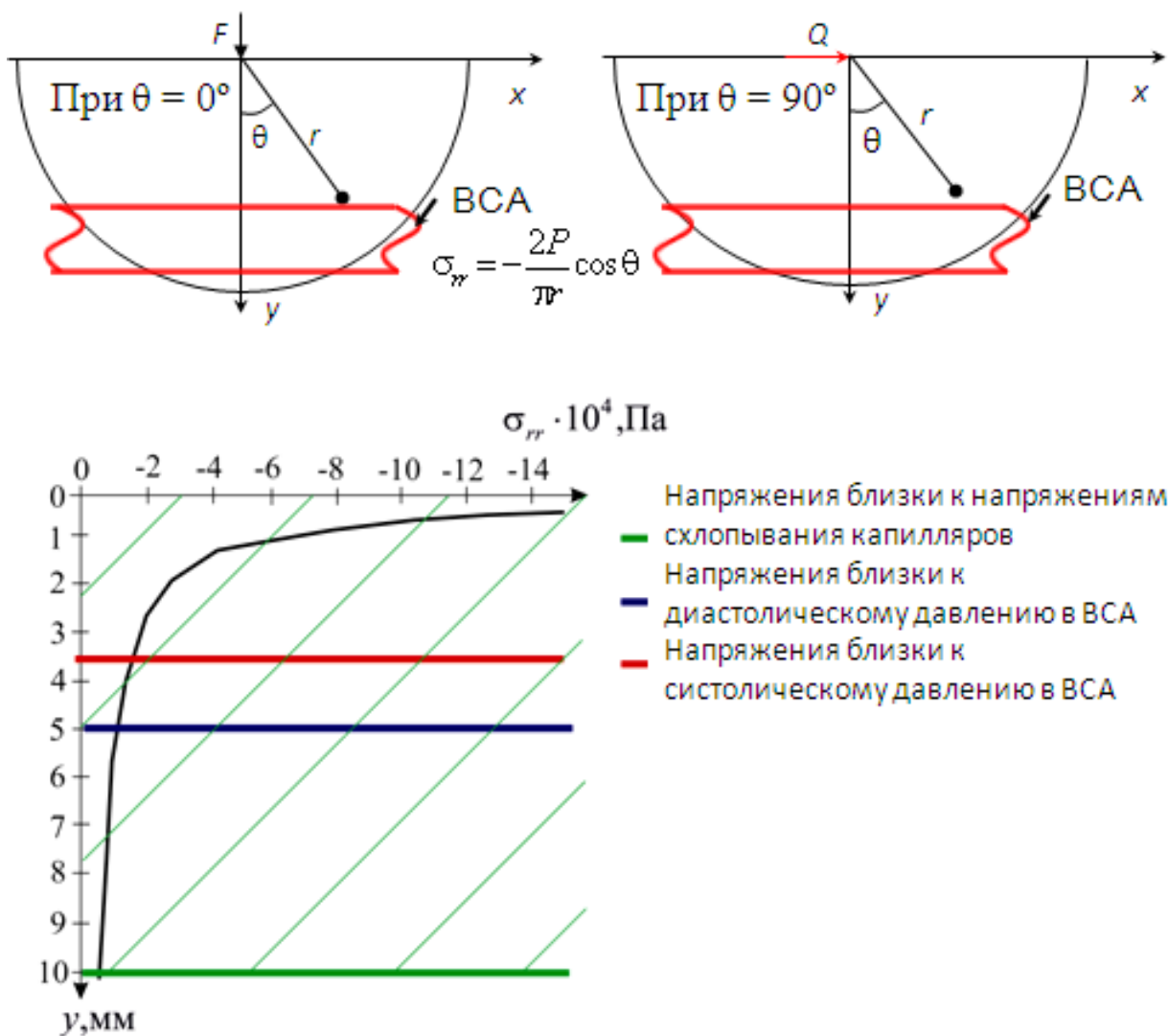


Рисунок 1.22 – Распределение напряжений в тканях стенки внутренней сонной артерии и окружающих тканях: ВСА – внутренняя сонная артерия

Сокращение расстояния между капсулой височно-нижнечелюстного сустава и стенкой внутренней сонной артерии приводит к увеличению напряжений до значений, сопоставимых с диастолическим и систолическим давлениями в артерии, при которых возможно схлопывание самой артерии в фазы диастолы и/или систолы. Компенсаторные механизмы будут действовать таким образом, чтобы увеличить расстояние между капсулой сустава и стенкой артерии и нормализовать кровоснабжение головного мозга, при котором зачастую могут появиться изгибы и петлистости внутренней сонной артерии (рис. 1.23) [58].



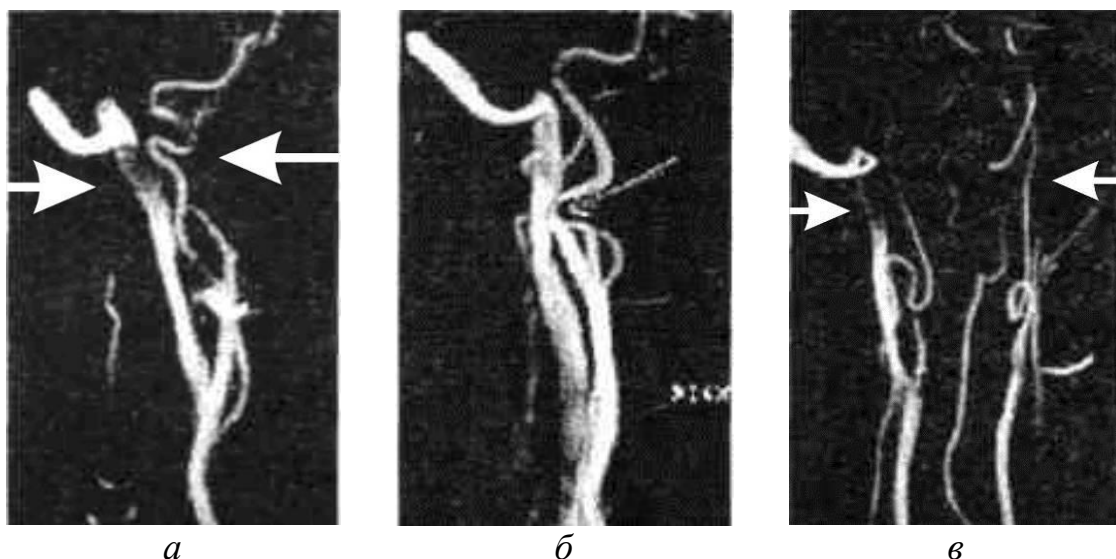


Рисунок 1.23 – Разновидности извитостей артерий при патологиях: *а* – *C*- и *S*-образный изгиб; *б* – перегиб; *в* – петля (повреждение внутренней сонной артерии на уровне височно-нижнечелюстного сустава отмечены стрелками).

Височно-нижнечелюстной сустав не исследовался [58]

Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Положение диска височно-нижнечелюстного сустава влияет на состояние внутренней сонной артерии. Изменение положения диска зачастую вызваны дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава, которая является следствием перераспределения усилий в зубочелюстной системе.

2. Соответственно, необходимо оценивать состояние внутренней сонной артерии и положение диска височно-нижнечелюстного сустава и их взаимное расположение для учета взаимного влияния.

3. Необходимо понять как от прикуса (одного из основных параметров состояния и функционирования зубочелюстной системы) зависит распределение усилий в самой системе и ее элементах, влияющих на процессы и возникновение патологических изменений в них.

4. Следовательно, следует определиться с возможными методами диагностики зубочелюстной системы и ее элементов для предупреждения развития патологических изменений как в элементах зубочелюстной системы и в ней в целом, а также изменений в системах организма, связанных с ней.

*1.5. Методы диагностики зубочелюстной системы человека.  
Индивидуальные параметры, определяющие состояние  
зубочелюстной системы*

Существующие методы диагностики состояния зубочелюстной системы человека можно разделить на две группы: 1) методы, оценивающие состояние (положение, взаимное расположение) структур; 2) методы, оценивающие их функционирование.

Первую группу методов, оценивающих состояние структур зубочелюстной системы, можно разделить на рентгеновские (ортопантомография, телерентгенография, компьютерная томография), ультразвуковые (ультразвуковое исследование) [59, 86, 154] и магнитно-резонансные (магнитно-резонансная томография) [59, 86, 154]. Это деление связано с природой метода, т.е. эффектом получения информации о геометрии зубочелюстной системы и ее элементов.

Рентгеновские методы основаны на получении снимков при прохождении рентгеновских лучей через структуры и с эффектом их поглощения. Этот метод связан с облучением, и это является отрицательным свойством [59, 86].

Ультразвуковое исследование – это исследование органов и тканей с помощью ультразвуковых волн. Проходя через ткани различной плотности, а точнее, через границы между различными тканями, ультразвук по-разному отражается от них. Специальный принимающий датчик фиксирует эти изменения, переводя их в графическое изображение, которое может быть зафиксировано на мониторе или специальной фотобумаге [3, 43, 57, 69].

Иногда ультразвуковое исследование трудновыполнимо или малоинформативно из-за наличия у пациента послеоперационных рубцов, повязок, ожирения, наличия костных элементов на пути исследования [3, 70]. В этих и других случаях может быть выполнена компьютерная томография или магнитно-резонансная томография [59].

Магнитно-резонансная томография основана на эффекте возбуждения атомов водорода и резонанса. Отрицательным свойством этого метода является то, что при наличии в теле человека металлических элементов на снимках появляются артефакты, а в ходе исследования под действием сильного магнита в металлическом элементе возникают токи, происходит его нагрев и притяжение металлических частей, т.е. их расшатывание [86].

Основной разницей в информативности вышеуказанных методов является то, что рентгеновские методы хорошо оценивают костные структуры, так как излучение, проходящее через них, заметно ослабляется и это хорошо регистрируется аппаратурой, в отличие от мягких тканей, которые почти без поглощения пропускают все излучение.

Ультразвуковое исследование позволяет сказать о состоянии мягкотканых структур, в частности о состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава, но только о той его части, которая прилегает к поверхности кожи. Средняя и медиальная части уже закрыты костными структурами, и их исследование не представляется возможным.

Магнитно-резонансная томография же основана на эффекте резонанса водорода, который содержится во всех структурах организма и позволяет оценить мягкотканые и костные структуры. Это является очень значимым плюсом, так как диск височно-нижнечелюстного сустава является хрящевой структурой, которая не видна на рентгеновских методах [2, 67, 59].

Мы уже указывали, что диск височно-нижнечелюстного сустава является очень мобильной структурой и его положение очень сильно влияет на состояние и функционирование всей зубочелюстной системы.

Магнитно-резонансная ангиография (магнитно-резонансная томография в сосудистом режиме) позволяет оценить форму и просвет сосудов. На снимках магнитно-резонансной ангиографии не видно ничего кроме сосудов, т.е. ни мягких, ни костных структур [2, 67].

Для проверки гипотезы о том, что медиальное (в сторону позвоночника) смещение суставного диска, вызванное дисфункцией височно-

нижнечелюстного сустава, может вызвать сужение внутренней сонной артерии при раздражении нервных окончаний, пронизывающих ее стенку, предполагается проводить для пациента магнитно-резонансную томографию и магнитно-резонансную ангиографию и совмещать полученные изображения. Пример такого совместного анализа приведен на рис. 1.24.

Для совместного анализа снимков магнитно-резонансной томографии и магнитно-резонансной ангиографии выбирались фронтальные снимки данных исследований и приводились к масштабу 1:1 [53]. На снимке томографии выделялся контур капсулы с медиальной стороны (со стороны позвоночника), а на снимке ангиографии – контур внутренней стенки внутренней сонной артерии с латеральной стороны (с наружной стороны по отношению к позвоночнику) (рис. 1.24). Далее контуры переносились на снимок противоположного исследования. Это позволяло проанализировать расстояние между капсулой височно-нижнечелюстного сустава и стенкой внутренней сонной артерии. Пример совместного анализа височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии благодаря магнитно-резонансной томографии и магнитно-резонансной ангиографии показал, что, используя один из данных неинвазивных методов, не удастся заранее оценить взаимное расположение данных структур, а также изменение данного взаимоотношения при коррекции прикуса. Следовательно, необходимо ответственно подходить к коррекции прикуса и более индивидуально оценивать возможные ее результаты.

Среди методов коррекции прикуса можно выделить ортодонтическое и ортопедические [1, 62, 88]. Ортодонтическое методы связаны с перемещением зубов в желаемое положение путем применения различных ортодонтических устройств (брекеты, каппы, эластопозиционеры). Ортопедические методы связаны с применением различных конструкций, восполняющих утраченные зубы (съёмные протезы и несъёмные (мостовидные протезы, имплантаты)).

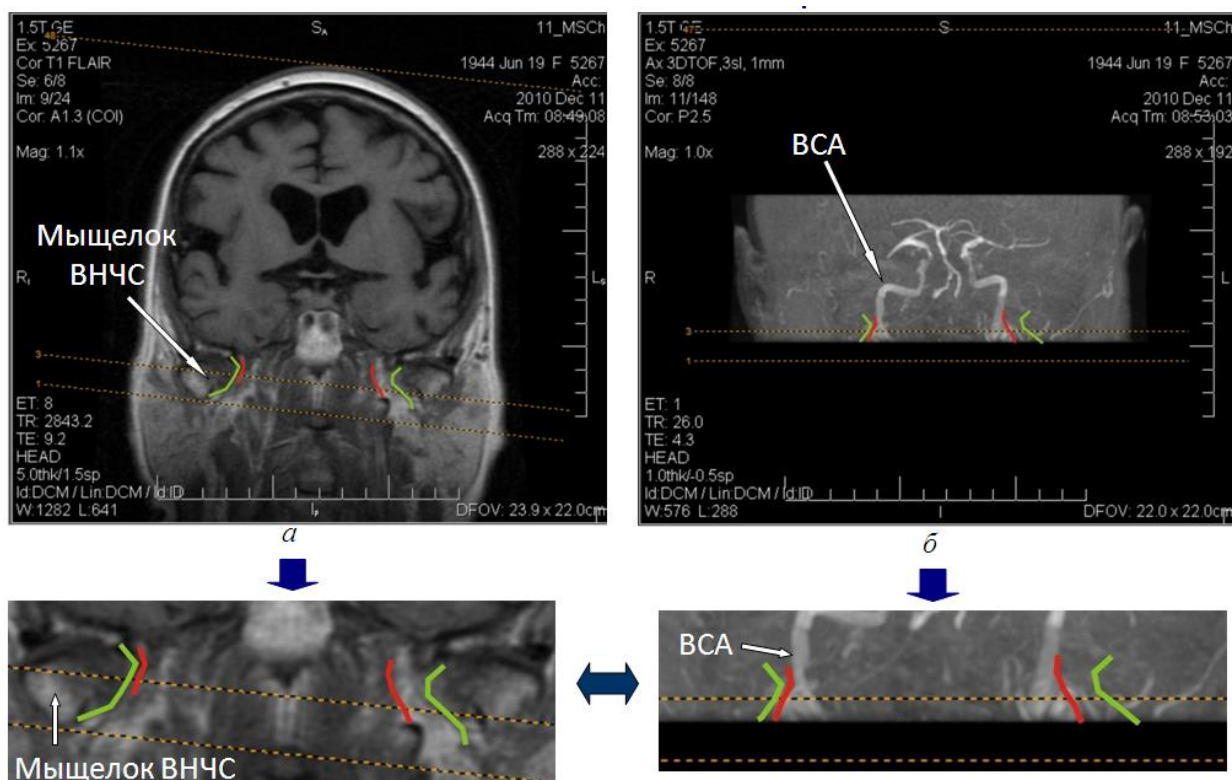


Рисунок 1.24 – Совместный анализ результатов магнитно-резонансной томографии (а) и магнитно-резонансной ангиографии (б): ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав; ВСА – внутренняя сонная артерия [53]

Вышеуказанные методы направлены на восстановление жевательной функции с учетом эстетических требований таким образом, чтобы повысить качество жизни пациента.

В основу методов изменения прикуса лежат получение боковых снимков телерентгенографии и их расшифровка, включающая нанесение реперных точек, проведение линий и построение углов, их изменение и сравнение с нормой. В результате выбирается тактика лечения, в результате которой стоматолог, опираясь на усредненные данные для пациента данного пола и возраста, а также его ощущения, выбирает метод лечения.

Основной задачей стоматолога является возвращение полного контакта зубных рядов верхней и нижней челюстями. Стоматолог зачастую анализирует только те элементы зубочелюстной системы, которые представляется возможным оценить при назначении лечения.

В ходе коррекции прикуса стоматолог анализирует состояние мышц (их тонус), профиль лица (впалые щеки), наличие щелчков в области височно-нижнечелюстного сустава и несимметричное движение нижней челюсти [154]. Эти данные и симптомы являются проявлениями того, что зубочелюстная система работает неправильно и необходимо выполнить некоторые манипуляции, чтобы привести ее к норме.

Для этого выполняется телерентгенография. Это рентгеновский метод, который основан на получении снимков во фронтальной и боковой плоскости. Причем наибольший интерес представляет именно боковой снимок. Благодаря ему возможно оценить взаимоотношение челюстей, положение и наклон зубов относительно челюстей, а также геометрию суставной щели [154]. Анализ стоматологом телерентгенограммы (бокового снимка) подразумевает необходимость отмечать специальные точки, которые отражают геометрические параметры зубочелюстной системы.

При изучении различных методик анализа телерентгенограмм и подходов стоматологов (выделение свойственных применяемой методике точек на снимке, проведение отрезков и прямых, определение углов) было получено, что каждый стоматолог пользуется тем методом анализа снимков телерентгенограмм, который удобен для него, и выделяет необходимые и значимые для него характеристики для коррекции прикуса [154].

В процессе коррекции прикуса положение точек, отмеченных на телерентгенограмме, меняется. Возникает вопрос в том, все ли эти выделенные точки, а соответственно, и параметры (прямые и углы), являются независимыми. Если же некоторые зависят друг от друга, то необходимо записать эту взаимосвязь и выделить те удобные для расчетов параметры, меняя которые зубочелюстная система займет новое однозначное положение.

В ходе исследования множества параметров необходимо выделить параметр или параметры, отвечающие за взаимное положение верхней и нижней челюстей. Анализируя боковой снимок, при моделировании ситуации коррекции прикуса, в которой нижняя челюсть совершает

плоскопараллельное положение, приходим к выводу, что необходимо выделить полюс (точку) на нижней челюсти, отвечающий за поступательное смещение, и угол, отвечающий за поворот вокруг выбранного полюса. Такая ситуация возможна при центральной окклюзии.

При анализе телерентгенографии основными параметрами являются углы. Они определяют геометрию и состояние зубочелюстной системы. Из литературы известно, что линейные размеры челюстей и расстояния между особыми точками постоянно варьируются, в то время как угловые параметры меньше подвержены изменениям. Поэтому для них набрана норма [154].

В настоящее время одним из основных методов коррекции прикуса является метод Шварца (*A.M. Schwarz*), который основан на определении величин взаимоотношения нижней челюсти по отношению к верхней. *A.M. Schwarz* предложил выбрать плоскость основания черепа (передней его части) как наиболее стабильную часть и определять все геометрические размеры относительно ее. Для определения плоскостей использованы следующие точки (рис. 1.25) [154]:

1. *N (nasion)* – точка пересечения носолобного шва со срединной плоскостью;
2. *Se (sella)* – точка на середине входа в турецкое седло;
3. *SNA (spina nasalis anterior)* – передняя носовая ость;
4. *Or (orbitale)* – самая глубокая точка нижнего края глазницы;
5. *SNP (spina nasalis posterior)* – задняя носовая ость;
6. *Po (porion)* – верхний край наружного слухового прохода;
7. *Ss (subspinale, по Schwarz точка A)* – точка в срединной плоскости, где передний край *SNA* переходит в стенку альвеолярного отростка;
8. *Co (condylon)* – наиболее краниальная точка на выпуклой поверхности нижнечелюстной головки;
9. *Sn (subnasale)* – точка перехода нижней части носа в губу;
10. *Pg (pogonion)* – самая выступающая точка подбородка;

11. *Spm* (*supramentale*, по *Schwarz* точка *B*) – наиболее постериально расположенная точка по срединной плоскости в области подбородочной складки;

12. *Gn* (*gnathion*) – самая нижняя точка симфиза (места соединения костей левой и правой половин) нижней челюсти;

13. *Go* (*gonion*) – точка на биссектрисе угла при пересечении касательных к заднему краю ветви нижней челюсти и к ее нижнему краю.

Нормальные значения некоторых показателей телерентгенограммы:

1. Угол *SNA* –  $82,1^\circ$ .
2. Угол *SNB* –  $79,4^\circ$ .
3. Угол *ANB* –  $2,6^\circ$ .
4. Межчелюстной угол *SNASNP–GoGn* –  $21,9^\circ$ .
5. Позиция резцов верхней челюсти *I – SNASNP* –  $113,1^\circ$ .
6. Позиция резцов нижней челюсти *i – GoGn* –  $97,7^\circ$ .

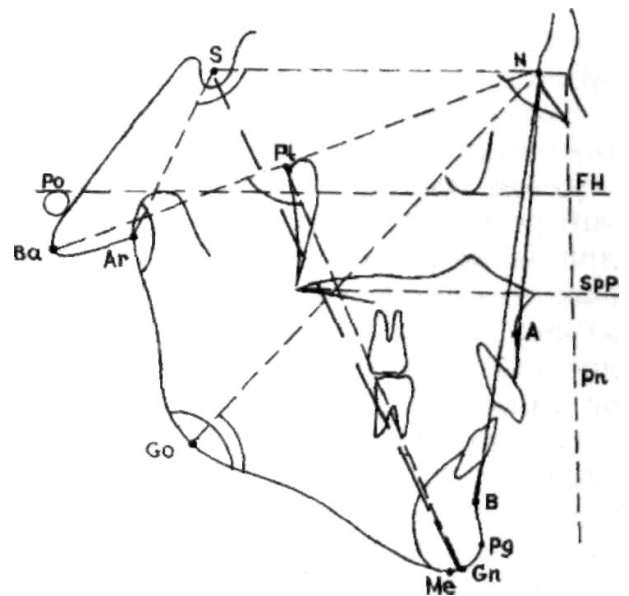


Рисунок 1.25 – Анализ телерентгенограммы [154]



Угол  $SNA$  характеризует положение верхней челюсти относительно основания черепа. Так как верхняя челюсть жестко связана с черепом, то его изменить практически невозможно. Угол  $SNB$  характеризует положение нижней челюсти относительно основания черепа. Угол  $ANB$  характеризует взаимоотношение верхней и нижней челюстей. Межчелюстной угол  $SNASNP-GoGn$  характеризует наклон тела нижней челюсти по отношению к твердому нёбу. Угол  $I-SNASNP$  характеризует наклон резцов верхней челюсти к твердому нёбу. Угол  $i-SNASNP$  характеризует наклон резцов нижней челюсти к телу нижней челюсти.

В данной работе необходимо выбрать такие параметры, которые отвечают за прямую связь между положением нижней челюсти относительно верхней. Предлагается выбрать угол  $ANB$ , характеризующий взаимоотношение верхней и нижней челюстей, изменение которого преимущественно отвечает за движение нижней челюсти в переднезаднее направлении, а также угол  $FH-MeGo$ , характеризующий наклон тела нижней челюсти по отношению к основанию черепа.

Таким образом, анализ современных методов диагностики состояния височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии показал, что эти структуры не исследуются совместно. Это связано с тем, что они входят в области деятельности различных медицинских специалистов, а также, что современные неинвазивные методы не позволяют одновременно оценить состояние диска и сонной артерии.

Приведенный пример совместного анализа двух изображений магнитно-резонансной томографии (общего и сосудистого режимов) (рис. 1.24) височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии показывает значимость положения сустава на состояние кровоснабжения головного мозга по внутренней сонной артерии [4, 36, 37, 49, 50, 52, 58, 90].

### *1.6. Биомеханическое моделирование зубочелюстной системы*

На данный момент в литературе производится оценка состояний и моделирования отдельных элементов зубочелюстной системы человека (отдельных зубов, нижней челюсти с зубами, диска височно-нижнечелюстного сустава и т.д.) или какая-либо их комбинация [5, 91, 98, 99, 118, 149, 150, 155, 156].

Все работы, посвященные определению усилий в элементах зубочелюстной системы, ограничиваются анализом распределений мышечных усилий [131, 132, 143, 145, 146, 148], состояния костной ткани нижней челюсти или диска височно-нижнечелюстного сустава [5, 91, 99, 100, 110, 123, 124, 133, 157–159]. Мышечные силы и реакции височно-нижнечелюстных суставов влияют на распределения напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава и нижней челюсти и зависят от прикуса.

В данной работе использовались телерентгенография [154] как метод получения индивидуальных данных параметров прикуса, характеризующих расположение нижней челюсти по отношению к верхней (черепу), и сравнение полученных значений параметров с их физиологическими диапазонами нормальных значений в рамках существующей методики коррекции прикуса; магнитно-резонансная томография (общий и сосудистый режимы) для оценки взаимного расположения диска височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии.

Патологии зубочелюстной системы являются серьезными проблемами для здоровья человека. Они требуют правильного медицинского лечения, подразумевающего комплексный подход. Это лечение должно обязательно проходить с применением методов биомеханики. Очевидными примерами являются выбор места приложения нагрузки, определение величины и направления сил при ортодонтическом перемещении зубов в частности [1, 62, 88]. Следует отметить, что дисфункции элементов зубочелюстной системы могут стать причиной появления патологий в других системах

организма, что согласуется с представлением о комплексности и единстве организма человека в рамках проекта «Виртуальный физиологический человек», который направлен на выявление взаимосвязей между системами и процессами, протекающими в организме [46], и дальнейшее управление ими, а также предсказание различных изменений в работе систем организма на врачебные вмешательства.

## ГЛАВА 2. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАГРУЖЕНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ И ДИСКА ВИСОЧНО- НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА

### 2.1. Стоматологические и механические параметры, определяющие состояние прикуса

Приняв нижнюю челюсть как абсолютно твердое тело, можно описать ее движение как изменение трех координат полюса при его поступательном движении относительно неподвижной системы координат и трех углов Эйлера, описывающих вращательное движение вокруг мгновенной оси вращения [72] (рис. 2.1) (система (2.1)):

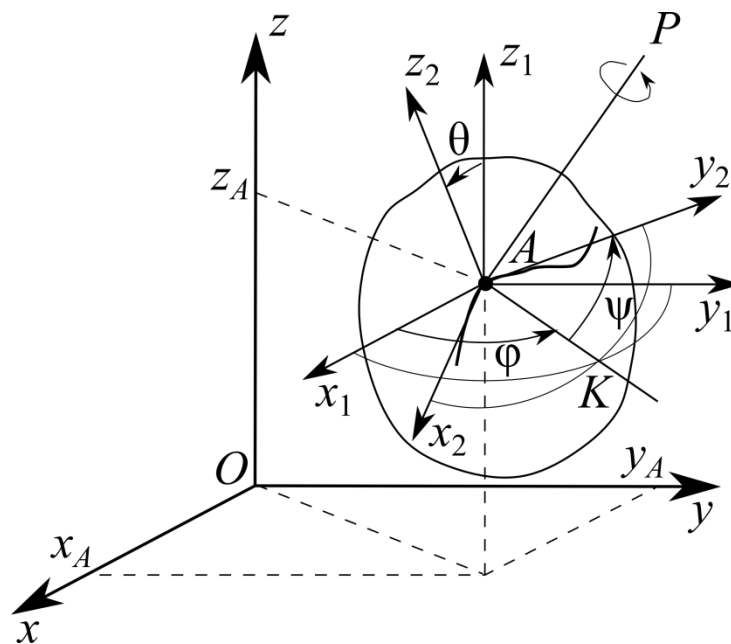


Рисунок 2.1 – Параметры, описывающие общий случай движения абсолютно твердого тела:  $Oxyz$  – неподвижная система координат;  $x_A, y_A, z_A$  – координаты полюса  $A$ , описывающие поступательное движение вместе с полюсом;  $\varphi, \psi, \theta$  – углы Эйлера, описывающие поворот вокруг мгновенной оси вращения  $AP$  (оси  $x_1, y_1, z_1$  остаются всегда параллельны осям  $x, y, z$  соответственно; линия  $AK$  – прямая вдоль которой пересекаются плоскости  $Ax_1y_1$  и  $Ax_2y_2$ )

$$\begin{cases} x_A = f_1(t), y_A = f_2(t), z_A = f_3(t), \\ \varphi = f_4(t), \psi = f_5(t), \theta = f_6(t). \end{cases} \quad (2.1)$$

Методика коррекции прикуса не использует параметры, входящие в систему уравнений (2.1), а использует параметры, которые анализируются при расшифровке снимков, полученных при телерентгенографии (параграф 1.5 главы 1).

Напомним, что особенностью телерентгенографии является то, что у стоматолога на руках может оказаться максимум три снимка: фронтальный и два боковых (слева и справа). Зачастую выполняется один из двух боковых снимков, т.е. с одной из сторон (слева или справа).

Наибольший интерес представляет боковой снимок, так как на нем видна окклюзионная плоскость (линия смыкания зубных рядов верхней и нижней челюстей); взаимное расположение мыщелка нижней челюсти и височной кости, определяющее суставную щель височно-нижнечелюстного сустава и положение суставного диска относительно ее; взаимное расположение нижней челюсти и черепа (при сформированной зубочелюстной системе вместо «черепа» можно сказать «верхней челюсти» ввиду того, что верхняя челюсть срастается с черепом, и их можно рассматривать как одно твердое тело).

Анализ стоматологом бокового снимка телерентгенограммы подразумевает необходимость отмечать специальные точки (параграф 1.5 главы 1), которые отражают геометрические параметры зубочелюстной системы, включая те, которые указаны выше. При изучении различных методик расчета телерентгенограммы и подходов стоматологов (выделение на снимке реперных точек, определение линейных и угловых параметров, которые необходимы при той или иной методике) выяснилось, что каждый специалист выбирает метод анализа (расшифровки), который является для него наиболее удобным или знакомым (параграф 1.5 главы 1).

Основными параметрами, которыми определяется геометрия и положение зубочелюстной системы, являются углы [154].

Из литературы известно, что линейные размеры челюстей и расстояния между особыми точками постоянно варьируются, в то время как угловые параметры меньше подвержены изменениям. Поэтому для них в течение длительных исследований была установлена норма, т.е. диапазоны их физиологических значений [154].

Рассмотрим достаточно частный случай: тело имеет плоскость симметрии и движется параллельно данной плоскости (например, плоскость  $Oyz$  на рис. 2.1). Движение твердого тела тогда можно рассматривать как плоскопараллельное (плоское) [72]. Тогда система уравнений (2.1) будет следующего вида:

$$\begin{cases} y_A = f_1(t), \\ z_A = f_2(t), \\ \varphi = f_3(t), \end{cases} \quad (2.2)$$

где два первых уравнения описывают поступательное движение вместе с полюсом  $A$ , третье – вращательное движение вокруг полюса  $A$  (рис. 2.2).

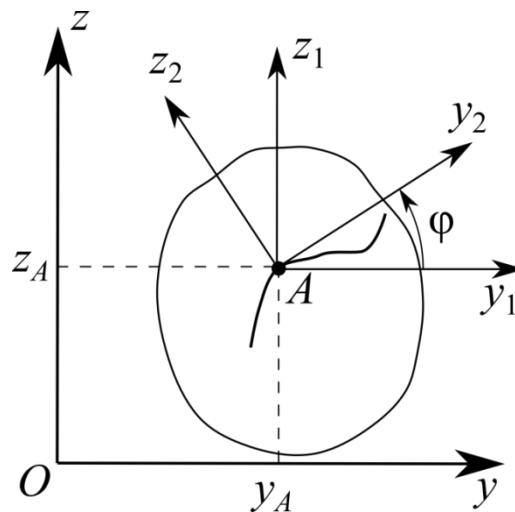


Рисунок 2.2 – Параметры, описывающее плоскопараллельное (плоское) движение абсолютно твердого тела:  $Oyz$  – неподвижная система координат;  $y_A, z_A$  – координаты полюса  $A$ , описывающие поступательное движение вместе с полюсом;  $\varphi$  – угол, описывающий поворот вокруг полюса  $A$  (оси  $y_1, z_1$  остаются всегда параллельны осям  $y, z$  соответственно)

Напомним, что стоматологи не используют механические параметры для управления положением нижней челюсти при коррекции прикуса. Необходимо понять, как связаны механические и стоматологические параметры, чтобы полученные результаты в диссертации были понятны для стоматолога и могли быть включены в развитие существующей методики коррекции прикуса.

В ходе анализа телерентгенограмм стоматолог отмечает реперные точки, проводит необходимые прямые и вычисляет стоматологические параметры, перечень которых зависит от конкретной методики расшифровки телерентгенограммы.

В методике расшифровки сагиттального (бокового) снимка телерентгенограммы по Шварцу (*A.M. Schwarz*) [154] одним из первых анализируемых параметров является угол, который характеризует положение нижней челюсти относительно верхней (черепа) (позади или впереди). Для построения данного угла проводятся следующие прямые: 1) прямая, проходящая через точки *A* и *N* (прямая *AN*); 2) прямая, проходящая через точки *B* и *N* (прямая *BN*).

Ввиду того, что в стоматологии точки принято обозначать одной, двумя или тремя буквами, а в механике – только одной, введем следующие правила для обозначения отрезков, прямых и углов:

1) для обозначения отрезков будем придерживаться следующего правила: будем между точками, образующими некоторый отрезок, ставить знак «запятая» (если для данного отрезка не выбрано новое обозначение);

2) для обозначения прямых будем придерживаться следующего правила: будем между точками, через которые проходит некоторая прямая, ставить знак «дефис» (если для данной прямой не выбрано нового обозначения);

3) для обозначения углов будем придерживаться одного из следующих правил: а) если некоторый угол образован точками, то будем отделять их запятыми, а центральная точка будет обозначать, как принято в механике,

вершину этого угла; б) если некоторый угол образован прямыми, то будем ставить между обозначениями этих прямых знак «дефис» при условии, что в обозначении самих прямых нет знака «дефис», иначе будем ставить знак «нижнее подчеркивание».

