Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования

«Санкт-Петербургский государственный университет»

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА**

НА ТЕМУ: Cравнение классических и индивидуальных брекет-систем

Выполнила студентка

Нуртдинова Светлана Александровна

523 группы

Научный руководитель

д.м.н. Соколович Наталия Александровна

Санкт-Петербург

2018

Оглавление

[Перечень условный обозначений 3](#_Toc514749764)

[Введение 4](#_Toc514749765)

[Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ 6](#_Toc514749766)

[1.1 История 6](#_Toc514749767)

[1.2 Биомеханика в ортодонтии 7](#_Toc514749768)

[1.3 Конструкция брекета 19](#_Toc514749769)

[1.4 Система Damon 26](#_Toc514749770)

[1.5 Система Insignia 36](#_Toc514749771)

[1.6 CAD/CAM технологии 39](#_Toc514749772)

[Глава 2. Материалы и методы 54](#_Toc514749773)

[Глава 3. Результаты исследования 56](#_Toc514749774)

[Выводы 71](#_Toc514749775)

[Практические рекомендации 72](#_Toc514749776)

[Список литературы 73](#_Toc514749777)

**Перечень условный обозначений**

ТРГ – телерентгенограмма

CAD/CAM – computer-aided design/computer-aided manufacturing

ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав

3D – three dimension, трехмерное

ВЧ – верхняя челюсть

НЧ – нижняя челюсть

**Введение**

**Актуальность вопроса.**

В современной ортодонтии применяются новейшие современные технологии (различные интраоральные снимки, томография, компьютерные технологии и дизайн), которые помогают ортодонтии развиваться и совершенствоваться дальше как науке. Одной из таких новейших систем является система Insignia (ORMCO Corporation) (Scholz et al., 2009г., 853-856), которая вышла на рынок несколько лет назад. При использовании этой системы ортодонт получает оттиск зубного ряда поливинилсилоксановым материалом (PVS) и отправляет их производителю. Оттиск оцифровывается и загружается в программу.

Также ортодонт может загрузить дополнительную информацию пациента (экстраоральные фотографии и рентгеновские снимки). Эта система позволяет оптимизировать результаты лечения с помощью компьютерного дизайна улыбки.

Компания ORMCO производит трехмерную цифровую модель, рассчитывает оптимальные положение брекета и дуги. Теоретически индивидуальные ортодонтические системы лечения предлагают несколько преимуществ, как для пациента, так и для врача - ортодонта, с общепринятыми преимуществами, включая лучшее лечение, лучшие результаты, более короткую продолжительность лечения и меньше времени на адаптацию (Alford и другие; Weber et al. 2013., 383-388). Потребность в трудоемких корректировках значительно снижается, а настройка устройства способствует достижению окончательной желаемой окклюзии с первого дня лечения ( Gracco и Antonio, 2013., 467-468). Лечение с помощью проектированных компьютером брекетов, имеет потенциал для персонализации ортодонтического лечения, но преимущества еще предстоит подтвердить. Необходимо настоящее рандомизированное контролируемое исследование, чтобы сравнить продолжительность ортодонтического лечения с индивидуальными и классическими брекет-системами.

**Цель исследования.**

Изучение сравнительных характеристик, свойств и эффективности индивидуальных брекет-систем и классическими в рамках современного ортодонтического лечения.

**Задачи исследования.**

- провести ретроспективный анализ карт пациентов на базе клиники «Конфиденция»;

- сравнить показатели лечения пациентов на системе Insignia и контрольной группы на Damon Q;

- сформулировать рекомендации после получения результата исследования.

**Научная новизна исследования.**

Определены наиболее подходящие условия для оптимизации и планирования лечения на индивидуальной системе Insignia.

**Практическая ценность исследования.**

На данный момент в отечественной и зарубежной литературе нет достаточного количества исследовательских работ, по которым можно было бы провести корректное сравнение брекет-систем Insignia с классическими брекет-системами. Анализ сравнения брекет-систем индивидуальных и классических может быть использован для улучшения качества доработки системы Insignia и позволит в дальнейшем показывать лучшие результаты лечения.

# Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

## 1.1 История

Начиная с 18 века, были сделаны первые шаги в ортодонтии. Пьер Фошар, француз, внесший огромный вклад в стоматологию, в 1729 создал пластину выравнивающую зубы и описал применение наклонной плоскости. Данная пластина с медной проволокой, обвязывала каждый зуб и давала вестибуло-оральную силу. В дальнейшем, в 1848 году, Норман Кинзли применил внеротовую тягу для коррекции зубочелюстных аномалий. Данная конструкция прикреплялась к голове и шее и создавала нагрузку на зубы, тем самым перемещая их. Это время отличалось тем, что большое внимание уделялось изменению лицевых пропорций, но не был сделан акцент на изучение понятия окклюзии. «Отец ортодонтии», доктор J. Farrar, впервые объяснил зачем нужно применять умеренные силы на перемещение зубов (Аболмасов Н.Г. / Аболмасов Н.Н, 2008).

Отец современной ортодонтии доктор Edward Angle изучал ортодонтию не только с точки зрения эстетики, но и с целью создания нормального функционирования зубочелюстного аппарата. В конце 19 века вносит понятие – окклюзия, пишет работы по классификации аномалий прикуса. Первый аппарат доктора Энгля представлял собой жесткую рамку с кольцами, которые крепились только к молярам, а вдоль зубного ряда прокладывалась вестибулярная дуга, так называемая, Е-дуга Энгля. Е-дуга была способна наклонять зубы в вестибулярное и оральное положение, чего было недостаточно для реализации нормальной постановки отдельно стоящего зуба. Чтобы решить эту проблему Э. Энгль зафиксировал кольцо на другие зубы и внедрил трубки находящиеся на каждом зубе. В эти трубки внедрялся штифт, с помощью которого была возможна коррекция положения каждого, отдельно стоящего зуба. Данная конструкция, хотя и была максимально точной и эффективной, представляла собой максимально сложное изготовление. В источниках говорится, что только сам Э.Энгль мог повторить данный аппарат (Хорошилкина Ф.Я, 1999).

В 1916 году доктор Энгль модифицировал трубку, которая стала представлять собой прямоугольный вертикально расположенный паз. В этот паз входила золотая дуга, располагающаяся длинной стороной к основанию брекета, и фиксировалась штифтами. Первая ориентация дуги Ribbon или «ленточная» до сих пор используется в наши дни в некоторых брекет-системах, таких как: индивидуальная система Incognito и WIN.

1925 год – появление Edgewise ориентации дуги. Доктор Энгль переориентировал вертикальный паз в горизонтальный чтобы исправить все недостатки «ленточной» дуги. Золотая дуга стала прямоугольной, а паз 0,22/0,28 (Voudouris J. C. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets, 1997).

Первый самолигирующий замок, как ни странно, появился в 1935 году благодаря доктору Расселу. В дальнейшем самолигирующиеся брекеты самоусовершенствовались и успешно применяются в наши дни

## 1.2 Биомеханика в ортодонтии

Биомеханика – принципы того как наш организм отвечает на нашу механику, на силу, которую мы даем.

Теории перемещения зубов:

- Биоэлектрическая теория

- изгибания костной ткани

- теория сжатия/натяжения

Биоэлектрическая теория. Костная ткань как и любимая структура имеющая кристаллическую решетку может вызывать перемещение электронов, соответственно способна вызывать электрический ток (направленное перемещение электронов) (Нанда Р., 2009).

При давлении на зуб кость деформируется (кристаллическая решетка деформируется) происходит движение электронов, что вызывает активацию клеток, которые начинают перемещать зуб. Подтверждается теория тем, что при потере зубов преждевременно и отсутствии адекватного протезирования, костная ткань не имея давления от жевания атрофируется, потому что в костной ткани не возникают электрические токи от давления.

Теория изгибания костной ткани (теория Кингелея и Валькгофа 1890г). Теория сжатия/натяжение – Данная теория является классической и доказуемой, в отличии от биоэлектрической, данная теория основывается не на электрических импульсах, а на химических сигналах. При перемещении зуба, происходит сдавление сосудов на стороне давления, с обратной стороны сосуды расширяются, соответственно происходит изменение количества кислорода и биологических активных веществ, что вносит дисбаланс системы, который производит активизацию клеток остеокластов и остеобластов (происходит ремоделирование костной ткани), (Дистель В.А., Сунцов В.Г,2001).

Фазы перемещения:

- фаза первичного перемещения

- фаза задержки - в этой фазе зубы зрительно и видимо не перемещаются, но эта фаза направленна на подготовку активного перемещения

- фаза активного перемещения. Эффективность перемещения зубов зависит от величины силы и ее продолжительности.

Величина силы:

- фронтальная резорбция (рассасывание спереди)

- подрывающая резорбция

В фазе задержки вся система адаптируется к тому, чтобы зубы в дальнейшем перемещались. В этой фазе выделяют два вида сжатия сосудов: частичное и полное (при использовании большой силы) (Профит, У.Р, 2006., 560). При частичном сжатии сосудов происходит адаптация системы к сжатию сосудов, в последующем образуются новые сосуды (пролиферация), это все вызывает каскад клеточных реакций и ремоделирование костной ткани, тогда зуб перемещается. При полном сжатии сосудов происходит стерильный некроз сосудов, при котором сосуды полностью сжаты, не происходит доступ и перенос питательных веществ, в дальнейшем происходит также каскад клеточных реакций и ремоделирование костной ткани, но с задержкой на 1-2 недели.

Совсем недавно большое время уделялось на химические изменения в первые часы после приложения силы к зубу. После многочисленных экспериментов выяснилось, что в периодонтальной связке увеличивается количество простагландина Е, который является важным участником клеточных реакций. Он способен стимулировать активность остеокластов и остеобластов (Хорошилкина Ф.Я, 2006).

Фронтальная резорбция происходит при частично сжатых сосудах. На стороне давления, из частично сжатых сосудов выходят активированные клетки, остеокласты, производя резорбцию костной ткани (реконструирование костной лунки), после идет перемещение зуба. На все данные этапы в среднем уходит 2-4 дня (Трезубов В.Н., Щербаков А.С,2001.,148).

Подрывающая резорбция – перемещения зубов с большой силой, тем самым полностью сдавливая сосуды. В данном случае активированные клетки выходят не из периодонтальной связки, а из сосудов костной ткани. Соответственно большое количество костной ткани должно быть резорбировано, чтобы вызвать перемещение зубов через подрывающую резорбцию. При больших силах, при полном сдавлении сосудов клетки перемещаются из соседних областей, а это значит, что нужно больше времени, чтобы они добрались до зуба; так как образуется некротизированная ткань и зона гиалинизации, которую очень сложно резорбировать, на это уходит еще больше времени; клетки прокладывают большой путь до зуба, тем самым делая лечение не предсказуемым и увеличивая риск рецидива (обратного результата). На перемещение зубов уходит в среднем 12-15 дней. В иностранной литературе есть исследования о вспомогательной нехирургической процедуре, ускоряющей перемещение зубов у пациентов, проходящих лечение на несъёмной аппаратуре. Авторы считают, что ускорение перемещения зуба могло бы помочь сократить срок ортодонтического лечения и связанные с ним побочные эффекты, включающие резорбцию корней и деминерализацию эмали. Утверждается, что существует несколько методов ускорения перемещения зубов, хирургических и нехирургических. (Miles P., Accelerated orthodontic treatment - what's the evidence? 2017). Нехирургические техники представлены облучением лазером низкой интенсивности, воздействием резонансной вибрацией, импульсными электромагнитными полями, электрическими токами и фармакологическими препаратами.

Целью исследования являлась оценка влияния вспомогательных нехирургических процедур на скорость ортодонтического перемещения зуба и общую продолжительность лечения. Авторы исследовали следующие базы данных на 25 ноября 2014: the Cochrane Oral Health Group's Trials Register (Ноябрь 2014), the Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL; The Cochrane Library 2014, Issue 10), MEDLINE через OVID (с 1946 до ноября 2014), EMBASE через OVID (с 1980 ноября 2014), LILACS через BIREME (с 1980 до ноября 2014), metaRegister of Controlled Trials (Ноябрь 2014), the US National Institutes of Health Trials Register (ClinicalTrials.gov; Ноябрь 2014) и the WHO International Clinical Trials Registry Platform (Ноябрь 2014). Ими были проверены справочные списки всех испытаний, определенных для дальнейших исследований. Не было никаких ограничений относительно языка или даты публикации в поисках электронных баз данных. Доктора включили рандомизированные контролируемые исследования (РКИ) людей, проходящих ортодонтическое лечение с использованием несъемных аппаратур наряду с дополнительными нехирургическими процедурами для ускорения перемещения зубов. Они исключили непараллельные исследования с группами (например, split-mouth), поскольку мы рассматривали их неприемлемыми для оценки последствий такого рода вмешательств.

Два автора статьи были ответственны за выбор исследований, риск предвзятой оценки и извлечения данных; они выполняли эти задачи независимо. Все разногласия были решены путем обсуждения среди группы экспертов до достижения консенсуса. Авторы обзора обратились к авторам исследований с просьбой получить недостающую информацию и данные, чтобы была возможность провести расчет средних величин разности, 95% доверительного интервала, отношения шансов риска, в случае их отсутствия в отчетах.

Доктора включили в этот обзор два исследования, которые были оценены как подверженные высокому риску предвзятости. В двух исследованиях, в которых участвовало в общей сложности 111 пациентов, сравнивалось использование аппаратов Tooth Masseuse и OrthoAccel с традиционной механикой лечения на этапах выравнивания и ретракции клыков. Оба исследования включали объективную оценку количества или скорости перемещения зубов, но мы не смогли подвергнуть эти данные мета анализу, поскольку они использовали разные измерения результатов на разных стадиях ортодонтического лечения. (David Normando, Why do some orthodontic treatments last so long while others do not?, Dental Press Journal of Orthodontics, 2017, 22, 2, 9). В одном исследовании измерялась субъективная оценка боли и дискомфорта, в другом оценивались побочные эффекты. В исследованиях непосредственно не сообщалось ни о продолжительности ортодонтического лечения, ни о количестве посещений в процессе активного лечения.

В результате использования аппарата Tooth Masseuse с частотой 111 Гц и силой 0.06 Н (Ньютон) в течение 20 минут в день в сравнении с контрольной группой, был достигнут больший объём выравнивания скученности в области нижних резцов за 10 недель, оценка проводилась при помощи Индекса Иррегулярности Литтла (LII) со средней величиной разности в 0.6 мм (95% доверительный интервал от -0.94 до 2.34). Боль и дискомфорт увеличивались через 6-8 часов после установки дуги и через 7 дней с минимальными различиями между групп исследования и контроля. Статистических тестов для каждой из переменных не было представлено, и различия между двумя группами не были клинически важными.(Padhraig S Fleming, Hardus Strydom, Non-pharmacological interventions for alleviating pain during orthodontic treatment, 2016, 78-82).

Использование аппарата OrthoAccel, при 30 Гц и 0.25 Н 20 минут в день, увеличило скорость дистализации клыка в сравнении с контрольной группой (средняя величина разности 0.37 мм в месяц; 95% доверительный интервал -0.07- 0.81; P = 0.050. Хотя эта разница предполагала перемещение зуба с использованием вибрации на 50% быстрее, абсолютные различия были незначительными и считались клинически несущественными. В группах исследования и контроля отмечались аналогичные уровни незначительных побочных эффектов с коэффициентом риска 0.96 (95% ДИ от 0.32 до 2.85). В целом качество доказательств было очень низким, и поэтому нет возможности полагаться на выводы.

Существует очень мало клинических исследований об эффективности нехирургических вмешательств, ускоряющих ортодонтическое лечение. Имеющиеся данные очень низкого качества, поэтому невозможно определить, есть ли положительный эффект нехирургических дополнительных процедур для ускорения перемещения зубов. Хотя утверждается, что может быть положительный эффект от слабых вибрационных сил, результаты текущих исследований не достигают ни статистического, ни клинического значения. Необходимы дальнейшие хорошо разработанные и строгие рандомизированные контролируемые исследования с более длительными периодами наблюдения для определения того, могут ли нехирургические вмешательства приводить к клинически значимому сокращению продолжительности ортодонтического лечения без каких-либо побочных эффектов.

При быстром ремоделировании, при подрывающей резорбции периодонтальной связки и окружающей альвеолярной кости являются основной причиной рецидива и гиалинизации. В иностранных исследованиях существуют данные об эффективность низкоинтенсивной лазерной терапии в ускорении ортодонтического перемещения зубов.

Низкоинтенсивная лазерная терапия, как утверждают, ускоряет модернизацию кости. Цель этого мета анализа состояла в том, чтобы критически оценить текущие доказательства и определить эффективность низкоинтенсивной лазерной терапии в ускорении ортодонтического перемещения зубов. PubMed, Web of Knowledge, Embase, CENTRAL, ProQuest Dissertations &Theses, и SIGLE, были исследованы электронно с января 1990 до июня 2013. Скрининг статьи, извлечение данных, оценка риска отклонений и оценки качества доказательств через систему GRADE проводились независимо и в двойном экземпляре двумя авторами рецензента. Результатом интереса к этому мета анализу было накапливаемое перемещенное расстояние (AMD). Мета исследования были выполнены во Всесторонней Мета аналитической Версии 2.2.064 (Биостатистика, Энглвуд, Нью-Джерси, США). Наконец, пять исследований были включены в этот мета анализ. Мета анализ показал, что объединенная разница значений (DM) была 0.33 [95% CI: (0.03–0.64)], 0.76 [95%CI: (−0.14,1.65)] и 0.43 [95%CI: (−0.05, 0.91)] для AMD в течение 1 месяца, AMD в течение 2 месяцев и AMD в течение 3 месяцев, соответственно. Однако были обнаружены значительные разнородность и нестабильность объединенных результатов. Кроме того, был найдены отклонения результатов в публикациях для AMD в течение 3 месяцев. Анализ подгруппы с длиной волны 780 нм показал, что объединенный DM AMD был 0.54 (95% CI=0.18–0.91), 1.11 (95% CI=0.91–1.31) и 1.25 (95% CI=0.68–1.82) для 1, 2, и 3 месяца, соответственно. Для выходной мощности 20 мВт, анализ подгруппы показал, что объединенный DM AMD был 0.45 (95% CI = 0.26–0.64), 1.11 (95% CI=0.91–1.31), и 1.25 (95% CI = 0.68–1.82) для 1, 2, и 3 месяца, соответственно. Слабые данные свидетельствуют о том, что низкоинтенсивные лазерные облучения с длиной волны 780 нм, с флюенсом 5 см-2 и/или выходной мощности 20 мВт могли ускорить ортодонтическое перемещение зуба в течение 2 месяцев и 3 месяцев. Однако мы не можем определить его эффективность в течение 1 месяца из-за потенциальных ошибок измерения (Ху Long, Yang Zhou, [Lasers in Medical Science](https://link.springer.com/journal/10103), 2013).

Слабые данные свидетельствуют, что низкоинтенсивные лазерные облучения с длиной волны 780 нм, флюенсом 5 см-2 и/или выходной мощностью 20 мВт могли ускорить ортодонтическое перемещение зубов в течение 2 и 3 месяцев. Однако эффективность низкоинтенсивной лазерной терапии в других длинах волны (например, 650 и 800 нм), флюенсе (например, 25 см-2) и выходной мощности (например, 0.25 и 100 мВт) не может быть определена из-за недостаточных данных или потенциального расхождения данных в этом мета анализе. Кроме того, мы не можем определить его эффективность в течение 1 месяца из-за потенциальных ошибок измерения. Из-за низкого качества доказательств и потенциального расхождения в публикациях, это заключение должно интерпретироваться с осторожностью.

Силы прилагаемые на перемещения зубов не должны превышать давления капилляров в периодонтальной связке. (2,6кРа/ 26г/см-2) (рис.1). Из этого следует расчет сил, с которым мы можем воздействовать на зубы:

Тип перемещения:

- наклон: 50-70 г

- корпусное перемещение: 100-150г

- выравнивание корня: 75-125 г

- вращение: 50-75г

- экструзия: 50-75г

- интрузия: 15-25 г

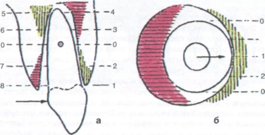


Рис.1. Схема, характеризующая степень сдавливания периодонта в разных участках зоны давления

При перемещении зуба, воздействие идет на коронку зуба, а не на корень на прямую так как корень находится в костной ткани. Центр сопротивления – точка, к которой нужно приложить силу, чтобы зуб двигался корпусно. Эта точка обычно находится на ¼ или 1/3 длины корня зуба, ниже эмалево-цементная границы. В иностранных статьях описывается эффект удаления третьих моляров на позднюю скученность в переднем отделе нижнего зубного ряда. Проблема поздней скученности нижнечелюстных резцов - хорошо устоявшийся феномен, вызывающий большие споры на протяжении многих лет. Центральным вопросом является возможная роль третьих моляров, хотя окончательных выводов так и не последовало. Это проспективное исследование разрабатывалось для оценки эффектов раннего удаления третьих моляров на позднюю скученность резцов нижней челюсти (Harradine NW, Clinical Trial Journal Article Randomized Controlled Trial, 2014).

В исследование вошли 164 пациента с 1984 года, закончившие ортодонтическое лечение. 77 пациентов (47%) вернулись на контрольный осмотр в среднем через 66 месяцев (5.5 лет). Их начальные и окончательные диагностические модели были оцифрованы рефлекторным микроскопом для определения индекса иррегулярности Литтла, межклыкового расстояния и длины зубных рядов. У 44 из этих пациентов были рандомизировано удалены третьи моляры. Доказательства предубеждений авторов исследования не выявлено. В тех случаях, где третьи моляры были удалены, среднее увеличение скученности в переднем сегменте нижней челюсти было снижено на 1.1 мм от среднего значения 2.1 мм для группы, в которой третьи моляры были сохранены (Р = 0.15, статистически незначимо). Принципиальный вывод из этого рандомизированного проспективного исследования в том, что удаление третьих моляров для уменьшения или предотвращения поздней скученности нижнечелюстных резцов не может быть оправдано.

Виды перемещений:

- наклон (контролируемый/неконтролируемый)

- корпусное перемещение

- ротация (вращение)

- экструзия (выдвижение книзу)

- интрузия (выдвижение кверху)

Различают два основных вида перемещения зубов под действием ортодонтических аппаратов:

- корпусное

- наклонно – поступательно

Под корпусном перемещении зубов не происходит отклонение оси зуба, как при наклонно-поступательном движении можно выделить поступательное движение, так и вращательное (наклонное) с осью вращения расположенной в средней трети корня зуба (рис.2,3).

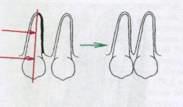
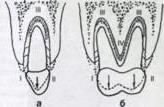


Рис. 2. Корпусное перемещение премоляра, т.е. сохранение параллельности со своей исходной продольной осью.



Рис**.** 3**.** Схематическое изображение тканевых преобразований при зубоальвеолярном удлинении (экструзия): *а* — однокорневого зуба, *б* — двукорневого, стрелки указывают направление действия силы

При наклонно – поступательном перемещении однокорневого зуба образуются две зона давление и две зоны натяжения. В этих зонах параллельно друг другу: остеобластический и остеокластичесский процессы. В зоне давления преобладают процессы с участием остеокластов, а в зоне натяжения – остеобластов (Трезубов В.Н, 2015). При внедрении однокорневого зуба на всем протяжении корня преобладает остеолкастический процесс, при вытяжении наоборот остеобластический.

Момент силы равен силе умноженое на расстояние до центра сопротивления. ( Mf=F\*d) d=8-10mm. Если идет действие силой 100г, тогда момент силы образуется в 10 раз большое (Александер Р.Г, 1997). Соответственно, можно сделать вывод о том, что сила, с которой идет воздействие на зуб, может оказывать давление в 10 раз больше.

Классификация сил по Шварцу:

I – 3-5 грамм на см2 – ориентировочные (неактивные) силы не вызывают никаких изменений

II – 17-26 грамм на см2 – оптимальные силы, равны или чуть больше каппилярного давления

III – до 60 грамм на см2 – силы патологически вызывают обширный некроз, необратимый (Образцов, Ю. П, 2007).

Осложнения (при передозировке сил)

- резорбция

- вывихи, подвывихи, перелом

- разрыв сосудисто-нервного пучка

## 1.3 Конструкция брекета

Брекет является одной из основных частей ортодонтического несъемного аппарата, появившийся благодаря доктору Э.Энглю. Со временем брекет модифицировался, но суть его сохранилась и по сей день. Фиксированный брекет передает энергию дуги, вызывая его движение и перемещение (Герасимов С. Н., 2002).