Соответственно, угол, образованный прямыми  $A-N$  и  $B-N$ , обозначим как угол  $A,N,B$ . Он остается постоянным при смещении нижней челюсти следующим образом: точка  $B'$  движется вдоль прямой  $B-N$  (рис. 2.3).

Надо далее выявить, какие параметры (углы) меняются при смещении нижней челюсти при фиксированном значении угла  $A,N,B$ . Одним из таких углов является угол между следующими прямыми: франкфуртской горизонтали  $FH$  и прямой  $ML$ , отражающей основание нижней челюсти. Прямая  $FH$  проходит через точки  $Or$  и  $Po$ , а прямая  $ML$  – через точки  $Me$  и  $Go$ . Указанный угол обозначим как угол  $FH-ML$  (рис. 2.4).

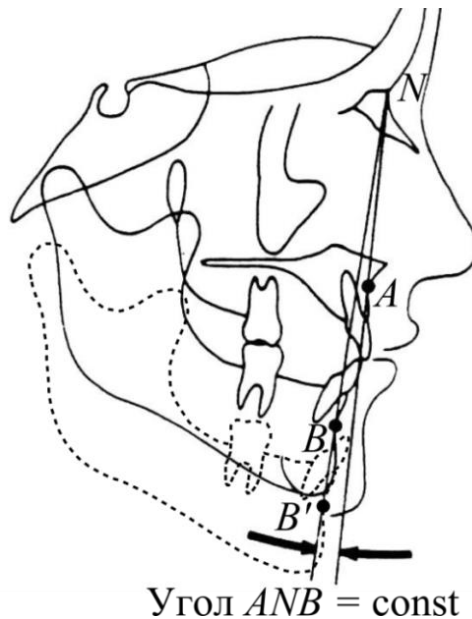


Рисунок 2.3 – Угол  $A,N,B$ , который отвечает за передне-заднее положение нижней челюсти относительно верхней (черепа) (остается постоянным при смещении нижней челюсти вдоль прямой  $B-N$  и не запрещает поворот нижней челюсти вокруг точки  $B$ )



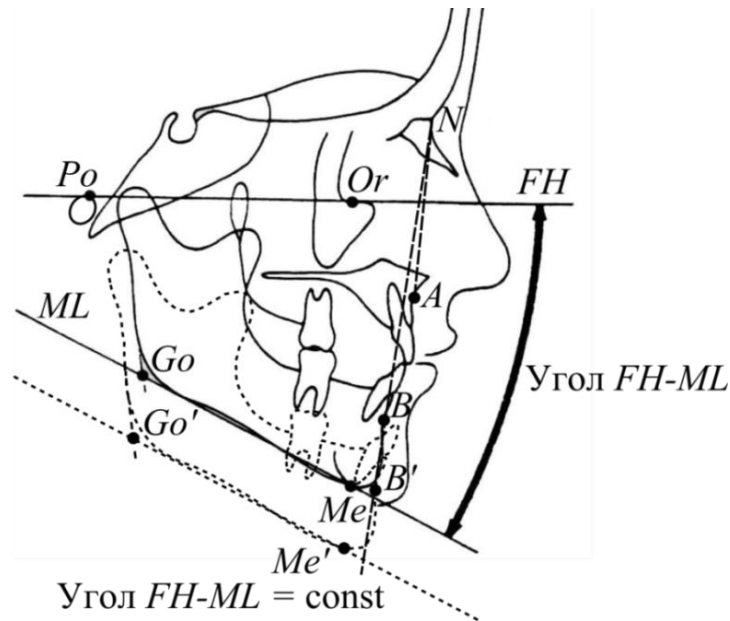


Рисунок 2.4 – Угол  $FH-ML$  (в дальнейшем данный угол обозначается как  $\beta$ ), отвечающий за наклон тела нижней челюсти (прямая  $ML$ ) к горизонтальной прямой, моделирующей франкфуртскую горизонталь  $FH$  (остаётся постоянным при условии, что нижняя челюсть не поворачивается вокруг точки  $B$ , но не запрещает двигаться точке  $B$  только вдоль прямой  $B-N$ ) (на рисунке показан случай, когда углы  $A, N, B$  и  $FH-ML$  остаются постоянными)

Вышеуказанные углы  $A, N, B$  и  $FH-ML$  остаются постоянными при движении нижней челюсти параллельно самой себе таким образом, чтобы точка  $B$  не покидала прямой  $B-N$ .

Не хватает параметра, который бы отражал изменение координаты точки  $B$  вдоль прямой  $B-N$ , т.е. направленного отрезка  $B, B'$  рис. 2.3 и 2.4).

Вспользуемся методикой Славичека (*R. Slavicek*) [137], которая во многом базируется на методике Шварца (*A.M. Schwarz*) для расшифровки телерентгенограммы. В ней предложен параметр, отвечающий за высоту нижней трети лица, которая меняется при смещении нижней челюсти в вертикальном направлении. В нашем случае это направление близко к прямой  $B-N$ . Этим параметром является угол  $DoA$  (рис. 2.5 и 2.6), для определения которого необходимо построить ряд вспомогательных прямых, изображенных на рис. 2.7.

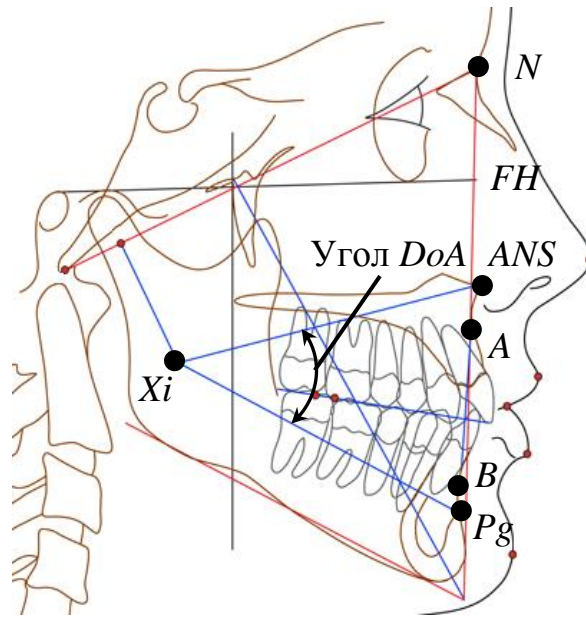


Рисунок 2.5 – Угол  $DoA$  (в дальнейшем данный угол обозначается как  $\gamma$ ), отвечающий за высоту нижней трети лица (образован следующими прямыми: 1) прямая, проходящая через точки  $Pg$  и  $Xi$ ; 2) прямая, проходящая через точки  $ANS$  и  $Xi$ ). Точка  $Xi$  отражает в некотором смысле геометрический центр ветви нижней челюсти

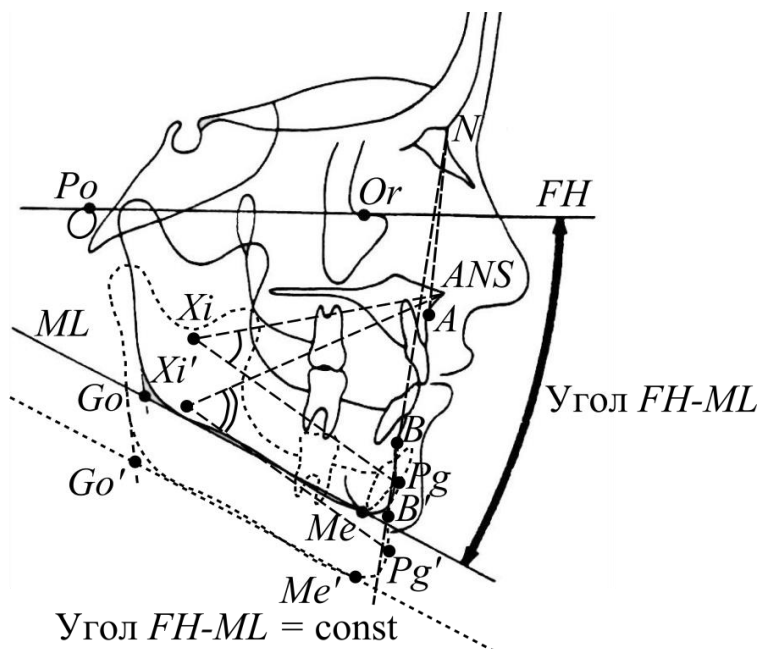


Рисунок 2.6 – Изменение угла  $DoA$  при параллельном смещении нижней челюсти таким образом, что углы  $A, N, B$  и  $FH-ML$  остаются (на рисунке одной дугой показан угол  $DoA$  до смещения; двумя дугами – после смещения вышеуказанным способом)

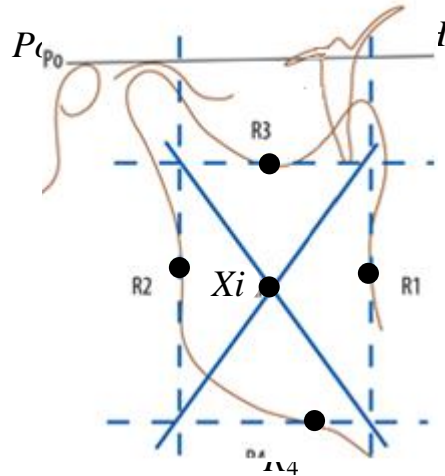


Рисунок 2.7 – Определение положения точки  $Xi$ :  $R_1$  и  $R_2$  – самая глубокая точка на передней и задней поверхностях ветви нижней челюсти соответственно,  $R_3$  – самая глубокая точка на нижнечелюстной вырезке,  $R_4$  – самая глубокая точка на теле нижней челюсти

Для определения угла  $DoA$  проводятся прямые  $Pg-Xi$  и  $ANS-Xi$  (рис. 2.5 и 2.6). Для определения точки  $Xi$  строятся прямые, параллельные и перпендикулярные франкфуртской горизонтали  $FH$ , следующим образом (рис. 2.7) [154]:

1) определяем самую глубокую точку на передней поверхности ветви нижней челюсти  $R_1$ , самую глубокую точку на задней поверхности ветви  $R_2$ , самую глубокую точку на нижнечелюстной вырезке  $R_3$ , самую глубокую точку на теле нижней челюсти  $R_4$ ;

2) проводим через точки  $R_1$  и  $R_2$  перпендикуляры к франкфуртской горизонтали  $FH$ , через точки  $R_3$  и  $R_4$  параллельные прямые к франкфуртской горизонтали  $FH$ ;

3) строим диагонали в получившемся прямоугольнике и ищем точку их пересечения, которая и является точкой  $Xi$  (рис. 2.7).

Рассмотрим, как меняются направление и длина направленного отрезка  $B, B'$ , отражающего изменение угла  $DoA$ . Для этого обратим внимание на рис. 2.6 и выделим в нем необходимую часть для иллюстрации зависимости угла  $DoA$  от направленного отрезка  $B, B'$  (рис. 2.8).

Нижняя челюсть смещается таким образом, что углы  $A, N, B$  и  $FH-ML$ , остаются постоянными при движении нижней челюсти параллельно самой себе таким образом, чтобы точка  $B$  не покидала прямой  $B-N$ , совпадающей при этих условиях с прямой  $B-B'$ . При этом точки  $B$ , принадлежат нижней челюсти, которая не совершает вращательного движения. Соответственно, прямая  $B-B'$  параллельна  $Pg-Pg'$ , прямая  $Pg-Xi$  параллельна  $Pg'-Xi'$ , а прямая  $B-Pg$  параллельна  $B'-Pg'$ . Таким образом, можно сделать вывод, что треугольники  $B, Pg, Xi$  и  $B', Pg', Xi'$  равны.

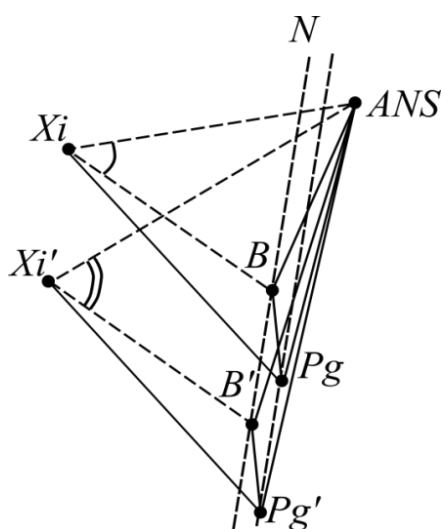


Рисунок 2.8 – Зависимость угла  $DoA$  при прямолинейном движении нижней челюсти вдоль прямой  $B-N$  (на рисунке одной дугой показан угол  $DoA$  до смещения; двумя дугами – после смещения вышеуказанным способом, т.е. точка  $B$  не покидает прямой  $B-N$ , совпадающей с прямой  $B-B'$ , которая параллельна  $Pg-Pg'$ )

Соответственно углы  $B, Xi, Pg$  и  $B', Xi', Pg'$  равны. Угол  $ANS, Xi, Pg =$  угол  $ANS, Xi, B +$  угол  $B, Xi, Pg$ , а угол  $ANS', Xi', Pg' =$  угол  $ANS', Xi', B' +$  угол  $B', Xi', Pg'$ . Таким образом, ввиду того, что углы  $B, Xi, Pg$  и  $B', Xi', Pg'$  равны, то за изменение углов  $ANS, Xi, Pg$  и  $ANS', Xi', Pg'$  отвечают углы  $ANS, Xi, B$  и  $ANS', Xi', B'$  соответственно и наоборот. Изменение угла  $ANS, Xi, B$  происходит при изменении направленного отрезка  $B, B'$ , а изменение угла  $ANS, Xi, Pg$  происходит при изменении направленного отрезка  $Pg, Pg'$ .

Для доказательства зависимости угла  $DoA$  от направленного отрезка  $B, B'$  рассмотрим следующий случай, представленный на рис. 2.9.

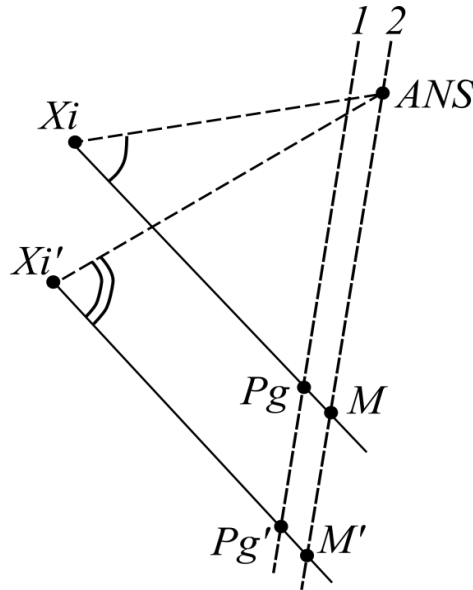


Рисунок 2.9 – Зависимость угла  $DoA$  при прямолинейном движении нижней челюсти вдоль прямой  $Pg-Pg'$ , параллельной  $B-B'$  (см. рис. 2.8) (на рисунке одной дугой показан угол  $DoA$  до смещения; двумя дугами – после смещения вышеуказанным способом (точка  $B$  не покидает прямой  $B-N$ , совпадающей с прямой  $B-B'$ , которая параллельна  $Pg-Pg'$ ): 1 – прямая  $Pg-Pg'$ ; 2 – прямая  $M-M'$ , параллельная прямой  $Pg-Pg'$  и проходящая через точку  $ANS$ )

$$\angle ANS, M' = \angle ANS, M + \angle M, M', \quad (2.5)$$

$$\angle ANS, M, Xi = \angle ANS, M', Xi', \quad (2.6)$$

$$\angle ANS, Xi, M + \angle Xi, ANS, M = \angle ANS, Xi', M' + \angle Xi', ANS, M'. \quad (2.7)$$

Соответственно, учитывая уравнения (2.5)–(2.6), выражение (2.4) примет следующий вид:

$$\frac{\sin \angle Xi', ANS, M'}{\angle Xi', M'} = \frac{\sin \angle ANS, Xi', M'}{\angle ANS, M + \angle M, M'} = \frac{\sin \angle ANS, M, Xi}{\angle ANS, Xi'}. \quad (2.8)$$

Приняв, что при изменении положения прикуса, описываемого независимыми вышеуказанными стоматологическими параметрами, в рамках

их физиологических диапазонов точка  $Xi$  не меняет своего положения относительно точек, определенных до коррекции, получаем, что

$$M, Xi = M', Xi'. \quad (2.9)$$

Соответственно, выражение (2.8) примет следующий вид:

$$\frac{\sin Xi', ANS, M'}{Xi, M} = \frac{\sin ANS, Xi', M'}{ANS, M + M, M'} = \frac{\sin ANS, M, Xi}{ANS, Xi'}. \quad (2.10)$$

Сравнивая уравнения (2.3) и (2.10), можно увидеть, что

$$\begin{aligned} Xi, M \sin ANS, M, Xi &= ANS, Xi \sin Xi', ANS, M = \\ &= ANS, Xi' \sin Xi', ANS, M' = \text{const}. \end{aligned} \quad (2.11)$$

Таким образом, выражение (2.11) постоянно для конкретного пациента.

Можно выразить следующие величины

$$Xi, M = Xi', M' = \frac{ANS, M \sin Xi, ANS, M}{\sin ANS, Xi, M} = \frac{(ANS, M + M, M') \sin Xi', ANS, M'}{\sin ANS, Xi', M'}. \quad (2.12)$$

Выразим из (2.12) следующее выражение

$$\sin ANS, Xi', M' = \frac{(ANS, M + M, M') \sin Xi', ANS, M' \sin ANS, Xi, M}{ANS, M \sin Xi, ANS, M}. \quad (2.13)$$

Выразим из (2.5) следующее выражение

$$\angle Xi', ANS, M' = \angle ANS, Xi, M + \angle Xi, ANS, M - \angle ANS, Xi', M'. \quad (2.14)$$

Подставив (2.11) в (2.10) получим

$$\begin{aligned} \sin ANS, Xi', M' &= \\ &= \frac{(ANS, M + M, M') \sin (ANS, Xi, M + Xi, ANS, M - ANS, Xi', M') \sin ANS, Xi, M}{ANS, M \sin Xi, ANS, M}. \end{aligned} \quad (2.15)$$

Соответственно,

$$\frac{(ANS, M + M, M') \sin (ANS, Xi, M + Xi, ANS, M - ANS, Xi', M') \sin ANS, Xi, M}{ANS, M \sin Xi, ANS, M \sin ANS, Xi', M'} = 1. \quad (2.16)$$

Таким образом, вспомнив, что вдоль прямой  $B-N$  нижняя челюсть совершает прямолинейное движение (см. рис. 2.6), то любая точка данного

тела пройдет одинаковое расстояние вдоль своей прямой, параллельной прямой  $B-N$ .

Соответственно,

$$B, B' = M, M' = \text{ANS}, M \left( \frac{\sin Xi, \text{ANS}, M \sin \text{ANS}, Xi', M'}{\sin(\text{ANS}, Xi, M + Xi, \text{ANS}, M - \text{ANS}, Xi', M') \sin \text{ANS}, Xi, M} - 1 \right). \quad (2.17)$$

Из уравнения (2.17) видно, что длина отрезка  $BB'$  зависит однозначным образом от угла  $\text{ANS}, Xi', M'$ , который и является углом  $DoA$  в конечном положении нижней челюсти, т.е. при смещении точки  $B$  в положение  $B'$ . Следует отметить, что для определения данной зависимости необходимо знать геометрические размеры челюсти (в данном случае длину отрезка  $\text{ANS}, M$ ).

Таким образом, были определены три независимых параметра (угла) (известен один из линейных размеров), которые отвечают на изменение положения нижней челюсти относительно верхней при рассмотрении ее движения как плоскопараллельного (удобно рассматривать данным образом при наличии плоскости симметрии нижней челюсти) (напомним, что в общем случае движение нижней челюсти можно описать шестью параметрами).

1. Угол  $\alpha$  – параметр, отвечающий за взаимное расположение челюстей (перекрытие верхней и нижней челюстей). Также он определяет горизонтальное положение нижней челюсти относительно верхней (в среднем  $2 \pm 2^\circ$ ) [154] (рис. 2.3).

2. Угол  $\beta$  – параметр, описывающий наклон нижней челюсти относительно верхней (черепа) (в среднем  $24 \pm 3^\circ$ ) [154] (рис. 2.4).

3. Угол  $\gamma$  – параметр, отвечающий за наклон нижней челюсти по отношению к верхней (черепу) (в среднем  $43 \pm 2^\circ$ ) [154] (рис. 2.5). Положение точки  $Xi$  определяется согласно построениям, представленным на рис. 2.7.

Эта комбинация не является единственной. Можно выбрать другие три параметра, убедившись в их независимости (см. вышеуказанную процедуру).

Следует упомянуть, чтобы описать плоскопараллельное (плоское) движение нижней челюсти при коррекции прикуса за полюс можно взять любую точку, т.е. например можно взять точку *B*, относительно которой получены зависимости, или точку *C* (геометрический центр мышелка нижней челюсти).

Выводы по данному параграфу являются следующими:

1. Определены независимые стоматологические параметры, описывающие положение нижней челюсти относительно верхней (черепа) при ее плоскопараллельном (плоском) движении при наличии плоскости симметрии.

2. Показан механизм перехода от стоматологических параметров к механическим на примере плоскопараллельного (плоского) движения нижней челюсти относительно верхней (черепа).

3. В процессе коррекции при изменении положения нижней челюсти будут изменяться координаты точек прикрепления жевательных мышц к нижней челюсти, т.е. направления их усилий, от которых зависит направление реакций височно-нижнечелюстных суставов. Совместно с силами мышц суставные реакции влияют на силы (напряжения) во всей зубочелюстной системе, т.е. на процессы ее функционирования и появления патологических процессов в ней и ее элементах.

## *2.2. Постановка задачи определения усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстного сустава*

Для определения усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов при заданной максимальной силе сжатия верхней и нижней челюстей составляем уравнения статического равновесия нижней челюсти (рис. 2.10) [162]. Исследуется случай сформированной зубочелюстной системы, т.е. случай, когда верхняя челюсть и череп жестко связаны и их можно рассматривать как одно абсолютно твердое тело, а



также, что нижняя челюсть имеет плоскость симметрии  $Oyz$ . Наличие плоскости симметрии для нижней челюсти не является обязательным; оно позволяет уменьшить количество и громоздкость представления результатов ввиду отдельного анализа левых и правых жевательных мышц.

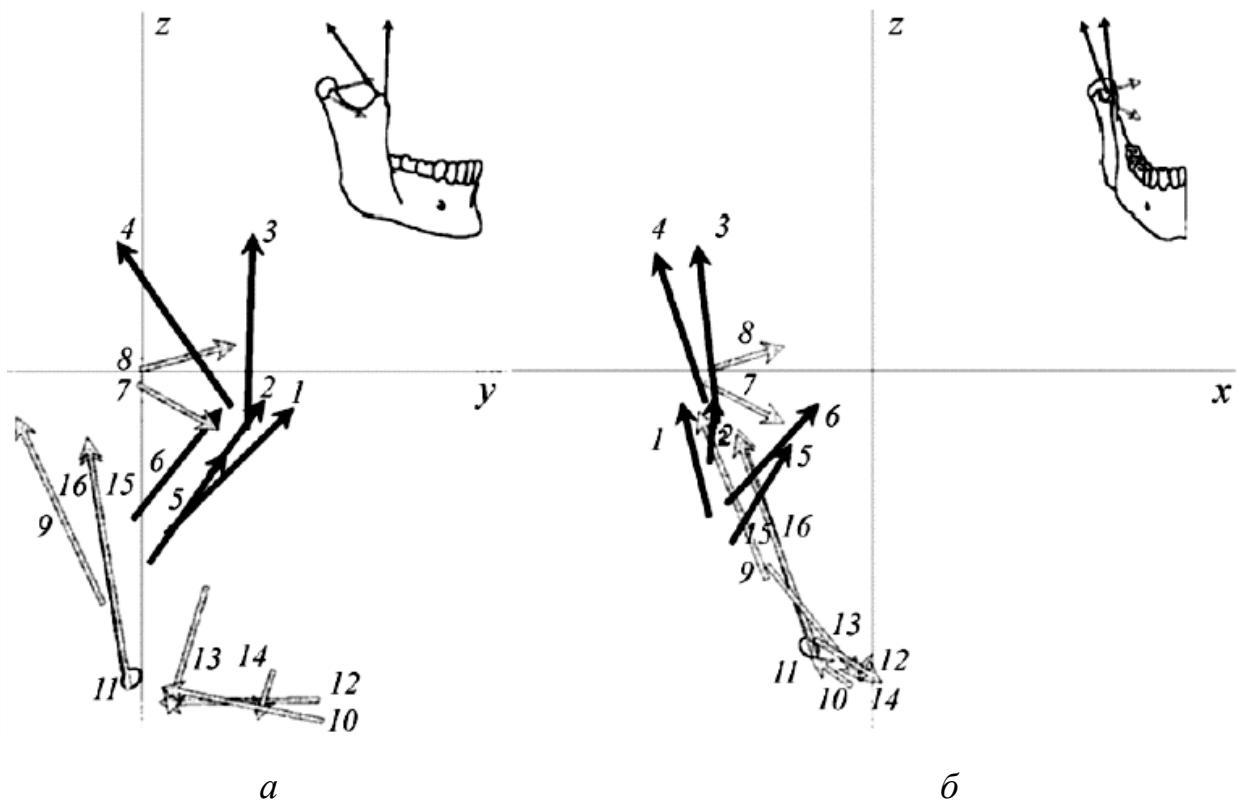


Рис. 2.10. Схема расположения поднимающих (черные стрелки) и опускающих (белые стрелки) нижнюю челюсть жевательных мышц (стрелки указывают направление мышечных сил): *а* – сагиттальная плоскость; *б* – фронтальная плоскость. Мышцы-подниматели, участвующие в процессе закрывания: *1* – поверхностная жевательная; *2* – глубокая жевательная; *3* – передняя височная; *4* – задняя височная; *5* – передняя медиальная крыловидная; *6* – задняя медиальная крыловидная. Мышцы-опускатели, участвующие в процессе открывания: *7* – наружная латеральная крыловидная; *8* – внутренняя латеральная крыловидная; *9* – передняя двубрюшная; *10* – задняя двубрюшная; *11, 12* – подбородочно-подъязычная; *13* – передняя челюстно-подъязычная; *14* – задняя челюстно-подъязычная; *15, 16* – шилоподъязычная [162]

В качестве системы отсчета была использована прямоугольная декартова система координат  $Oxyz$ , которая жестко связана с черепом и верхней челюстью. Ось  $x$  направлена перпендикулярно среднесагиттальной плоскости, перпендикулярно ей вправо направлена ось  $y$ . Ось  $z$  перпендикулярна осям  $x$  и  $y$  и направлена вертикально, т.е. перпендикулярно к окклюзионной плоскости зубов нижней челюсти, проходящей через первый резец ( $I_1$ ) и первый моляр ( $M_1$ ). Такая система отсчета чаще других используется для определения координат точек мест прикрепления жевательных мышц к черепу. В стоматологии зачастую в качестве оси  $y$  выбирается прямая, параллельная франкфуртской горизонтали  $FH$ , проходящей через точки  $Or$  и  $Po$  (см. рис. 2.4). Таким образом, можно пользоваться одним из представленных вариантов.

Силы жевательных мышц ( $\mathbf{F}_i$ ), которые оканчиваются сухожилиями, сбалансированы максимальной силой сжатия ( $\mathbf{F}_b$ ) и суставными реакциями в правом и левом височно-нижнечелюстных суставах ( $\mathbf{R}_j$ ).

Максимальная сила ( $\mathbf{F}_b$ ), с которой производится сжатие верхней и нижней челюстей, считается априорно известной по величине, направлению и точке приложения.

Считаются известными точки крепления мышц к нижней челюсти и черепу, задающие направления их сил ( $\mathbf{F}_i$ ), а также координаты точек приложения суставных реакций ( $\mathbf{R}_j$ ). В качестве неизвестных переменных величин выступают силы жевательных мышц ( $\mathbf{F}_i$ ) и реакции височно-нижнечелюстных суставов ( $\mathbf{R}_j$ ).

Таким образом, ввиду того, что все силовые факторы в зубочелюстной системе являются сбалансированными, то имеет место статическое равновесие нижней челюсти. Условия равновесия для нее можно записать в виде следующих уравнений (2.18) и (2.19):

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{F}_i + \sum_{j=1}^2 \mathbf{R}_j + \mathbf{F}_b = 0, \quad (2.18)$$

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{M}_{oi} + \sum_{j=1}^2 \mathbf{M}_{oj} + \mathbf{M}_{ob} = 0, \quad (2.19)$$

где  $N$  – число жевательных мышц;  $\mathbf{R}_1$  и  $\mathbf{R}_2$  – реакции в правом и левом височно-нижнечелюстных суставах соответственно. Необходимо подчеркнуть, что из-за того, что направление суставных реакций неизвестно заранее, то в каждом из суставов ее вектор представляется в виде трех ортогональных проекций. Необходимые анатомические данные, использованные при составлении уравнений (2.18) и (2.19) должны быть взяты из соответствующей литературы [144] или определены с помощью методов диагностики, изложенных в параграфе 1.5 главы 1.

Система уравнений (2.18)–(2.19) будет иметь единственное решение в случае, когда число неизвестных не больше шести. В данном случае числа уравнений равновесия нижней челюсти не хватает для определения всех неизвестных величин: мышечные силы и соответствующие им реакции двух височно-нижнечелюстных суставов.

Таким образом, получена статически неопределенная задача (система уравнений (2.18)–(2.19)), так как нельзя описать силы в жевательной системе человека только лишь уравнениями статического равновесия.

Соответственно, для такой задачи нельзя получить однозначное решение, применяя обычные алгебраические методы. Зависимость между мышечными усилиями и силой сжатия не являются единственными.

Следовательно, имеется бесконечное число различных комбинаций жевательных мышц, участвующих в создании одной и той же силы сжатия.

Чтобы решить эту задачу, требуется сделать данную систему (2.18)–(2.19) статически определимой. Для этого существуют следующие методы:

1) методы снижения числа неизвестных до числа уравнений (например, гипотезы о взаимосвязи переменных или пренебрежения некоторыми из них ввиду их порядка малости;

2) определяющие соотношения, позволяющие увеличить количество уравнений до количества неизвестных переменных (например, уравнение совместности деформаций); 3) методы оптимизации (2.18)–(2.19) (применение критерия оптимизации).

Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Установлено, что задача определения мышечных усилий и реакций височно-нижнечелюстных суставов при заданной силе сжатия челюстей по направлению и по величине статически неопределима.

2. Показано, что неизвестных усилий жевательных мышц 28. Перечислены механизмы разрешения статической неопределенности в задаче равновесия нижней челюсти под действием заданной силы сжатия челюстей и неизвестных мышечных усилий и суставных реакций.

3. Применимость и адекватность указанных механизмов разрешения статической неопределенности задачи об определении мышечных усилий должны быть оценены при нахождении указанных усилий.

### *2.3. Раскрытие статической неопределимости в задаче определения усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов*

Мышцы являются активными элементами и имеют части, сокращающиеся под действием нервного возбуждения. При их изометрическом сокращении (длина мышцы не меняется) сила в ней увеличивается, а длина не меняется, т.е. для описания зависимости мышечного усилия от изменения длины мышцы применять только соотношения механики (например, закон Гука) нельзя. Соответственно, при моделировании сокращения мышц необходимо использовать соотношения биофизики на микро- и мезоуровнях [64, 160].

В данной работе также вспомним, что для решения статически неопределимой задачи можно применить критерий оптимизации, основанный на определенных физиологических и экспериментальных

данных [23, 92, 93]. Единственное решение для системы без сокращения числа уравнений и неизвестных или других видоизменений системы уравнений представляется возможным получить с помощью метода оптимизации. Напомним, что оптимизация является математическим методом для решения статически неопределимых систем уравнений, использующим критерий оптимизации, т.е. определение минимума или максимума целевой функции, подвергнутой ограничениям в виде неравенств или равенств, которые в свою очередь и являются уравнениями статического равновесия системы. Целевая функция – это выражение, описывающее оптимальное состояние системы.

Существует множество целевых функций, позволяющих решить статически избыточные системы уравнений. Один из первых предложенных критериев оптимизации был связан с поиском минимума суммы модулей мышечных сил [23]. Далее показывалось, что этот используемый критерий при сопоставлении с экспериментальными данными не дает удовлетворительных результатов [92, 93].

В работе [23] для определения мышечных усилий в ногах при ходьбе применялись 4 критерия оптимизации, обоснованных физиологически. Первый критерий минимизировал сумму усилий мышц. Вторым критерий – сумму квадратов мышечных усилий. Третий основывался на идее поиска минимального значения напряженности для мышцы с максимальным напряжением, что приводит к наиболее возможному равномерному распределению мышечных сил. Четвертый критерий был связан с предыдущим, но его идея заключалась в использовании возведенного в квадрат минимального значения напряженности для мышцы с максимальным напряжением. Сравнение с данными электромиографического исследования выявило, что четвертый критерий дает наиболее достоверные результаты при ходьбе [23]. Однако, работы [23, 92, 93] показывают, что для определения мышечных усилий зубочелюстной системы данный критерий не подходит. Поэтому в последнее время стали применять третий критерий. Его применимость и работоспособность была подтверждена в работах [23, 92, 93].

Идея данного критерия состоит в том, что зубочелюстная система развивает определенную по направлению сжимающую силу. Причем число возможных вариантов вовлечения жевательных мышц в процесс сжатия ограничено. Когда значение сжимающей силы повышается, область вероятных вариантов вовлечения каждой мышцы в создание данной силы сокращается. Это сокращение происходит из-за того, что отдельные мышечные элементы не способны создавать силы, превышающие максимальную мышечную силу данного элемента. При достижении максимальной сжимающей силы, ограниченная область мышечных вовлечений сокращается до одного варианта.

Тогда формулируемая задача будет выглядеть следующим образом:

$$\max \left( \frac{F_1}{F_{1 \max}}, \dots, \frac{F_N}{F_{N \max}} \right) \rightarrow \min_{\mathbf{X} \in \Omega}, \quad (2.21)$$

где  $F_i$  – величина силы  $i$ -й мышцы,  $i \in [1, 2, \dots, N = 28]$ ;  $F_{i \max}$  – величина максимальной силы  $i$ -й мышцы,  $F_{i \max} = K A_i$  ( $K$  – удельная мышечная сила,  $K = 37 \text{ Н} \cdot \text{см}^{-2}$ ;  $A_i$  – площадь поперечного сечения  $i$ -й мышцы);  $\mathbf{X} = \{F_1, F_2, \dots, F_N\}$  – вектор значений мышечных усилий из множества  $\Omega$ , образованного векторами усилий мышц  $\mathbf{X}$  и реакций височно-нижнечелюстных суставов, удовлетворяющих уравнениям равновесия.

Из вида функции (2.21) можно сделать вывод, что необходимо производить поиск среди непрерывного множества максимальных значений минимума (задача на минимакс). Целевая функция является дискретной функцией номеров жевательных мышц для поставленной задачи. Следует сказать, представляется возможным преобразовать данную дискретную функцию в линейную целевую функцию (2.22) с линейными ограничениями (2.18), (2.19), (2.23), (2.24).

Ввиду того, что для целевой функции требуется выполнять поиск минимума среди континуума максимальных значений, являющейся

дискретной функцией номеров жевательных мышц, введем новую переменную  $\mu$ , имеющей смысл верхней границы для всех значений  $F_i/F_{i \max}$ ,  $i \in [1, 2, \dots, N = 28]$ , [74] и принадлежащей ограниченной области  $0 \leq \mu \leq 1$ . Соответственно, в результате получаем эквивалентную (2.21) задачу, которая формулируется следующим образом [74]:

найти

$$\mu \rightarrow \min_{X \in \Omega} \quad (2.22)$$

при ограничениях

$$0 \leq F_i \leq F_{i \max}, \quad i \in [1, 2, \dots, 28], \quad (2.23)$$

$$F_i/F_{i \max} \leq \mu, \quad i \in [1, 2, \dots, 28], \quad (2.24)$$

$$0 \leq F_i/F_{i \max} \leq 1, \quad i \in [1, 2, \dots, 28], \quad (2.25)$$

включающих также уравнения равновесия (2.18), (2.19).

Соответственно, от дискретной задачи оптимизации с шестью ограничениями (система уравнений (2.21), (2.18) и (2.19)) переходим к линейной задаче оптимизации, в которой целевая функция уравнения (2.22) минимизируется при удовлетворении условиям  $3N+6$  линейных ограничений уравнений (2.18), (2.19) и (2.24), (2.25) с дополнительными условиями:

1. Величина усилия мышцы должна быть больше или равняться нулю. Обстоятельство, обуславливающее данное условие является следующим: сухожильно-мышечные комплексы необходимо с позиции механики рассматривать как односторонние связи (гибкие нити), способные сопротивляться растяжению и не работающие при появлении в них сил осевого сжатия (мышцы не работают на сжатие).

2. Представляется возможным использовать экспериментальные данные о том, что проекции суставных реакций должны действовать следующим образом: в заднем направлении по оси  $y$ ; в нижнем направлении по оси  $z$  [132]. Данное ограничение связано с тем, что при сжатии верхней и нижней челюстей наибольшее число мышц действует вверх и вперед, таким образом, реакции височно-нижнечелюстных суставов должны

противодействовать усилиям мышц, чтобы нижняя челюсть находилась в статическом равновесии. Следует упомянуть, что данное ограничение не является обязательным в данной работе.

Окончательно решаемая задача определения сил жевательных мышц в зубочелюстной системе может быть сформулирована следующим образом [74]:

найти

$$\min_{\mathbf{X} \in \Omega} \mu(\mathbf{X}) \quad (2.26)$$

при ограничениях

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N F_{ix} + \sum_{j=1}^2 R_{jx} + F_{bx} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N F_{iy} + \sum_{j=1}^2 R_{jy} + F_{by} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N F_{iz} + \sum_{j=1}^2 R_{jz} + F_{bz} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{ix} + \sum_{j=1}^2 M_{jx} + M_{bx} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{iy} + \sum_{j=1}^2 M_{jy} + M_{by} &= 0, \\ \sum_{i=1}^N M_{iz} + \sum_{j=1}^2 M_{jz} + M_{bz} &= 0, \end{aligned} \quad (2.27)$$

$$0 \leq \mu \leq 1, \quad (2.28)$$

$$F_i \geq 0,$$

$$\frac{F_i}{F_{i, \max}} \leq \mu,$$

где  $F_i$  – усилие  $i$ -й мышцы ( $i = 1, \dots, N$ );  $R_j$  – суставная реакция ( $j = 1, 2$ );

$F_b$  – сила сжатия верхней и нижней челюстей;  $F_{i, \max}$  – максимальное усилие,

развиваемое  $i$ -й мышцей.



Итак, целевая функция (2.26) ограничивается сверху. Переменные задачи задаются на пересечении замкнутого отрезка, плоскости и полуплоскости (выпуклые множества). Ограничения (2.27), (2.28) линейны, а значит непрерывны. Область, заданная ограничениями, является выпуклой и замкнутой [13, 17, 25]. Это классическая задача линейного программирования, и она имеет единственное решение [13, 17, 25]. Учитывая данные условия, представляется возможным решить ее симплекс-методом [13, 17, 25]. Результатом решения являются мышечные силы и реакции височно-нижнечелюстных суставов.

Также следует отметить имеющиеся различия между данной работой и работой [132]. В работе [132] представлено описание трехмерной модели жевательной системы человека, включающей 16 неизвестных: 14 мышечных сил и 2 суставные реакции. Цель работы [132] заключалась в определении максимальной силы сжатия и реакций височно-нижнечелюстных суставов в данной точке сжатия для различных положений этой точки. Усилия в мышцах в работе [132] не определялись. Одной из задач настоящей работы является определение мышечных усилий и суставных реакций при априорно заданной силе сжатия верхней и нижней челюстей.

Поэтому можно сделать следующие выводы:

1. Выбрана целевая функция и предложено для решения статически неопределимой задачи использовать критерий минимакса определения мышечных усилий и реакций височно-нижнечелюстных суставов при заданной силе сжатия челюстей.

2. Произведен переход от нелинейной задачи оптимизации к линейной благодаря поиску решения на замкнутом множестве и линейности ограничений, включающих уравнения равновесия нижней челюсти.

3. Применимость и адекватность получаемых результатов при использовании указанного механизма (выбранного критерия оптимизации) для решения статически неопределимой задачи равновесия нижней челюсти должны быть оценены.

#### 2.4. Верификация модели определения усилий жевательных мышц

Для иллюстрации критерия (2.21) рассмотрим классическую статически неопределимую задачу определения усилий в трех стержнях, моделирующих двигательные элементы в организме человека [74]. Происходит нагружение системы, включающей три мышцы  $OA$ ,  $OB$ ,  $OC$ , на концах которых находятся сухожилия, и трех связок  $OD$ ,  $OE$ ,  $OK$ , силой  $\mathbf{R}$  (рис. 2.11).

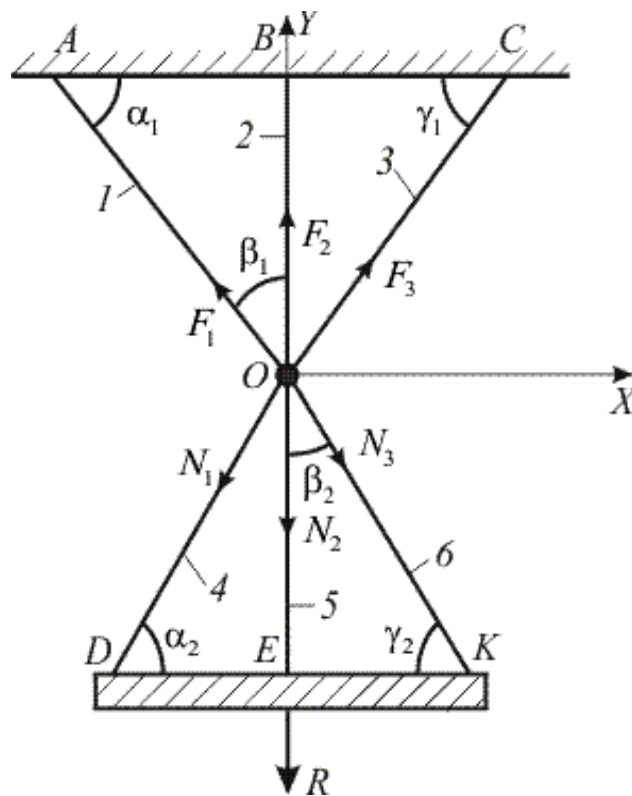


Рисунок 2.11 – Система стержней, моделирующей мышцы и связки голеностопа в общем виде: 1–3 – три стержня, моделирующие мышцы с сухожилиями на концах; 4–6 – связки, соединяющие точку  $O$  (кость) с другими костями [74]

Данная стержней модель существует в человеческом организме в области голеностопного сустава (рис. 2.12). Медиальная и латеральная головки икроножной мышцы совместно с камбаловидной мышцей

вплетаются в ахиллово сухожилие, которое крепится к пяточной кости, моделируемой как точка  $O$  (рис. 2.12) [30].

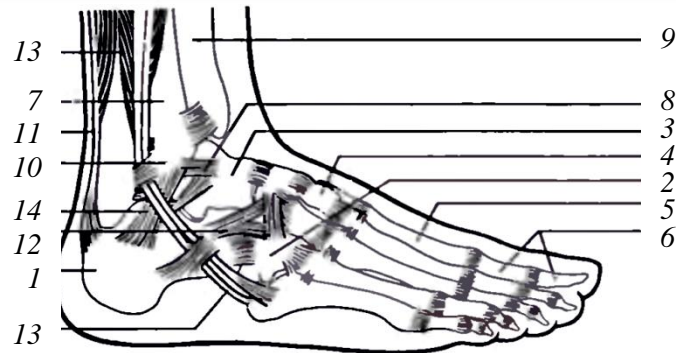


Рисунок 2.12 – Голеностопный сустав: 1 – пяточная кость; 2 – кубовидная кость; 3 – головка таранной кости; 4 – ладьевидная кость; 5 – первая плюсневая кость; 6 – кости большого пальца; 7 – малоберцовая кость; 8 – боковые связки; 9 – большеберцовая кость; 10 – наружная лодыжка; 11 – ахиллово сухожилие; 12 – раздвоенная связка; 13 – сухожилие длинной малоберцовой мышцы; 14 – мышцы малоберцовой кости [30]

От точки  $O$  берут начало связки голеностопа, которые перераспределяют силу через ахиллово сухожилие к другим костям стопы. Эти кости моделируются жесткой плитой, к которой приложена нагрузка  $\mathbf{R}$  (см. рис. 2.12) [74].

Рассмотрим нижнюю часть стержневой системы (рис. 2.13), отбросив ее верхнюю часть (см. рис. 2.12). В стержнях 4–6 появляются усилия  $N_1$ ,  $N_2$ ,  $N_3$ . Данная система (см. рис. 2.13) моделирует связки. Линии действия их усилий сходятся в одной точке, т.е. данная система сил становится сходящейся. Соответственно, число уравнений равновесия уменьшается с трех до двух для плоской системы сходящихся сил:

$$X: N_1 \cos \alpha_2 - N_3 \cos \gamma_2 = 0, \quad (2.29)$$

$$Y: N_1 \sin \alpha_2 + N_2 + N_3 \sin \gamma_2 - R = 0. \quad (2.30)$$

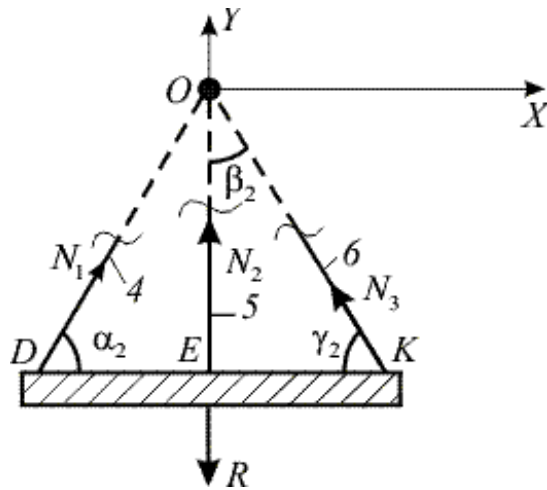


Рисунок 2.13 – Система стержней, моделирующая связки (4–6) на рис. 2.11

Система уравнений (2.29)–(2.30) является статически неопределимой, и для того, чтобы ее решить необходимо добавить еще одно соотношение.

Применяя метод совместности деформаций, можно решить статически неопределимую задачу для связок, приняв во внимание тот факт, что они являются пассивными элементами и не имеют сократительных элементов в отличие от мышцы, которые сокращаются под действием нервного возбуждения.

Запишем уравнение (2.31) для стержней 4–6 с учетом малости деформаций (рис. 2.14)

$$\Delta l_4 = \Delta l_5 \cos \beta_2. \quad (2.31)$$

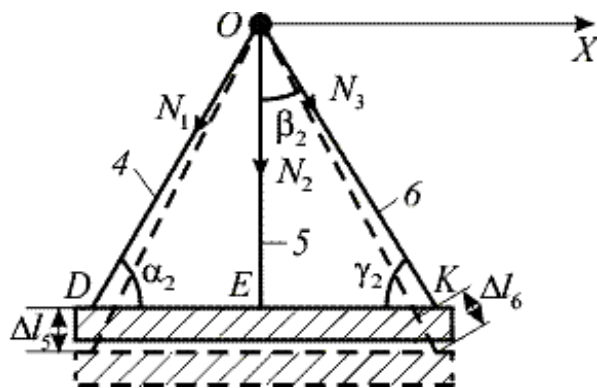


Рисунок 2.14 – Деформированная система стержней, моделирующая связки (4–6) на рис. 2.11

Для наглядности возьмем стержни с одинаковой площадью поперечного сечения  $A = 3 \text{ см}^2$  из одного материала с модулем упругости  $E$  и с пределом прочности  $[\sigma] = 1600 \text{ Н/см}^2$ . Углы  $\alpha_2 = \beta_2 = \gamma_2 = 45^\circ$ . Длина пятого стержня  $l_5 = 0,707 \text{ м}$ , а длины четвертого и шестого стержней  $l_4 = l_6 = 1 \text{ м}$ .

Зададим приложенную силу  $R = 1000 \text{ Н}$ .

Учитывая определения деформации и закона Гука, можно привести уравнение (2.31) к следующему виду:

$$\frac{N_1 l_4}{EA} = \frac{N_2 l_5}{EA} \cos \beta_2 \quad \text{или} \quad N_1 l_4 = N_2 l_5 \cos \beta_2. \quad (2.32)$$

Система уравнений (2.29), (2.30) и (2.32) примет следующий вид:

$$\begin{cases} N_1 \cos 45^\circ - N_2 \cos 45^\circ = 0, \\ N_1 \sin 45^\circ + N_2 + N_3 \sin 45^\circ - 1000 = 0, \\ N_1 = 0,707 N_2 \cos 45^\circ. \end{cases} \quad (2.33)$$

Решая систему уравнений, получим  $N_1 = N_3 = 235,5 \text{ Н}$  и  $N_2 = 668 \text{ Н}$ .

Рассмотрим верхнюю часть системы стержней (рис. 2.15), моделирующей мышцы с сухожилиями, отбросив нижнюю часть (см. рис. 2.12). В стержнях 1–3 появляются силы  $F_1, F_2, F_3$  вследствие действия силы  $R_1 = R$ . Линии действия мышечных сил сходятся в одной точке, т.е. система сил становится сходящейся. Для плоской системы сходящихся сил число уравнений равновесия уменьшается с трех до двух:

$$X: F_1 \cos \alpha_1 - F_3 \cos \gamma_1 = 0, \quad (2.34)$$

$$Y: F_1 \sin \alpha_1 + F_2 + F_3 \sin \gamma_1 - R_1 = 0. \quad (2.35)$$

Рассмотрим несколько критериев оптимизации, которые позволяют для жевательных мышц раскрыть статическую неопределимость.

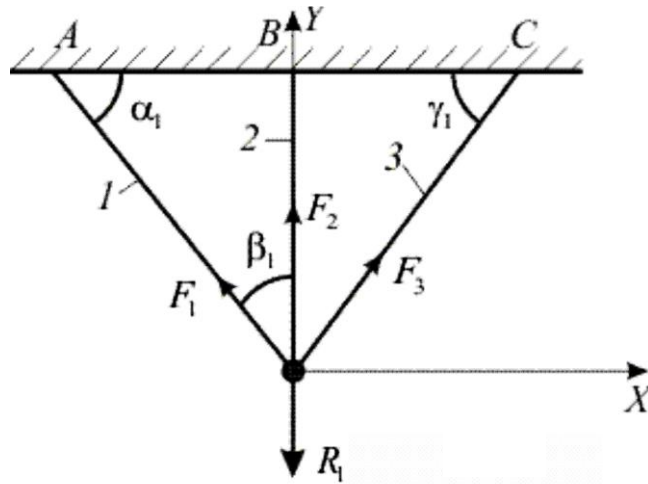


Рисунок 2.15 – Система стержней, моделирующая мышцы (1–3)

Первый критерий оптимизации, заключающийся в минимизации суммы квадратов мышечных усилий. Получаем систему уравнений

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_i F_i^2 \rightarrow \min_{F_i, i=1,2,3}, \\ X: -F_1 \cos \alpha_1 + F_3 \cos \gamma_1 = 0, \\ Y: F_1 \sin \alpha_1 + F_2 + F_3 \sin \gamma_1 - R_1 = 0, \\ F_i \geq 0, \quad i=1, 2, 3, \\ R_1 = 1000 \text{ Н.} \end{array} \right. \quad (2.36)$$

Следующие параметры как, площадь поперечного сечения  $A$ , модуль упругости  $E$  и предел прочности  $[\sigma]$  берутся такими же, как для связок. Углы  $\alpha_1 = \gamma_1 = 30^\circ$ ,  $\beta_1 = 60^\circ$ . Длины первого и третьего стержней  $l_1 = l_3 = 1$  м, длина второго стержня  $l_2 = 0,5$  м.

Решая указанную задачу, находим значения сил  $F_1 = F_2 = 333,3$  Н,  $F_3 = 666,7$  Н.,

Проанализируем второй критерий. Его идея состоит минимизации суммы квадратов отношений мышечных сил к их возможному максимуму

$$\sum_i \left( \frac{F_i}{F_{i \max}} \right)^2 \rightarrow \min.$$

Получаем систему уравнений для данного критерия:

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_i \left( \frac{F_i}{F_{i\max}} \right)^2 \rightarrow \min_{F_i, i=1,2,3}, \\ X: -F_1 \cos \alpha_1 + F_3 \cos \gamma_1 = 0, \\ Y: F_1 \sin \alpha_1 + F_2 + F_3 \sin \gamma_1 - R_1 = 0, \\ F_i \geq 0, i=1, 2, 3, \\ R_1 = 1000 \text{ Н.} \end{array} \right. \quad (2.37)$$

Решая данную задачу, получаем следующие значения сил  $F_1 = F_2 = 333,3 \text{ Н}$ ,  $F_3 = 666,7 \text{ Н}$ . Данное решение совпадает с предыдущим, так как принято условие, при котором мышцы способны реализовать одинаковые максимальные силы.

Далее обратим свое внимание на третий критерий, идея которого в том, чтобы максимальное значение из отношений мышечных усилий к соответствующим максимальным значениям мышц, которые они способны развить, должно стремиться к минимуму (2.21). Таким образом, получаем задачу линейного программирования (2.3.3) со следующими ограничениями

$$\left\{ \begin{array}{l} X: -F_1 \cos \alpha_1 + F_3 \cos \gamma_1 = 0, \\ Y: F_1 \sin \alpha_1 + F_2 + F_3 \sin \gamma_1 - R_1 = 0, \\ F_i \geq 0, i=1, 2, 3, \\ R_1 = 1000 \text{ Н,} \end{array} \right. \quad (2.39)$$

где  $F_{i\max} = kA_i, i=\overline{1,3}$ ;  $k$  – удельная мышечная сила,  $k = 37 \text{ Н/см}^2$ ;  $A_i$  – физиологическое поперечное сечение  $i$ -й мышцы.

В ходе решения данной задачи получаем, что  $F_1 = F_2 = F_3 = 500 \text{ Н}$ .

Первые две задачи были решены с помощью метода квадратичного программирования, который использует метод множителей Лагранжа для учета ограничений. Третья задача была решена симплекс-методом. Все задачи были решены в пакете программ *Wolfram Mathematica 8*.

Поэтому можно сделать следующие выводы.

1. В ходе решения задач для каждого критерия были определены близкие результаты в виде значений мышечных усилий.

2. Наиболее понятным и удачным с точки зрения физиологии является третий критерий (критерий минимакса). Он подразумевает перераспределение сил в мышцах так, чтобы они оказались равнонапряжены по отношению к их максимальным усилиям. Другими словами организм стремится не допустить случаи, в которых одна или несколько мышц будут чрезмерно напряжены, а также, что силы в них будут приближаться к максимальным значениям. Когда силы приближаются к максимальным показателям, то мышцы быстро утомляются и могут деформироваться (порваться, растянуться). В результате это приводит к болевым ощущениям в этих областях.

3. На основе полученных результатов в работе для дальнейшего получения результатов об усилиях мышц был выбран критерий минимакса (соотношение (2.21)).

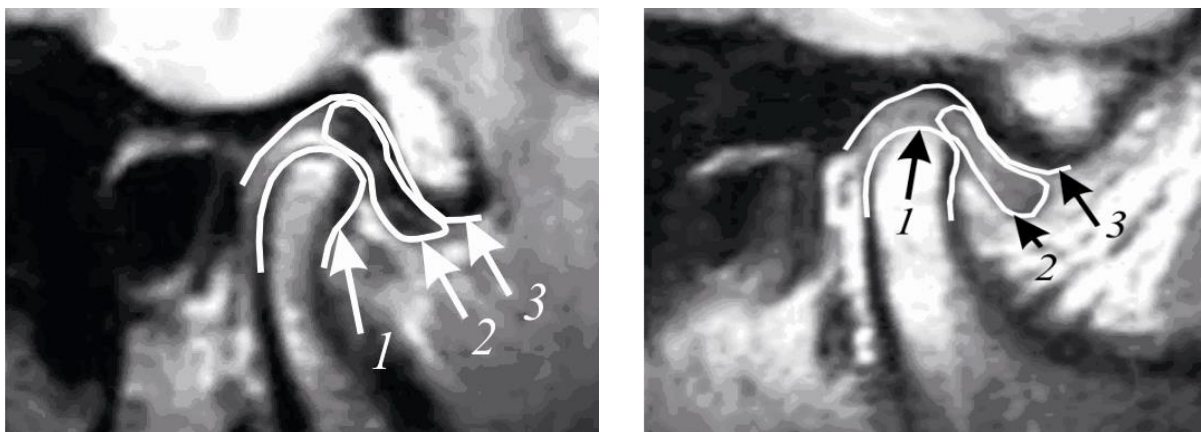


### ГЛАВА 3. АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ НАГРУЗОК В ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

#### *3.1. Положение диска височно-нижнечелюстного сустава и усилия в зубочелюстной системе человека*

В данной работе наибольшее внимание уделено анализу положения диска височно-нижнечелюстного сустава при сомкнутых челюстях. В данных условиях диск может занимать различные положения относительно его суставных поверхностей (суставного мыщелка нижней челюсти и суставного бугорка с ямкой височной кости черепа) ввиду того, что они являются инконгруэнтными.

В данной работе рассматриваются различные варианты положения диска височно-нижнечелюстного сустава. На рис. 3.1. показаны его нормальное и патологическое (смещение кпереди) положения. В норме верхняя задняя зона диска должна размещаться ориентировочно на 12 часах (рис. 3.2) [140].



*а*

*б*

Рисунок 3.1 – Положение диска височно-нижнечелюстного сустава: *а* – в норме; *б* – при переднем смещении (патология) (*1* – мыщелок; *2* – диск; *3* – суставная ямка и суставной бугорок) [140]

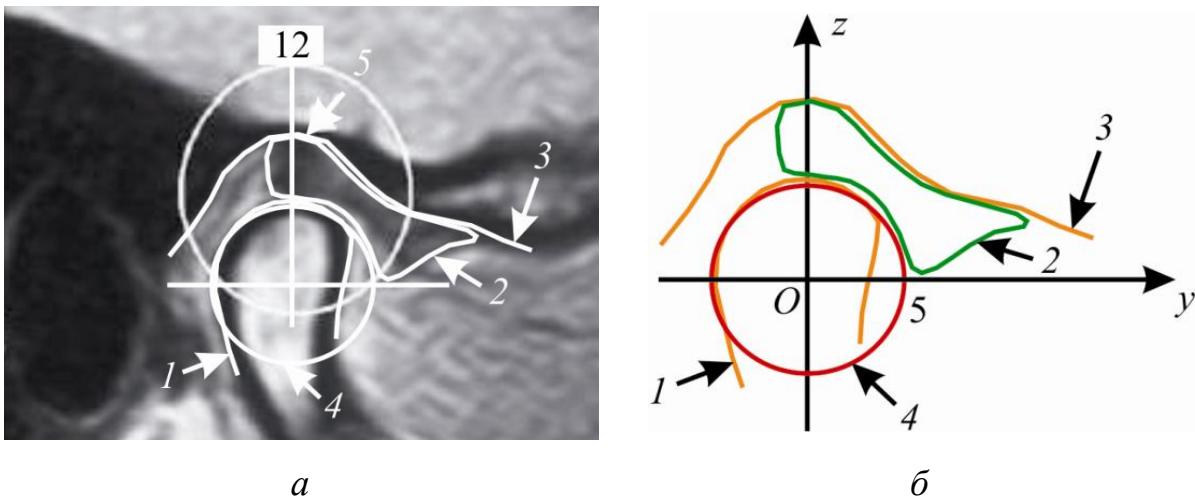


Рисунок 3.2 – Нормальное положение суставного диска на сагиттальном снимке магнитно-резонансной томографии височно-нижнечелюстного сустава: 1 – суставная поверхность мыщелка; 2 – суставной диск; 3 – суставной бугорок; 4 – окружность радиусом 5 мм, аппроксимирующая в первом приближении поверхность суставного мыщелка; 5 – суставная ямка [78, 140]

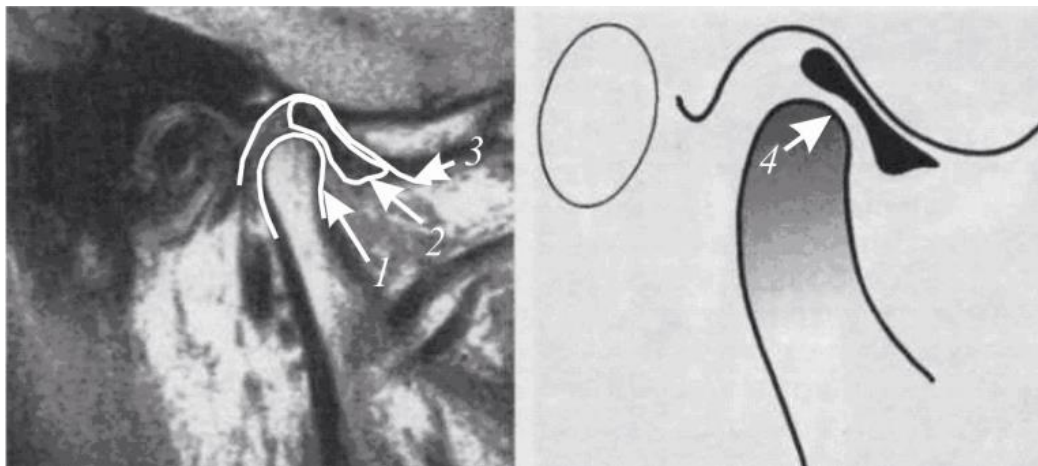


Рисунок 3.3 – Взаимное расположение суставных структур при центральной окклюзии в норме. Магнитно-резонансная томография височно-нижнечелюстного сустава (кососагиттальная проекция (под углом к сагиттальной)): 1 – мыщелок нижней челюсти; 2 – суставной диск; 3 – суставная ямка и бугорок; 4 – вектор жевательной нагрузки, приложенный к центральной зоне суставного диска [87]

На рис. 3.4 показано направление вектора жевательной нагрузки при положении суставного диска в норме. Видно, что сила, передаваемая нижней челюстью, прикладывается в норме в средней зоне диска. Соответственно, ее линия действия проходит через кратчайшее расстояние между суставными поверхностями. Таким образом, направление реакции в височно-нижнечелюстном суставе будет в противоположную сторону.

Далее будут рассмотрены случаи, при которых диск височно-нижнечелюстного сустава смещен кпереди и кзади в сагиттальной плоскости (в I и II координатных четвертях) (рис. 3.4).

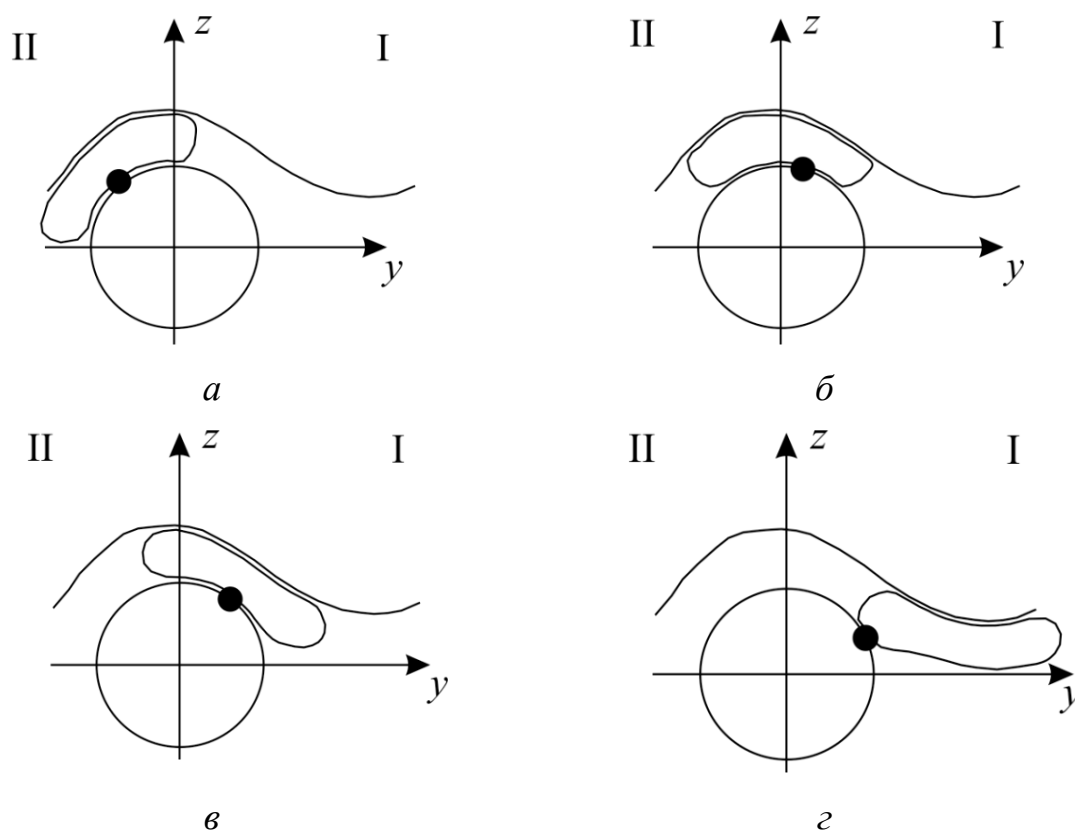


Рисунок 3.4 – Место положения точки приложения реакции в височно-нижнечелюстном суставе (I и II – первая и вторая координатные четверти): *a* – заднее смещение диска; *б* – диск занимает верхнее положение в пространстве суставной щели (при низкой высоте суставного бугорка является нормой); *в* – нормальное (диск занимает пространство в I четверти суставной щели) (при нормальной высоте суставного бугорка является нормой); *г* – переднее (переднее смещение диска)

На рис. 3.4, *а, з* показаны патологические случаи (смещение диска назад и вперед соответственно), а на рис. 3.4, *б, в* – нормальное положение.

На рис. 3.4 черной точкой выделена точка, в которой приложена равнодействующая сил, приложенных к диску височно-нижнечелюстного сустава со стороны нижней челюсти. Она принадлежит поверхности контакта мышелка нижней челюсти с диском сустава и отрезку, который берет начало из нее и отсчитывается по нормали в самом узком месте суставной щели.

Нижняя челюсть связана с черепом благодаря двум синовиальным блоковидным височно-нижнечелюстным суставам, которые моделируются как идеальные сферические или цилиндрические шарниры. В данной работе суставы рассматриваются как идеальные сферические шарниры.

В ходе решения задачи об определении мышечной силы и реакции в височно-нижнечелюстном суставе получены определенные зависимости, которые отражены на рис. 3.5–3.7 [41]:

1. График зависимости величины суставной реакции от координаты точки ее приложения имеет минимум (рис. 3.5), расположение которого близко к физиологическому положению середины границы контакта суставного диска и мышелка нижней челюсти (см. рис. 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, *в*).