Современные брекеты:

- лигатурные

- активное самолигирование

- пассивное самолигирование

Сам брекет состоит из стали высокого качества марки 17-4. В зависимости от обработки данный сплав стали может изменять свои свойства в зависимости от количества составляющих и температурной обработки. Ведь на самом деле, инструменты, брекеты, лигатуры могут быть созданы из одного и того же сплава, но в разнице обработки отличаются друг от друга своей жесткостью, гибкостью, свойствами. Хром – элемент благодаря которому сталь проявляет свои нержавеющие свойства, это происходит за счет того, что на поверхности стали, при контакте хрома с кислородом, образуется оксид хрома препятствующий коррозии. При удалении оксида хрома, через некоторое время его пленка образуется вновь. Если нержавеющую сталь поместить в воду, где отсутствует кислород – будет происходит коррозия (Куцевляк В.И, 2013., 60). Следующий, не маловажный элемент, благодаря которому сталь проявляет свойства твердости и жесткости – углерод. В основном с высоким содержанием углерода изготавливаются режущие инструменты, которые не могут выделиться своей гибкостью и являются хрупким изделием. У кислорода с углеродом идет борьба за ионы хрома, что проявляет углерод как не самый хороший антикоррозивный элемент (Головко Н.В., 2002). Для того, чтобы избежать проблемы сварки и спайки изделий из-за повышенного содержания углерода, добавляют виды соединений такие как: титан, кобальт, никель. Элемент железо проявляет все остальные свойства стали. Проводя многочисленные исследования, была выявлена самая лучшая сталь, которая используется и по сей день в медицине, сталь марки 17-4. В иностранном исследовании есть статья о резорбция корней в процессе ортодонтического лечения самолигирующимися и лигатурными брекетами. Целью данного исследования было сравнение наружной апикальной резорбции корней (EARR) у пациентов, проходящих ортодонтическое лечение на несъёмной аппаратуре с самолигирующимися и обычными брекетами.

Исследования, сравнивающие EARR у ортодонтических пациентов с самолигирующимися и лигатурными брекетами, были выбраны с помощью электронного поиска в базах данных, таких как CENTRAL, PubMed, EMBASE, China National Knowledge Infrastructure (CNKI) и SIGLE, и ручного поиска в соответствующих журналах и справочных списках исследований, включенных до апреля 2016 года. Получение данных и оценка вероятности ошибки проводились двумя исследователями независимо. Первоначальный результат подвергся статистической группировке с помощью Review Manager 5 (Jianru Yi, Meile Li, BMC Oral HealthBMC series – open, inclusive and trusted, 2016).

В систематический обзор были включены семь исследований, из которых пять исследований были статистически объединены в мета-анализ. Степень EARR для верхнечелюстных центральных резцов в группе самолигирующих брекетов была значительно ниже, чем в группе с лигатурными брикетами. Существенных различий между самолигирующимися и лигатурными брикетами в латеральных резцах не обнаружено. Основываясь на имеющихся ограниченных данных, самолигирующиеся брекеты, по-видимому, обладают долгосрочным защитным эффектом в отношении центральных резцов верхней челюсти от резорбции корня по сравнению с традиционными лигатурными брекетами. Никаких других воздействий на другие резцы обнаружено не было. Результаты этого исследования могут свидетельствовать о приоритетности самолигирующихся брекетов для пациентов с более восприимчивыми к резорбции корням верхнечелюстных резцов или зубов с неблагоприятным соотношением длины коронок и корней при лечении несъёмной ортодонтической аппаратурой. Однако для получения более достоверных доказательств по этому вопросу требуются методологически обоснованные клинические испытания.

Брекет включает в себя паз: горизонтальный или вертикальный, лигатурные крылья или замок, на основании брекета ретенционные элементы.

Каждая часть брекета влияет на определенный вид перемещения:

- Вертикальное перемещение зубов – наличие паза

- Боковое перемещение - скольжения дуги внутри паза

- Ротационный момент - благодаря мезио-дистальному размеру брекета.

- Прочность лигатурных крыльев/замка – вертикальный размер брекета (исключение)

Основание брекета состоит из металлической сетки и фольги, которые имеют частоту переплетений сто нитей на квадратный дюйм. Что касается керамических брекетов, то они состоят из поликристаллического оксида алюминия, но у каждой марки имеется своя индивидуальная обработка основания (Swartz LM,2001).

На основании брекета ретенционные пункты отвечают за степень фиксации. Они должны быть изготовлены таким образом, чтобы был высокий уровень фиксации, а сам брекет не деформировался при длительном ношении брекет-систем. Помимо этого, он должен быть пластичным для обеспечения адекватного снятия после лечения (Рольф Хинц, Андреас Шуман, 2002). Также в брекете заложено такое понятие как «звено слабости» - место стыковки литой части брекета и сетчатого основания. Данная зона обеспечивает контроль чрезмерных сил: хорошую фиксацию брекета и при этом отсутствие вреда для эмали. В иностранных статьях есть исследования о торке при установке и показатели Периотеста как важные факторы прогноза стабильности ортодонтических микроимплантов как дополнительных элементов в несъемной аппаратуре.

Примерно 14% ортодонтических микроимплантов теряют стабильность независимо от точности установки, поэтому очень важно изучить факторы, приводящие к отторжению. Авторы оценили стабильность микроимплантов после установки с целью обнаружить факторы, влияющие на прогноз ортодонтического лечения с использованием микровинтов (Gioka C., Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances, 2004). Они исследовали 120 микроимплантов (Dual-top Auto Screw III; Jeil Medical, Seoul, Korea, диаметр 1.4 мм; длина 6 мм), установленных у женщин в области верхней челюсти между первым премоляром и первым моляром с вестибулярной и небной сторон. Были изучены возраст пациента, частота и время отторжения микровинтов. Сравнили значения торка при установке и показания Периотеста (Tokyo Dental Industrial, Токио, Япония), показывающие горизонтальную и вертикальную подвижность установленных микроимплантов, в группах с отторжениями и без отторжений микровинтов (группы успеха и неудачи, соответсвенно).

 Средние показатели торка при установке 10.7 ± 1.9 Н·см и 8.5 ± 2.1 Н·см в группе неудачи и успеха соответственно. В группе успеха толщина кортикального слоя (группа успеха - 1.34 ± 0.35 мм; группа неудачи - 0.99 ± 0.09 мм) была значительно больше, в то время как показатели Периотеста во время установки (группа успеха - горизонтальный 4.9 ± 1.4, вертикального 4.7 ± 1.3; группа неудачи - горизонтольный 7.0 ± 0.8, вертикальный 7.1 ± 0.9) были значительно меньше, чем в группе неудачи. Показания Периотеста, значение торка при установке и толщина кортикального слоя кости могут прогнозировать стабильность микроимпланта после установки.

Для облегчения и улучшения работы врача, брекеты множественное количество раз модифицировались. Самый первый брекет представлял из себя «одиночную» структуру, имея два лигатурных крыла с пазом между ними. Из-за небольшого мезио-дистального размера, они не совершали ротационный момент в той силе, в которой это было необходимо. Для решения данной проблемы брекеты было решено «сдвоить» и соеденить общим основанием. Так появился брекет twin, признанный классическим. Но также имели свои недостатки из-за своих больших мезио-дистальных размеров, которые создавали малое расстояние между брекетами, что создавало высокую силу воздействия на зубы при отсутствии гибких дуг. В дальнейшем для решение проблем вращения, доктора Стейнер, Льюис и Ланг ввели ротационные крылья (Лаура Митчел, 2010., 166). С развитием металлургии и появлению новых сплавов позволило уменьшить размер брекета, без потерь в эффективности ортодонтического лечения.

**Дуги**

|  |  |
| --- | --- |
| По материалу: - Сталь - Co-Cr (Elgiloy) - Ti-Mo (TMA) - TiNb - NiTi (Nitinol) - CuNiTi - Оптоволоконные (Optiflex) - Из благородных металлов | По форме: - Для ВЧ и НЧ - Евроформа - Универсальная форма Damon - Alexander - Лингвальная прямая - Лингвальная грибовидная - Непреформированные |
| По сечению:  - Круглые  - Квадратные - Прямоугольные - Плетёные круглые/прямоугольные (коаксиальные, плетеные, скрученные) - С закругленным краем - Параллелепипедные | По размеру сечения: 0.012 0.013 0.014 0.016 0.018 0.020 16x16 17х17 17.5x17.5 16x22 14x25 16x25 17x25 18x25 19x25 21x25 |
| По эластичности: - Суперэластичные (с памятью формы) - Псевдоэластичные - Не эластинчные Специальные дуги: - PreTorque - Реверсионные - С петлями - С крючками | По эластичности: - Суперэластичные (с памятью формы) - Псевдоэластичные - Не эластинчные Специальные дуги: - PreTorque - Реверсионные - С петлями - С крючками |

**Сила дуг:**F = kx   
F = mg   
Сила в Ньютонах  
Сила стальных дуг падает в геометрической прогрессии в прямой зависимости от увеличения межбрекетного расстояния. Суперэластичные дуги теряют силу при увеличении межбрекетного расстояния, но измерить это можно только опытным путем

**Изгибы дуг:**Первого порядка (горизонтально, по 2 показателю размера дуги): инсет, офсет, ротация.

Второго порядка (вертикально, по 1 показателю размера дуги): экструзия, интрузия, ангуляция.  
Третьего порядка (скручивание): торк.

## 1.4 Система Damon

Система Damon – система разработанная доктором Дуайтом Деймоном, которая направлена на улучшение эстетических и функциональных составляющих зубочелюстного аппарата. Первый брекет Damon SL был изобретет в 1996 году. После большой работы доктора Деймона был создан брекет Damon Q в 2009 году и в этом же году Damon clear (Damon D. H., The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket, 1998).

Самолигирующиеся устройства представляют собой систему прямых сил, для которых не требуются эластические или металлические лигатуры, чтобы держать дугу в пазе, имея механизм двери или замка, предназначенный для выполнения этой функции (Harris EF, Glassell BE,2012.,543-549). Традиционно их можно разделить на активные самолигирующие и самолигирующие пассивные устройства в зависимости от того, нажимает ли замыкающий механизм дугу на дне прорези или нет.

**Преимущества самолигирующих систем.**

Цель самолигирующей системы была задумана исключительно для сокращения и упрощения времени работы ортодонта и улучшения качества комфорта пациента. Впоследствии доктор Деймон осознал бесчисленные преимущества безлигатурных систем, среди которых значительное низкое трения, которое позволяет дуге спокойно скользить (Birnie D., The Damon passive self-ligating appliance system,  2008).

Существует три типа самолигирующих сил:

- пассивная самолигирующая, оснащенная крышкой, который превращает брекет в трубку, которая не взаимодействует с дугой;

- активный самолигирующий, снабженный гибкой клипсой, которая прижимает дугу к дну паза, значительно увеличивая трение;

- пассивно-активное самолигирование, в котором взаимодействие происходит между дугой и пазом, причем увеличение трения происходит только с увеличением сечения дуг, как правило, выше 0,016x.016. (Damon, D. H. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system, 1998) Damon clear изготовлены из поликристаллического оксида алюминия, за счет чего проявляют свою устойчивость к окрашиванию на протяжении всего времени лечения, когда Damon Q состоят из прочного нержавеющей стали марки 17-4 (Кущ А. Ю, 2010). Брекет Damon Q уменьшен в мезио-дистальных размерах, что дает преимущество в работе со скученностью, дает хорошие эстетические свойства и повышает гигиенический контроль.

Размер брекета меньше, чем в лигатурных брекет-системах, что улучшает качество гигиены и не создает дискоморфт пациенту. Так же в брекете есть специальные отверстия, позволяющие вставь съемные дуги и крючки. Паз брекета представляет собой параллелепипед, четыре крепкие стенки которого позволяют контролировать ротацию. На каждом брекете имеется съемный позиционер, что упрощает и создает более точную постановку каждого зуба. Длина позиционера 5,1 мм от центра до насечек. SpinTek - запатентованный инструмент, который распределяет силы при открывании крышки, чтобы смена дуг была удобна и не было проблем для других регулировок. Этот инстурмент совершая простой поворот, имеет способность распределять силу давления в противополжные направления. Даже при наличии твердых зубных отложений окончательная сила будет равна 0 кг (Anand M, Turpin DL, 2015). В других безлигатурных брекетов, при открывании крышки, идет энергия однонаправленных сил, в 1,35 кг давления, что может приводить к поломкам брекетов, травмам слизистой и неприятному ощущению пациента. Закрытие крышки может осуществляться тем же инструментом SpinTek, но обратной стороной, либо же пальцем. Обратная сторона брекета проявляет свою высокую прочность из-за своей технологический обработки, которая является запатентованной, при этом не проявляя никаких негативных свойств по отношению к эмали во время снятия или дебондинга. В зарубежных статьях **можно найти исследования об оценках положения резцов и трансверзальных изменений зубных рядов при лечении системой DAMON. Целью исследования являлась** проверка гипотезы о том, что система DAMON позволяет сохранять межклыковые, межпремолярные и межмолярные расстояния (Cash AC, Good SA, An evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? 2004). Проверить гипотезу о том, что система DAMON не изменяет в значительной степени положение и ангуляцию резцов верхней и нижней челюсти по сравнению с контрольными группами, прошедшими лечение посредством mini diamond несъемной аппаратурой для аналогичного неправильного прикуса.