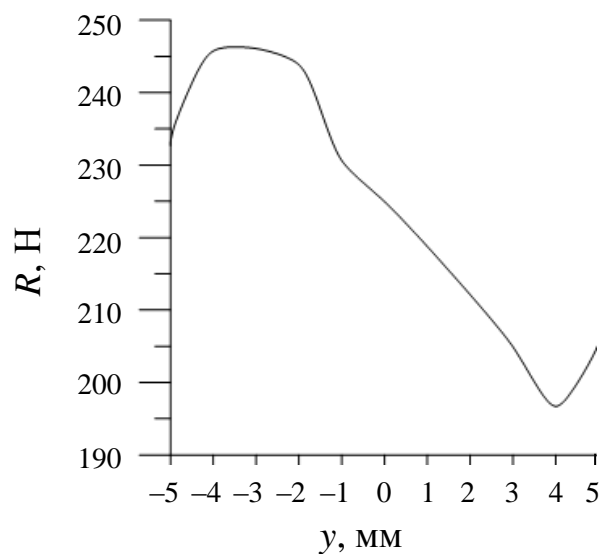


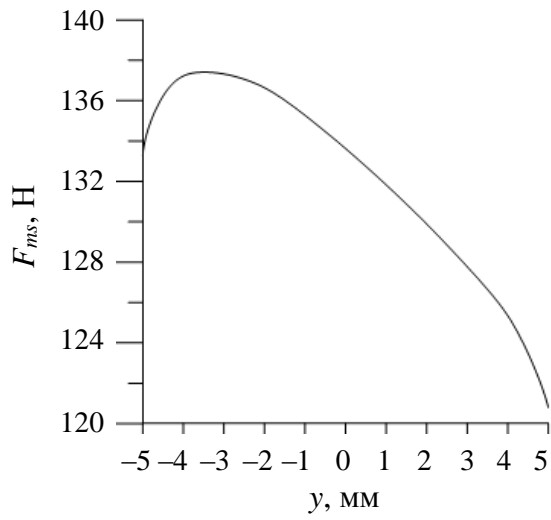
Рисунок 3.5 – Зависимость величины реакции в височно-нижнечелюстном суставе от координаты точки приложения реакции

2. При приближении точки приложения суставной реакции к точке приложения силы сжатия мышечные силы уменьшаются по линейному закону (см. рис. 3.6). Однако усилия имеют место только в тех мышцах, которые являются ответственными за поднятие вверх нижней челюсти. Тогда как в мышцах, отвечающих за опускание нижней челюсти, усилия оказываются равными нулю.

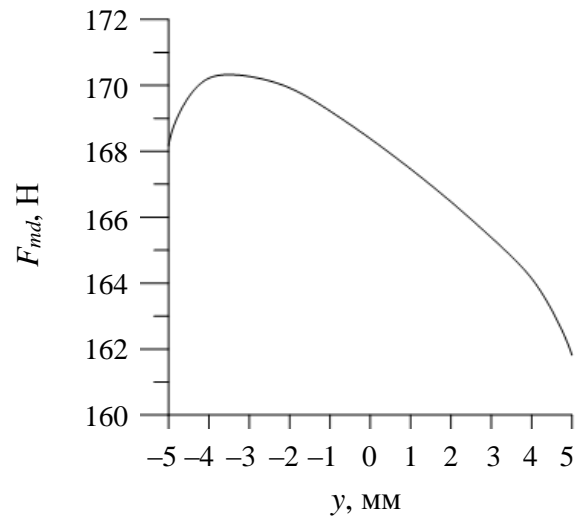
3. Усилия мышц увеличиваются в том случае, когда диск смещается назад, т.е. когда граница контакта мыщелка и диска переходит во вторую координатную четверть (см. рис. 3.7, *a*). А затем уменьшаются (см. рис. 3.6), в то время как реакция увеличивается (см. рис. 3.5). Однако в данном положении основную нагрузку примет связка, которая вплетается в переднюю зону диска, а сам не диск. Поэтому такое положение диска не является нормой.

4. Усилия мышц-открывателей уменьшаются в том случае, когда диск смещается вперед, т.е. когда граница контакта мыщелка и диска располагается в первой координатной четверти (см. рис. 3.4, *з*) (схоже с первым случаем). Реакция соответственно увеличивается. Такое положение диска, аналогичное третьему случаю, не является нормальным. Это объясняется тем, что в таком положении основную нагрузку принимает на себя не средняя зона диска (как бы это должно было быть в норме), а задний полюс суставного диска вместе с заднедисковой связкой, которые на такую нагрузку уже не рассчитаны (см. рис. 3.4, *з*).

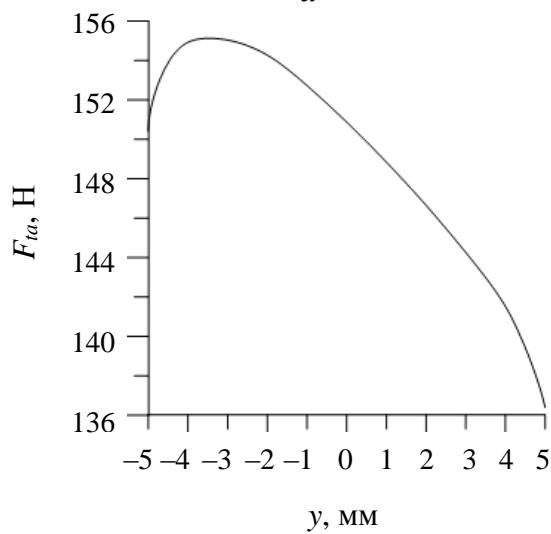
Ввиду того, рассматривается центральная окклюзия (симметричный случай, при котором сила сжатия лежит в плоскости симметрии  $Oyz$ ), то усилия в мышцах, которые открывают нижнюю челюсть, равны нулю. Очевидно, что также равны нулю и проекции суставных реакций в левом и правом суставах на ось  $x$ .



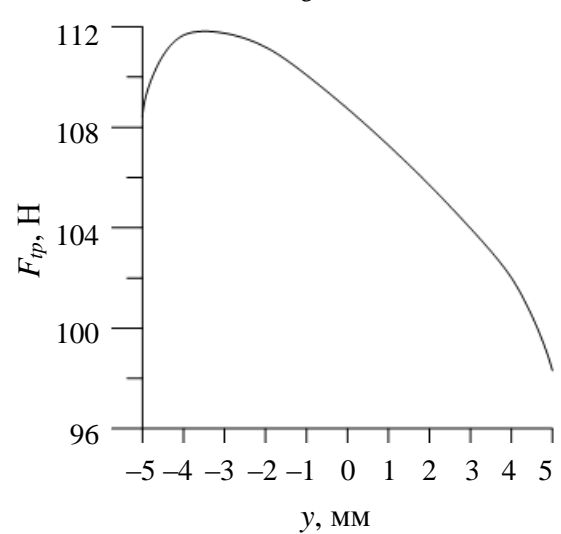
а



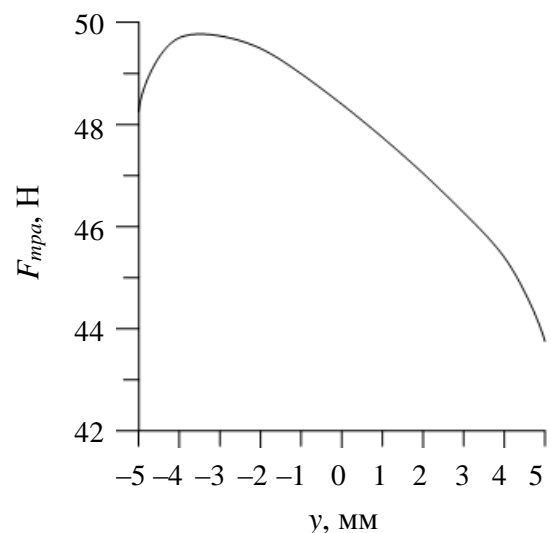
б



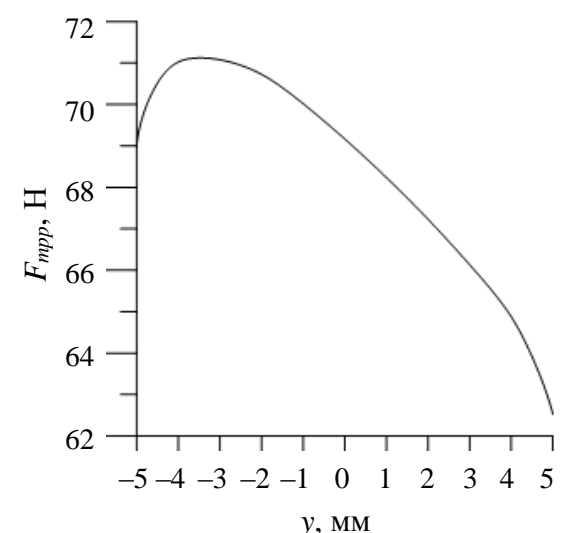
в



г



д



е

Рисунок 3.6 – Зависимости мышечных сил от координат точки приложения реакции: а – поверхностная жевательная  $F_{ms}$ ; б – глубокая жевательная  $F_{md}$ ; в – передняя височная  $F_{ta}$ ; г – задняя височная  $F_{tp}$ ; д – передняя медиальная крыловидная  $F_{mpa}$ ; е – задняя медиальная крыловидная  $F_{mpp}$

Наиболее любопытные зависимости мышечных сил от координаты точки приложения суставной реакции определены в нижней и верхней латерально-крыловидных мышцах. Эти мышцы отвечают за движение нижней челюсти и смещение диска относительно мыщелка нижней челюсти соответственно.

На рис. 3.7, *а* видно, что верхняя головка латерально-крыловидной мышцы в диапазоне от  $-1$  до  $4$  мм вдоль горизонтальной оси практически не напряжена, т.е. величина силы в ней равна нулю. При расположении средней зоны суставного диска в обозначенном диапазоне, сам диск не будет испытывать растягивающих напряжений от данной мышцы уже к совокупности тех, которые он испытывает при сжатии в процессе смыкания челюстей. Можно также отметить, что сила в нижней головке латерально-крыловидной мышцы будет равна нулю при переднем смещении точки приложения суставной реакции, пока горизонтальная координата у точки ее приложения суставной реакции не превысит  $4$  мм. Это объясняется тем, что мышца не стремится удерживать мыщелок в правильном положении ввиду того, что достаточно других более крупных жевательных мышц.

Можно увидеть, что на рис. 3.7, *б*, верхняя латерально-крыловидная мышца сильно напряжена в отрезках от  $-5$  до  $-1$  мм и от  $4$  до  $5$  мм вдоль горизонтальной оси. По мнению автора, объяснение данного результата может заключаться в следующем:

1) когда координата у точки приложения реакции попадает в диапазон от  $-5$  до  $-1$  мм, то мышца старается вытянуть и поставить диск в правильное положение;

2) когда координата у точки приложения реакции попадает в диапазон от  $4$  до  $5$  мм, то мышца становится сильно напряжена. Это происходит из-за того, что нижняя и верхняя латерально-крыловидные мышцы стремятся прижать мыщелок нижней челюсти к суставной поверхности височной кости. Это в свою очередь обеспечивает контроль движения нижней челюсти, а также предотвращает случаи выдавливания диска из суставной щели.

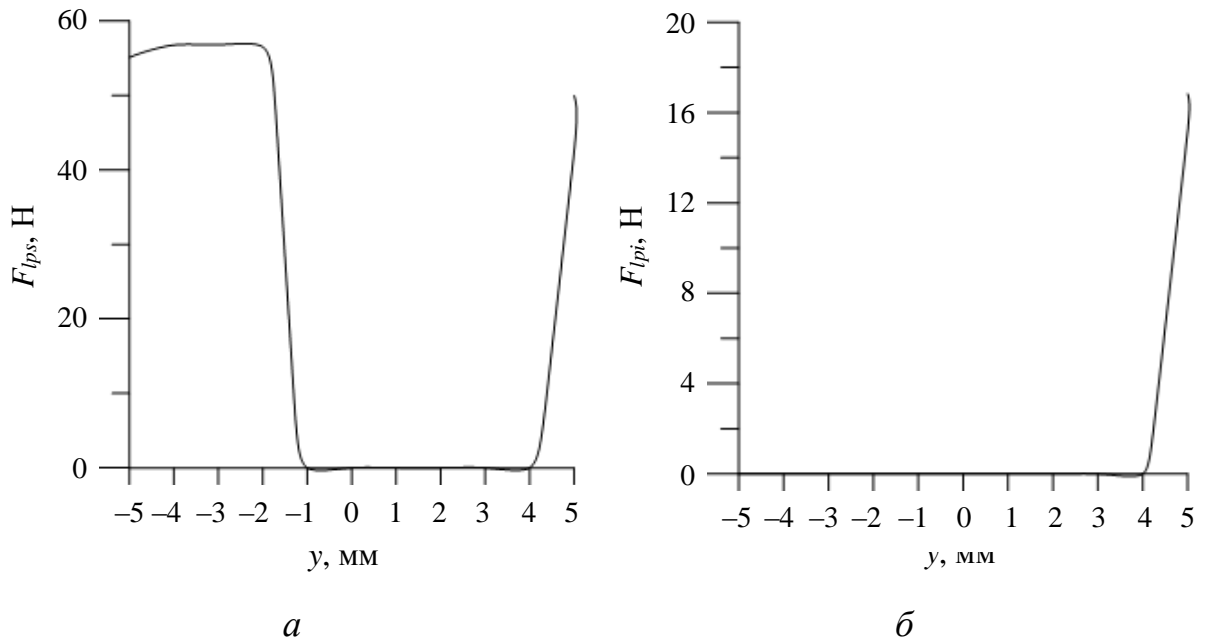


Рисунок 3.7 – Зависимости усилий латерально-крыловидных мышц от координаты точки приложения суставной реакции: *a* – верхняя  $F_{lps}$ ; *б* – нижняя  $F_{lpi}$

Анализируя влияние положения точки приложения суставной реакции, которая моделирует расположение диска относительно его суставных поверхностей, на величину самой реакции и мышечные усилия можно сделать следующие выводы:

1. Усилия в мышцах-поднимателях уменьшаются по линейному закону, а в мышцах-опускателях равны нулю, в том случае, когда точка приложения суставной реакции приближается к точке приложения силы сжатия.

2. График зависимости величины суставной реакции от координаты точки ее приложения имеет точку минимума. Положение этой точки соответствует физиологическому расположению середины границы контакта диска височно-нижнечелюстного сустава и мышелка нижней челюсти.

3. Усилия в нижней и верхней латерально-крыловидных мышцах (в норме) практически равны нулю из-за того, что суставной диск удерживается в правильном положении благодаря суставным связкам, а мышелок нижней челюсти – благодаря правильной окклюзии зубных рядов.



4. Полученные результаты говорят о том, что по мере того, как суставной диск смещается вперед, так и точка приложения реакции также смещается в данном направлении. Кроме того стоит отметить, что не центральная, а именно задняя зона и связка, которая в нее вплетается, принимают на себя основную долю нагрузки, не рассчитанные на них.

Для оценки достоверности полученных данных об усилиях мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов необходимо сравнить их с результатами других исследований, приведенных в литературе.

Рассмотрим работу *B. May et. al* [139], в которой проанализированы два критерия, которые применялись в определении сил мышц и реакций:

- 1) сводится к минимуму сумма квадратов всех мышечных усилий;
- 2) минимизируется сумма квадратов отношений усилий всех жевательных мышц к их максимальным возможным значениям, пропорциональным площадям их поперечных сечений.

На рис. 3.8 приведены результаты сравнения этих двух критериев с минимаксным, применяемым в данной работе. Полученные значения реакции в данной работе на 2,3 % и 18,4 % отличаются от 1 и 2 критериев.

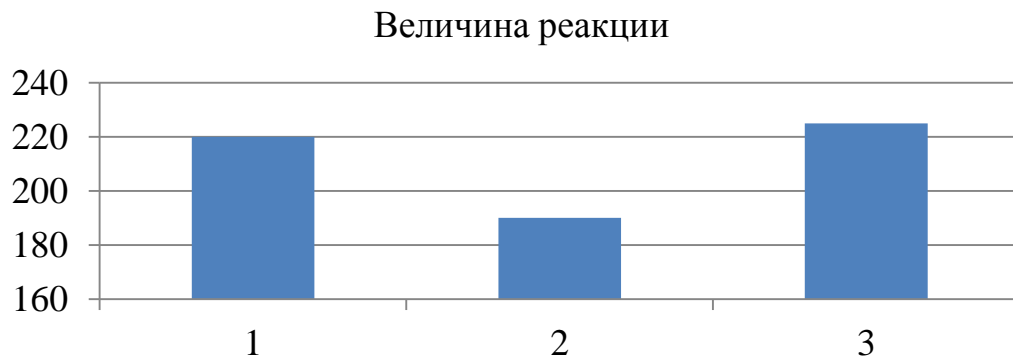


Рисунок 3.8 – Величины суставных реакций для трех критериев: 1 – минимум суммы квадратов усилий всех жевательных мышц; 2 – минимум суммы квадратов отношений всех мышечных усилий к их возможным максимумам; 3 – минимум среди максимальных отношений мышечных усилий к их возможным максимумам

На рис. 3.9 представлено сравнение полученных усилий жевательных мышц с результатами работы *B. May et. al* [139].

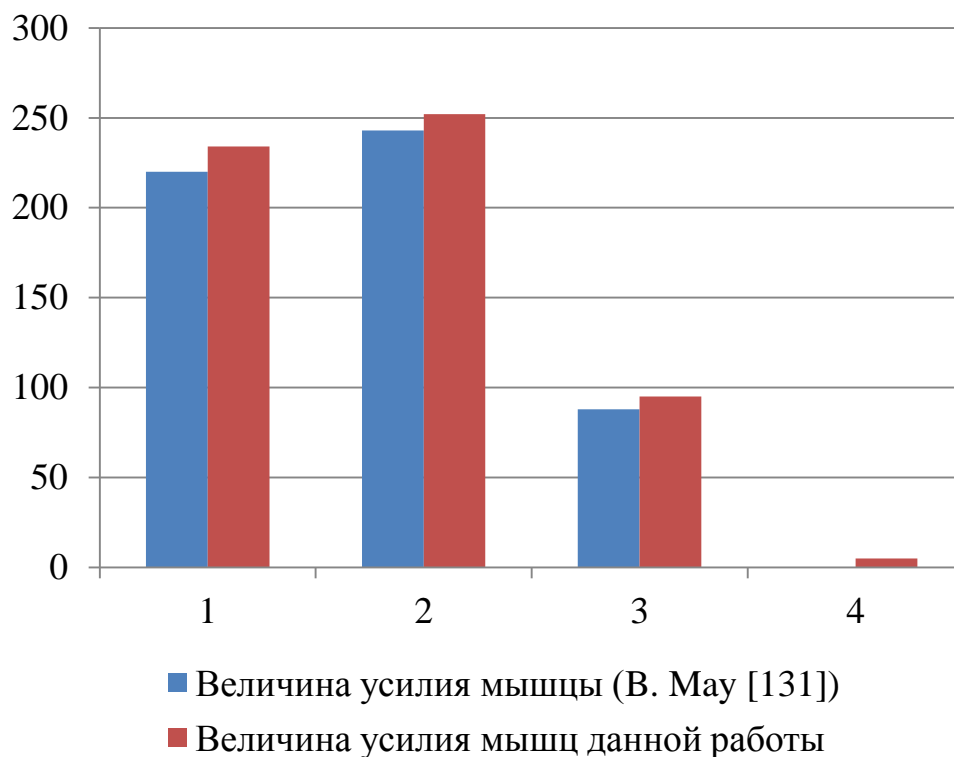


Рисунок 3.9 – Величины мышечных усилий: 1 – жевательная; 2 – височная; 3 – медиальная крыловидная; 4 – латеральная крыловидная

Следует отметить, что в работах *Crowninshield R.D.* [106] и *Crowninshield R.D. and Brand R.A.* [105] показано хорошее качественное совпадение распределения мышечных усилий, полученных при использовании критерия минимакса (минимум среди максимальных отношений усилий жевательных мышц к их максимальным возможным значениям) (третий критерий на рис. 3.1.8), с результатами электромиографии.

Из рис. 3.9 видно, что полученные величины мышечных усилий близки к данным в работе *B. May et. al* [139]. Величины усилий мышц-открывателей не удалось сравнить ввиду отсутствия их рассмотрения в работе *B. May et. al* [139].

### 3.2. Задачи теории упругости определения напряженно-деформированного состояния нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава

Для определения механических напряжений в двух анализируемых элементах зубочелюстной системы человека: нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава, ставятся две задачи теории упругости об их напряженно-деформированном состоянии (рис. 3.10 и 3.11) [61, 85].

Запишем математические постановки для вышеупомянутых задач теории упругости:

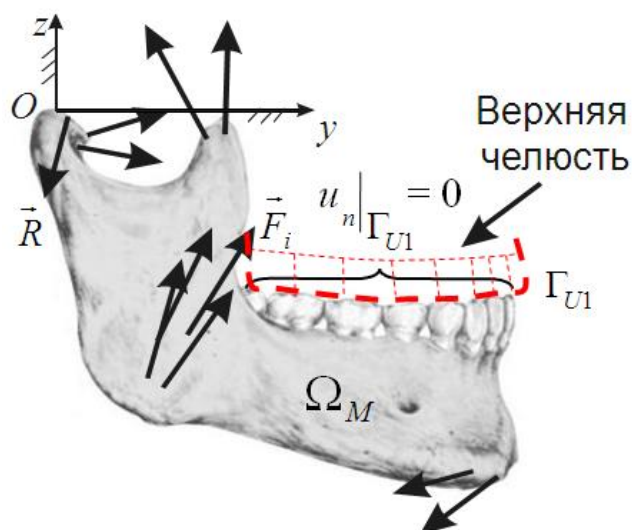


Рисунок 3.10 – Граничные условия для задачи напряженно-деформированного состояния нижней челюсти:  $\Omega_M$  – область нижней челюсти,  $\Gamma_{U1}$  – граница контакта зубов при их сжатии челюстей

1. Для нижней челюсти граничными условиями являются силы жевательных мышц, определенных в задаче ее статического равновесия при заданной максимальной силе сжатия челюстей (известна ее величина, направление и точка приложения), и кинематические граничные условия на зубах (рис. 3.10). Система уравнений может быть записана в виде

$$\begin{aligned}
\sigma_{ij,j} &= 0, \quad \bar{r} \in \Omega_M, \\
\sigma_{ij} &= \lambda_1 \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu_1 \varepsilon_{ij}, \\
\varepsilon_{ij} &= \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \\
u_n|_{\Gamma_{U1}} &= 0 \quad (\text{сомкнутые челюсти}), \\
\sigma_{ij} n_j|_{S_{F_m}} &= \hat{F}_{i m}, \quad (m=1, \dots, 14), \\
&(\text{точки приложения усилий мышц}), \\
\sigma_{ij} n_j|_{S_R} &= \hat{R}, \\
&(\text{точка приложения реакции}).
\end{aligned} \tag{3.1}$$

где  $\Omega_M$  – область мышечка,  $\Gamma_{U1}$  – граница контакта зубных рядов челюстей при их сжатии,  $S_{F_m}$  – границы, на которых приложены силы мышц,  $S_R$  – граница, на которой приложена реакция височно-нижнечелюстного сустава,  $\lambda_1$  и  $\mu_1$  – постоянные Ляме для костной ткани нижней челюсти.

2. Для диска височно-нижнечелюстного сустава граничными условиями являются реакция (известна ее величина, направление и точка приложения), определенная в задаче статического равновесия нижней челюсти, и кинематические граничные условия на суставном бугорке и ямке, являющихся поверхностью височной кости (рис. 3.11). Система уравнений может быть записана в виде

$$\begin{aligned}
\sigma_{ij,j} &= 0, \quad \bar{r} \in \Omega_D, \\
\sigma_{ij} &= \lambda_2 \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu_2 \varepsilon_{ij}, \\
\varepsilon_{ij} &= \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \\
u_n|_{\Gamma_{U2}} &= 0 \quad (\text{неподвижная височная кость}), \\
\sigma_{ij} n_j|_{S_R} &= \hat{R}.
\end{aligned} \tag{3.2}$$

где  $\Omega_M$  – область диска височно-нижнечелюстного сустава,  $\Gamma_U$  – граница контакта диска височно-нижнечелюстного сустава и височной кости,  $S_R$  – граница, на которой приложена реакция височно-нижнечелюстного сустава,  $\lambda_2$  и  $\mu_2$  – постоянны Ляме для диска височно-нижнечелюстного сустава.

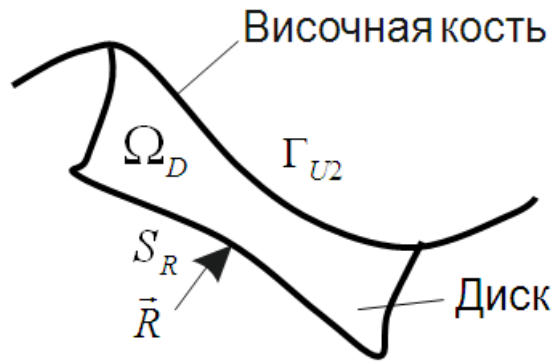


Рисунок 3.11 – Граничные условия для задачи напряженно-деформированного состояния диска височно-нижнечелюстного сустава

Поясним, что реакция височно-нижнечелюстного сустава была распределена по параболическому закону по границе контакта суставного диска с мышелком нижней челюсти (рис. 3.12). Граница контакта мышелка с диском, а также его геометрические размеры могут быть получены при использовании боковых снимков магнитно-резонансной томографии.

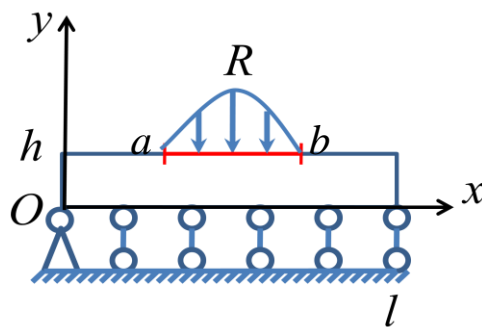


Рисунок 3.12 – Распределение реакции височно-нижнечелюстного сустава  $R$  по параболическому закону по границе (отрезок  $[a, b]$ ) контакта суставного диска с мышелком нижней челюсти:  $h$  – толщина диска;  $l$  – длина диска

В табл. 3.1 представлены механические свойства для кости нижней челюсти, периодонта, зубов и диска височно-нижнечелюстного сустава как изотропных упругих тел.

Механические свойства для костной ткани нижней челюсти, периодонта, зубов и диска височно-нижнечелюстного сустава [157–159]

№	Параметр	Модуль упругости	Коэффициент Пуассона
1	Зубы	20 ГПа	0,4
2	Периодонт	50 МПа	0,49
3	Костная ткань	1 ГПа	0,3
4	Диск	45 МПа	0,4

На рис. 3.13, 3.14 представлены распределения интенсивности напряжений в костной ткани тела нижней челюсти и суставного диска, которая определяется согласно формуле [85]

$$\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}.$$

Из полученных распределений интенсивности напряжений можно сделать следующие выводы:

1. Приблизительно в геометрическом центре мышелка нижней челюсти возникает область повышенных значений напряжений, которые могут привести к резорбции костной ткани ввиду того, что в данной области уже находится трабекулярная (губчатая) костная ткань, которая может нести существенно меньшие нагрузки по сравнению с компактной (плотной) костной тканью.

2. На концах диска височно-нижнечелюстного сустава величины напряжений приблизительно равны 10 кПа, т.е. они сопоставимы с напряжениями (6–10 кПа), при которых схлопываются капилляры. Следует напомнить, что центральная часть диска питается благодаря капиллярам, питающих его края. Если произойдет схлопывание капилляров, питающих один из его краев или оба, произойдет нарушение питания центральной зоны диска и всего диска височно-нижнечелюстного сустава в целом.

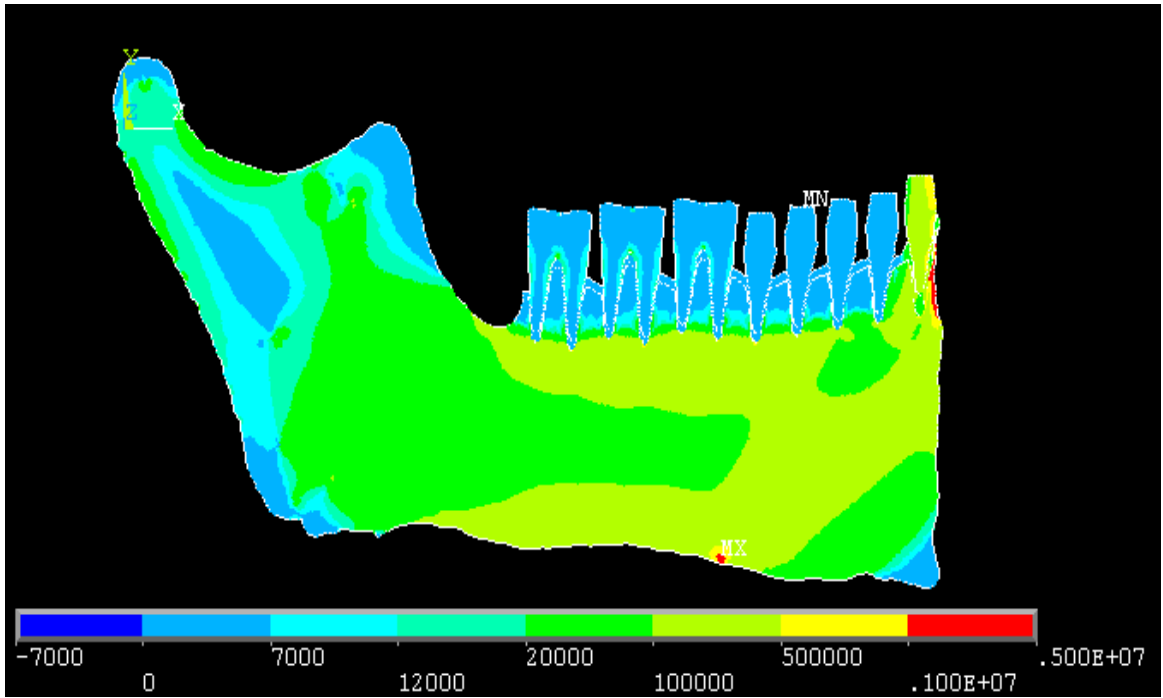


Рисунок 3.13 – Распределение интенсивности напряжений в костной ткани нижней челюсти, Па

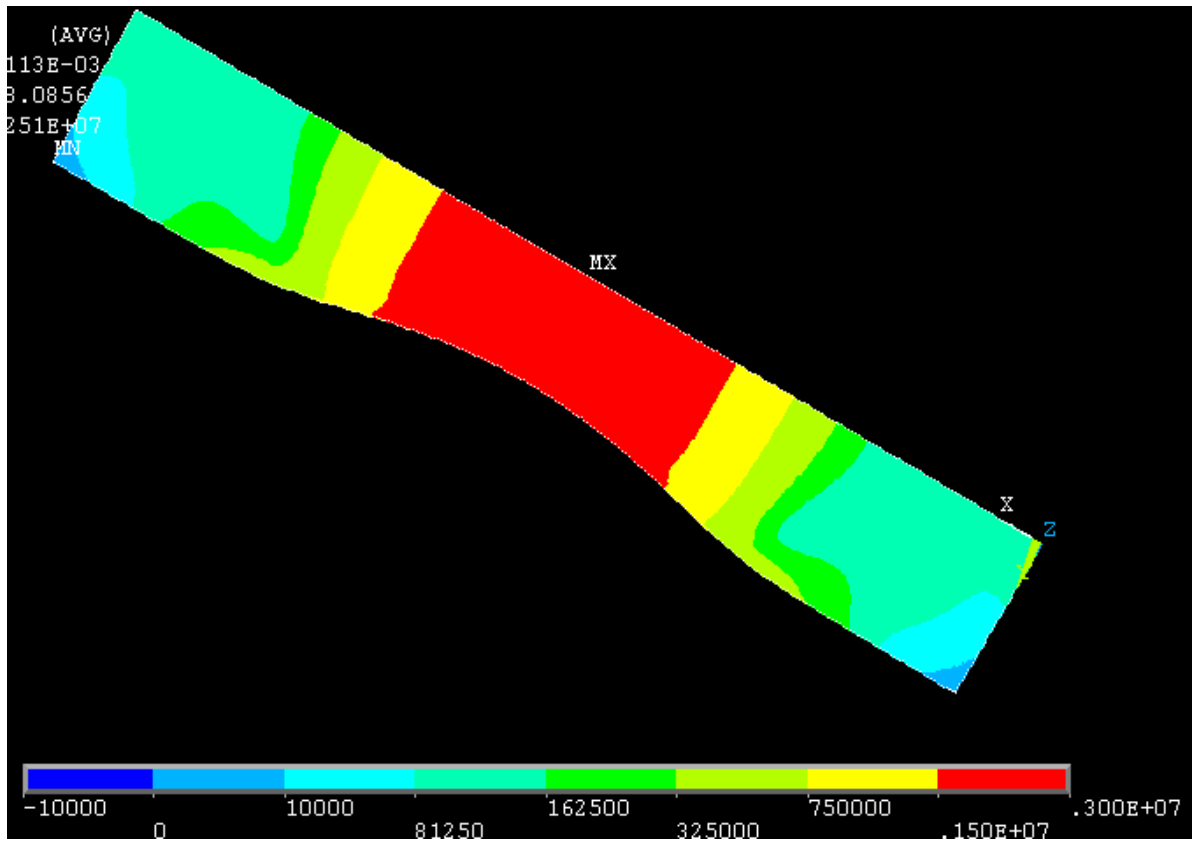


Рисунок 3.14 – Распределение интенсивности напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава, Па

Данные распределения напряжений в костной ткани нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава определены для заданного положения нижней челюсти, описываемого рядом величин независимых стоматологических параметров прикуса, назначенного стоматологом в рамках коррекции.

Следует напомнить, что от положения нижней челюсти зависят координаты точек крепления мышц к ней, точка приложения суставной реакции, влияющих на величины и направления усилий жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава.

Соответственно, можно сказать, что коррекция прикуса влияет на перераспределение напряжений в костной ткани нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава [157–159], т.е. на возможность возникновения и развития в них патологий.

Напомним, что в процессе анализа элементов зубочелюстной системы и коррекции прикуса в рамках существующей методики, т.е. без магнитно-резонансной томографии, нет возможности проанализировать хотя бы качественно, каковы усилия в костной ткани и нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава на основании анализа их состояния [154].

Таким образом, автор рекомендует использовать магнитно-резонансную томографию при коррекции прикуса для получения индивидуальных параметров элементов зубочелюстной системы и решение двух задач о напряженно-деформированных состояниях нижней челюсти и суставного диска для оценки распределения напряжений, влияющих на появление патологических изменений в них [157–159].

### *3.3. Анализ влияния граничных условий на напряженно-деформированное состояние нижней челюсти*

Проследим влияние кинематических и силовых граничных условий на зубах на распределение напряжений в костной ткани нижней челюсти



(рис. 3.15). Для этого рассмотрим напряжено-деформированное состояние нижней челюсти при следующих граничных условиях:

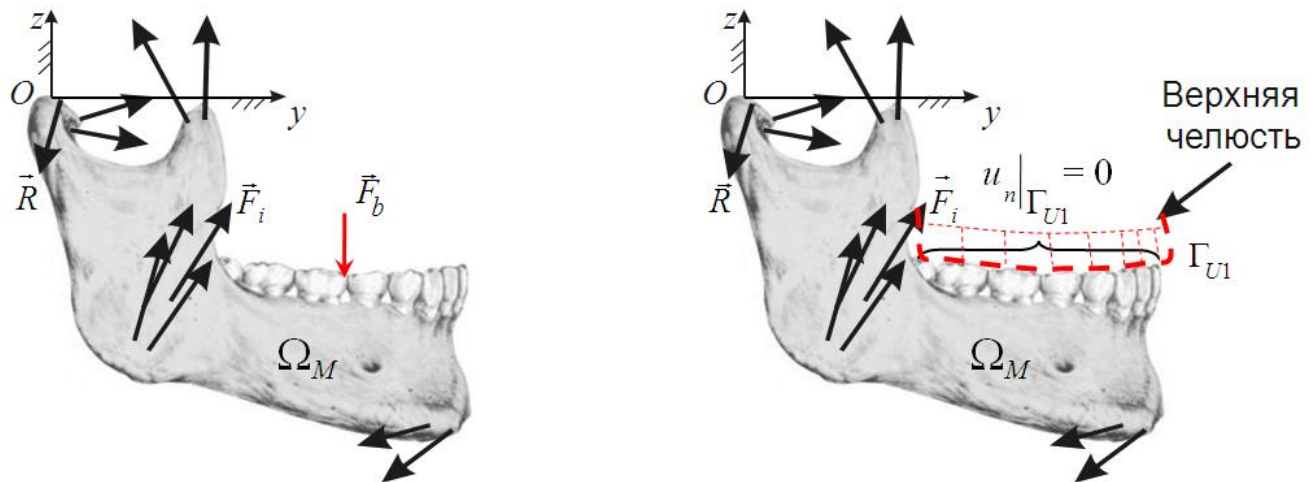


Рисунок 3.15 – Граничные условия для анализа их влияния на напряженно-деформированное состояние в костной ткани нижней челюсти

Таблица 3.2

Рассматриваемые комбинации геометрии и свойств костной ткани нижней челюсти, зубов и периодонта

Граничные условия					
Силовые			Смешанные		
№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
Нижняя челюсть (свойства зубов и периодонта приняты как для костной ткани)	Нижняя челюсть с зубами (свойства периодонта приняты как для костной ткани)	Нижняя челюсть с зубами, погруженными в периодонт	Нижняя челюсть (свойства зубов и периодонта приняты как для костной ткани)	Нижняя челюсть с зубами (свойства периодонт а приняты как для костной ткани)	Нижняя челюсть с зубами, погруженными в периодонт

1) силовых (на тело нижней челюсти действуют силы жевательных мышц и сила сжатия верхней и нижней челюстей) (рис. 3.15, слева);

2) смешанных (на тело нижней челюсти действуют силы жевательных мышц и на кривой, описывающей границу контакта зубов верхней и нижней челюстей при их сжатии, заданы перемещения) (рис. 3.15, справа).

Помимо влияния граничных условий на распределение напряжений проанализируем влияние учета геометрии и свойств зубов и периодонта.

Все рассматриваемые комбинации с граничными условиями и вышеуказанными геометрией и свойствами представлены в табл. 3.2

На рис. 3.16 представлены распределения максимальной интенсивности касательных напряжений для силовых граничных условий (случаи № 1, № 2, № 3 из табл. 3.2).

Из анализа полученных распределений напряжений на рис. 3.16 можно сделать следующие выводы:

1. Напряжения практически не меняются в области под зубами для случаев № 1 и № 2, т.е. учет свойств зубов не оказывает значительного влияния.

2. Учет периодонта (случай № 3) вдобавок к случаю № 2 показывает, что напряжения в области зубов и находящейся рядом костной ткани нижней челюсти уменьшаются и перераспределяются.

3. Для всех случаев № 1, № 2 и № 3 получено, что учет зубов и периодонта не оказывает влияния на распределение и величины напряжений в области мышечка нижней челюсти.

Таким образом, можно сказать, что:

1. Если объектом исследования является область костной ткани нижней челюсти вблизи зубов (например, при установке мостовидного протеза или имплантата и т.д.), то важно учитывать свойства и геометрию зубов и периодонта, а также модели, принятые для них, при выполнении расчетов по определению напряженно-деформированного состояния.

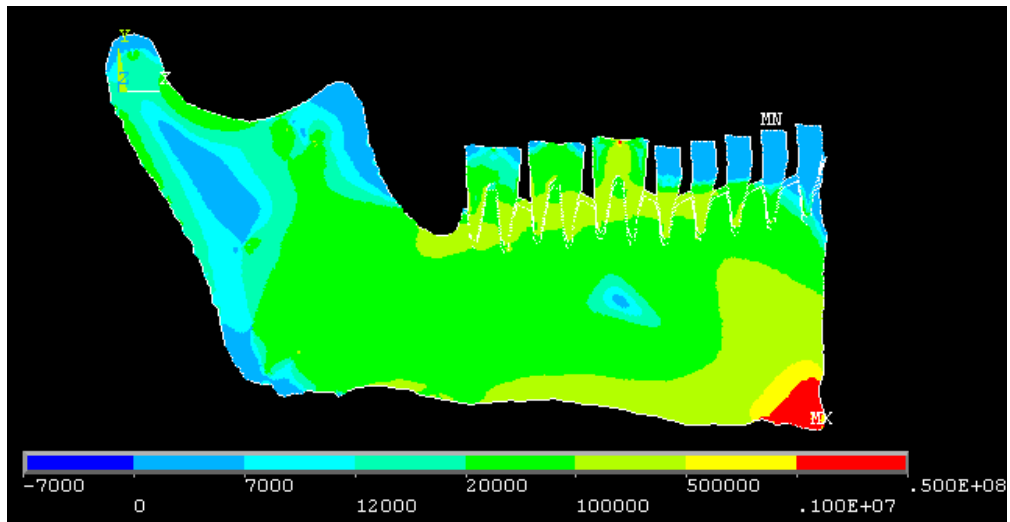
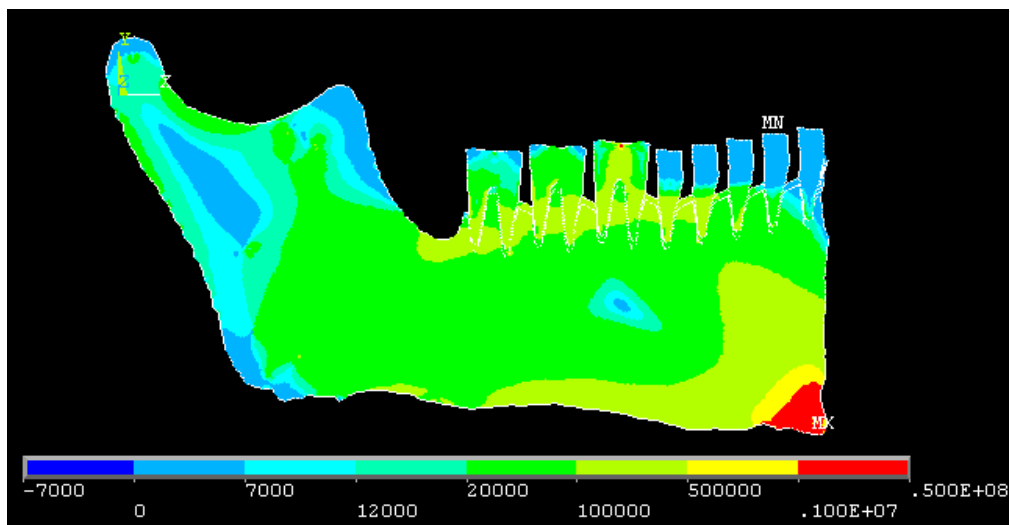
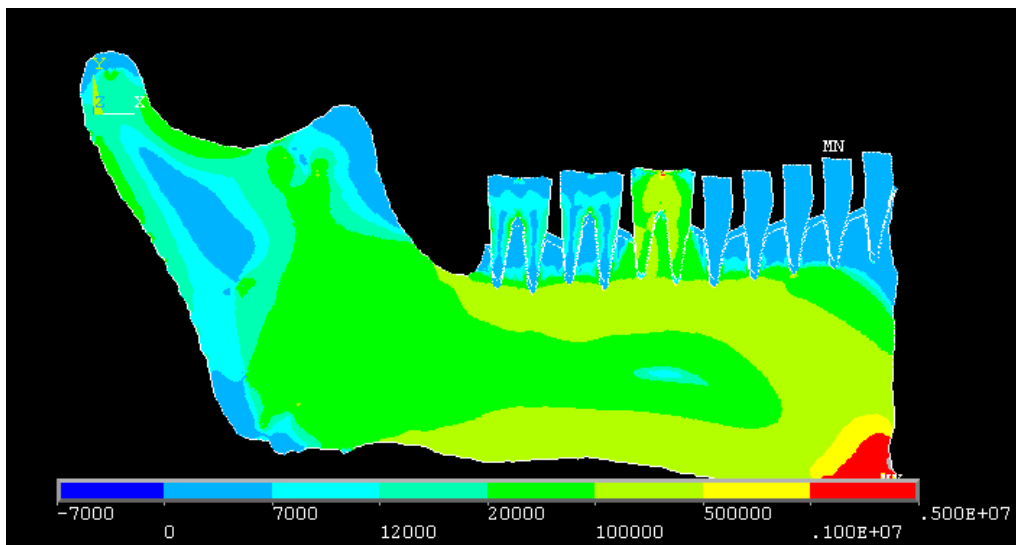
*a**б**в*

Рисунок 3.16 – Распределение интенсивности напряжений (Па):

*a* – случай № 1; *б* – случай № 2; *в* – случай № 3

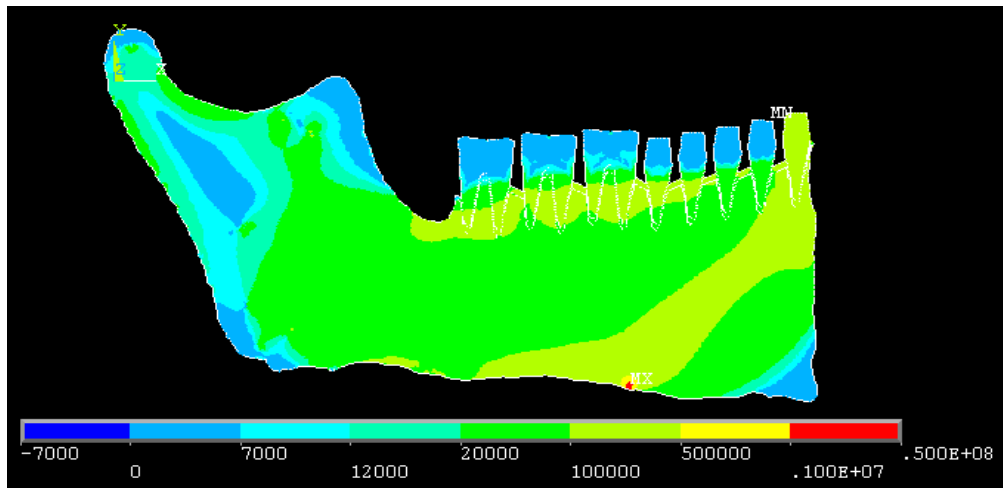
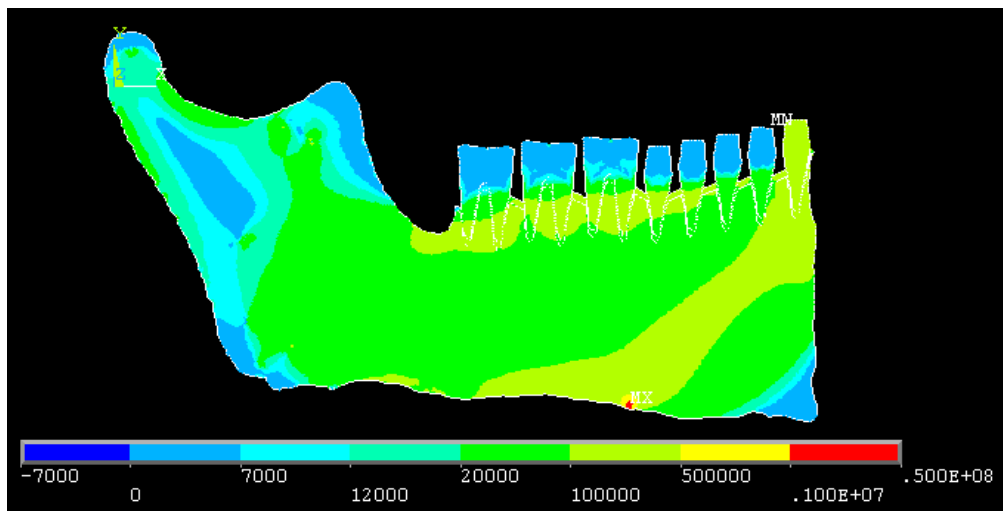
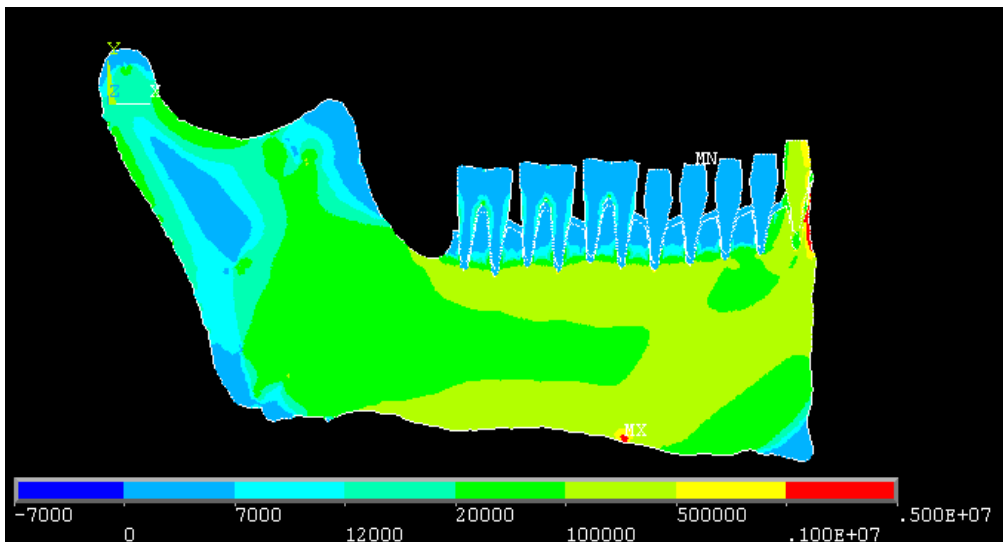
*a**б**в*

Рисунок 3.17 – Распределение интенсивности напряжений (Па):

*a* – случай № 4; *б* – случай № 5; *в* – случай № 6

2. Если объектом исследования является область мышелка нижней челюсти, которая находится далеко от зубов, то можно принять свойства зубов и периодонта как для костной ткани нижней челюсти и не выделять области как самих зубов, так и периодонта, т.е. можно рассматривать область, в которой границы контакта периодонта с костной тканью и периодонта с зубами не выделяются.

На рис. 3.17 представлены распределения максимальной интенсивности касательных напряжений для смешанных граничных условий (случаи № 4, № 5, № 6 из табл. 3.2).

Из анализа полученных распределений напряжений на рис. 3.17 можно сделать следующие выводы:

1. Напряжения практически не меняются в области под зубами для случаев № 4 и № 5, т.е. учет свойств зубов не оказывает значительного влияния.

2. Учет периодонта (случай № 6) вдобавок к случаю № 5 показывает, что напряжения в области зубов и находящейся рядом костной ткани нижней челюсти уменьшаются и перераспределяются.

3. Для всех случаев № 4, № 5 и № 6 получено, что учет зубов и периодонта не оказывает влияния на распределение и величины напряжений в области мышелка нижней челюсти.

Поэтому отметим, что:

1. Если объектом исследования является область костной ткани вблизи зубов (например, при установке мостовидного протеза или имплантата и т.д.), то важно учитывать свойства и геометрию зубов и периодонта, а также модели, принятые для них.

2. Если объектом исследования является область мышелка нижней челюсти, которая находится далеко от зубов, можно принять свойства зубов и периодонта как для костной ткани нижней челюсти и не выделять области как самих зубов, так и периодонта, т.е. можно рассматривать область, в

которой границы контакта периодонта с костной тканью нижней челюсти и зубами не выделяются.

При анализе всех случаев шести случаев в табл. 3.2 можно сделать выводы:

1. В случае анализа напряженно-деформированного состояния в области зубов нужно использовать силовые граничные условия и учитывать свойства периодонта и зубов. Например, при установке имплантата прикладывается максимальная сила, величина которой получена из экспериментов, а направление зависит от участия данного зуба в конкретных движениях нижней челюсти, т.е. из вида функций, выполняемых данным зубом (откусывание или перетирание).

2. В случае анализа напряженно-деформированного состояния в области мышелка нижней челюсти можно использовать смешанные граничные условия и не учитывать свойства периодонта и зубов. Этот выбор позволяет получить распределение усилий по зубам при сжатии челюстей при конкретном положении нижней челюсти, описываемом независимыми стоматологическими параметрами.

Сравнение случаев при силовых и смешанных граничных условиях позволяет сказать, что при анализе функциональных состояний, т.е. при откусывании (раздавливании) пищи необходимо отдавать предпочтение силовым граничным условиям. При сжатии челюстей (например, при бруксизме, связанном с периодическими приступообразными сокращениями жевательных мышц, т.е. с максимальными усилиями) необходимо выбирать смешанные граничные условия, чтобы определять области высоких напряжений, т.е. области, подверженные патологическим процессам стирания эмали).

При сравнении результатов в задаче об упругом напряженно-деформированном состоянии нижней челюсти, где заданы кинематические граничные условия на поверхности контакта зубов, а также реакция височно-нижнечелюстного сустава и мышечные силы, определенные при

максимальной силе сжатия челюстей, показано, что на расстоянии приблизительно 2 см от точки приложения силы сжатия отличие распределений интенсивностей напряжений для силовых граничных условий (приложена равнодействующая, соответствующая максимальной силе сжатия челюстей) на зубах от кинематических составляет менее 5 %, что количественно характеризует выполнение принципа Сен-Венана [85].

## ГЛАВА 4. ЗАДАЧА КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

### *4.1. Задача управления коррекцией прикуса зубочелюстной системы, назначенного стоматологом*

Оценивая состояние зубочелюстной системы пациента с помощью телерентгенограммы, стоматологу необходимо отмечать множество точек и анализировать большое количество параметров. Однако, многие из них являются зависимыми и с помощью математических преобразований могли бы быть выведены друг из друга.

В данной работе авторами выделен набор независимых параметров, отвечающих за положение нижней челюсти и влияющих на перераспределение напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы.

Положение нижней челюсти определяется следующими параметрами: углы  $ANB$ ,  $DoA$  и  $FH-ML$ , т.е.  $U = \{\angle ANB, \angle DoA, \angle FH-ML\}$ . Причем каждому углу соответствует свой диапазон допустимых значений, исходя из физиологии:  $0 < \angle ANB < 4^\circ$ ,  $41^\circ < \angle DoA < 45^\circ$ ,  $15^\circ < \angle FH-ML < 25^\circ$ . Также приводятся их средние значения [154]:  $\angle ANB_{average} = 2^\circ$ ,  $\angle DoA_{average} = 43^\circ$ ,  $\angle FH-ML_{average} = 20^\circ$ .

Положение нижней челюсти относительно верхней определяется посредством координаты точки  $B$  (или  $Pg$ ) и углом поворота вокруг этой точки. Если координата данной точки и поворот будут изменяться, то и по отношению к франкфуртской горизонтали изменятся координаты точек мест прикрепления мышц к нижней челюсти, а также углы их наклонов.

Прикус, который назначит стоматолог, будет определять положение равновесия нижней челюсти по отношению к верхней, которое обеспечивается набором параметров  $U = \{u_1, u_2, \dots, u_m\}$ . Физиологическая норма прикуса лежит в диапазонах значений  $\check{u}_i < u_i < \hat{u}_i$ . Другими словами,



физиологическая норма диапазонов стоматологических параметров представляется  $m$ -мерным параллелепипедом  $\Pi_m$ . При отсутствии симметрии размерность составляет  $m = 6$ , при центральной окклюзии –  $m = 3$ , а (рис. 4.1).

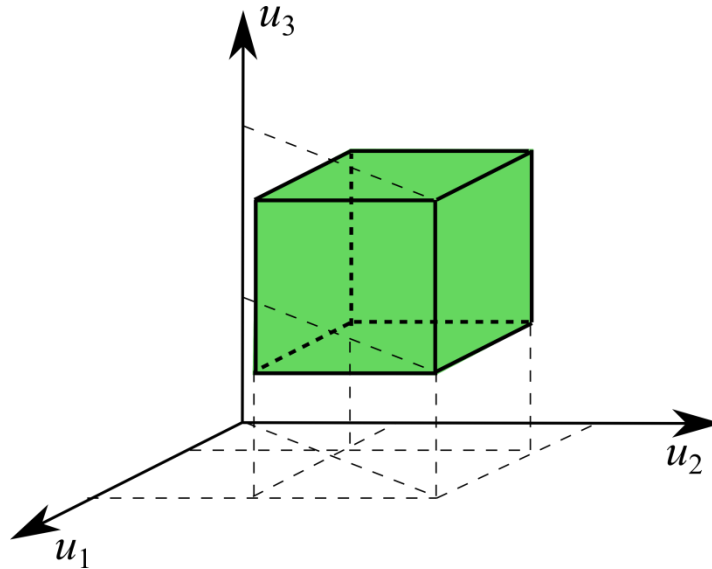


Рисунок 4.1 – Физиологическая норма прикуса (параллелепипед зеленого цвета), представленная в виде  $m$ -мерного параллелепипеда  $\Pi_m$  для центральной окклюзии ( $m = 3$ ):  $u_i$  –  $i$ -й стоматологический параметр;  $\check{u}_i$  – нижняя граница  $i$ -го стоматологического параметра;  $\hat{u}_i$  – верхняя граница  $i$ -го стоматологического параметра

Задача коррекции прикуса состоит в следующем. При назначении стоматологом положения прикуса, определяются конкретные значения  $\mathbf{U} \in \Pi_m$ , которые соответствуют диапазону физиологической нормы для данного пациента. Далее процесс лечения подразумевает повторные обращения пациента к врачу. Обычно они бывают связаны с корректировкой прикуса именно в этом диапазоне. Таким образом, можно сформулировать задачу коррекции прикуса с точки зрения биомеханики.

Будем изменять значения  $\mathbf{U} \in \Pi_m$  в физиологическом диапазоне, другими словами каждый раз будем получать параметры, которые определяют прикус.

Каждый набор значений таких параметров позволит найти значение целевой функции (2.21), равное  $M^*$ , отражающей силы жевательных мышц,  $M^* \in M = [0,1]$ . Достигается это благодаря решению статически неопределенной задачи нахождения суставных реакций и мышечных усилий. Таким образом, необходимо определить набор параметров прикуса  $\mathbf{U}^*$ , при котором значение целевой функции  $\Phi = \min_{U \in \Pi_m} M^*$  достигало бы минимума [78].

Для наглядной иллюстрации представим, что у нас два управляющих параметра, т.е.  $\mathbf{U} = \{u_1, u_2\}$ . Тогда будем искать минимум множества  $M = [0,1]$  как минимум функции двух переменных  $M(u_1, u_2)$  (рис. 4.2).

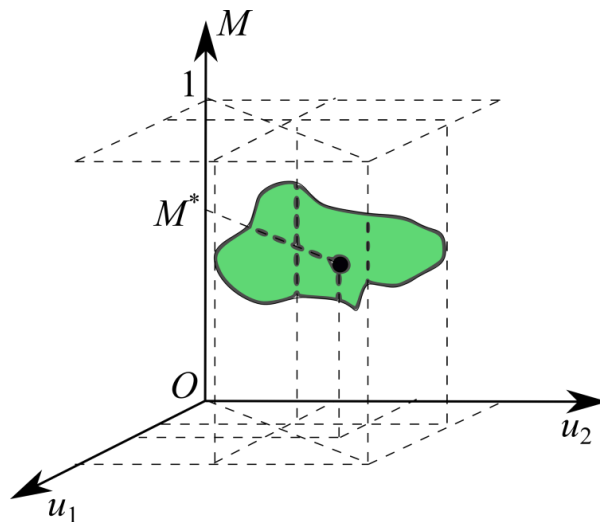


Рисунок 4.2 – Определение минимума функции  $M(u_1, u_2)$  как функции двух переменных (зеленым цветом выделена поверхность, которую образует функция  $M(u_1, u_2)$ ):  $u_i$  –  $i$ -й стоматологический параметр;  $\check{u}_i$  – нижняя граница  $i$ -го стоматологического параметра;  $\hat{u}_i$  – верхняя граница  $i$ -го стоматологического параметра

При наличии трех переменных, отвечающих за положение прикуса, становится не так просто проиллюстрировать на рисунке зависимость значения функции  $M(u_1, u_2, u_3)$ . Для этого воспользуемся цветом как шкалой, отражающей величину функции  $M(u_1, u_2, u_3)$ .

Таким образом, задача биомеханического управления процедурой коррекции прикуса, для которого величины независимых параметров определены стоматологом, выглядит следующим образом.

Найти

$$\Phi = \min_{U \in \Pi_m} M^*, \quad (4.1)$$

при ограничениях

$$\sigma_i < \sigma_{res}, \quad (4.2)$$

$$\text{если } \exists \sigma_k < 0 (k = \overline{1,3}), \text{ то } \max(|\sigma_1|, |\sigma_2|, |\sigma_3|) < \sigma_{col}, \quad (4.3)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{если } \exists \sigma_k < 0 (k = \overline{1,3}), \text{ то } \max(|\sigma_1|, |\sigma_2|, |\sigma_3|) < \sigma_{col}, \\ \text{иначе } \sigma_i < \sigma_{des}. \end{array} \right. \quad (4.3)$$

Здесь  $\sigma_i$  – интенсивность напряжений;  $\sigma_{res}$  – максимальная интенсивность напряжений, при которых еще не начинается резорбция костной ткани в мышелке нижней челюсти (70 МПа);  $\sigma_k (k = \overline{1,3})$  – главные напряжения в диске височно-нижнечелюстного сустава ( $\sigma_{col}$  – максимально допустимое значение интенсивности напряжений на краях суставного диска, при котором еще не возникает схлопывание капилляров, питающих диск височно-нижнечелюстного сустава (6–10 кПа);  $\sigma_{des}$  – максимальное допустимое значение интенсивности напряжений в средней зоне диска, при которой еще не происходит резорбция диска (14 МПа)).

Для того, чтобы выполнялись заданные ограничения (4.2), (4.3) при построении множества  $M$  необходимо определить напряжения в суставном диске и нижней челюсти (в рамках решения задачи теории упругости). При

разных значениях  $U \in \Pi_m$  будут получаться и разные значения мышечных усилий и реакций височно-нижнечелюстных суставов.

Поставим задачу управления процедурой коррекции прикуса, назначенного стоматологом, в рамках физиологических диапазонов стоматологических параметров, т.е. в тех рамках, в которых может меняться набор управляющих параметров  $U$ . Для всех возможных наборов определяются мышечные усилия, реакции височно-нижнечелюстных суставов (задача (2.18)–(2.19)), значение целевой функции (2.21).

Таким образом, можно построить множество  $M$  для вектора, который состоит из суставных реакций и усилий жевательных мышц. Этот вектор известен для определенного набора управляющих параметров  $U$ . Далее представляется решить задачу управления заданного стоматологом прикусом в рамках физиологического диапазона (система уравнений (4.1)–(4.3)).

На рис. 4.3 представлено, что позволяет получить задача управления назначенного стоматологом прикусом в рамках физиологических диапазонов нормальных значений стоматологических параметров.

Пути достижения минимума целевой функции (4.1) на рис. 4.3 важны при ситуациях, когда от прикуса, рекомендованного стоматологом, к прикусу, определенному при биомеханическом моделировании из задачи управления прикусом, по каким-либо медицинским соображениям необходимо перейти ступенчато и оценить возможности компенсационных и регенеративных процессов.

Возможна ситуация, когда нет возможности достичь данное значение минимума целевой функции (4.1) ввиду особенностей строения зубочелюстной системы или когда данному значению минимума целевой функции (4.1) соответствуют значения независимых стоматологических параметров, которым соответствуют большие по времени процессы ортодонтического лечения и/или большие по объему этапы ортопедического лечения и на которые пациент не согласен.

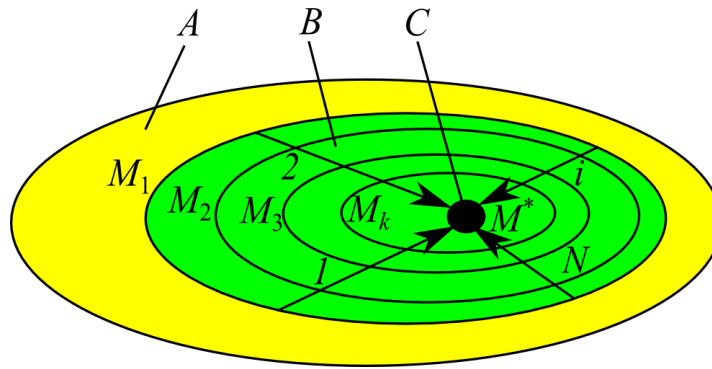


Рисунок 4.3 – Геометрическое представление механизма коррекции прикуса, назначенного стоматологом (желтым цветом выделена область  $A$ , которая образована значениями целевой функции (2.21), которым соответствуют векторы независимых стоматологических параметров, входящих в физиологический диапазон их нормальных значений; зеленым цветом выделена область  $B$ , которая образована значениями целевой функции (2.21), при которых выполняются ограничения на напряжения (4.2) и (4.3); черным цветом выделена область  $C$ , которая соответствует минимуму целевой функции (4.1)):  $M_1, M_2, M_3, \dots, M_k, \dots, M_L = M^*$  – изолинии одинаковых значений целевой функции (2.21);  $1, 2, \dots, i, \dots, N \rightarrow \infty$  – пути достижения минимума целевой функции (4.1)

Соответственно, стоматолог будет выбирать близкое значение к ранее определенному минимуму целевой функции (4.1), которое соответствует меньшим по времени процессам ортодонтического лечения и/или по объему этапам ортопедического лечения, на которые пациент согласен.

Можно сделать следующие выводы.

1. Выбрана целевая функция, отражающая выбор конкретных значений стоматологических параметров в рамках физиологических диапазонов из нормальных значений, каждое значение которой соответствует решению задачи определению усилий мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов из задачи статически неопределимой задачи статического равновесия нижней челюсти и описывает наиболее равномерное вовлечение в работу мышц.

2. Необходимо разработать алгоритм коррекции прикуса на основании постановки и решения задачи управления прикусом при его коррекции для объективизации существующей методики коррекции путем привнесения в нее биомеханического моделирования.

#### *4.2. Алгоритм управления коррекцией прикуса в физиологическом диапазоне*

Для случаев фиксируемых и варьируемых параметров по мере решения каждой задачи определяется множество значений  $\mu$ , другими словами  $\mu = \mu(\angle ANB, \angle DoA, \angle FH-ML)$ . Каждой точке с координатами  $(\angle ANB, \angle DoA, \angle FH-ML)$  соответствует определенное значение  $\mu$ , которое в свою очередь является элементом множества  $M$  (2.22). Представляет интерес определение минимального значения  $\mu$  при условии, что напряжения при данном  $\mu = M^*$  не будут превышать заданных пределов (задача (4.1)–(4.3)).

Методика биомеханической коррекции прикуса строится на последовательном решении поставленных задач. Результатом ее применения является объективизированный набор параметров, определяющих прикус, каждому набору величин которых соответствует набор, состоящий из суставных реакций и усилий жевательных мышц с величиной целевой функции (4.1), являющейся минимальным значением целевой функции (2.21), значение которой отражает равнонапряженность мышц по отношению к их максимальным значениям.

Методика биомеханической коррекции прикуса позволяет ввести в практику стоматологии вышеуказанные количественные соотношения, позволяющие дать долгосрочный прогноз возникновения патологических изменений в напряженности жевательных мышц и тканях нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава.