Пациенты, прошедшие лечение c помощью системы DAMON (N = 27), сравнивали с пациентами, прошедшие лечение c помощью mini diamond несъемной аппаратуры (N = 16). Было произведено сканирование, измерение и сравнение боковых цефалометрических рентгенограмм и зубных моделей пациентов, сделанных до и во время лечения для того, чтобы увидеть, существуют ли существенные различия между временными точками, а также между двумя группами пациентов. Результаты не подтвердили заявленный эффект губного бампера системы DAMON и показали схожий характер исправления скученности, в том числе трансверзальное расширение и выдвижение резцов в обеих группах, независимо от используемой системы брекетов.

  Верхнечелюстные и нижнечелюстные межклыковые, межпремолярные и межмолярные расстояния значительно увеличились после лечения системой DAMON. Нижние челюсти были значительно выведены в протрузию после лечения системой DAMON, что противоречит теории губного бамера системы DAMON. Наклоны резцов после лечения системой DAMON не сильно отличались от контрольной группы. Пациенты, получавшие лечение с помощью системы DAMON, завершили лечение в среднем на 2 месяца быстрее, чем у пациенты, проходившие лечение на mini diamond несъемной аппаратуре. (Rohini Vajariaa, Ellen BeGoleb, Angle Orthod., 2011, 81: 647-652.)

**Пропись**

Терминология Эндрюса

1. Плоскость Эндрюса - трансверзальная плоскость на которой буду выстроены все экваторы всех зубов после выравнивания.
2. Клиническая коронка - видимая часть коронки зуба при нормальном пародонте.
3. Передняя ось клинической коронки (FACC) – линия, проходящая по наиболее выступающей части вестибулярной поверхности коронки (для моляров - по щечной фиссуре).
4. FA point - точка на FACC, которая делит клиническую коронку пополам.
5. Средняя сагиттальная плоскость - плоскость, которая делит зуб мезиодистально по передней оси клинической коронки.
6. Средняя трансверзальная плоскость - плоскость, разделяющая клиническую коронку на гингивальную и окклюзионную части (Andrews LF, The six keys to normal occlusion, 1972).

**Измерения Эндрюса**

1. Средняя сагиттальная плоскость - плоскость, которая делит зуб мезиодистально по передней оси клинической коронки.
2. Средняя трансверзальная плоскость - плоскость, разделяющая клиническую коронку на гингивальную и окклюзионную части.
3. Место установки брекета - определяется мезиодистальными и окклюзогингивальными границами клинической коронки зуба.
4. Вертикальный контур коронки - определяли наложением шаблонов окружностей, использовали для проектирования вертикальной анатомии основания каждого брекета.
5. Ангуляция коронки - измеряли угол к перпендикуляру к плоскости, проходящей через контактные пункты зубов. Измерения показывают на сколько нужно наклонить паз в каждом брекет мезио-дистально.
6. Инклинация коронки - измеряли угол касательной к линии, проходящая по наиболее выступающей части вестибулярной поверхности коронки и точке FA к перпендикуляру к плоскости, проходящей через контактные пункты зубов. Эти измерения должны были убрать или уменьшить необходимость изгибов третьего порядка.
7. Оффсет по ротации у моляров верхней челюсти - угол между касательной к вестибулярной поверхности моляров и прямой линией, проведенной через щечные бугры.
8. Горизонтальный контур коронок - измерения показали постоянство вестибулярной поверхности каждой группы зубов. Использовали для проектирования горизонтального контура основания брекетов.
9. Выступание коронок - измерялось расстояние от линии проходящей через контактные пункты зубов до самых выступающих точек коронок. Эти показатели вложили в толщину основания брекетов (таб. 1,2).
10. Выраженность кривой Шпее - измеряется в миллиметрах, по расчетам в норме от 0 до 2.5 мм (Andrews LF, The Straight-Wire-Appliance, 1976).

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Верхние | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Агуляция | +5 | +9 | +11 | +2 | +2 | +5 | +5 |
| Торк | +7 | +3 | -7 | -7 | -7 | -9 | -9 |
| Ротация | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -10 | -10 |

Таблица 1. Пропись Andrews на верхнюю челюсть

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Нижние | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Ангуляция | +2 | +2 | +5 | +2 | +2 | +2 | +2 |
| Торк | -1 | -1 | -11 | -17 | -22 | -30 | -35 |
| Ротация | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Таблица 2. Пропись Andrews на нижнюю челюсть

Техника прямой дуги Эндрюса состоит из двух типов брекет-систем:  
- стандартные брекеты  
- трансляционные брекеты (для перемещения зубов)

Стандартные брекеты Эндрюс состоят из:  
- серии для II скелетного класса  
- серии для I скелетного класса  
- серии для III скелетного класса

Трансляционные брекеты Эндрюс разрабатывались с целью компенсации побочных эффектов во время закрытия постэкстракционных промежутков. В пропись дополнительно были включены контр-ротации, контр-ангуляции, а верхние моляры получили контр-торк.

Трансляционные брекеты Эндрюс разделяются на:  
- брекеты для минимального перемещения (до 2 мм) 2 градуса гипперкоррекции по ангуляции и ротации в боковых отделах.  
- брекеты для среднего перемещения (2-4 мм) 4 градуса гиперкоррекции  
- брекеты для максимального перемещения ( > 4мм) 6 градусов гиперкоррекции.

Ronald Roth в 1976 году методом проб и ошибок при работе на SWA вывел свою философию - предложил свою пропись (таб. 3,4) и одну серию брекетов для большинства клинических случаев - получить небольшие гиперкоррекции к окончанию лечения, чтобы зубы сами установились в правильное положение. Кроме зубных параметров конечного результат включил:  
- эстетику мягких тканей  
- функциональную окклюзию по принципам гнатологии  
- стабильность результата  
- комфорт, эффективность  
- состояние тканей пародонта и ВНЧС

Функциональная окклюзия включает:  
- центральную окклюзию (CO = CR)   
- взаимная защита  
- резцовый путь  
- клыковый путь  
- 6 ключей по Andrews

Паз 0.018 или 0.022 (предпочтительней 0.022)  
Крючки на брекетах и двойные и тройные щечные трубки  
Фиксация брекетов в точку FA (или самую выступающую точку на коронке зуба)

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Верхние | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Ангуляция | +5 | +9 | +13 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Торк | +12 | +8 | -2 | -7 | -7 | -14 | -14 |
| Ротация | 0 | 0 | +4 | -2 | -2 | -10 | -14 |

Таблица 3. Пропись Roth верхняя челюсть

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Нижние | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Ангуляция | +2 | +2 | +7 | -1 | -1 | -1 | -1 |
| Торк | -1 | -1 | -11 | -17 | -22 | -30 | -30 |
| Ротация | 0 | 0 | +2 | -4 | -4 | -4 | -4 |

Таблица 4. Пропись Roth нижняя челюсть

Dwight Damon в 1996 году представил миру свою философию и пропись

Философия:   
- используются брекеты с пассивным самолигированием   
- минимальная сила трения в системе  
- физиологичные силы, действующие на зубы во всех фазах лечения (не сдавливающие микроциркуляторное русло)  
- сила давления мягких тканей определяет ширину и форму зубной дуги, не дает резцам выходить в протрузию  
- расширение зубных рядов с уважением к периметру апикального базиса

Паз брекета - 0.022″x0.028″ для большего выбора дуг и «игры» дуги в пазе  
Брекеты с высоким, стандартным и низким торком на полнопазной дуге (19x25) «игра» по инклинации (торку) составляет ±11°. На этом основан выбор торка брекета в различных механиках лечения.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Верхняя челюсть | Торк | Ангуляция | Ротация |
| 1 | +2,+15,+22 | 5 | 0 |
| 2 | -5,+6,+13 | 9 | 0 |
| 3 | -9,+7,+11 | 5 | 0 |
| 4 | -11 | 2 | 0 |
| 5 | -11 | 2 | 0 |
| 6 | -18(SL), -9(А) | 0(SL), +5(А) | 12(SL), 10(А) |
| 7 | -27(Т), -9(А) | 0(Т), +5(А) | 6(Т), 10(А) |

Таблица 5. Пропись Damon верхняя челюсть

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Нижняя челюсть | Торк | Ангуляция | Ротация |
| 1 | -11, -3 | 2 | 0 |
| 2 | -11, -3 | 4 | 0 |
| 3 | 0,+7,+13 | 5 | 0 |
| 4 | -12, -5 | 4 | 0 |
| 5 | -17 | 4 | 0 |
| 6 | -30(A), -28(SL) | 2(SL), 2(A) | 2(SL),0(А) |
| 7 | -35(A), -10(Т) | 0(T),2(А) | 5(Т),0(А) |

Таблица 6. Пропись Damon нижняя челюсть

Произошло усложнение прописи, в сравнении с Roth (таб. 5,6), которое оправдано лучшим контролем положения зубов, более индивидуальным подходом к каждому кейсу, отработкой показателей торка, нивелировкой побочных эффектов в различных механиках лечения. При правильном подборе торка - уменьшается потребность в дополнительных изгибах и уменьшается срок лечения. При неправильном подборе возможны необратимые побочные эффекты.

## 1.5 Система Insignia

Индивидуальная брекет-система Insignia создана для того, чтобы врач мог визуализировать сам процесс лечения, но при этом система не может определять его план. Для системы инсигния проводится анализ моделей, загипсованных в артикулятор, анализ клинических фотографий, анализ дентальной компьютерной томографии, что дает врачу возможность спланировать лечение пациента (Gracco A, Tracey S,2011). Система Инсигния демонстрирует как будут смыкаться зубы по тому плану, который составит врач-ортодонт, что будет помогать ему предвидеть те или иные ошибки, часто допускаемые врачами в конце лечения на брекет-системах (Блум С.А, 2014). Например, врач сможет увидеть аналог анализа Болтона, т.е. смыкание резвой по первому классу. При наличии overjet даже начинающий доктор это увидит и изначально запланирует сепарацию зубов верхней челюсти. В системе инсигния есть функция под названием «межпроксимальная редукция или сепарация», которая покажет необходимый объем сепарации, который врач должен выполнить для успешного лечения.

Функция Interproximal Reduction («Межпроксимальная редукция, или сепарация») покажет тот объем сепарации, который врач должен выполнить в ходе лечения. При необходимости с  помощью функции Notes («Примечания») можно текстом добавить необходимую сепарацию в  нужных межзубных промежутках, а следующий set-up придет уже с учетом этих изменений. Миниэстетика в  системе Insignia уже имеет более практическое применение. При суженном верхнем зубном ряду и наличии т.н. «щечных коридоров», ортодонт может выбрать индивидуальную форму зубного ряда, более широкую в области премоляров или клыков. Функция Edit Mantrough  — редактирование\просмотр формы зубной дуги, позволяет это сделать легко и наглядно (Scholz RP, Sarver DM,2009). Конечно же, он должен соотнести это с  объемом костной ткани на основании дентальной

компьютерной томографии, оценить начальное положение корней и  положение после расширения. Возможно, на этом этапе необходимо будет откорректировать торк боковых зубов таким образом, чтобы, несмотря на расширение, их корни правильно располагались в  толще губчатого вещества альвеолярного отростка. Конечно же, планируя расширение зубного ряда, врач изначально должен продумать будущий протокол ретенции, но при правильно выбранных ретенционных аппаратах даже значительное расширение верхнего зубного ряда будет стабильно. Функция Smile Arc (Дуга улыбки) позволяет определять позиционирование брекетов в  переднем сегменте по высоте. Этим удобным и  простым элементом мы можем управлять как экспозицией резцов, ориентируясь пришлифовывание нижних резцов при их гиперпрорезывании. Формирование микроэстетики займет у  опытного врача-ортодонта наибольшее количество времени, но и финальный результат будет находиться на новом качественном уровне (Grauer D, Wiechmann D, 2012). Начинаем мы с оценки уровня десны, его контура и  формы. Это очень важный этап, который позволит на начальном этапе решить достаточно сложные вопросы будущей эстетики. Первичное расположение зубов на set-up по уровню десны — это не автоматический результат, а  просто отправная точка планирования. Первая функция, которая нам понадобится, это Gumline display. Она покажет красным контуром десневой край, что станет для нас ориентиром в использовании следующей, одной из наиболее важных и  основных функций программы Insignia Approver — Manual Override (Изменения вручную), позволяющей в  трехмерном пространстве изменять положение каждого зуба (рис. 4). Очень важно понимать, что система Insignia — это не просто система непрямого позиционирования, а  полноценный инструмент диагностики и планирования. Шаг за шагом, двигаясь по зубному ряду, мы оцениваем положение каждого зуба, принимая решение о  возможных улучшениях результата.