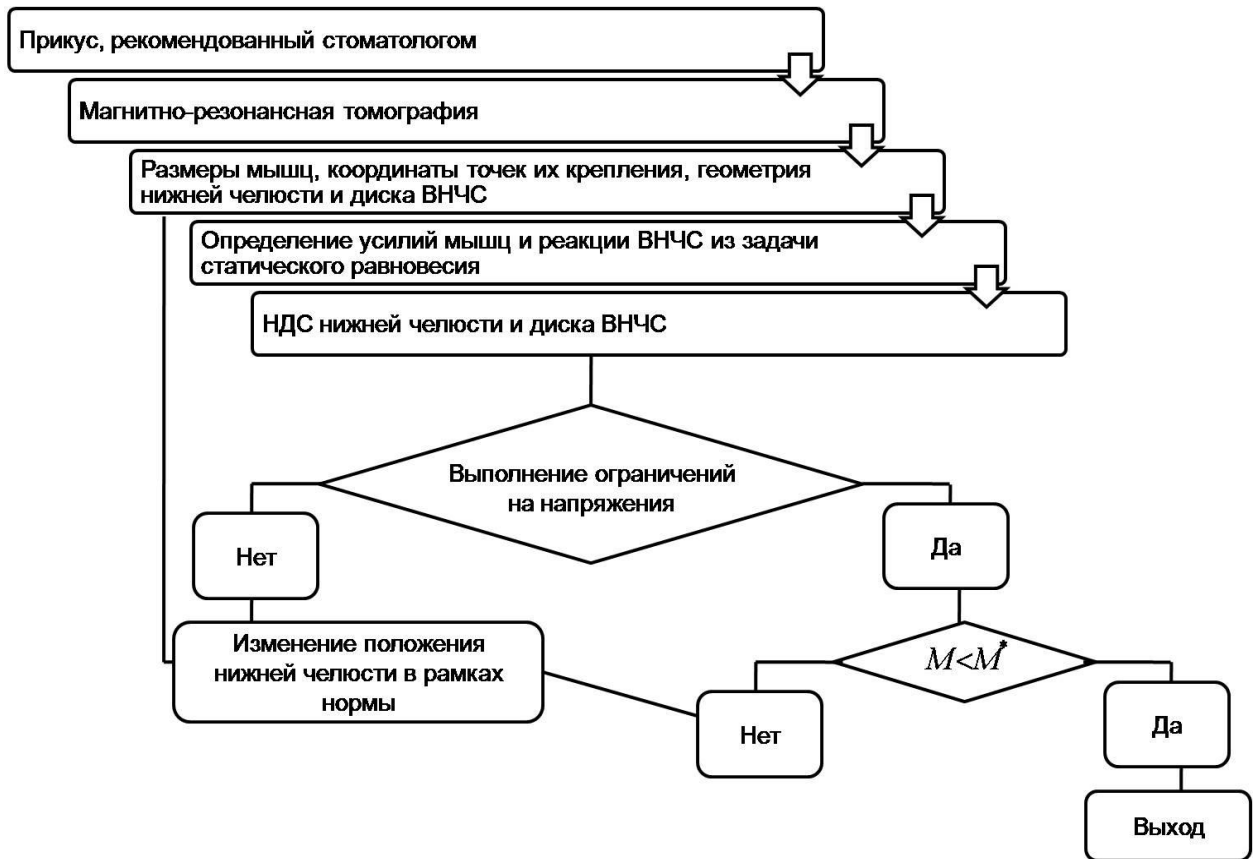


Рисунок 4.4 – Алгоритм коррекции прикуса, назначенного стоматологом (ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав, НДС – напряженно-деформированное состояние)

Введение количественных параметров, отражающих нагружение элементов зубочелюстной системы, должно привести к уменьшению числа повторных посещений стоматолога за дополнительными коррекциями прикуса, вызванными жалобами на болевые ощущения в мышцах и возникшими патологиями в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти.

Сформулируем следующие выводы.

1. Построенный алгоритм говорит о процедуре получения индивидуальных значений параметров, характеризующих особенности строения зубочелюстной системы пациента, и проведения биомеханического моделирования уточнения назначенного стоматологом прикуса.

2. На основании предложенного алгоритма предлагается создать рекомендации, усовершенствовать существующую методику коррекции прикуса. Использовать разработанную методику в качестве пособия для стоматолога для принятия решения в выборе конкретных значений стоматологических параметров в рамках физиологических диапазонов их нормальных значений (Приложение 1).

#### *4.3. Влияние прикуса на механические напряжения в зубочелюстной системе*

Наибольшие изменения по величине и по направлению при определении усилий жевательных мышц и реакций височно-нижнечелюстных суставов в задаче коррекции прикуса видны в суставной реакции (глава 3).

Величина и направление реакции височно-нижнечелюстного сустава зависят от точки ее приложения, для определения которой были приняты гипотеза из медицинских соображений [86, 87].

В главе 3 проанализировано влияние места приложения реакции височно-нижнечелюстного сустава на ее направление и величину. Вспомним, что в главе 3 за данной точкой стояло положение диска височно-нижнечелюстного сустава относительно его суставных поверхностей.

В главе 1 отмечалось, что рентгеновские методы, применяемые на данный момент при коррекции прикуса, не дают информации о положении, а также о состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава [59, 87, 154].

Таким образом, существующая методика коррекции прикуса не учитывает распределение усилий (напряжений) в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти, влияющих на их состояние, функционирование и питание.

Проанализируем, как влияет положение точки (границы контакта), в которой приложена реакция, на напряжения в суставном диске (рис. 4.5).



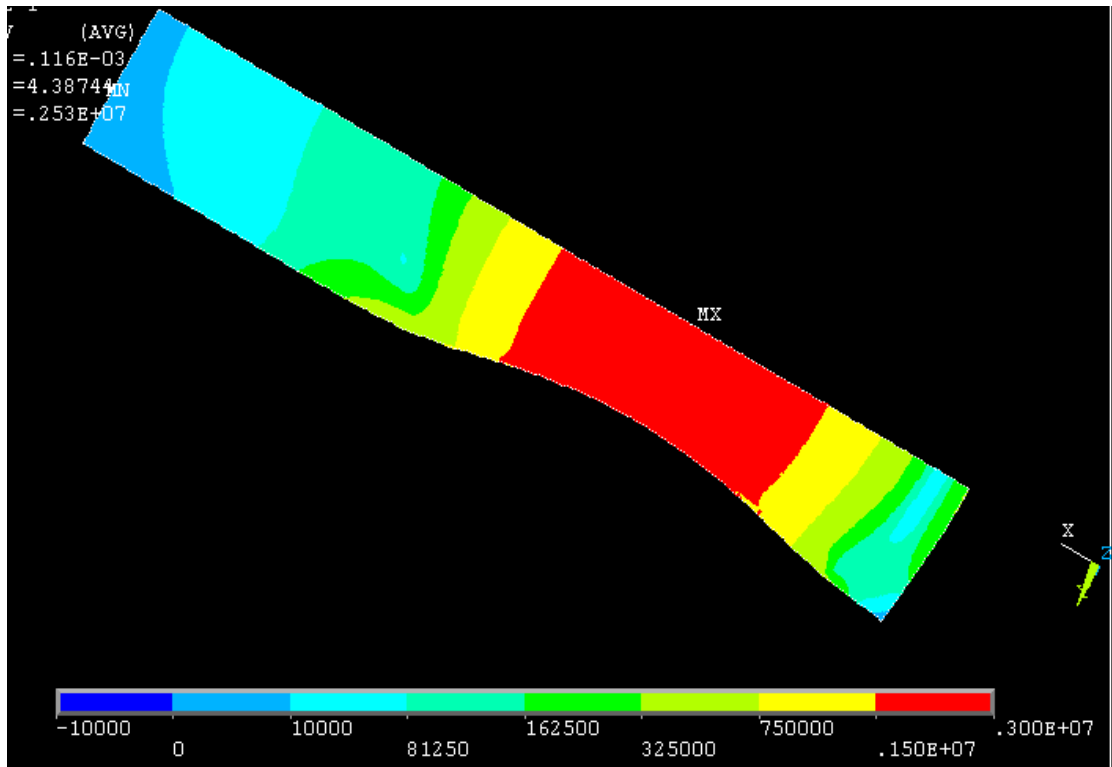
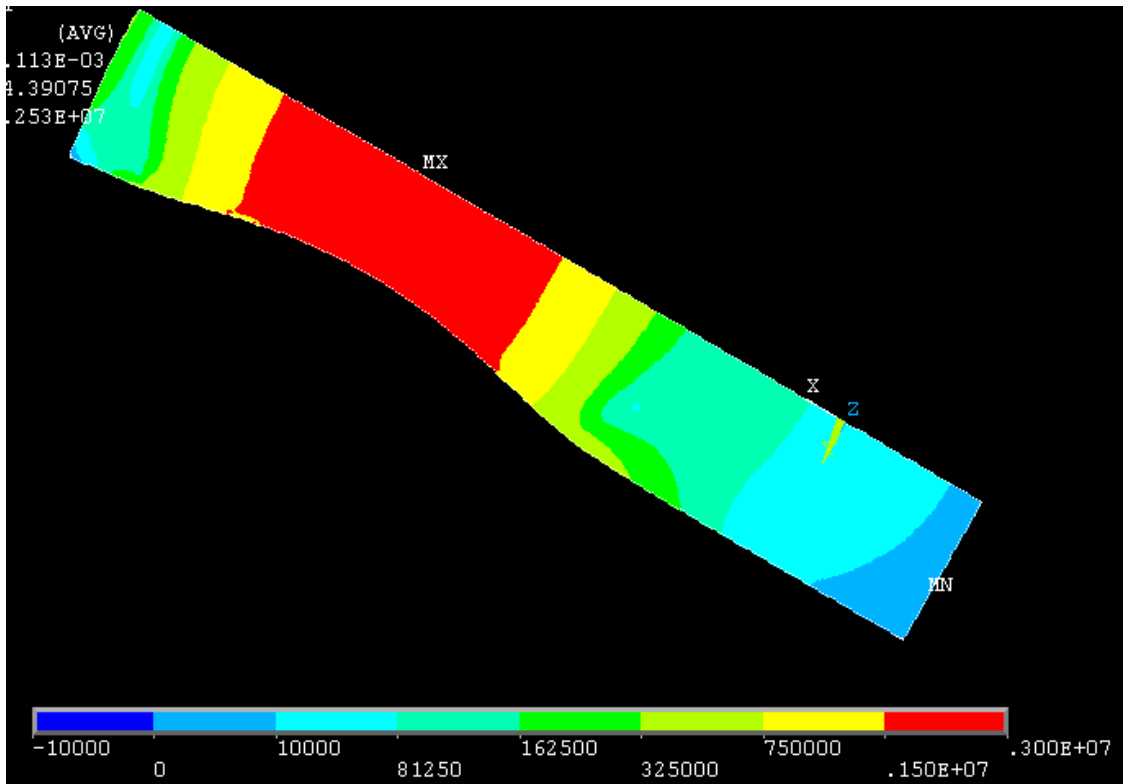
*a**б*

Рисунок 4.5 – Распределение интенсивности напряжений в суставном диске: *a* – при переднем смещении; *б* – при заднем смещении

Для этого в задаче теории упругости о напряженно-деформированном состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава, поставленной в главе 3, будем варьировать границу распределения реакции относительно диска.

Из распределений напряжений на рис. 4.5 можно сделать вывод, что при переднем или заднем смещении границы распределения реакции относительно диска височно-нижнечелюстного сустава в одном из его полюсов напряжения начинают превышать значения 6–10 кПа, при которых схлопываются капилляры, влияющие на питание диска.

На рис. 4.6 представлены зависимости реакции височно-нижнечелюстного сустава и усилий мышц от стоматологических параметров в рамках их физиологических нормальных значений [78].

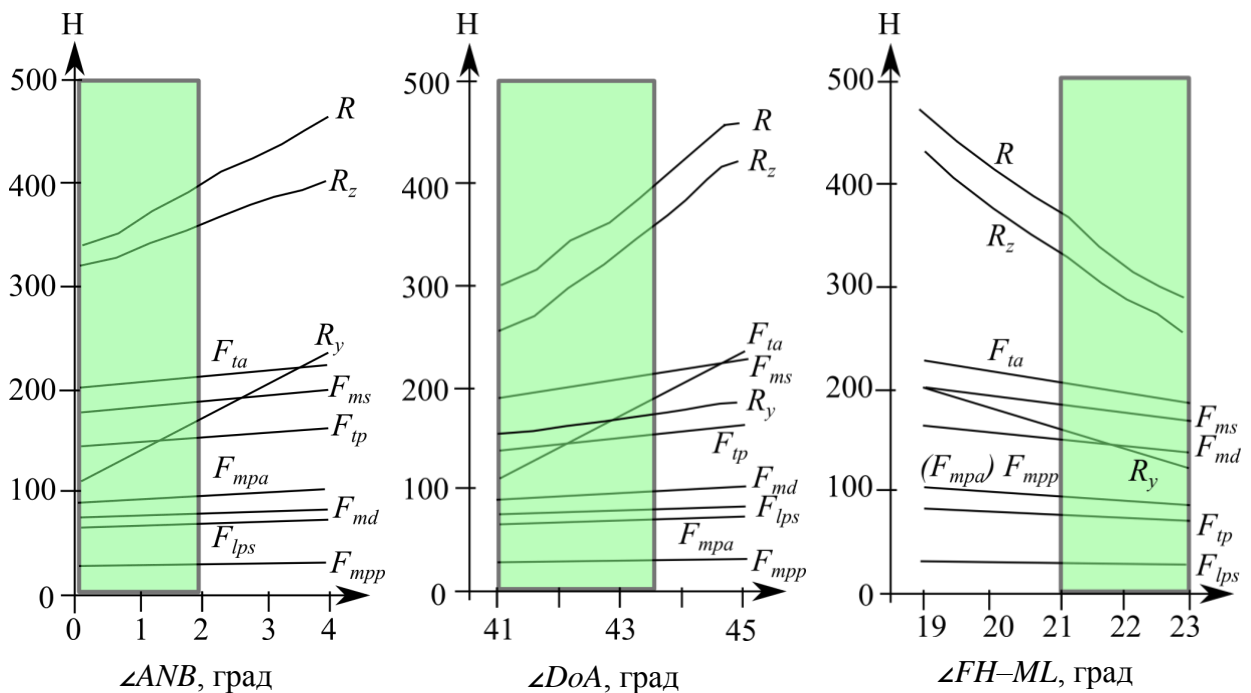
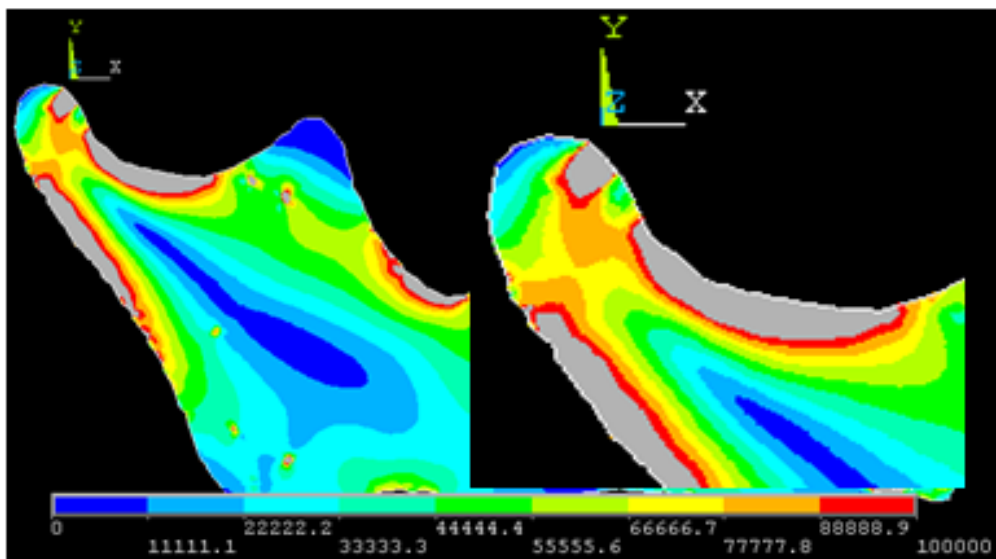
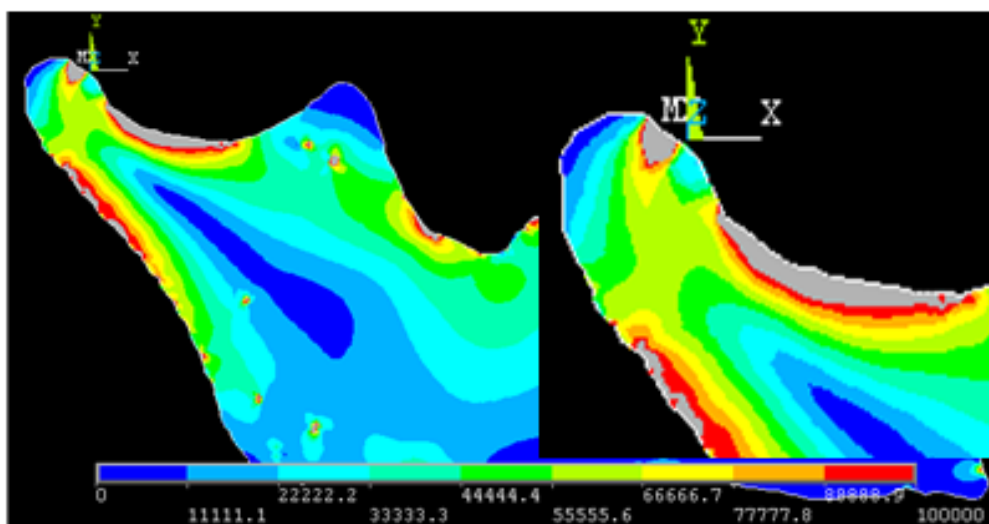


Рисунок 4.6 – Влияние стоматологических параметров в физиологическом диапазоне на суставную реакцию и мышечные усилия. Обозначения:  $F_{ms}$  и  $F_{md}$  – поверхностная и глубокая жевательная;  $F_{mpa}$  и  $F_{mpp}$  – передняя и задняя медиальная крыловидная;  $F_{ta}$  и  $F_{tp}$  – передняя и задняя височная;  $F_{lps}$  – поверхностная латеральная крыловидная;  $R$ ,  $R_y$  и  $R_z$  – величины реакций и их проекции на оси  $y$  и  $z$  (рис. 2.10) (области, в которых выполняются ограничения на напряжения, выделены зеленым цветом) [78]



*a*



*б*

Рисунок 4.7 – Распределения интенсивности напряжений в области мышелка при значениях реакции височно-нижнечелюстного сустава (Па):

*a* – 250 Н; *б* – 400 Н

На рис. 4.6 зеленым цветом выделены те области, т.е. те диапазоны нормальных значений стоматологических параметров, при которых выполняются ограничения на напряжения в суставном диске и костной ткани мышелка нижней челюсти (рис. 4.5 и 4.7).

Таким образом, можно считать, что при назначении конкретных значений стоматологических параметров прикуса стоматологом для данного

пациента можно попасть в ту область их значений, при которых в долгосрочной перспективе могут возникнуть патологические последствия в костной ткани и/или диске височно-нижнечелюстного сустава. Этот факт подчеркивает значимость биомеханического моделирования коррекции прикуса в рамках физиологического диапазона его параметров.

## ГЛАВА 5. МЕТОДИКА КОРРЕКЦИИ ПРИКУСА И ЕЕ ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

### 5.1. Методика коррекции прикуса на основе биомеханического моделирования

Разработанная методика коррекции прикуса на основе биомеханического моделирования, представленная на рис. 5.1, заключается в следующем:

1. Стоматолог выполняет последовательно пункты, которые он выполняет на данный момент, с двумя исключениями:

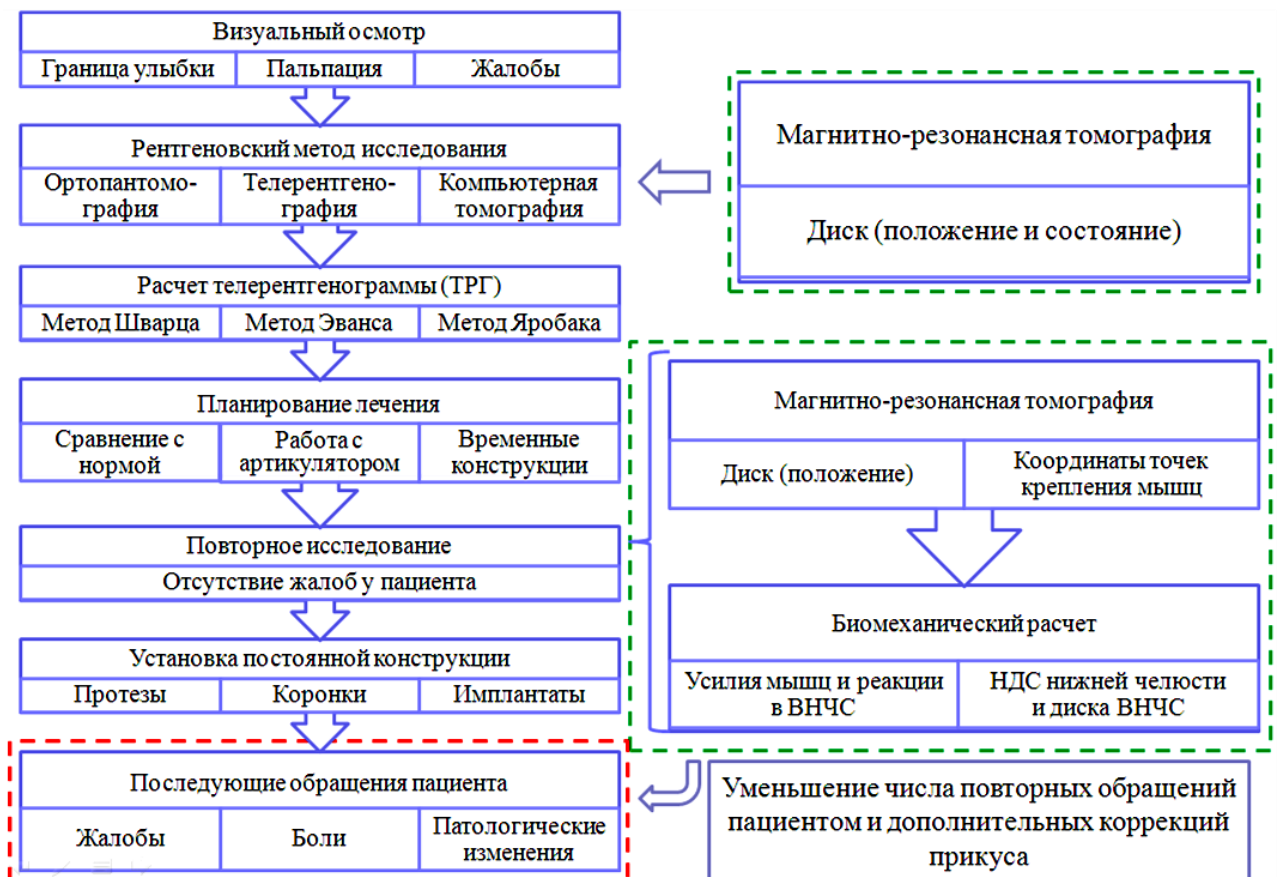


Рисунок 5.1 – Процедура коррекции прикуса, включающая уточнение выбранных стоматологом параметров прикуса основанном на биомеханическом моделировании: ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав; НДС – напряженно-деформированное состояние

а) проводит магнитно-резонансную томографию области височно-нижнечелюстного сустава для получения необходимых индивидуальных данных состояния (положения и наличия патологических изменений) суставного диска;

б) доходит до установки временных конструкций включительно и позволяет провести моделирование предложенного варианта прикуса.

2. На этапе перехода от временных конструкций к постоянным производится биомеханическое моделирование предложенного стоматологом варианта прикуса, которое включает:

а) проведение магнитно-резонансной томографии всей области головы для получения необходимых индивидуальных данных о строении и состоянии элементов зубочелюстной системы (размеры и координаты точек крепления жевательных мышц; положение, размеры и состояние диска височно-нижнечелюстного сустава);

б) биомеханический расчет нагрузок, возникающих в элементах зубочелюстной системы (реакция височно-нижнечелюстного сустава, силы мышц, напряжения в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти).

Рассмотрим более подробно первый этап, выполняемый стоматологом. Он проводит визуальный осмотр, результатом которого является получение следующей информации:

1. Эстетический вид (наклон уголков рта, пропорции нижней трети лица, по отношению к средней и верхней части, граница улыбки, пальпация тех жевательных мышц, к которым есть доступ, наличие звуковых явлений в области височно-нижнечелюстного сустава, плавность и симметричность работы суставов в процессе открывания–закрывания рта, а также жалобы и наличие других заболеваний, которые влияют на функционирование зубочелюстной системы) [87, 154].

2. Проводится одно или несколько рентгеновских исследований [59, 154]. Зачастую стоматолог прибегает к телерентренографии [154]. Благодаря ей (боковому снимку) представляется получить необходимые реперные точки и стоматологические параметры, отражающие особенности строения костных элементов зубочелюстной системы. Напомним, что телерентренография не позволяет оценить состояние и положение диска височно-нижнечелюстного сустава, т.е. не дает возможности диагностировать наличие или отсутствие патологических изменений в нем [154].

3. Выбор тех или иных стоматологических параметров зависит от используемой стоматологом методики расшифровки телерентренограммы. Одной из наиболее используемой является методика Шварца (*A.M. Schwarz*) [87, 154].

3. На основании полученных стоматологических параметров и их диапазонов физиологических значений выбирается прикус для конкретного пациента. При значительных изменениях в соотношении челюстей стоматолог прибегает к установке временных конструкций, позволяющих поэтапно приблизиться к выбранному им соотношению, а также для того, чтобы оценить появились ли жалобы и неудобства у пациента, связанные с ношением временной конструкции [154].

До перехода к временным конструкциям и анализу коррекции прикуса предлагается ввести в методику магнитно-резонансную томографию для оценки положения и наличия патологических изменений в диске височно-нижнечелюстного сустава [154]. При ряде его патологий (перфорации, выпячивании и т.д.) диск височно-нижнечелюстного сустава может вести себя так, что они не будут обнаружены используемыми рентгеновскими методами. Выбор варианта прикуса не будет включать наличия этих патологий и нагрузок, прикладываемых к диску височно-нижнечелюстного сустава, что может стать причиной развития данных патологий и появления новых в отдаленном будущем [6, 21, 26, 31, 44, 84, 86].

Применение магнитно-резонансной томографии [154] позволило бы своевременно выявить наличие патологических изменений в диске височно-нижнечелюстного сустава и предложить такой вариант прикуса, который бы наиболее щадяще оказывал воздействие на суставной диск.

Применение биомеханического моделирования предложенного стоматологом варианта прикуса выполняется в рамках физиологической нормы диапазонов параметров прикуса. Это позволяет проанализировать возможные варианты прикуса на основе получения количественных параметров: суставных реакций, усилий мышц, напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти. Оценка этих параметров позволяет объективизировать методику и сократить количество повторных обращений пациентов за дополнительными коррекциями, а, самое главное, дать долгосрочный прогноз возникновения патологических изменений в костной ткани нижней челюсти и диска височно-нижнечелюстного сустава.

Следует упомянуть, что биомеханическое моделирование предложенного стоматологом варианта прикуса для конкретного пациента позволяет уточнить диапазоны стоматологических параметров для данного пациента. Данное уточнение возможно даже будет связано с выходом из физиологических диапазонов нормальных значений стоматологических параметров ввиду конкретных целей коррекции (разгрузки диска височно-нижнечелюстного сустава и/или определенных мышц, изменение положения суставного диска для коррекции распределения нагрузки в нем и т.д.), особенностей строения (особенное сочетание размеров и соотношений челюстей, размеров и положения височно-нижнечелюстного сустава и т.д.) и функционирования (изменение положения диска височно-нижнечелюстного сустава в процессе открывания–закрывания рта, несимметричная работа двух височно-нижнечелюстных суставов и т.д.) зубочелюстной системы.



## *5.2. Методы диагностики и идентификации индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента*

Для оценки индивидуальных параметров элементов зубочелюстной системы, необходимых для биомеханического моделирования коррекции назначенного стоматологом прикуса, проводятся следующие методы:

1. Пальпация жевательных мышц (иногда стоматологами дополнительно проводится оценка напряженности мышц шеи и верхнего плечевого пояса) [87, 154]. Недостатками этого метода является следующее:

а) качественный (позволяет сказать, напряжена ли мышца или нет, но не может сказать насколько, т.е. не может дать величину силы в ней);

б) узконаправленный (позволяет сказать о том, напряжена ли мышца или нет, но только для поверхностной мышцы).

Таким образом, пальпация мышц не дает в полном объеме информацию о количественной напряженности всех (поверхностных и глубоких) жевательных мышц.

Следует сказать, что электромиография также позволяет качественно оценить напряженность только поверхностных мышц. Хотя при ее использовании выдаются графики осцилляций в мВ, но однозначный переход от этих осцилляций к усилиям на данный момент еще не существует.

Для получения геометрического соотношения челюстей и информации о состоянии костных структур зубочелюстной системы применяются рентгеновские методы [59]. Наиболее широкое применение при коррекции прикуса получила телерентгенография, позволяющую на боковом снимке оценить линию смыкания зубов, а также взаимоотношение суставных поверхностей (мышцелка нижней челюсти и суставного бугорка с ямкой височной кости) височно-нижнечелюстного сустава [59, 86, 154].

По взаимоотношению суставных поверхностей делают косвенный вывод о положении диска височно-нижнечелюстного сустава. Особенности же мягких тканей ограничиваются тем, что удается сказать о местах

крепления мышц, но не об их максимальных поперечных сечениях, влияющих на максимально развиваемые ими силы.

Таким образом, рентгеновские методы не позволяют напрямую сказать о положении и, особенно, о состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава, а также о геометрических размерах жевательных мышц.

Для получения недостающей информации о геометрических размерах мышц и положении, состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава относительно его суставных поверхностей предлагается воспользоваться магнитно-резонансной томографией [59, 86, 154]. Она позволяет оценить:

- 1) координаты мест прикрепления всех жевательных мышц к черепу и нижней челюсти, их максимальные размеры поперечных сечений;
- 2) положение и размеры диска височно-нижнечелюстного сустава.

Данная информация, наряду с телерентгенографией, позволяет решить задачу биомеханического уточнения прикуса, назначенного стоматологом, для конкретного пациента.

### *5.3. Практическая реализация методики коррекции прикуса*

По снимку телерентгенограммы пациента мужского пола 23 лет были получены геометрия верхней и нижней челюстей и суставного бугорка с ямкой височной кости черепа (рис. 5.2). Геометрия была представлена в виде контура нижней челюсти с выделенными реперными точками  $B$ ,  $Pg$ ,  $Me$ ,  $Go$ ,  $Xi$  на ней, фрагмента контура верхней челюсти и черепа с реперными точками  $A$ ,  $ANS$ ,  $Or$ ,  $Po$ ,  $N$ . Указанные точки необходимы для проведения следующих прямых:  $FH$  (франкфуртская горизонталь),  $ML$  (плоскость основания нижней челюсти),  $ANS-Xi$ ,  $Pg-Xi$ ,  $AN$ ,  $BN$ . Данные построения позволяют перейти к трем независимым стоматологическим параметрам, характеризующим положение нижней челюсти относительно верхней (черепа) в плоском случае при жестко связанной с нижней челюстью системой координат  $Oxy$  (см. рис. 5.2).

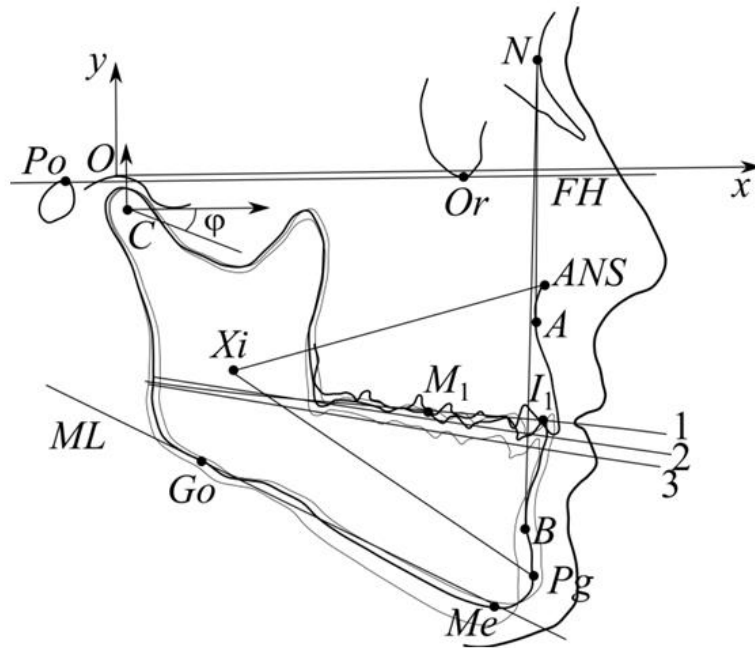


Рисунок 5.2 – Положение нижней челюсти, соответствующее прикусу, для которого параметры выбраны стоматологом и которому соответствует ряд конкретных значений параметров с углом наклона окклюзионной плоскости: линия 1 –  $6^\circ$  (выбранный стоматологом вариант прикуса); линия 2 –  $7,8^\circ$  (уточненный вариант); линия 3 –  $9^\circ$  (среднестатистический вариант) [82]

Можно однозначно перейти к трем независимым математическим параметрам от трех независимых стоматологических (двум координатам полюса ( $x_C$ ;  $y_C$ ) и углу поворота  $\varphi$  вокруг полюса (за положительное направление угла отсчета принято направление по часовой стрелке)) при условии, что хотя бы один линейный размер известен. В данной работе геометрический центр мышелка нижней челюсти был выбран в качестве полюса (см. рис. 5.2).

В работе рассматривались три варианта прикуса:

1. прикус, величины параметров которого определены стоматологом (линия 1, рис. 5.2), которому соответствует угол наклона окклюзионной плоскости в  $6^\circ$ .

2. Уточненный вариант прикуса, т.е. изначально выбранный стоматологом прикус (вариант 1) был подвергнут биомеханическому

моделированию, в ходе которого параметры прикуса изменились (линия 2, рис. 5.2), описывается углом наклона окклюзионной плоскости в  $7,8^\circ$ .

3. Прикус, которому соответствует угол наклона окклюзионной плоскости  $9^\circ$  (среднестатистическое значение) (линия 3, рис. 5.2).