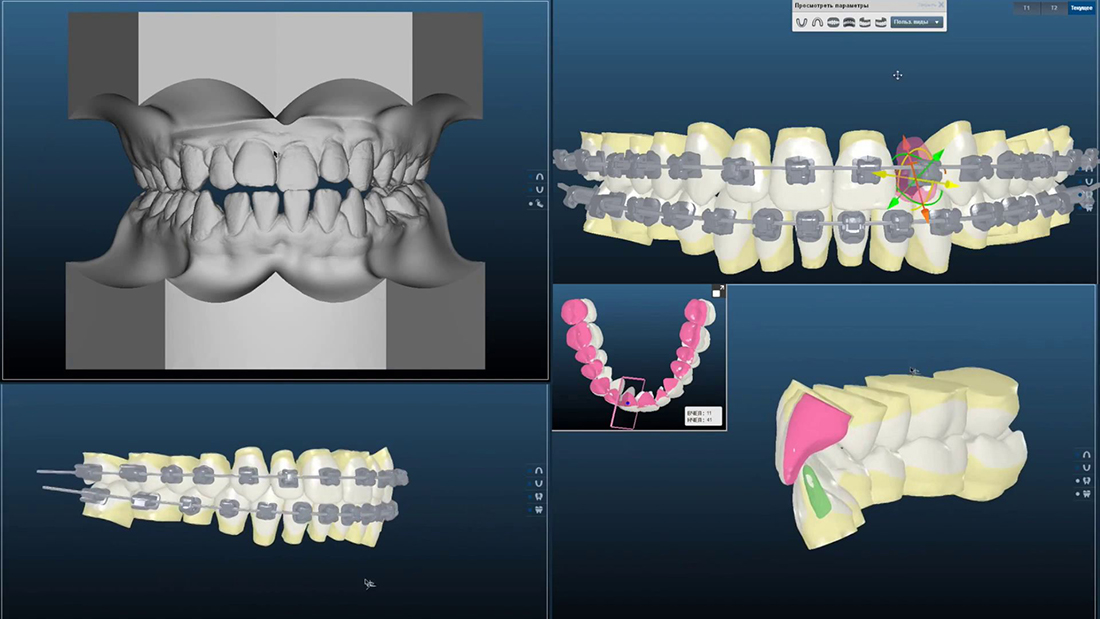


Рис. 4. Функция «Изменения вручную» позволяет изменять положение зуба во всех трех плоскостях, визуализируя плотность окклюзионных контактов

В каждом отдельном сегменте мы принимаем решение, если хотим изменить уровень десны, каким образом это будет происходить. Мы можем провести интрузию или экструзию зуба, проведя в будущем его пришлифовывание или восстановление, можем провести пародонтологическую коррекцию уровня десны, либо можем провести коррекцию торка зуба, также изменив будущий уровень прикрепления десны. На этом этапе нам может понадобиться совместное обсуждение ситуации с  врачом-пародонтологом, чтобы он подтвердил возможности контурирования десны того объема, который нам понадобится. Закончив с  этим этапом, мы автоматически были вынуждены отметить несовершенство формы некоторых зубов и  их оттенка (оттенок, конечно же, мы параллельно отмечаем по клиническим фотографиям). Именно здесь на первый план выходит эстетическая стоматология. Командное обсуждение плана лечения позволит в  будущем провести оптимальную по времени и  качеству ортодонтическую подготовку перед эстетическими реставрациями. Возможность точного изменения положения зубов позволит учесть толщину прямых реставраций или виниров, подготовить зубы под керамические вкладки, безметалловую керамику. Обсудив с пациентом желаемую форму зубов с помощью программ фото- моделирования и set-up моделей, мы можем перенести эти цели в практическую плоскость, найдя компромисс между апроксимальной сепарацией, пришлифовкой или будущим увеличением длины зуба с  помощью реставраций. Именно эти функции позволят в  каждой клинике создать хороший командный подход к ведению пациентов, включив в него ортодонтию как один из основополагающих элементов. Это будет полезно не только для общего уровня работы клиники, но и для практики врача-ортодонта, расширяющего прием за счет эффективной работы с врачом- ортопедом.

## 1.6 CAD/CAM технологии

3D-визуализация широко используется в различных областях стоматологии для диагностики, планирования лечения и создания конструкций.(Ибрагимов Т.И., Большаков Г.В,2010.,12) 3d - изображения создаются с использованием контактных или бесконтактных методов оптического сканирования, но они имеют ограничения, самое важное из которых является то, что любое новое виртуальное изображение создается из серии дискретных точек данных. Оно не образуется из непрерывного потока данных, которые относятся к исходному объекту. Из чего мы можем сделать вывод, что компьютерное программное обеспечение должно использоваться для воссоздания максимально подходящей виртуальной поверхности из полученных данных.

В стоматологии всегда была необходимость записывать и манипулировать трехмерными (3D) моделями тканей пациентов. Несмотря на то, что они имеют преимущество в точности размеров, знакомости и простоте управления, они также обладают рядом недостатков, основными из которых являются время и средства, необходимые для изготовления, каталогизации, хранения и поиска (David Normando, Why do some orthodontic treatments last so long while others do not? 2017).  В последние годы произошли большие изменения в области электронного 3D-изображения, которые привели к все большему использованию в стоматологии, включая реставрационную стоматологию, ортопедическую, ортодонтическую, ортогнатическую и черепно-лицевую хирургию. Легко воспринимать такие разработки как должное и автоматически предполагать, что полученные изображения являются точными и надежными представлениями оригинала.

3D-сканеры поверхности, как следует из названия, являются устройствами, которые создают цифровую карту поверхности объекта и собирают данные по трехмерной форме и размеру. Необработанные данные обычно получают в виде облака точек, представляя 3D-координаты оцифрованной поверхности. На практике существуют две основные категории 3D-поверхностных сканеров: контактные и бесконтактные сканеры.

**Контактные сканеры.**

Многие контактные сканеры представляют собой координирующие измерительные машины, которые представляют собой механические системы, предназначенные для перемещения измерительного зонда по поверхности и для определения координат точек, содержащих поверхность. Они имеют четыре основных компонента: измерительный зонд, контрольную или вычислительную систему, машину, которая перемещает зонд и измерительное программное обеспечение. Механический измерительный зонд выполняет линейное или радиальное сканирование желаемой поверхности, и, как это делается, положение наконечника стилуса в плоскостях x, y и z отбирается с регулярными интервалами. Это приводит к появлению массива точек данных или «облака точек», представляющих точки, лежащие на поверхности объекта. Примером сканера контактного зонда, используемого в стоматологии, является система Incise (рис. 5) (Renishaw, Wotton-under-Edge, UK), где измерительный зонд имеет керамический вал, на конце которого находится рубиновый шар. Этот тип сканера можно использовать только на твердых поверхностях, таких как зубной камень, поскольку мягкая поверхность будет либо деформироваться, либо стираться при контакте с зондом. Эти сканеры используются в стоматологической лаборатории для получения поверхностного сканирования зубных препаратов. Затем 3D-информация используется для фрезерования колпачков из глинозема. Хотя сканирование контактного зонда очень точно, процесс сканирования относительно медленный по сравнению с бесконтактными оптическими системами.

Рис. 5. Контактный сканер Incise

Бесконтактные оптические сканеры

Многие 3D-лазерные сканеры используют принцип триангуляции, знакомый большинству людей из полей картографии и съемки, для получения трехмерных изображений поверхности. Лазерный луч падает на поверхность объекта, подлежащего сканированию, и камера-подобное устройство, такое как устройство с зарядовой связью или позиционно-чувствительный детектор, используется для записи местоположения точки, в которой лазерный луч ударяет объект. Поскольку положения лазера и камеры и угол между ними известны, положение поверхности можно вычислить с помощью простой триангуляции. Точность измерения зависит главным образом от точности изображения, полученного с поверхности объекта детектором. Однако отражение луча и рассеянный свет повлияют на точность измерения, равно как и различия в топографии и окончании исследуемого объекта относительно калибровочной поверхности. Поэтому важно калибровать сканер на поверхности с аналогичными свойствами для объекта, подлежащего сканированию. Лазерное сканирование может быть создано из точки, которая постепенно сканируется поверх поверхности объекта, или быстрее, путем визуализации объекта с помощью серии лазерных линий или профилей. Потенциальная проблема может возникнуть, когда серия параллельных лазерных линий постепенно сканирует поверхность объекта. Если происходит крутое изменение поверхности объекта, такое как пустота, так как первая лазерная линия переходит в эту пустоту, она может выйти из места детектора или камеры, что может затем принять вторую лазерную линию, но пройти через недействительным, как первая строка. Ошибки могут возникать, когда изображение восстанавливается компьютерным программным обеспечением.

Фотограмметрия, как и лазерное сканирование, также использует принципы триангуляции, но вместо лазерного луча использует серию фотографий интересующего объекта. Вариации этого метода используют аспекты фотографических изображений, таких как дефокусировка, затенение и масштабирование, которые могут помочь оценить трехмерную форму и глубину. Основным недостатком этого метода является то, что невозможно получить плотные точечные облака, необходимые для моделирования поверхности свободной формы и точной реконструкции поверхности САПР. Реконструкция приобретенного изображения также может занять много времени.

Интерферометрические методы могут использовать лазерный или белый свет. Интерферометрия использует принцип, согласно которому волны будут взаимодействовать друг с другом, вызывая помехи. Если волны полностью находятся в фазе, они усиливают друг друга, но если они совершенно не соответствуют фазе (и равной амплитуды), они отменяют друг друга. При измерении интерферометрической формы свет с разными длинами волн (цветов) проецируется вдоль одного луча на поверхность. Интерференция между длинами волн зависит от расстояния между источником и поверхностью, поэтому на объекте, который относится к топографии поверхности, образуются полосы темного и светлого. Преимущества интерферометрии включают высокое разрешение, большой диапазон, и они также относительно нечувствительны к механическим колебаниям. Разработаны несколько вариантов (Tinschert J, Natt G,2004).

Метод структурированного света использует хорошо охарактеризованное простое изображение, которое проецируется на исследуемую поверхность. Это изображение часто представляет собой массив черных (темных) и белых (ярких) линий или «шахматной доски» черно-белых квадратов. Если поверхность совершенно не плоская, изображение будет деформироваться. Поэтому он больше не будет выглядеть как массив строк или квадратов, но будет иметь новый вид, который представляет собой комбинацию или суперпозицию исходного изображения и топографии поверхности. Образцы изображений, снятые камерой CCD, оцифровываются, а распределение фаз в шаблонах получается с помощью методов фазового анализа, таких как преобразования Фурье или методы фазового шага. Другими словами, после захвата изображения компьютерный алгоритм используется для «декодирования» топографии поверхности по разности между проецируемым изображением и исходным изображением. Основными преимуществами этого метода 3D-оптического сканирования являются высокая скорость, низкая стоимость и высокая точность. Он используется в системе визуализации изображений 3dMd. Тем не менее, этот метод не без проблем , как такие вопросы, как затенение и поверхностных отверстия или щели представят проблемы с проекцией изображения и последующим захватом.

Метод Муарова бахромы - еще одна техника проектирования. Здесь свет, проецируемый на интересующую поверхность, проходит через решетку. Проецируемое изображение подбирается камерой после того, как свет прошел через идентичную опорную решетку. Интерференционную картину, созданную в виде линий на поверхности объекта, можно использовать для создания 3D-изображения поверхности, еще раз используя методы триангуляции, зависящие от положения света и камеры.

Преобразование данных отсканированного изображения в формат, который можно использовать клинически.

Необработанные данные, полученные из 3D-сканера, обычно представляют собой облако точек, которое представляет 3D-координаты в плоскостях x, y и z оцифрованной поверхности (рис.12). Как следует из названия, это представление каждого из точек данных, полученных с поверхности изображения. Плотность точечного облака и, следовательно, то, насколько точно он представляет отображаемую поверхность, зависит от множества факторов. Они будут включать в себя возможности конкретного сканера, как с точки зрения его аппаратного и программного обеспечения, так и использования его оператором и времени сканирования. Отсутствующие данные в облаке точек, например, в результате подреза, могут создавать проблемы при попытке точно представлять исходную поверхность изображения. Нетрудно видеть, что приобретение точек 3D-данных для создания подходящего плотного облака точек без недостающих данных может быть трудоемким процессом и может потребовать многократного сканирования из разных направлений (Reiss B, 2007).



Рис.6. 3D-координаты в плоскостях

Производство облака точек позволяет наблюдателю, в данном случае стоматологу, исследовать и манипулировать виртуальным трехмерным изображением на экране компьютера. Тем не менее, хотя это может быть относительно, легко визуализировать зуб или зубы, как представлено облаком точек в одном направлении, когда та же самая точка помутнения изображения просматривается с другого направления, оно не может быть столь же легко визуализировать. Чтобы сделать процесс визуализации более интуитивным, компьютеризированная полигонизация облака точек используется для изготовления виртуальной поверхности из данных сканирования. В этом процессе точки данных связаны с соседними точками внутри облака для создания многоугольной сетки. Многоугольная сетка обычно состоит из треугольников, соединяющих три соседние точки данных внутри облака. Таким образом, поверхность отсканированного объекта представляется в виде ряда плоских многоугольников, которые в закрытом состоянии, хотя и более легкие для просмотра, чем облако точек, все еще могут затруднить визуализацию поверхности. Кроме того, он также не будет воспроизводить оригинальную относительно гладкую поверхность сканируемого объекта. Это, очевидно, будет в значительной степени зависеть от плотности точечного облака. Чем больше плотность, тем точнее и проще визуализация поверхности.

Хотя программное обеспечение может создавать многоугольную сетку из одного большого отсканированного изображения, часто процесс восстановления поверхности начинается с того, что облако точек разделено на несколько признаков (например, молярное, премолярное, резцовое и т. Д.). Для каждой из этих индивидуальных особенностей создается полигонированная поверхность. Как только это будет сделано, каждый из них может быть затенен и текстурирован, чтобы создать реалистичный вид, а отдельные отсканированные и обработанные компоненты были собраны для создания окончательного изображения. Существуют различные типы затенения, которые могут быть применены к такой визуализированной поверхности с примерами, которые являются затенением Гуро и Фонга.

Следует помнить, что конечное изображение, созданное любой техникой - когда оно сделано из облака точек, будет иметь области внутри него, где нет данных о сканируемой поверхности. Это связано с тем, что сбор данных не является по-настоящему непрерывным, но состоит из дискретных точек данных. Поэтому то, что мы видим в любом конечном изображении, может быть не истинным представлением поверхности объекта.

Производство многоугольной сетки, а затем дальнейшая обработка поверхности последующей обработки основывается на согласованном наборе данных облачных точек, без пропущенных точек данных. Если отсутствуют точки данных, то визуализация поверхности чрезвычайно затруднена из-за алгоритмов, обычно определяемых в программном обеспечении рендеринга. Существует множество типов таких алгоритмов.

Пример программного пакета, который способен создавать поверхности из данных точечных облаков и который широко используется в технике, - это Imageware. Помимо возможности точной реконструкции сложных 3D-моделей, это программное обеспечение также позволяет детально анализировать изображения, включая измерение между точками и областями. Например, можно проследить до и после лечения верхние модели исследования пациента и определить изменения от одного к другому, при условии, что имеется стабильный эталонный ориентир. Одна из предложенных ссылок - медиальный аспект третьего небного руга. Накладывая две поверхностные модели, где модель перед обработкой в красном накладывается на модель после лечения синим цветом, оценка поверхности до поверхности может быть реализована практически. После того, как изображения были получены и обработаны, точка-точка измерения изменений лечения становится относительно простой. Используя те же принципы, можно также измерить линейные и объемные изменения в зубах в результате эрозии зубов. Хотя 3D-обработка изображений имеет приложения в стоматологических исследованиях, все большее число систем 3D-визуализации доступно с прямыми клиническими приложениями и в различных областях стоматологии (May K B,1998).

В реставрационной стоматологии автоматизированное проектирование (САПР) и автоматизированное производство (САМ) косвенных реставраций стали доступны примерно 20 лет назад. С этого времени, быстрое развитие компьютерных технологий обеспечило все более изощренное тиражирование и оцифровку сложной топографии структуры зубов. Одним из критериев, которые должны быть выполнены для любого косвенного восстановления, чтобы быть успешным, является точная подгонка к зубу (Sorensen J A,1998). Это будет определяться всем производственным процессом, но, в частности, первоначальной оценкой топографии поверхности объекта. В случае зуба, подготовленного или неготового, он состоит из сложных нерегулярных геометрических конфигураций, которые уникальны в каждом случае и где нет точной ссылочной формы. Даже с этими потенциальными проблемами существует несколько современных стоматологических систем CAD / CAM. К ним относятся системы, которые способны непосредственно сканировать в полости рта, а именно:

* Cerec 3 (Сирона, Бенсхайм, Германия). Эта система сканирует препараты внутрикорпоративно с использованием инфракрасного облучения. В качестве альтернативы модели можно сканировать в лаборатории. Сообщалось, что маргинальная посадка корон, полученных с использованием этого метода, находится в диапазоне от 60 до 100 мкм (Dunn M,2007.,109-117)
* Система Hint-ELs ® DentaCad (Hint-ELS, Griesheim, Германия). Эта система основана на оптическом сканере видимого света
* Lava (3M ESPE, Зеефельд, Германия). Хотя он уже доступен в качестве лабораторной системы сканирования, он вскоре будет внедрен в виде интраоральной системы на основе ручной палочки с использованием видимого света. Он может сканировать один зуб до целой зубной дуги.
* Каденция iTero. Эта система также использует видимый свет для сканирования отдельных зубов или цельной зубной дуги.

Другие системы создают сканирование из гипсовых моделей рта, как правило, в стоматологической лаборатории и включают:

* Cercon Ceramics (DeguDent, Dentsply International Co., Германия). Эта система включает бесконтактный лазерный сканер.
* Эверест (КаВО, озеро Цюрих, Иллинойс, США). Эта лабораторная система использует систему видимого света со структурированным световым проецированием
* Incise (Renishaw, Gloucestershire, Англия). Это контактная зондовая система
* Procera (Nobel Biocare, Гетеборг, Швеция). Это также система контактных зондов.

Можно видеть, что использование этих современных систем CAD / CAM, геометрии зубов, будь то в клинике или лаборатории, может быть оцифровано либо с использованием контактных методов, таких как координатные измерительные машины (CMM) или бесконтактные методы (лазер и оптические сканеры). Для фиксированной ортодонтической обработки используются лазерные, видимые или инфракрасные сканеры, преимущественно в клинической среде, для сканирования зуба. Контактные сканеры используются исключительно в лабораторных условиях, где техник сканирует штамп, который ранее был отлит гипсом. Примером сканера контактного зонда является система Renishaw Incise, где контактный зонд из рубинового шара сканирует поверхность модели, чтобы визуализировать трехмерное компьютерное изображение. Используя полученные данные, копирование коронки из диоксида циркония затем непосредственно измельчается из заготовки из диоксида циркония. Примером бесконтактного оптического метода является система Cerec 3. В этом случае поверхность зуба непосредственно сканируется во рту, используя инфракрасное излучение, которое отражается от поверхности зуба и детектируется устройством заряженной пары (ПЗС). Поскольку поверхности эмали и дентина имеют разную степень отражения инфракрасным светом, зуб перед обработкой предварительно обработан порошком диоксида титана. Затем 3D-изображение используется для фрезерования керамических реставраций на стуле, зуб перед обработкой предварительно обработан порошком диоксида титана (Freedman G.,2013). Затем 3D-изображение используется для фрезерования керамических реставраций на стуле. зуб перед обработкой предварительно обработан порошком диоксида титана. Затем 3D-изображение используется для фрезерования керамических реставраций на стуле.

Как контактные, так и бесконтактные сканеры также могут использоваться для контроля и количественной оценки потери поверхности зуба с течением времени. Например, точные отпечатки можно использовать для создания гипсовых моделей, которые затем можно сканировать с помощью контактного зонда, лазера или видимого света. Таким образом, потери поверхности из-за истирания или эрозии могут быть количественно определены как линейно, так и объемно, при условии наличия стабильных опорных точек.

3D-изображение в ортодонтии

В рамках ортодонтии электронное трехмерное изображение имеет несколько потенциальных и текущих приложений. Наиболее очевидным является замена обычных моделей исследования из гипса . Эти модели используются не только для первоначальной диагностики, но и как средство контроля за ходом лечения, как ссылка на которую можно сфабриковать арки, как демонстрацию качества результата и медико-правовой записи. В последнем случае 3D-записи, вероятно, будут приемлемыми для суда, если есть подходящий контрольный журнал, чтобы показать, что такой образ не был подделан / манипулирован, хотя, возможно, еще не установлен правовой прецедент.

Цифровые учебные модели коммерчески доступны от нескольких компаний. Одна из таких компаний, OrthoCAD (Cadent, Fairview, NJ, США) создает цифровые изображения с помощью оптического сканера. Чтобы получить изображения, ортодонт отправляет альгинатный оттискк и wax bite в лабораторию OrthoCAD. Затем они преобразуются в «эквиваленты гипса» для сканирования, и отсканированные изображения хранятся на сервере компании для доступа к ортодонту. Они полезны для рутинного измерения размера зубов, оверджета, вербойта и для анализа Болтона. Точность цифровых моделей исследований по сравнению с обычными гипсовыми моделями была предметом предыдущего исследования. Несмотря на то, что цифровые модели не были столь же точными, как и гипсовые модели для определенных измерений, например размер зуба и овербайта, различия, по-видимому, являются незначительными во время обычного клинического использования (Sorensen J A, Kang S K,1991., 118-123).

Электронное 3D-изображение также может использоваться для облегчения точного позиционирования брекетов, для гибки проволоки и изготовления оборудования. Примерами последних являются система OrthoCAD iQ, в которой обычные ортодонтические брекеты расположены на цифровых моделях, а позиционеры изготовлены таким образом, что позволяют переносить брекеты во рту пациента для непрямой фиксации. Система Insignia ™ от Ormco обеспечивает брекеты с позиционирующими приспособлениями, а также выполненными на заказ арками. Здесь цифровые изображения создаются комбинированным деструктивным процессом, при котором модели пациентов разделяются на тонкие срезы (обычно от 0,001 до 0,006 дюйма) и каждый срез сканируется лазером для предоставления данных для восстановления трехмерного изображения зубной дуги. Аналогичная методика, но на этот раз с использованием неразрушающего лазерного сканирования используется при изготовлении лингвального устройства Incognito ™ (TOP Service für Lingualtechnik, GmbH). Здесь изготовленные на заказ языковые устройства генерируются компьютером на цифровых моделях, а затем спроектированы воском, прежде чем, наконец, быть отлиты в золотой сплав для размещения во рту. Арматуры, которые будут использоваться во время обработки, также изготавливаются с использованием тех же электронных данных, которые соответствуют этому настроенному устройству.

Хотя в вышеописанных методах созданы цифровые модели, они по-прежнему создаются с помощью моделей лазерного сканирования, которые были отлиты от оттиска пациента. В технике Suresmile (OraMetrix, Inc, Texas, USA) изготовление прибора и аркирования использует либо прямое оптическое сканирование рта, которое может занимать до 45 минут, либо сканирование гипсовых моделей (Alford TJ, Roberts WE,2011). У последнего метода есть преимущество сохранения клинического времени, но это неизбежно требует дополнительного времени в стоматологической лаборатории. В настоящее время разрабатываются новые системы, которые, вероятно, существенно сократят это время сканирования, сделав обычное восприятие цифрового изображения.

В настоящее время существует высокая потребность в более эстетичных ортодонтических приборах и для того, чтобы попытаться приспособиться к этому, Align Technology (Санта-Клара, Калифорния, США) вновь представила концепцию серии прозрачных позиционеров зубов для лечения неправильного прикуса. Разработанный в конце 1990-х годов, процесс включает создание позиционеров, использующих стереолитографию, непосредственно из цифровых изображений. Эти снимки создаются компьютерной томографией (КТ). Рентгеновское сканирование зубных оттисков, что устраняет необходимость создания гипсовых моделей для последующей визуализации. Сообщалось, что цифровые модели исследования с пространственным разрешением порядка 45-50 мкм могут быть построены с использованием этого подхода к отсканированной компьютерной томографии. Однако недостатком КТ-сканирования является расход оборудования и время, затраченное на приобретение изображения (Otto T, De Nisco S,2002).