Для каждого из вариантов прикуса были найдены величины реакций височно-нижнечелюстных суставов и сил жевательных мышц, представленные на рис. 5.3.

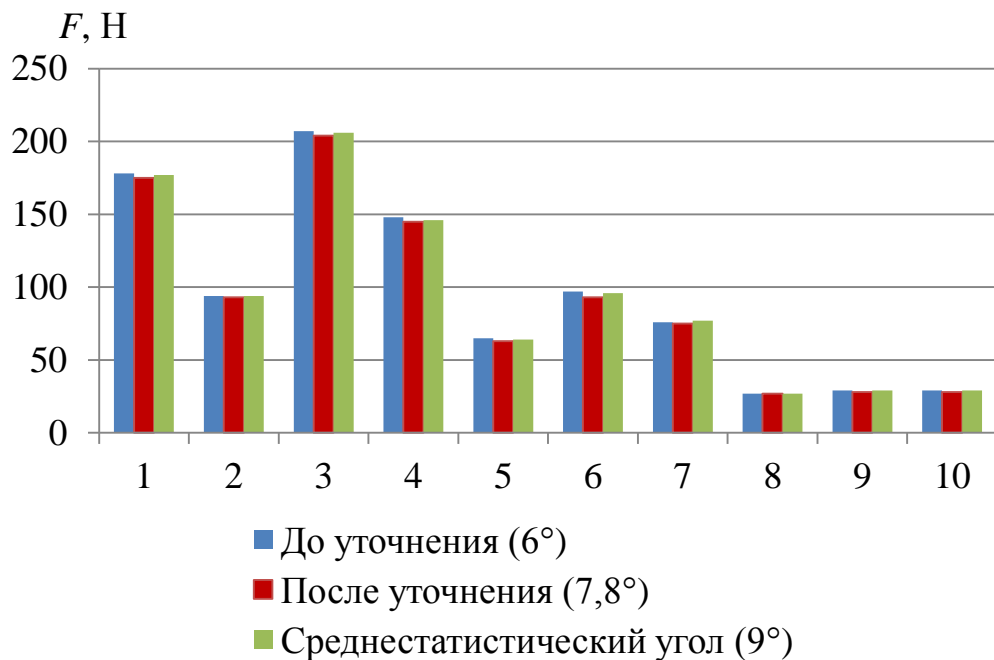


Рисунок 5.3 – Величины усилий мышц для прикуса, назначенного стоматологом и уточненного варианта: 1 и 2 – поверхностная и глубокая жевательная; 3 и 4 – передняя и задняя височная; 5 и 6 – передняя и задняя медиальная крыловидная; 7 – наружная латеральная крыловидная; 8 – подбородочно-подъязычная; 9 и 10 – передняя и задняя челюстно-подъязычная. Усилия внутренней латеральной крыловидной, передней и задней двубрюшной и шилоподъязычной мышц равны нулю [82]

В литературе были найдены данные о координатах точек крепления мышц, размерах их максимальных поперечных сечениях и максимально возможных величинах создаваемых усилий [145]. В результате решения

задачи коррекции прикуса (глава 4) были получены силы мышц и суставные реакции при изменении независимых параметров прикуса  $\mathbf{U}$ , отвечающих за положение нижней челюсти относительно верхней (черепа), в пределах их нормальных значений ( $\mathbf{U} \in \Pi_m$ , где  $\Pi_m$  –  $m$ -мерный параллелепипед, отражающий диапазоны физиологической нормы ранее определенных независимых стоматологических параметров (рассматривался симметричный случай при центральной окклюзии  $m = 3$ )).

Каждому из наборов параметров прикуса  $\mathbf{U}$  из физиологического диапазона ставится в соответствие значение целевой функции  $M^*$ , которое является значением минимакса (2.21) и определяет конкретный набор усилий мышц, суставных реакций и координат точек их приложения, а также распределения напряжений в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти.

Полученные значения целевой функции  $M^*$  позволяют представить их в качестве геометрического множества, в котором минимуму соответствует то положение нижней челюсти, при котором реализуется наиболее равномерное распределение мышечных усилий в процессе сжатия челюстей при выполнении ограничений на напряжения в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти.

Мышечные усилия для уточненного варианта прикуса снизились в сравнении с параметрами прикуса, выбранными стоматологом изначально, а также они меньше по сравнению со случаем при среднестатистическом значении угла наклона окклюзионной плоскости.

Полученные величины мышечных усилий в уточненном варианте прикуса становятся ближе к прямо пропорциональной зависимости значения силы от площади поперечного сечения данной мышцы, что соответствует литературным данным. Необходимо отметить, что снизились значения усилий подбородочно-подъязычной, передней челюстно-подъязычной, задней челюстно-подъязычной мышц, относящиеся к мышцам-открывателям и в норме должны работать только при открытии рта.

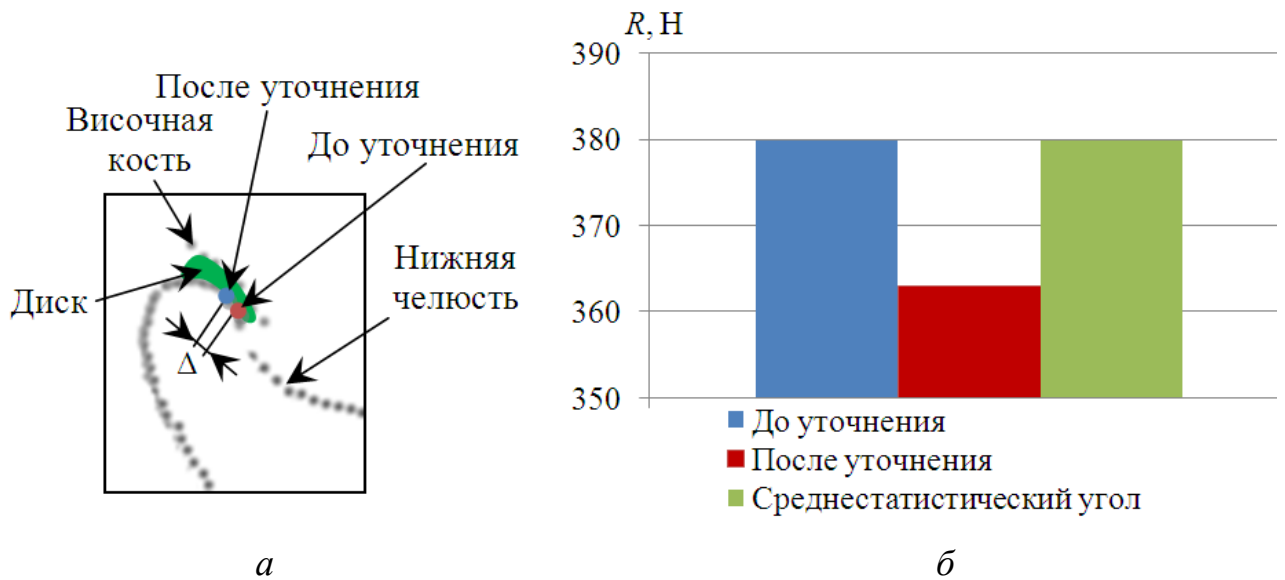


Рисунок 5.4 – Реакция височно-нижнечелюстного сустава: *а* – изменение точки ее приложения; *б* – изменение величины реакции [82]

Изменение местоположения точки приложения суставной реакции кзади на  $\Delta \approx 1$  мм представлено на рис. 5.4. Величина самой реакции снизилась на 4,5 % при смещении положения нижней челюсти кзади и вниз на 1 мм с поворотом по часовой стрелке, чтобы величина угла наклона окклюзионной плоскости возросла на  $1,8^\circ$ . На рис. 5.4 также продемонстрировано расположение диска относительно суставных поверхностей (суставной ямки с бугорком височной кости черепа и мыщелка нижней челюсти) для конкретного пациента, полученное благодаря магнитно-резонансной томографии.

При варьировании от выбранного стоматологом варианта положения нижней челюсти к варианту, полученного в результате биомеханического моделирования, точка приложения суставной реакции стала ближе к центральной зоне диска, которая в норме и должна воспринимать наибольшую часть приходящейся нагрузки.

На рис. 5.5 желтым цветом выделено значение  $M^*$ , которому соответствует наиболее равномерное распределение усилий всех мышц по

отношению к максимально возможным значениям, прямо пропорциональным максимальным значениям площадей поперечных сечений.

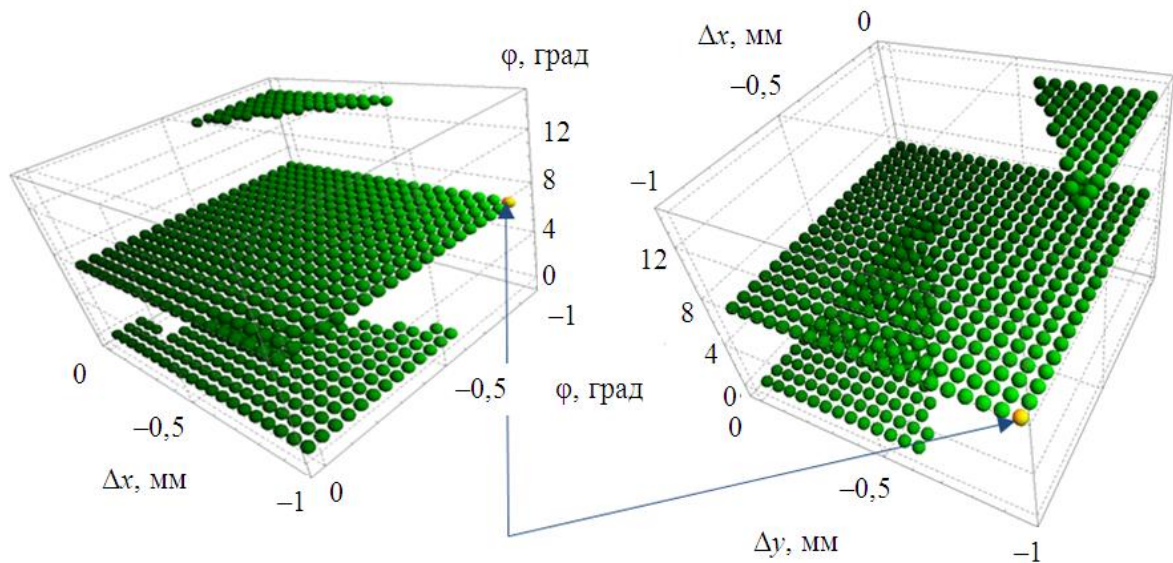


Рисунок 5.5 – Геометрический образ множества  $M^*$ , каждое значение которого определяет вектор величин реакций височно-нижнечелюстных суставов и мышечных усилий:  $\Delta x$  и  $\Delta y$  – смещения геометрического центра мышелка  $C$  вдоль осей (см. рис. 5.2),  $\varphi$  – угол между окклюзионной плоскостью и франкфуртской горизонталью (см. рис. 5.2) (желтым цветом выделено значение  $M^*$ , которому соответствует наиболее равномерное распределение усилий всех мышц)

Получен уточненный вариант положения прикуса, первоначальный вариант которого был выбран стоматологом. Согласно биомеханическому моделированию для конкретного пациента первоначальный вариант прикуса следует скорректировать следующим образом: нижнюю челюсть следует переместить кзади и вниз на 1 мм, повернув по часовой стрелке так, чтобы величина угла наклона окклюзионной плоскости возросло на  $1,8^\circ$  от начального значения  $6^\circ$ .

Задача коррекции прикуса с ограничениями на напряжения в костной ткани нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава лежала в

основе биомеханического моделирования. Задача коррекции опиралась на гипотезу наиболее равномерного включения мышц по отношению к их максимально возможным значениям мышечных усилий в процесс сжатия челюстей. Таким образом, в работе:

1. Продемонстрирован уточненный вариант расположения нижней челюсти (прикуса) на основе биомеханического моделирования.

2. Показан геометрический образ множества  $M^*$ , описывающий наиболее равномерное включение жевательных мышц относительно их максимально возможных усилий в процессе сжатия челюстей. Каждому значению множества соответствует определенный перечень величин параметров прикуса из физиологического диапазона, усилия мышц и суставные реакции.

Сделаем следующие выводы.

1. При решении задачи управления коррекцией прикуса получено уточненное положение нижней челюсти. Для него характерно наиболее равномерное включение жевательных мышц по отношению к максимально возможным значениям усилий в процесс сжатия челюстей.

2. Продемонстрирована процедура реализации методики уточнения расположения нижней челюсти, выбранного стоматологом, которая, по мнению автора, приведет к снижению числа дополнительных обращений пациента за коррекциями и уменьшению вероятности появления негативных последствий, связанных с коррекцией прикуса.

3. Совокупный учет расположения суставного диска и стоматологических параметров в физиологическом диапазоне их нормальных значений обеспечит отсутствие перегрузки каждой из жевательных мышц по отношению к другим при окончательной постановке прикуса в процессе лечения при условии, что усилия в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти не превышают заданных предельных значений.



## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Функционирование и состояние зубочелюстной системы человека определяется усилиями в ней и ее элементах. Для анализа ее функционирования и состояния был рассмотрен применяемый в литературе подход рассмотрения зубочелюстной системы как комплексной многоуровневой структуры [65, 73, 75–77, 81]. Данная структура состоит из мягких и твердых тканей, образующих многоуровневые сложные подструктуры (блоки). Блок выделялся по функциональной близости элементов, входящих в данный блок, т.е. участию в том или ином процессе (дыхание, питание, глотание, речь и т.д.). Этот подход позволяет отразить влияние изменений в состоянии и функционировании одного из элементов блока на его другие элементы, а также на всю зубочелюстную систему в целом [65, 73, 75–77, 81].

Согласно идее создаваемой концепции виртуального физиологического человека [113], при которой человеческий организм рассматривается во всей своей совокупности, показаны как связаны состояние, функционирование и онтогенез становления зубочелюстной системы с процессами и системами всего организма [45–47, 50]. Подчеркивается тот факт, что функционирование и состояние зубочелюстной системы и ее влияния на процессы в организме в течение всей жизни закладывается в детском и подростковом возрасте [66], когда взаимное расположение элементов и их размеры значительно меняются [16]. Следует сказать, что развитие зубочелюстной системы в детском возрасте, особенно в течение первого года жизни, связано с нагрузками, которые прилагаются к ней [81, 92]. В течение первого года жизни ребенка меняется взаимное расположение верхней и нижней челюстей с прогнатии (значительное выступание верхней челюсти вперед по отношению к нижней) на ортогнатическое (правильное) [92].

Анализ изменения прикуса (взаимного расположения верхней и нижней челюстей по отношению к черепу) как одного из основных

параметров, характеризующего состояние и функционирование всей зубочелюстной системы, на весь организм и процессы в нем, в частности на кровоснабжение головного мозга и его нарушения, к которым относится инсульт.

Одним из основных элементов зубочелюстной системы, функционирование и состояние которого влияет на всю систему, является височно-нижнечелюстной сустав. При изменении прикуса вследствие потери зубов, травм челюстей и т.д. меняется положение нижней челюсти относительно верхней, т.е. положения височно-нижнечелюстных суставов. Изменение положения каждого из височно-нижнечелюстных суставов происходит за счет смены положения соответствующего суставного диска, влияющего на его функционирование и возможное появление патологических изменений [6, 12, 18, 21, 26, 31, 35–37, 41, 44, 57, 59, 86].

В литературе выдвинуто предположение, что медиальное (в сторону позвоночника) смещение суставного диска может вызвать сужение рядом расположенной с капсулой сустава внутренней сонной артерии. Она входит в число четырех артерий, отвечающих за кровоснабжение головного мозга: две внутренние сонные и две позвоночные.

Это предположение было проверено на примере, использующем задачу Буссинеска – Фламана [32]. Показано, что напряжения на расстоянии 10–12 мм в норме между стенкой внутренней сонной артерии и капсулой височно-нижнечелюстного сустава сопоставимы с напряжениями, при которых еще не возникает схлопывание капилляров (6–10 кПа). Напряжения вызваны действием сосредоточенной нагрузки, величина которой сопоставима с величиной суставной реакции. Уменьшение указанного ранее расстояния приводит к увеличению напряжений до значений, сопоставимых с диастолическим и систолическим давлениями во внутренней сонной артерии, при которых возможно схлопывание самой артерии в фазы диастолы и/или систолы. Подчеркивается, что компенсаторные механизмы будут способствовать увеличению расстояния между стенкой внутренней

сонной артерии и капсулой височно-нижнечелюстного сустава и нормализовать кровоснабжение головного мозга. Зачастую при этом могут появиться изгибы и петлистости внутренней сонной артерии.

Применение существующих методов диагностики при коррекции зачастую ограничивается применением рентгеновских методов (ортопантомография, телерентгенография, компьютерная томография и т.д.), которые позволяют сказать о состоянии костных элементов, т.е. не способны сказать о состоянии мягких тканей, в частности жевательных мышц, и суставного диска.

Применение дополнительно к рентгеновским методам магнитно-резонансной томографии позволяет уже сказать о состоянии диска височно-нижнечелюстного сустава и мягких тканей (в частности, мышц). Магнитно-резонансная томография в общем режиме, применяемом для мягких тканей, не позволяет сказать о состоянии внутренней сонной артерии, участвующей в кровоснабжении головного мозга. Следует сказать, что сосудистый режим предназначен для оценки кровотока по сосудам, но не позволяет при этом одновременно оценить взаимное расположение сосудов с мягкими и твердыми тканями [53].

Для оценки взаимного расположения суставного диска и внутренней сонной артерии в рамках проверки выдвинутого ранее предположения о влиянии на кровоснабжение головного мозга необходимо для пациента проводить магнитно-резонансную томографию в общем и сосудистом режимах [53]. В диссертации приведен пример того как проводить оценку взаимного расположения диска височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии. Для этого снимки общего и сосудистого режимов приводятся к масштабу 1:1. На снимке общего режима обводится стенка капсулы височно-нижнечелюстного сустава, а на снимке сосудистого – стенка внутренней сонной артерии. Получившиеся контуры переносятся на снимок другой снимок [53].

Вышеуказанное подчеркивает значимость правильного функционирования и состояния зубочелюстной системы, которые зависят от состояния прикуса, влияющего на саму систему и ее элементы, а также процессы во всем организме, в частности кровоснабжение головного мозга. Следовательно, нужно более осторожно подходить к коррекции прикуса и прогнозировать влияние ее результатов на процессы и появление патологических изменений в других элементах зубочелюстной системы и во всем организме.

Современная существующая методика коррекции прикуса опосредованно учитывает силы, возникающие в зубочелюстной системе человека и во всех ее элементах, на основе физиологических диапазонов нормальных значений стоматологических параметров. Данные параметры учитывают взаимное расположение костных элементов зубочелюстной системы, которые опосредованно влияют на расположение мягкотканых. В рамках существующей методики нет возможности учесть направление волокон и размеры мышц, которые относятся к мягкотканым структурам и создают указанные силы в зубочелюстной системе и ее элементах.

Стоматолог корректирует прикус на основании анализа напряженности жевательных мышц и данных, полученных благодаря рентгеновским методам, к которым относится телерентгенография. Все это является основой существующей методики коррекции прикуса зубочелюстной системы. Через анализ взаимного расположения и состояния костных элементов (верхней и нижней челюстей по отношению к черепу) делается опосредованный вывод о состоянии и положении диска височно-нижнечелюстного сустава относительно его суставных поверхностей (мышелка нижней челюсти и бугорка с ямкой височной кости).

По мнению автора, опосредованный анализ положения и состояния жевательных мышц и дисков височно-нижнечелюстных суставов, а также вышеуказанные недостатки приводят к повторным обращениям пациентов за

дополнительными коррекциями и появлению патологических изменений в костной ткани нижней челюсти и суставного диска.

Введение в существующую методику магнитно-резонансной томографии позволяет получить наряду с геометрическими параметрами костных элементов еще и для мягкотканых (мышц и диска височно-нижнечелюстного сустава), которые являются необходимыми данными для проведения биомеханического моделирования, предложенного стоматологом варианта прикуса.

Биомеханическое моделирование позволяет получить напряжения в диске височно-нижнечелюстного сустава и всей нижней челюсти на основе решения задачи определения усилий во всех жевательных мышцах. В существующей же методике не существует возможности оценить хотя бы даже качественно силы во всех мышцах на основе проведения пальпации или электромиографии.

Биомеханическое моделирование позволяет дать долгосрочный прогноз возникновения патологических изменений в диске височно-нижнечелюстного сустава и костной ткани нижней челюсти на основе сравнения полученных значений напряжений с предельными значениями, при превышении которых в указанных элемента зубочелюстной системы могут начаться патологические процессы.

Результатом работы является уточненная существующая методика коррекции прикуса, которая дополнена биомеханическим моделированием. Задача коррекции прикуса лежит в основе биомеханического моделирования. Она основана на определении усилий в зубочелюстной системе: 1) мышечных сил и суставных реакций под действием заданной максимальной силы сжатия челюстей (ее величина, направление и точка приложения взяты из медицинской литературы); 2) напряженно-деформированных состояний костной ткани нижней челюсти и дисков височно-нижнечелюстных суставов.

Определение указанных усилий в зубочелюстной системе количественно дополняет существующую методику и подходит к коррекции прикуса более индивидуально (на основе индивидуальных данных о размерах нижней челюсти, взаимном расположении нижней челюсти и верхней (черепа), положении дисков височно-нижнечелюстных суставов относительно суставных поверхностей (мышцелка и суставного бугорка с ямкой височной кости черепа, размерах и точках крепления мышц к нижней челюсти и черепу).

Количественное дополнение позволяет оценить параметры прикуса, выбранные стоматологом в процессе коррекции, и их подкорректировать с учетом принципа равнонапряженности жевательных мышц относительно их максимально возможных значений и ограничений на напряжения в костной ткани нижней челюсти и дисках височно-нижнечелюстных суставов под действием приложенных к ним мышечных сил и суставных реакций.

Принцип равнонапряженности жевательных мышц, применяемый в данной работе, для определения усилий указанных мышц, дает возможность оценить напряженность всех мышц, включая те, напряженность которых не представляется возможным оценить, используя электромиографию или пальпацию. Это позволяет избежать перенапряженности мышц и болевых ощущений, вызванных ею.

Определяемые реакции височно-нижнечелюстных суставов из задачи коррекции прикуса и, соответственно, напряженно-деформированные состояния их суставных дисков, позволяют сказать, какие усилия испытывают диски. Совместно с определяемыми суставными реакциями силы жевательных мышц определяют возможность найти напряженно-деформированное состояние нижней челюсти, позволяют сказать какие силы испытывает ее костная ткань.

Соответственно, усилия (напряжения) в костной ткани нижней челюсти и дисках височно-нижнечелюстных суставов могут дать информацию об

отдаленном состоянии и функционировании при скорректированном варианте прикуса.

В приложениях к данной работе находятся два свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ, в которых реализованы часть вышеуказанных вычислений:

1) № 2015618461 «Определение усилий в зубочелюстной системе человека» (определяются реакции височно-нижнечелюстных суставов и силы жевательных мышц под действием заданной максимальной силы сжатия верхней и нижней челюстей (величина, направление и точка ее приложения взяты из медицинской литературы) (Приложение 2);

2) № 2015618460 «Определение напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы человека» (определяются напряжения в костной ткани нижней челюсти при действии сил жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава для случая симметричного прикуса) (Приложение 3).

В данной работе представлен механизм оценки результата коррекции прикуса стоматологом в рамках существующей методики и уточнения этого варианта прикуса на основе количественного анализа усилий в зубочелюстной системе и ее элементах для конкретного пациента.

Таким образом, в данной работе выполнено следующее:

1. Проведен анализ возможностей применения существующих методов лучевой диагностики зубочелюстной системы и показана необходимость применения магнитно-резонансной томографии для построения индивидуальной геометрии нижней челюсти, определения положения и состояния каждого из двух дисков соответствующих височно-нижнечелюстных суставов пациента, а также получения индивидуальных данных пациента о точках прикрепления жевательных мышц и размерах их максимальных поперечных сечений.

2. Определены независимые стоматологические параметры, характеризующие состояние прикуса и необходимые для постановки задачи

биомеханического управления процедурой коррекции прикуса на основе применяемых методик в стоматологии.

3. Основным результатом работы является методика биомеханического управления коррекцией прикуса, значения независимых параметров которого заданы стоматологом, в границах физиологического интервала нормальных значений его параметров на основе количественных параметров, характеризующих усилия в нижней челюсти и диске височно-нижнечелюстного сустава.

В рамках данной работы:

а) определены силы жевательных мышц и реакции височно-нижнечелюстного сустава как функции независимых стоматологических параметров, характеризующих прикус;

б) при сравнении результатов в задаче об упругом напряженно-деформированном состоянии нижней челюсти, где заданы кинематические граничные условия на поверхности контакта зубов, а также реакция височно-нижнечелюстного сустава и силы жевательных мышц, определенные при максимальной силе сжатия челюстей, показано, что на расстоянии приблизительно 2 см от точки приложения силы сжатия отличие распределений напряжений для силовых граничных условий (приложена равнодействующая, соответствующая максимальной силе сжатия челюстей) на зубах от кинематических составляет менее 5 %, что количественно характеризует выполнение принципа Сен-Венана [85];

в) получены оптимальные значения стоматологических параметров прикуса для конкретного пациента на основе решения задачи управления уточнением прикуса при его коррекции, значения независимых параметров которого определены стоматологом, в пределах физиологического диапазона нормальных значений его параметров.

4. Поставлена задача биомеханического управления прикуса с учетом напряжений, возникающих в диске височно-нижнечелюстного сустава и



костной ткани нижней челюсти, и решена для случая симметричного прикуса.

5. Результаты работы апробированы и приняты к внедрению в качестве пособия стоматологу при выборе значений независимых стоматологических в рамках физиологического диапазона нормальных значений этих параметров на кафедре ортопедической стоматологии Пермского государственного медицинского университета им. академика Е.А. Вагнера, на основании чего имеется соответствующий акт (Приложение 1).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аболмасов, Н. Г. Ортодонтия / Н. Г. Аболмасов, Н. Н. Аболмасов. – М. : МЕДпресс-информ, 2008. – 424 с.
2. Абугов, А. М. Руководство по ангиографии / А. М. Абугов, А. Л. Матевосов, С. Я. Мarmorштейн / Под ред. И. Х. Рабкина. – М. : Медицина, 1977. – 279 с.
3. Андреев, А. В. Ультразвуковая доплерография в детской неврологии // Ультразвуковая доплеровская диагностика сосудистых заболеваний / Под ред. Ю. М. Никитина, А. И. Труханова. – М. : Видар, 1998. – С. 115–127.
4. Антонова, А. А. Влияние патологий зубочелюстной системы на мозговое кровоснабжение / А. А. Антонова, В. Н. Никитин // Masters Journal. – 2012. – № 2. – С. 145–151.
5. Аун, М. Разработка и проверка двумерной конечно-элементной модели височно-нижнечелюстного сустава при помощи магнитно-резонансного исследования: моделирование движения открытия и закрытия челюстей / М. Аун, М. Менар, Ж. Морлье, А. Рамос, Л. Монеде-Хокуард, М. Сид // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 1. – С. 23–32.
6. Безруков, В. М. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава: учеб. пособие / В. М. Безруков, В. А. Семкин, П. А. Григорьянц, Н. А. Рабухина. – М. : Гэотар-Мед, 2002. – 47 с.
7. Блоцкий, А. А. Феномен храпа и синдром обструктивного сонного апноэ / А. А. Блоцкий, М. С. Плужников // Тихоокеанский медицинский журнал. – 2005. – № 1. – С. 13–16.
8. Виноградова, Т. Ф. Стоматология детского возраста / Т. Ф. Виноградова, О. П. Максимова, В. В. Рогинский, Г. А. Блехер, Е. В. Васманова, А. В. Винниченко, Н. В. Морозова, Н. Г. Снагина / Под ред. Т.Ф. Виноградовой. – М.: Медицина, 1987. – 528 с.

9. Гасимова, З. В. Взаимосвязь зубочелюстно-лицевых аномалий с ротовым дыханием, нарушенной осанкой, способы комплексного лечения // Стоматология детского возраста и профилактика. – 2004. – Т. 3, № 3. – С. 59–62.
10. Гвоздева, Ю. В. Миофункциональные нарушения у детей: моногр. / Ю. В. Гвоздева, М. А. Данилова. – Пермь : ПГМА, 2009. – 134 с.
11. Гвоздева, Ю. В. Оценка гармоничности профиля лица у детей при различных видах миофункциональных нарушений / Ю. В. Гвоздева, О. А. Царькова, М. А. Данилова // Казанский медицинский журнал. – 2010. – Т. 91, № 2. – С. 173–176.
12. Гелетин, П. Н. Дисфункция височно-нижнечелюстного сустава: этиология, патогенез и оптимизация терапии (клинико-экспериментальное исследование): дис. ... д-ра мед. наук : 14.01.14 / Гелетин Петр Николаевич. – Саратов, 2016. – 326 с.
13. Гилл, Ф. Практическая оптимизация / Ф. Гилл, У. Мюррей, М. Райт. – М. : Мир, 1985. – 509 с.
14. Гофунг, Е. М. Учебник терапевтической стоматологии / Е. М. Гофунг. – М. : Медгиз, 1946. – 510 с.
15. Данилова, М. А. Структурно-функциональные изменения в зубочелюстной системе у детей с высокой степенью перинатального риска (клинико-морфологическое исследование). Лечебно-профилактические методы коррекции: автореф. дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.21 / Данилова Марина Анатольевна. – Пермь, 2003. – 47 с.
16. Данилова, М. А. Этиология зубочелюстных аномалий. Профилактика в различных возрастных периодах: метод. рекомендации / М. А. Данилова, П. В. Ишмурзин, Ю. С. Халова. – Пермь, 2006.
17. Данциг, Дж. Б. Линейное программирование, его применения и обобщения / Дж. Б. Данциг. – М. : Изд-во «Прогресс», 1966. – 600 с.
18. Дегтярёва, Л. П. РЭГ в изучении неполноценности мозгового кровообращения при патологии височно-нижнечелюстного сустава /

- Л. П. Дегтярёва, И. В. Ситникова // Исследование кровообращения и транспорта веществ в организме. – Пермь, 1981. – С. 94–96.
19. Дистель, В. А. Зубочелюстные аномалии и деформации / В. А. Дистель, В. Г. Сунцов, В. Д. Вагнер. – Н. Новгород : Изд-во НГМА, 2004. – 101 с.
  20. Евдокимов, А. И. Позитивные и неясные факторы этиологии и патогенеза пародонтоза / А. И. Евдокимов // Современные проблемы заболеваний пародонта. – М., 1976. – С. 39–43.
  21. Егоров, П. М. Болевая дисфункция височно-нижнечелюстного сустава / П. М. Егоров, И. С. Карапетян. – М. : Медицина, 1986. – 150 с.
  22. Еловикова, А. Н. Биомеханические основы лечения зубочелюстных аномалий / А. Н. Еловикова, М. Ю. Няшин, Е. Ю. Симановская, Л. М. Гвоздева, Ю. И. Няшин // Стоматология. – 2002. – № 3. – С. 51–54.
  23. Зациорский, В. М. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению / В. М. Зациорский, Б. И. Прилуцкий // Современные проблемы биомеханики. – 1992. – Вып. 7. – С. 81–123.
  24. Иде, Й., Наказова К. Анатомический атлас височно-нижнечелюстного сустава / Й. Иде, К. Наказова. – М. ; СПб. ; Киев ; Алматы ; Вильнюс : изд. дом «Азбука», 2004. – 114 с.
  25. Карманов, В. Г. Математическое программирование / В. Г. Карманов. – М. : Наука, 1975. – 272 с.
  26. Каспарова, Н. Н. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава у детей и подростков / Н. Н. Каспарова, А. А. Колесов, Ю. И. Воробьёв. – М. : Медицина, 1981. – 152 с.
  27. Киченко, А. А. Определение усилий, возникающих в жевательной системе человека / А. А. Киченко, А. Ю. Шумихин, В. М. Тверье, Ю. И. Няшин, Е. Ю. Симановская // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 27–38.
  28. Колесников, Л. Л. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы / Л. Л. Колесников, С. Д. Арутюнов, И. Ю. Лебедеенко, Е. А. Брагин, А. С. Арутюнов, А. М. Антоник, Ю. М. Аникин, В. А. Маркин / под ред.

- Л. Л. Колесникова, С. Д. Арутюнова, И. Ю. Лебедеико. – М. : Практическая медицина, 2007. – 224 с.
29. Крошка, Д. В. Роль различных факторов в развитии дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц / Д. В. Крошка, А. А. Долгалев, Е. А. Брагин // Актуальные вопросы клинической стоматологии: сборник научных работ / Под ред. д.м.н., профессора Н. Н. Гаражи. – Ставрополь, 2016. – С. 183–189.
30. Кузнецов, А. Ю. Атлас анатомии человека для художников / А. Ю. Кузнецов. – Ростов н/Д : Феникс, 2002. – 160 с.
31. Купер Б. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава. Официальная позиция Международного колледжа краниомандибулярной ортопедии (МККО) / Б. Купер // Дентал Маркет. – 2012. – № 1. – С. 51–58.
32. Ляв А. Математическая теория упругости / А. Ляв. – М.-Л. : ОНТИ НКТП СССР, 1935. – 674 с.
33. Михайлов, С. С. Анатомия человека: учебник: в 2 т. / С. С. Михайлов, А. В. Чукбар, А. Г. Цыбулькин / под ред. Л. Л. Колесникова. – 5-е изд., перераб. и доп. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2011. – Т. 2. – 624 с.
34. Михеев, В. В. Стоматоневрологические синдромы / В. В. Михеев, Л. В. Рубин. – М. : Медицина, 1966. – 264 с.
35. Никитин В. Н. Оценка взаимодействия костных и мягкотканых структур ВНЧС и височной кости по данным МРТ / В. Н. Никитин, Л. Ф. Оборин // Стоматология Большого Урала. Инновационные технологии в стоматологии: материалы Всерос. конгр., [г. Пермь, 2011 г.] / Перм. гос. мед. акад. им. Е.А. Вагнера. – Пермь, 2011. – С. 98–99.
36. Никитин, В. Н. Биомеханическая взаимосвязь изменений височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии / В. Н. Никитин, Ю. И. Няшин // Математическое моделирование в естественных науках: тез. докл. XX Всерос. шк.-конф. молодых учен. и студентов / Перм. гос. мед. акад. им. Е.А. Вагнера. – Пермь: Изд-во ПНИПУ, 2011. – С. 71–72.

37. Никитин, В. Н. Биомеханическое взаимодействие височно-нижнечелюстного сустава и внутренней сонной артерии / В. Н. Никитин, Ю. И. Няшин // Прикладная математика и механика: тез. докл. науч.-техн. конф. (г. Пермь, 21–27 мая 2012 г.) / Перм. нац. исслед. политехн. ун-т. – Пермь: Изд-во ПНИПУ, 2012. – С. 12–13.
38. Никитин, В. Н. Влияние биомеханической нагрузки на усилия в зубочелюстной системе человека / В. Н. Никитин // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Прикладная математика и механика. – 2014. – № 1. – С. 13–26.
39. Никитин, В. Н. Влияние изменений зубочелюстной системы на другие системы организма в рамках концепции виртуального физиологического человека / В. Н. Никитин, Ю. И. Няшин // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2011: материалы ежегод. Всерос. науч. шк.–семинара, 25–27 окт. 2011 г. / Саратов. гос. ун-т им. Н.Г. Чернышевского. – Саратов, 2011. – С. 116–119.
40. Никитин, В. Н. Методика коррекции прикуса зубочелюстной системы человека на основе биомеханического моделирования / В. Н. Никитин // Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики, 20–24 августа 2015. – Казань, 2015. – С. 2775–2777.
41. Никитин, В. Н. Реакция височно-нижнечелюстного сустава и усилия жевательных мышц / В. Н. Никитин, В. М. Тверье, Ю. И. Няшин, Л. Ф. Оборин // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 2. – С. 194–207.
42. Никитин, В. Н. Реализация методики коррекции прикуса человека / В. Н. Никитин // Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20, № 1. – С. 48–57.
43. Новожилова, Т. П. Состояние зубочелюстной системы у детей, родившихся с задержкой внутриутробного развития: автореф. дис. ...

канд. мед. наук : 14.00.21 / Новожилова Тамара Павловна. – Пермь, 1992. – 23 с.

44. Норер, В. Развитие дегеративного процесса в суставном диске височно-нижнечелюстного сустава / В. Норер, А. Помароли, О. Дице // Заболевания височно-нижнечелюстного сустава / Под ред. Н. А. Плотникова. – М., 1988. – С. 105–111.
45. Няшин, Ю. И. Биомеханическое моделирование зубочелюстной системы человека / Ю. И. Няшин, В. М. Тверье, В. А. Лохов // Матер. всерос. конгресса стоматологов. – Пермь, 2009. – С. 128–130.
46. Няшин, Ю. И. Взаимодействие зубочелюстной системы с другими системами человеческого организма в рамках концепции виртуального физиологического человека / Ю. И. Няшин, А. Н. Еловилова, Я. А. Коркодинов, В. Н. Никитин, А. В. Тотьмянина // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 3. – С. 8–26.
47. Няшин, Ю. И. Височно-нижнечелюстной сустав человека как элемент зубочелюстной системы: биомеханический анализ / Ю. И. Няшин, В. М. Тверье, В. А. Лохов, М. Менар // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 7–21.
48. Няшин, Ю. И. Моделирование зубочелюстной системы человека в рамках проекта «Виртуальный физиологический человек» / Ю. И. Няшин, В. М. Тверье, В. А. Лохов, В. Н. Никитин // Стоматология Большого Урала. Инновационные технологии в стоматологии: материалы Всерос. конгр., [г. Пермь, 2011 г.] / Перм. гос. мед. акад. им. Е.А. Вагнера. – Пермь, 2011. – С. 95–98.
49. Оборин, Л. Ф. Варианты компримирования внутренней сонной артерии при деформировании височно-нижнечелюстного сустава / Л. Ф. Оборин, Т. Д. Миллер // Пермский мед. журнал. – 1996. – № 4. – С. 54–57. Дискуссия: 1997. – № 1. – С. 77; 1998. – № 1. – С. 54–57, № 2–3. – С. 52–54.

50. Оборин, Л. Ф. Взаимодействие биомеханических и гемодинамических факторов при повреждении височно-нижнечелюстного сустава врожденного и приобретенного происхождения / Л. Ф. Оборин, Е. С. Патлусова // Российский журнал биомеханики. – 2009. – № 4. – С. 94–107.
51. Оборин, Л. Ф. К методике заушной новокаиновой блокады для диагностики и лечения синдрома Костена / Л. Ф. Оборин, Ю. И., Павлецов, Г. К. Кирьянова, С. Н. Поздеев, Н. Е. Устьянцев // Ортодент-инфо, 2000. – С. 18–20.
52. Оборин, Л. Ф. Клинико-анатомические изменения сонных артерий при патологии прикуса и височно-нижнечелюстного сустава / Л. Ф. Оборин Л. П. Дегтярёва, Н. С. Ефимова // Тез. докл. VI Всесоюз. съезда невропатологов и психиатров. Т. II. Сосудистые заболевания нервной системы. – М., 1975. – С. 422–424.
53. Оборин, Л. Ф. О механизме влияния биомеханических стоматологических факторов на качество и продолжительность жизни людей / Л. Ф. Оборин, Ю. И. Няшин, В. Н. Никитин, А. В. Райков // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 4. – С. 70–86.
54. Оборин, Л. Ф. О механизме влияния коллатерального кровообращения головного мозга на развитие атрофических, болевых и других синдромов зубочелюстной системы / Л. Ф. Оборин, М. И. Шмурак // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 1. – С. 64–72.
55. Оборин, Л. Ф. О механизме влияния функции жевания на церебральную и центральную гемодинамику / Л. Ф. Оборин, А. П. Спицин, Т. П. Новожилова, Т. Д. Миллер // Ультразвуковая, лучевая и функциональная диагностика: матер. VII симпозиума РНЦХ РАМН с международным участием. – М., 2002. – С. 348–353.
56. Оборин, Л. Ф. Профилактика стоматоневрологического синдрома Костена / Л. Ф. Оборин, А. А. Лопанов, Т. Д. Миллер // Тр. VII Всерос. съезда стоматологов. – М., 2001. – С. 210–212.



57. Онопа, Е. Н. Реабилитация больных с синдромом дисфункции височно-нижнечелюстного сустава: автореф. ... дис. д-ра мед. наук : 14.00.21 / Онопа Евгений Николаевич. – Омск, 2005. – 46 с.
58. Павлова, О. Е. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью / О. Е. Павлова, Д. В. Иванов, А. А. Граманова, К. М. Морозов, И. И. Суслов // Известия Саратовского ун-та. Новая серия. Математика. Механика. Информатика. – 2010. – Вып. 2. – С. 66–72.
59. Петросов, Ю. А. Диагностика и ортопедическое лечение заболеваний височно-нижнечелюстного сустава / Ю. А. Петросов. – Краснодар : Советская Кубань, 2007. – 304 с.
60. Просверяк, Г. П. Гнойный тромбоартериит внутренней сонной артерии после удаления зуба / Г. П. Просверяк // Здоровоохранение Белоруссии. – 1980. – № 10. – С. 69–70.
61. Работнов, Ю. Н. Механика деформируемого твердого тела / Ю. Н. Работнов. – М. : Наука, 1979. – 744 с.
62. Руководство по ортодонтии / под ред. Ф. Я. Хорошилкиной. – М.: Медицина, 1982.
63. Сатыго, Е. А. Орофациальные дисфункции и кариес у детей 6–8 лет / Е. А. Сатыго // Стоматология детского возраста и профилактика. – 2009. – Т. 8, № 2. – С. 14–16.
64. Сёмин, Ф. А. Простая кинетическая модель мышечного сокращения: полная активация при полном перекрытии нитей в саркомере / Ф. А. Сёмин, А. К. Цатурян // Биофизика. – 2012. – Т. 57, № 5. – С. 840–847.
65. Симановская, Е. Ю. Биомеханическое описание особенностей функций жевательного аппарата у человека в норме и при различных патологических процессах / Е. Ю. Симановская, А. Н. Еловинова, В. М. Тверье, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 15–26.

66. Симановская, Е. Ю. Итоги и перспективы использования методов биомеханики в детской стоматологии / Е. Ю. Симановская, Ю. И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 3. – С. 10–22.
67. Скагер, А. А. Хирургическая ангиостоматология: кровообращение и регенерация / А. А. Скагер. – Рига : Зинатне, 1985. – 130 с.
68. Спицин, А. П. Влияние однократного жевания жевательной резинки на вариабельность сердечного ритма / А. П. Спицин, Л. Ф. Оборин, В. Н. Никитин // Вятский медицинский вестник. – 2012. – № 2. – С. 41–44.
69. Спицин, А. П., Влияние однократного жевания жевательной резинки на показатели центральной гемодинамики / А. П. Спицин, Л. Ф. Оборин, В. Н. Никитин // Вятский медицинский вестник. – 2012. – № 3. – С. 32–34.
70. Стрижаков, А. М. Ультразвуковая диагностика в акушерской клинике / А. М. Стрижаков, А. Т. Бунин, М. В. Медведев. – М. : Медицина, 1990. – 280 с.
71. Тарасова, С. В. Распространенность и выявляемость первичных и симптоматических форм хронической ежедневной головной боли / С. В. Тарасова, А. В. Амелин, А. А. Скоромец // Казанский медицинский журнал. – 2008. – Т. 89, № 4. – С. 427–431.
72. Тарг, С. М. Краткий курс теоретической механики: учеб. для вузов / С. М. Тарг. –10-е изд., перераб. и доп. – М. : Высш. шк., 1986. – 416 с.
73. Тверье, В. М. Атрофический синдром, связанный с изменениями биомеханического давления в зубочелюстной системе человека / В. М. Тверье, Е. Ю. Симановская, Ю. И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 1. – С. 9–14.
74. Тверье, В. М. Биомеханическая модель определения усилий мышц и связок в зубочелюстной системе человека / В. М. Тверье, Ю. И. Няшин,

- В. Н. Никитин // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С. 8–20.
75. Тверье, В. М. Биомеханический анализ развития и функционирования зубочелюстной системы человека / В. М. Тверье, Е. Ю. Симановская, А. Н. Еловицова, Ю. И. Няшин, А. А. Киченко // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 84–104.
76. Тверье, В. М. Биомеханическое давление, сопутствующее формированию зубоальвеолярного блока у человека / В. М. Тверье, Е. Ю. Симановская, Ю. И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 3. – С. 9–15.
77. Тверье, В. М. Биомеханическое моделирование онтогенеза зубочелюстной системы человека / В. М. Тверье // Материалы XI Всероссийского съезда по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики, 20–24 августа 2015. – Казань, 2015. – С. 3684–3686.
78. Тверье, В. М. Биомеханическое моделирование формирования и развития зубочелюстной системы человека / В. М. Тверье, Ю. И. Няшин, В. Н. Никитин // XVII Зимняя школа по механике сплошных сред: тез. докл., [г. Пермь, 28 февр. – 3 марта 2011 г.]. – Пермь, 2011. – С. 309.
79. Тверье, В. М. Задача коррекции прикуса в зубочелюстной системе человека / В. М. Тверье, В. Н. Никитин // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 344–358.
80. Тверье, В. М. Методика определения параметров искусственного вскармливания детей на основе биомеханического моделирования / В. М. Тверье, М. И. Шмурак, Ю. И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 54–65.
81. Тверье, В. М. Механическое давление как основа биомеханического моделирования зубочелюстной системы человека / В. М. Тверье, Ю. И. Няшин, В. Н. Никитин, Л. Ф. Оборин // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 24–35.

82. Тверье, В. М., Никитин В.Н., Кротких А.А. Уточнение прикуса на основе биомеханического моделирования / В. М. Тверье, В. Н. Никитин, А. А. Кротких // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 41–50.
83. Трезубов, В. Н. Ортопедическая стоматология / В. Н. Трезубов, А. С. Щербаков, Л. М. Мишнев. – СПб. : Фолиант, 2002. – 592 с.
84. Фадеев, Р. А. Особенности диагностики и реабилитации пациентов с зубочелюстными аномалиями, осложненными заболеваниями височно-нижнечелюстных суставов и жевательных мышц (Ч. 2) / Р. А. Фадеев, О. А. Кудрявцева // Институт стоматологии. – 2008. – № 4. – С. 20–21.
85. Хан, Х. Теория упругости. Основы линейной теории и ее применения / Х. Хан. – М. : Мир, 1988. – 344 с.
86. Хватова, В. А. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава / В. А. Хватова. – М. : Медицина, 1982. – 160 с.
87. Хватова, В. А. Клиническая гнатология / В. А. Хватова. – М. : Медицина, 2005. – 296 с.
88. Хорошилкина, Ф. Я. Ортодонтия / Ф. Я. Хорошилкина. – М. : Медицинское информационное агентство, 2006. – 544 с.
89. Чегин, А. Д. Клинико-рентгенологические параллели при синдроме дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и шеи / А. Д. Чегин, Н. Ф. Дудий // Стоматология: респуб. сб. – Вып. 26. – Киев, 1991. – С. 95–98.
90. Черенова, К. И. Патология височно-нижнечелюстного сустава и церебральные проявления артериальной гипертензии / К. И. Черенова, Т. Д. Миллер // Профилактическая и реабилитационная неврология и психиатрия: тез. докл. III съезда невропатологов и психиатров Пермской области. – Пермь, 1988. – С. 94–95.
91. Чуйко, А. Н. О некоторых особенностях расчёта нижней челюсти на прочность при функциональной нагрузке / А. Н. Чуйко,

- А. В. Мергвелашвили // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 2. – С. 69–80.
92. Шмурак, М. И. Биомеханическое моделирование естественного и искусственного вскармливания детей раннего возраста: автореф. дис. ... канд. ф.-м. наук : 01.02.08 / Шмурак Марина Ивановна. – Саратов, 2009. – 18 с.
93. Шутов, А. А. Церебральные проявления болевой дисфункции височно-нижнечелюстного сустава / А. А. Шутов, Т. Д. Миллер // Неврология и психиатрия. – 1993. – № 6. – С. 57–59.
94. Afifi, A. K. Cerebral hemiatrophy, hypoplasia of internal carotid artery, and intracranial aneurysm. A rare association occurring in an infant / A. K. Afifi, J. C Godersky, A. Menezes, W. R. Smoker, W. E. Bell, C. G. Jacoby // Arch. Neurol. – 1987. – P. 232–235.
95. Allen, K. D. Viscoelastic characterization of the porcine temporomandibular joint disc under unconfined compression / K. D. Allen, K. A. Athanasiou // Journal of Biomechanics. – 2006. – Vol. 39. – P. 312–322.
96. Baldini, A. Evaluation of the correlation between dental occlusion and posture using a force platform / A. Baldini, A. Nota, D. Tripodi, S. Longoni, P. Cozza // Clinics. – 2013. – Vol. 68, № 1. – P. 45–49.
97. Barbenel, J. C. The biomechanics of temporomandibular joint: a theoretical study / J. C. Barbenel // Journal of Biomechanics. – 1972. – Vol. 5, № 3. – P. 251–256.
98. Beek, M. Human temporomandibular joint disc cartilage as a poroelastic material / M. Beek, J. H. Koolstra, T. M. G. J. Van Eijden // Clinical Biomechanics. – 2003. – Vol. 18. – P. 69–76.
99. Chen, J. A finite element analysis of the human temporomandibular joint / J. Chen, L. Xu // J. Biomech. Eng. – 1994. – Vol. 116. – P. 401–407.
100. Chen, J. Stress analysis of the human temporomandibular joint / J. Chen, U. Akyuz, L. Xu, R. M. V. Pidaparti // Med. Eng. Phys. – 1998. – Vol. 20. – P. 565–572.

101. Claros, P. Major congenital anomalies of the internal carotid artery: agenesis, aplasia and hypoplasia / P. Claros, R. Bandos, I. Gilca, A. Jr. Claros, A. Capdevila, J. G. Rodriguez, A. Claros // *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* – 1999. – Vol. 49. – P. 69–76.
102. Costen J.B. Neuralgias and ear symptoms associated with disturbed function of the TMJ / J. B. Costen // *J. Am. Med. Assoc.* – 1936. – Vol. 107. – P. 252–254.
103. Costen, J. B. A syndrome of ear sinus symptoms dependent upon disturbed functions of TMJ / J. B. Costen // *Ann. Otol.* – 1934. – Vol. 43, № 1. – P. 1–15.
104. Coutant, J. Ch. Discrimination of objective kinematic characters in temporomandibular joint displacements / J. Ch. Coutant, M. Mesnard, J. Morlier, A. Ballu, M. Cid // *Archives of Oral Biology.* – 2008. – Vol. 53. – P. 453–461.
105. Crowninshield, R. D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R. D. Crowninshield, R. A. Brand // *J. Biomech.* – 1981. – Vol. 14.
106. Crowninshield, R. D. Use of optimization techniques to predict muscle forces / R. D. Crowninshield // *J. Biomech. Eng.* – 1978. – Vol. 100, № 2. – P. 88–92.
107. Davidson, A. S. Hemodynamic theory of pain production in TMJ syndrome / A. S. Davidson // *J. Oral Surg.* – 1964. – Vol. 22. – P. 39–42.
108. Desvarieux, M. Relationship between periodontal disease, tooth loss, and carotid artery plaque: the oral infections and vascular disease epidemiology study / M. Desvarieux, R. T. Demmer, T. Rundek, B. Boden-Albala, D. R. Jacobs, P. N. Papapanou, Sacco R. L. // *Journal of the American Heart Association.* – 2003. – P. 2120–2125.
109. Detamore, M. S. Structure and function of the temporomandibular joint disc: implications for tissue engineering / M. S. Detamore, K. A. Athanasiou // *Journal of Oral Maxillofac. Surg.* – 2003. – Vol. 61. – P. 494–506.

110. Devocht, J. M. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique / J. M. Devocht, V. K. Goel, D. L. Zeitler, D. Lew // *Journal of Oral and Maxillofac. Surg.* – 1996. – Vol. 54. – P. 1431–1437.
111. Donzelli, P.S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from *in vivo* kinematic and geometric measurements / P. S. Donzelli, L. M. Gallo, R. L. Spilker, S. Palla // *Journal of Biomechanics.* – 2004. – Vol. 37. – P. 1787–1791.
112. Engebretson, S. P. Radiographic measures of chronic periodontitis and carotid artery plaque / Engebretson S. P., Lamster I. B., Elkind M. S. V., Rundek T., Serman N. J., Demmer R. T., Sacco R. L., Papapanou P. N. // *Journal of the American Heart Association.* – 2005. – P. 561–566.
113. Fenner, J. W. The EuroPhysiome, STEP and a roadmap for the virtual physiological human / J. W. Fenner, B. Brook, G. Clapworthy, P. V. Coveney, V. Feipel, H. Gregersen, D. R. Hose, P. Kohl, P. Lawford, K. M. McCormack, D. Pinney, S. R. Thomas, S. Van Sint Jan, S. Waters, M. Viceconti // *Phil. Trans. R. Soc. A.* – 2008. – Vol. 366. – P. 2979–2999.
114. Fransson, A. M. C. Influence on the masticatory system in treatment of obstructive sleep apnea and snoring with a mandibular protruding device: a 2-year follow-up / A. M. C. Fransson, A. Tegelberg, A. Johansson, B. Wenneberg // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* – 2004. – Vol. 126, № 6. – P. 687–693
115. Gardner, E. Blood and nerve supply of joints / E. Gardner // *Stanford Med. Bull.* – 1953. – Vol. 11. – P. 203–209.
116. Goldwasser, M. S. Internal carotid artery thrombosis associated with a fracture of jaw / M. S. Goldwasser, E. L. Lordon, D. F. Tucker, K. D. Dolan // *J. Oral Surg.* – 1978. – Vol. 36, № 7. – P.543–545.
117. Graham, C. B. Magnetic resonance imaging in internal carotid artery agenesis with computed tomography and angiographic correlation: case reports /

- C. B. Graham, F. J. Wippold, G. W. Capps // *Angiology*. – 1999. – P. 847–853.
118. Gregolin, R. F. Biomechanical stress and strain analysis of mandibular human region from computed tomography to custom implant development / R. F. Gregolin, C. A. de Carvalho Zavaglia, R. C. Tokimatsu, J. A. Pereira // *Advances in Materials Science and Engineering*. – 2017. – Article ID 7525897. – P. 9.
119. Gröning F. Modeling the human mandible under masticatory loads: which input variables are important? / F. Gröning, M. Fagan, P. O'Higgins // *Anat. Rec. (Hoboken)*. – 2012. – Vol. 295, № 5. – P. 853–863.
120. Hang, W. M. Obstructive sleep apnea: dentistry's unique role in longevity enhancement / W. M. Hang // *The Journal of the American Orthodontic Society*. – 2007. – Spring. – P. 28–32
121. Harris, M. Psychogenic aspects of facial pain / M. Harris // *Brit. Dent. J.* – 1974. – Vol. 134. – P. 199–202.
122. Hyoun-Suk Ahn, Su-Beom Cho, Kwang-Joon Koh. Positional and morphologic changes of the temporomandibular joint disc using magnetic resonance imaging / Hyoun-Suk Ahn, Su-Beom Cho, Kwang-Joon Koh // *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. – 2001. – Vol. 31. – P. 235–240.
123. Ingawalé, S. M. Biomechanics of the temporomandibular joint // *Human musculoskeletal biomechanics* / S. M. Ingawalé, T. Goswami. – Rijeka, 2012. – 244 p.
124. Iwasaki, L. R. Temporomandibular joint loads in subjects with and without disc displacement / L. R. Iwasaki, M. J. Crosby, Y. Gonzalez, W. D. McCall, D. B. Marx, R. Ohrbach, J. C. Nickel // *Orthopedic Reviews*. – 2009. – Vol. 1. – P. 90–93.
125. Joshipura K. J. Poor oral health and coronary heart disease / K. J. Joshipura, E. B. Rimm, C. W. Douglass, D. Trihopoulos, A. Ascherio, W. C. Willett // *J. Dent. Res.* – 1996. – Vol. 75, № 9. – P. 1631–1636.



126. Joshipura, K. J. Periodontal disease, tooth loss, and incidence of ischemic stroke / K. J. Joshipura, H. C. Hung, E. B. Rimm, W. C. Willett, A. Ascherio // *Stroke*. – 2003. – Vol. 34. – P. 47–52.
127. Joshipura, K. J. Possible explanations for the tooth loss and cardiovascular disease relationship / K. J. Joshipura, C. W. Douglass, W. C. Willett // *Ann. Periodontol.* – 1998. – Vol. 3. – P. 175–183.
128. Kenichi, S. Fluid extravasation of the articular capsule as a complication of TMJ pumping and perfusion / S. Kenichi // *Bull. Tokyo Dental Coll.* – 2002. – Vol. 43, № 3. – P. 237–243.
129. Kinniburgh, R. D. Osseous morphology and spatial relationships of the temporomandibular joint: comparisons of normal and anterior disc positions / R. D. Kinniburgh, P. W. Major, B. Nebbe, K. West, K. E. Glover // *Angle Orthodontist*. – 2000. – Vol. 70, № 1. – P. 70–80.
130. Kobavachi, V. Bruxism and craniomandibular disorders / V. Kobavachi // *The Nippon dental University annual publications*. – 1995. – 34 p.
131. Koolstra, J. H. A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system / J. H. Koolstra, T. M. G. J. van Eijden // *J. Biomech.* – 2001. – Vol. 34. – P. 1179–1188.
132. Koolstra, J. H. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces / J. H. Koolstra, T. M. G. J. van Eijden, W. A. Weijs, M. Naeije // *Journal of Biomechanics*. – 1988. – Vol. 21, № 7. – P. 563–576.
133. Koolstra, J. H. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics / J. H. Koolstra, T. M. G. J. van Eijden // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 38. – P. 2431–2439.
134. Kreutziger, K. L. Temporomandibular degenerative joint disease. Part 1. Anatomy, pathophysiology, and clinical description / K. L. Kreutziger, P. E. Mahan // *Oral Surg.* – 1975. – Vol. 40, № 2. – P. 165–182.

135. Laboissière, R. The control of multimuscle systems: human jaw and hyoid movements / R. Laboissière, D. J. Ostry, A. G. Feldman // *Biol. Cybern.* – 1996. – Vol. 74. – P. 373–384.
136. Manfredini, D. Association between magnetic resonance signs of temporomandibular joint effusion and disk displacement / D. Manfredini, D. Basso, R. Arboretti, L. Guarda-Nardini // *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.* – 2009. – Vol. 107. – P. 266–271.
137. Manzi, F. R. Panoramic radiography as an auxiliary in detecting patients at risk for cerebrovascular accident (CVA): a case report / F. R. Manzi, F. N. Bóscolo, M. A. Solange, F. H. Neto // *Journal of Oral Science.* – 2003. – Vol. 45, № 3. – P. 177–180.
138. Matuura, Y. Distribution of cerebral blood flow during gum-chewing / Y. Matuura, T. Taniguchi, A. Sugiura, M. Miyao, H. Takada // *Forma.* – 2012. – Vol. 27. – P. 1–4.
139. May B. A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading / B. May, S. Saha, M. Saltzman // *Clinical Biomechanics.* – 2001. – Vol. 16. – P. 489–495.
140. Mello, C. F. Jr. Sonographic evaluation of temporomandibular joint internal disorders / C. F. Jr. Mello, O. C. Saito, H. A. Guimarães Filho // *Radiol. Bras.* – 2011. – Vol. 44, № 6. – P. 355–359.
141. Michelotti A. Postural stability and unilateral posterior crossbite: is there a relationship? / A. Michelotti, G. Buonocore, M. Farella, G. Pellegrino, C. Piergentili, S. Altobelli, R. Martina // *Neurosci. Lett.* – 2006. – Vol. 392, № 1–2. – P. 140–144.
142. Morgan, D. N. The great impostor diseases of the temporomandibular joint. – *JAMA.* – 1976. – Vol. 236, № 22. – 2395 p.
143. Murray, G. M. The human lateral pterygoid muscle / G. M. Murray, M. Bhutada, C. C. Peck, I. Phanachet, D. Sae-Lee, T. Whittle // *Archives of Oral Biology.* – 2007. – Vol. 52. – P. 377–380.

144. Nordin, M. Basic biomechanics of the musculoskeletal system / M. Nordin, V. H. Franke. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. – 496 p.
145. Osborn, J. W. Features of human jaw design which maximize the bite force / J. W. Osborn // *Journal of Biomechanics*. – 1996. – Vol. 29, № 5. – P. 589–595.
146. Osborn, J. W. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces / J. W. Osborn, F. A. Baragar // *Journal of Biomechanics*. – 1985. – Vol. 18, № 8. – P. 599–612.
147. Paunio, K. Missing teeth and ischaemic heart disease in men aged 45-64 years / K. Paunio, O. Impivaara, J. Tiekso, J. Maki // *Eur. Heart J.* – 1993. – Vol. 14. – P. 54–56.
148. Pedotti, A., Krishnan V. V., Stark L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion / A. Pedotti, V. V. Krishnan, L. Stark // *Mathematical Biosciences*. – 1978. – Vol. 38, № 1/2. – P. 57–76.
149. Pérez del Palomar, A. An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction / A. Pérez del Palomar, M. Doblaré // *Med. Eng. Phys.* – 2007. – Vol. 29, № 2. – P. 216–226.
150. Pérez del Palomar, A. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible / A. Pérez del Palomar, M. Doblaré // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39. – P. 2153–2163.
151. Schillinger, T. Dental and periodontal status and risk for progression of carotid atherosclerosis: the inflammation and carotid artery risk for atherosclerosis study dental subsidy / T. Schillinger, W. Kluger, M. Exner, W. Mlekusch, S. Sabeti, J. Amighi, O. Wagner, E. Minar, M. Schillinger // *Journal of the American Heart Association*. – 2006. – P. 2271–2276.
152. Simanovskaya, E. Y. Biomechanical and histomechanical studies of the mastication apparatus / E. Y. Simanovskaya. M. Ph. Bolotova, Y. I. Nyashin, M. Y. Nyashin, A. G. Masich // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 4, № 3. – P. 9–16.

153. Singh, G. D. Evaluation of the posterior airway space following biobloc therapy: geometric morphometrics / G. D. Singh, A. V. Garcia-Motta, W. M. Hang // *The Journal of Craniomandibular Practice*. – 2007 – Vol. 25, № 2. – P. 85–89
154. Slavicek, R. The masticatory organ: funktionen and dysfunktionen / R. Slavicek. – Klosterneuburg: GAMMA Medizinisch-wissenschaftliche Fortbildungs-GmbH, 2002. – 543 p.
155. Tanaka, E. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc / E. Tanaka, T. M. G. J. van Eijden // *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* – 2003. – Vol. 14, № 2. – P. 138–150.
156. Tanaka, E. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images / E. Tanaka, D. P. Rodrigo, M. Tanaka, A. Kawaguchi, T. Shibazaki, K. Tanne // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2001. – Vol. 30. – P. 421–430.
157. Tanaka, E. Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method / E. Tanaka, D. P. Rodrigo, Y. Miyawaki, K. Lee, K. Yamaguchi, K. Tanne // *J. Oral Rehab.* – 2000. – Vol. 27. – P. 754–759.
158. Tanaka, E. Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening / E. Tanaka, R. del Pozo, M. Tanaka, D. Asai, M. Hirose, T. Iwabe, K. Tanne // *Med. Eng. Phys.* – 2004. – Vol. 26. – P. 503–511.
159. Throckmorton, G. S. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces. Part II. The importance of the direction of the jaw muscle forces / G. S. Throckmorton // *J. Biomech.* – 1985. – Vol. 18, № 6. – P. 453–461.
160. Tsaturyan, A. K. The fraction of myosin motors that participate in isometric contraction of rabbit muscle fibers at near-physiological temperature / A. K. Tsaturyan, S. Y. Bershitsky, N. A. Koubassova, M. Fernandez,

- T. Narayanan, M. A. Ferenczi // *Biophys. Journal.* – 2011. – Vol. 101, № 2. – P. 404–410.
161. Tsutsumi, S. Psevdo 3D computer simulation for pathogenesis and reahabilitation on cervical spine deformity by malocclusion / S. Tsutsumi, K. Doi // *International Journal of Industrial Ergonomics.* – 1992. – Vol. 9. – P. 137–144
162. van Eijden, T. M. G. J. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles / T. M. G. J. van Eijden, J. A. M. Korfage, P. Brugman // *The Anatomical Record.* – 1997. – Vol. 248. – P. 464–474.

ПРИЛОЖЕНИЯ

## Приложение 1

## АКТ

## апробации методики коррекции прикуса зубочелюстной системы человека

На кафедре ортопедической стоматологии Пермского государственного медицинского университета им. академика Е.А. Вагнера проводилась апробация методики коррекции прикуса зубочелюстной системы человека, разработанная на кафедре теоретической механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета (авторы: В.М. Тверье, В.Н. Никитин).

Предложенная методика использует результаты биомеханического моделирования нагружения нижней челюсти усилиями мышц, реакцией височно-нижнечелюстного сустава и максимальным усилием сжатия челюстей в положении прикуса, установленного врачом-стоматологом. В основе моделирования лежит решение поставленной авторами задачи управления положения прикуса в известном для данной группы пациентов физиологическом диапазоне при ограничениях на механические напряжения в диске височно-нижнечелюстного сустава и теле нижней челюсти. Новое положение прикуса разыскивается с целью более равномерного вовлечения в процесс нагружающих мышц с отсутствием усилий в мышцах-открывателях. Методика реализована в виде пакета программ для персонального компьютера.

В результате применения построенной методики назначается новое скорректированное положение прикуса, находящееся в физиологическом диапазоне, что позволяет избежать перегрузок в суставах и, тем самым, патологических изменений в нем, а также в теле челюсти.

Применение методики требует следующих индивидуальных данных: компьютерная томограмма нижней челюсти, включая височно-нижнечелюстной сустав. Это дает численные данные как о размерах нижней челюсти и суставных дисках, так и о точках прикрепления всех мышц нижней челюсти.

С помощью численных расчетов по предложенной биомеханической модели врачом определяется скорректированное положение прикуса. Это позволяет сократить число повторных посещений врача, улучшить качество жизни пациента.

По результатам апробации можно констатировать, что предложенная методика основывается на современных представлениях медицины о функционировании зубочелюстной системы человека, дает хорошие количественные результаты и может быть рекомендована к использованию в качестве пособия врачу-стоматологу в медицинской практике.

Заслуженный деятель науки РФ,  
заведующий кафедрой  
ортопедической стоматологии  
Пермского государственного медицинского  
университета им. Е.А. Вагнера,  
доктор медицинских наук, профессор



/ Г.И. Рогожников/



## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2015618461

«Определение усилий в зубочелюстной системе человека»

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Пермский национальный исследовательский политехнический университет» (RU)*

Авторы: *Никитин Владислав Николаевич (RU), Тверье Виктор Моисеевич (RU), Няшин Юрий Иванович (RU)*

Заявка № 2015615085

Дата поступления 15 июня 2015 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 10 августа 2015 г.

Врио руководителя Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Л.Л. Кирий





## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2015618460

**«Определение напряженно-деформированного состояния  
зубочелюстной системы человека»**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего профессионального  
образования «Пермский национальный исследовательский  
политехнический университет» (RU)*

Авторы: *Никитин Владислав Николаевич (RU), Тверье Виктор  
Моисеевич (RU), Няшин Юрий Иванович (RU)*

Заявка № 2015615093

Дата поступления 15 июня 2015 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 10 августа 2015 г.



Врио руководителя Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Л.Л. Куруй