Электронная 3D-визуализация лица также играет роль в ортодонтии. Концепция использования таких 3D-изображений в ортодонтическом диагнозе существует уже более 60 лет. Thalmann-Degen и Burke and Beard использовали стереофотограмметрическую технологию для создания контурных карт лица, а не только для диагностики диагноза, но и для записи изменений морфологии лица в результате роста. 3D-изображение лица может быть полезно в ортодонтии для мониторинга эффектов лечения, таких как функциональные приборы, и оценки эффектов экстракции в рамках ортодонтической фиксированной терапии.

Легко предположить, что высокотехнологичное дорогостоящее оборудование даст истинное и точное представление оригинала. Хотя аппаратное и программное обеспечение постоянно совершенствуется, следует помнить, что это не всегда так. Сбор данных, как бы хорошими и какими бы то ни было средствами, создает дискретный набор координат или точек данных, и поэтому между этими точками всегда будут промежутки. Компьютерное программное обеспечение в виде пакетов обратной инженерии, таких как Imageware, затем попытается создать виртуальную поверхность, максимально подходящую для этих точек данных, и поэтому созданная поверхность не может быть абсолютно точной.

# Глава 2. Материалы и методы

Было выбрано 30 пациентов частной стоматологической клиники г. Санкт-Петербург «Конфиденция». Сбор материала производился под руководством врача-ортодонта Морозов М.С.

Критерием выбора были здоровые пациенты, возраст которых от 20 до 30 лет, полный постоянный зубной ряд (кроме третьих моляров), классификация по Энглю соответствовала 1,2,3 классу. Лечение проходило на индивидуальной системе Insignia с пазом 0,022 дюйма и на классической брекет-системе Damon Q с пазом 0,022 дюйма.

Пациенты были разбиты на следующие категории:

- Проходившие лечение на индивидуальной системе Insignia (15 человек)

1 класс скелетный, 1 класс зубоальвеолярный

2 класс скелетный, 2 класс зубоальвеолярный

3 класс скелетный, 3 класс зубоальвеолярный

- Проходившие лечение на классической системе Damon Q - (15 человек)

1 класс скученность, 1 класс зубоальвеолярный

2 класс скелетный, 2 класс зубоальвеолярный

3 класс скелетный, 1 класс зубоальвеолярный

Был произведен анализ гипсовых моделей пациентов, расчет индекса по Болтону, расчет относительного дефицита места и абсолютного дефицита места. Расчет ТРГ в боковой проекции, оценка ОПТГ. Рассмотрены данные полученные от Insignia (ORMCO corporation).

Были обработаны данные из медицинских карт пациентов и выделены критерии для дальнейшего анализа систем:

- время планирования лечения

- время лечения

- количество отклеившихся брекетов

- количество плановых визитов

- количество внеплановых визитов

# Глава 3. Результаты исследования

Пациент 1

Лечение на классической системе Damon Q (рис.7, 8).

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 80

SNB - 77

ANB - 3

UI-SN - 107

SN-MP - 36

LI-MP - 90

UI-LI - 137



Рис.7. Ситуация в полости рта до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 10,5 | 6,5 | 7,5 | 7 | 7 | 9 | 9 | 7 | 7 | 7,5 | 6,5 | 10,5 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 11 | 6,5 | 6,5 | 6 | 5,5 | 5 | 5 | 5,5 | 6 | 6,5 | 6,5 | 11 |

Таблица 7. Индекс Болтон

Общий индекс = 94,7

Передний индекс = 71,7

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 1

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 2,1

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 1,5

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 2

Диагноз: 1 класс скелетный, 1 класс зубоальвеолярный, скученность легкой степени.



Рис. 8. Ситуация в полости рта после лечения

Пациент 2

Лечение на классической системе Damon Q (рис. 9, 10)

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 84

SNB - 80

ANB - 4

UI-SN - 96

SN-MP - 36

I-MP - 93

UI-LI - 135



Рис. 9. Ситуация в полости рта до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 10 | 6 | 7 | 6,5 | 6,5 | 8,5 | 8,5 | 6,5 | 6,5 | 7 | 6 | 10 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 10,5 | 6 | 6 | 5,5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5,5 | 6 | 6 | 10,5 |

Таблица 8. Индекс Болтон

Общий индекс = 96,3

Передний индекс = 79,4

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 1

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 6,6

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 4

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 5,4

Диагноз: 2 класс скелетный, 2 зубоальвеолярный, скученность тяжелой степени



Рис. 10. Ситуация в полости рта после лечения

Пациент 3

Лечение на классической системе Damon Q (рис. 11, 12)

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 81

SNB - 81

ANB - 0

UI-SN - 108

SN-MP - 32

LI-MP - 88

UI-LI - 133



Рис. 11. Ситуация в полости рта до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 11 | 7 | 8 | 7 | 7 | 9 | 9 | 7 | 7 | 8 | 7 | 11 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 11,5 | 7 | 7 | 5,5 | 6 | 6 | 6 | 6 | 5,5 | 7 | 7 | 11,5 |

Таблица 9. Индекс Болтон

Общий индекс = 87,6

Передний индекс = 71,4

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 2

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 4,8

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 2

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 2

Диагноз: 3 класс скелетный, 1 класс зубоальвеолярный, скученность легкой степени



Рис. 12. Ситуация в полости рта после лечения

Пациент 4

Лечение на индивидуальной системе Инсигния (рис. 13, 14)

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 82

SNB - 79

ANB - 3

UI-SN - 104

SN-MP - 33

LI-MP - 95

UI-LI – 135

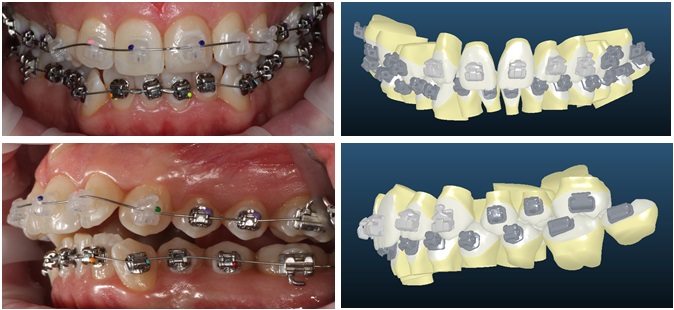


Рис. 13. Ситуация в полости рта и в программе Insignia до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 9 | 6 | 6 | 6,5 | 6,5 | 8 | 8 | 6,5 | 6,5 | 6 | 6 | 9 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 10 | 6 | 6 | 5,5 | 5 | 4,5 | 4,5 | 5 | 5,5 | 6 | 6 | 10 |

Таблица 10. Индекс Болтон

Общий индекс = 88

Передний индекс = 71,4

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 3

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 3

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 2,5

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 2,5

Диагноз: 1 класс скелетный, 1 класс зубоальвеолярный, скученность средней степени



Рис. 14. Ситуация в полости рта и в программе Insignia после лечения

Пациент 5

Лечение на индивидуальной системе Инсигния (рис. 15, 16)

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 80

SNB - 76

ANB - 4

UI-SN - 98

SN-MP - 33

LI-MP - 99

UI-LI - 130

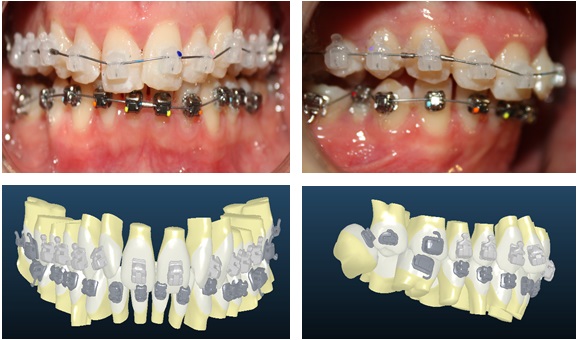


Рис. 15. Ситуация в полости рта и в программе Insignia до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 10 | 6 | 7 | 7 | 7 | 9 | 9 | 7 | 7 | 7 | 6 | 10 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 11 | 7 | 7 | 6 | 5,5 | 5 | 5 | 5,5 | 6 | 7 | 7 | 11 |

Таблица 11. Индекс Болтон

Общий индекс = 87,6

Передний индекс = 71,4

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 1,5

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 5,7

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 2,5

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 5,3

Диагноз: 2 класс скелетный, 2 класс зубоальвеолярный, скученность тяжелой степени.

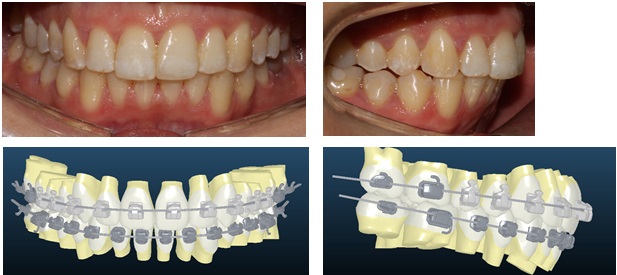


Рис. 16. Ситуация в полости рта и в программе Insignia после лечения

Пациент 6

Лечение на индивидуальной системе Инсигния (рис.17, 18)

Расчет ТРГ в боковой проекции

SNA- 80

SNB - 81

ANB - - 1

UI-SN - 110

SN-MP - 30

LI-MP - 88

UI-LI – 136

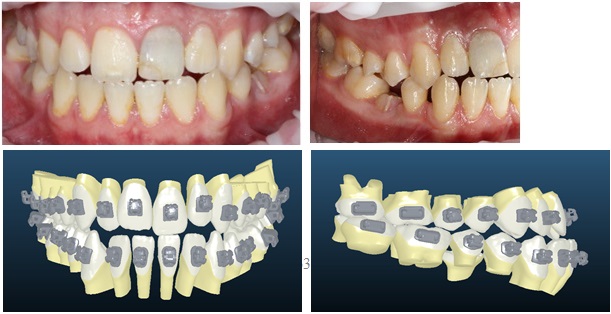


Рис. 17. Ситуация в полости рта и в программе Insignia до начала лечения

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 10,5 | 6,5 | 7,5 | 7 | 7 | 8,7 | 8,7 | 7 | 7 | 7,5 | 6,5 | 10,5 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 11 | 6,5 | 6,5 | 6 | 5,5 | 5,5 | 5,5 | 5,5 | 6 | 6,5 | 6,5 | 11 |

Таблица 12. Индекс Болтон

Общий индекс = 97,5

Передний индекс = 74,5

Относительный дефицит места на верхней челюсти = 1

Абсолютный дефицит места на верхней челюсти = 6,6

Относительный дефицит места на нижней челюсти = 1,5

Абсолютный дефицит места на нижней челюсти = 2,6

Диагноз: 3 класс скелетный, 3 класс зубоальвеолярный, скученность легкой степени

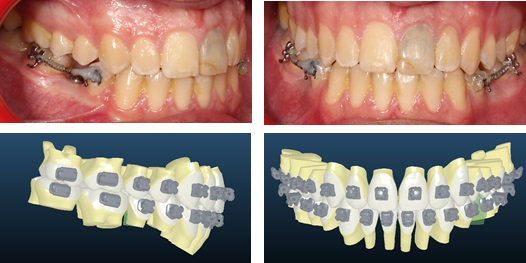


Рис. 18. Ситуация в полости рта и в программе Insignia после лечения

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| время лечения | 63 нед | 60 нед |
|  | 5 пациентов Insignia | 5 пациентов Damon Q |
| время планирования лечения | 2,5 ч | 0,78 ч |
| кол-во отклеившихся брекетов | 3 шт | 1 шт |
| кол-во плановых визитов | 12 раз | 12 раз |
| кол-во внеплановых визитов | 4 раз | 2 раз |

Таблица 13. Сравнение 5 пациентов Insignia 1 скелетный класс, 1 зубоальвеолярный класс с 5 пациентами Damon Q 1 скелетный класс, 1 зубоальвеолярный класс.

|  | 5пациентов Insignia | 5 пациентов Damon Q |
| --- | --- | --- |
| время планирования лечения | 2,5 ч | 0,78 ч |
| время лечения | 90 нед | 87 нед |
| кол-во отклеившихся брекетов | 4 шт | 2 шт |
| кол-во плановых визитов | 20 раз | 20 раз |
| кол-во внеплановых визитов | 6 раз | 1 раз |

Таблица 14. Сравнение 5 пациентов Insignia 2 скелетный класс, 2 зубоальвеолярный класс с 5 пациентами Damon Q 2 скелетный класс, 2 зубоальвеолярный класс.

|  | 5 пациентов Insignia | 5 пациентов Damon Q |
| --- | --- | --- |
| время планирования лечения | 2,5 ч | 0,78 ч |
| время лечения | 72 нед | 71 нед |
| кол-во отклеившихся брекетов | 3 шт | 1 шт |
| кол-во плановых визитов | 18 раз | 18 раз |
| кол-во внеплановых визитов | 5 раз | 2 раз |

Таблица 15. Сравнение 5 пациентов Insignia 3 скелетный класс, 3 зубоальвеолярный класс с 5 пациентами Damon Q 3 скелетный класс, 3 зубоальвеолярный класс

|  | 15пациентов Insignia |  | 15пациентов Damon Q |
| --- | --- | --- | --- |
| время планирования легчения | 2,5 час |  | 0,78 час |
| время лечения | 75 нед |  | 72,7 нед |
| кол-во отклеившихся брекетов | 3,3 шт |  | 1,3 шт |
| кол-во плановых визитов | 16,7 раз |  | 16,7 раз |
| кол-во внеплановых визитов | 5 раз |  | 1,7 раз |

Таблица 16. Сравнение 15 пациентов Insignia c 15 пациентов Damon Q.

Итоговый результаты показывают, что в группе инсигния время планирования лечения составило в среднем 2,5 часа, в параллельной группе 0,78 часа; время лечения составило на Insignia 75 месяцев, а в Damon Q 72,7; количество отклеившихся брекетов insignia 3,3, damon q 1,3; количество плановых визитов вinsignia 16,7 damon q 16,3, количество внеплановых визитов составило в insignia 5, damon q 1,7

**Заключение**

Целью работы являлось изучение сравнительных характеристик, свойств и эффективности индивидуальных брекет-систем с классическими в рамках современного ортодонтического лечения. В ходе работы были рассмотрены и оценены классические и индивидуальные брекет-системы, также был произведен подсчет времени планирования лечения, времени лечения, количества отклеившихся брекетов, количества визитов плановых и количества визитов внеплановых, после получения результатов были даны рекомендации, которые помогут в работе с индивидуальной системой Insignia. Во время исследования были изучены снимки ТРГ в боковой проекции, ОПТГ, гипсовые модели челюстей пациентов. Критерием выбора исследования были пациенты, возраст, которых составлял от 20 до 30 лет, у которых был полный постоянный зубной ряд (кроме третьих моляров), классификация по Энглю соответствовала 1,2,3 классу. Пятнадцать пациентов проходило лечение на индивидуальной системе Insignia с пазом 0,022 дюйма, другие пятнадцать пациентов проходило лечение на классической брекет-системе Damon Q с пазом 0,022 дюйма. Для наглядности было проведено сравнение групп пациентов каждого класса одной системы с противоположной, а также заключительным сравнением было показатели эффективности лечения всех пятнадцати пациентов на брекет - системе Damon Q с пятнадцатью пациентами на индивидуальной системе Insignia. После проведения ретроспективного анализа карт пациентов было выявлено, что среднее время планирования лечения на системе Insignia, из числа обследуемых 15 пациентов, составило 2,5 часов что превышает среднее время у пациентов с системой Damon Q - 0,78 часов. Время, потраченное на лечение системой Insignia (75 нед) больше, чем на брекет - системе Damon Q, однако количество визитов на обеих системах одинаково - 16,7. Это объясняется количеством внеплановых визитов на лечении системы Insignia (5 раз) по причине частой отклейки брекетов (3,3 шт). Количество внеплановых визитов на системе Damon Q составило 1,7 раз, количество отклеившихся брекетов 1,3 шт. Все результаты и выводы были сформулированы на основании сравнения основных показателей выделенных в работе.

## Выводы

1. В ходе данного исследования, из 30 изученных историй болезни, было выявлено, что индивидуальные брекет-системы, на их текущем этапе развития, не показывают лучшие результаты в сравнении с классическими брекет-системами.

2. При сравнении двух систем, Damon Q и Insignia, не было обнаружено снижения длительности лечения на индивидуальной брекет-системе, а результаты лечения были сопоставимы.

3. Длительность лечения и его качество зависело от самого врача - ортодонта и тяжести настоящего заболевания, а не от ортодонтической системы.

4. Исследование показало, что лечение на индивидуальной брекет- системе требовало от врача-ортодонта значительно больше времени расчетов и планирования лечения, а от пациента большего количества посещений из-за отклеивания брекетов.

## Практические рекомендации

Проверять с Set-up с большой тщательностью во избежание ошибок и погрешностях во время лечения на индивидуальной брекет-системе.

Протокол фиксации брекетов необходимо соблюдать с особой внимательностью, так как высокий показатель отклейки показала система Insignia.

# Список литературы

1. Аболмасов Н.Г. / Аболмасов Н.Н. Ортодонтия, Москва Медпресс-информ 2008 - 12с.
2. Александер Р.Г. Современная концепция и философия ортодонтии АОЗТ Дентал-Комплекс, 1997 - 182 с.
3. Блум С.А. Индивидуальное планирование лечения в системе Insignia, Современная ортодонтия, 2014-37с.
4. Герасимов С. Н. Несъемная ортодонтическая техника. Издательство СПб Государственный Медицинский Университет, 2002 г. — 64 с.
5. Головко Н.В. Ортодонтические аппараты. Учебное пособие. Полтава: Украинская медицинская стоматологическая академия (УМСА), 2002, -103 с.
6. Дистель В.А., Сунцов В.Г., Вагнер В.Д., Основы ортодонтии, Москва, медицинская книга Н. Новгород, Издательство НГМА, 2001-103 с.
7. Ибрагимов Т.И., Большаков Г.В., Габучян А.В. Компьютерные трёхмерные изображения: положительный опыт применения в стоматологической практике, 2010 - 12 с.
8. Куцевляк В.И. Ортодонтия проф. учебное пособие, 2013 - 60 с.
9. Кущ А. Ю., врач-ортодонт ОЦ «АЛЕНТА», Брекет-невидимка Damon Clear, современная ортодонтия, Харьков, Украина, 2010-21 с.
10. Лаура Митчел, Основы ортодонтии, 2010 - 116 с.
11. Нанда Р. Биомеханика и эстетика в клинической ортодонтии. М.: МЕДпресс - информ, 2009. - 387 с.
12. Образцов, Ю. П. Пропедевтическая ортодонтия / Ю. П. Образцов. – М.: СпецЛит, 2007 – 159 с.
13. Профит, У. Р. Современная ортодонтия / У. Р. Профит. – М., 2006 - 560 с.
14. Рольф Хинц, Андреас Шуман ООО «Ортодент-Инфо", Мультибанд I. Основы лечения неспешной аппаратурой, 2002 - 83 с.
15. Трезубов В.Н., Арутюнова С.Д. Клиническая стоматология: учебник/под ред. В.Н. Трезубова, С.Д. Арутюнова, М.: Практическая медицина, 2015 - 736 с.
16. Трезубов В.Н., Щербаков А.С., Фадеев Р.А. Ортодонтия - М: Медицинская книга, Н. Новгород: Изд-во НГМА, 2001 - 148 с.
17. Хорошилкина Ф.Я. Руководство по ортодонтии./ М.: Медицина 1999.-34 с.
18. Хорошилкина Ф.Я. Ортодонтия. М.: ООО «Медицинское информационное агенство», 2006. - 544 с.
19. Alford TJ, Roberts WE, Hartsfield JK, Eckert GJ, Snyder RJ. Clinical outcomes for patients finished with the SureSmile™ method compared with conventional fixed orthodontic therapy. Angle Orthod. 2011. 81(3):383–388.
20. Anand M, Turpin DL, Jumani KS, Spiekerman CF, Huang GJ. Retrospective investigation of the effects and efficiency of self-ligating and conventional brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015. 148(1):67–75.
21. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 × 0.028 edgewise bracket in vitro, Journal of Biomechanics, 1970, vol. 3 (pg. 151-160
22. Andrews LF (1972). The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 62:296–309.
23. Andrews LF (1976) In: Andrews LF (ed) Die Straight-Wire-Apparatur. “A”-Company, München, p 4,23,25,26,67 (Deutsche Übersetzung der Originalarbeit “The Straight-Wire-Appliance”).
24. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics , 1991, vol. 100 (pg. 513-522).
25. Birnie, D. The Damon passive self-ligating appliance system. Semin Orthod 2008. 14:19–35.
26. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? *Angle Orthod*. 2004;74:450–453.
27. Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? Orthod Craniofac Res 2004;7:21–25.
28. Damon, D. H. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. Clin Orth Res 1998a. 1:52–61
29. Damon, D. H. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. J Clin Orthod 1998b. 32:670–680.
30. Dunn M. Biogeneric and user-friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00. Int J Comput Dent 2007; 10: 109–117.
31. Freedman G. CAD/CAM and Beyond: An interview with Dr. Francois Duret. The Journal of the American Dental Association DAMD 14.32 2013. 56.
32. Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989;96:312–319.
33. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125:323–328.
34. Gracco A, Tracey S.. The insignia system: customized orthodontics. J Clin Orthod. 2011. 45(8):442–451; quiz 467–468
35. Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift EJ Jr. Computer-aided design/computer-aided manufacturing technology in customized orthodontic appliances. J Esthet Restor Dent. 2016 24(1):3–9.
36. Harris EF, Glassell BE. 2012. Differences in the uptake of orthodontic services among adolescents in the United States. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 140(4):543–549.
37. Harridine N W, M H Persone and B Toth, Clinical Trial Journal Article Randomized Controlled Trial, 2014, p 117-122
38. Jianru Yi, Meile Li, Yu Li, Xiaobing Li and Zhihe Zhao, BMC Oral Health BMC series – open, inclusive and trusted2016**16**:125.
39. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance of the Damon SL bracket, Journal of Clinical Orthodontics , 1998, vol. 32 (pg. 485-489).
40. Kusy RP. A review of contemporary arch wires: their properties and characteristics. Angle Orthod 1997;67:197–207.
41. May K B, Russell M M, Razzoog M E, Lang B R. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998; 80: 394–404. .
42. Miles P., Accelerated orthodontic treatment - what's the evidence?, Australian Dental Journal, 2017, **62**, 63.
43. Normando D., Why do some orthodontic treatments last so long while others do not?, Dental Press Journal of Orthodontics, 2017, **22**, 2, 9.
44. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10- year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont 2002; 15: 122–128.
45. Padhraig S Fleming, Hardus Strydom, Christos Katsaros, LCI MacDonald, Michele Curatolo, Piotr Fudalej, Nikolaos Pandis, Non-pharmacological interventions for alleviating pain during orthodontic treatment, 2016 76-81.
46. Reiss B. Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. Int J Comput Dent 2007; 10: 69–75.
47. Rohini Vajariaa, Ellen BeGoleb, Budi Kusnotoc, Maria Therese Galangd, Ales Obreze, Angle Orthod., 2011, 81: 647-652.
48. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: temperature transitional ranges. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:587–593.
49. Sarul M, Kowala B, Antoszewska J. Comparison of elastic properties of nickel-titanium orthodontic archwires. Adv Clin Exp Med 2013;22:253–260.
50. Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. Am J Orthod. 1984;86:43–51
51. Scholz RP, Sarver DM. 2009. Interview with an Insignia doctor: David M. Sarver. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 136(6):853–856.
52. Sorensen J A, Choi C, Fanuscu M I, Mito W T. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. J Calif Dent Assoc 1998; 26: 130–136.
53. Sorensen J A, Kang S K, Avera S P. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. Dent Mater 1991; 7: 118–123.
54. Swartz LM. A history lesson, INSPIRE! Sapphire brackets. Clinical Impressions. 2001;3:12-15.
55. [Takashi Watanabe](javascript:void(0);), [Ken Miyazawa](javascript:void(0);), [Takuya Fujiwara](javascript:void(0);), [Misuzu Kawaguchi](javascript:void(0);), American Association of Orthodontists, 2017, p 483-488.
56. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent 2004; 7: 25–45.
57. Voudouris, J. C. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997. 111:119–139.
58. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod*. 2005;27:258–262.
59. Waters NE. A rationale for the selection of orthodontic wires. Eur J Orthod 1992;14:240–245.
60. Ху Long, Yang Zhou, Junjie Xue, Lina Liao, Niansong Ye, Fan Jian, Yan Wang, Wenli Lai, [Lasers in Medical Science](https://link.springer.com/journal/10103), 2013, p 161–170.
61. Yoneyama T, Miyazaki S. In: Shape memory alloys for biomedical applications. Cambridge: Woodhead Pub.; Boca Raton: CRC Press; 2009.