

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

«Санкт-Петербургский государственный университет»

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ

РАБОТА

НА ТЕМУ: СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ОРТОДОНТИЧЕСКИХ
ДУГ.

Выполнила студент

5 курса 521 группы

Алексеева Алиса Максимона

Научные руководители

Д.м.н. Соколович Наталия Александровна

Окулова Елена Анатольевна

Санкт-Петербург

2021

Оглавление

Список сокращений	3
Введение.....	4
Глава 1. Обзор литературы.....	7
1. Обзор литературы	7
1.1 Механика ортодонтического лечения	7
1.2 Типы ортодонтических дуг	10
1.3 Общие физико-механические свойства ортодонтических дуг	12
1.4. Современное представление о физико-механических характеристиках ортодонтических дуг.....	18
1.5 Физико-механическая характеристика ТМА-дуг	22
Глава 2. Материалы и методы исследования	25
2.1 Характеристика исследуемых ортодонтических дуг.	25
2.2 Описание методики исследования.	27
2.2.1 Экспериментальное исследование предела прочности.	27
2.2.2. Экспериментальное исследование модуля упругости и текучести.	28
2.2.3 Методика обработки полученных данных.	32
Глава 3. Результаты исследования	34
3.1 Результаты экспериментальных исследований	34
Заключение	43
Выводы	46
Использованная литература и источники.....	49

Список сокращений

TMA дуга - титан-молибденовая дуга

NiTi дуга – никель-титановая дуга

Af – аустенитная фаза

SWA – straight-wire appliance (техника прямой дуги)

Введение

Актуальность исследования.

В настоящее время наблюдается резкий скачок в развитии конструкций несъемных ортодонтических аппаратов. По мере развития ортодонтии, к ней возрастает интерес пациентов. Распространенность аномалий прикуса составит от 60% до 80% в популяции, а иногда и больше. Стоит отметить, что нарушение функций зубочелюстной системы ведет за собой грозные осложнения, такие как, функциональные расстройства кровообращения, задержка психосоматического развития, нарушения осанки, синусобронхопневмопатии и т.д. Растет количество специалистов, работающих в данной области, а ведь ортодонтия – один из наиболее сложных разделов стоматологии. Расширяется ассортимент методик и инструментов, которые они используют. Каждый год на рынок выходят новые изобретения. В такой ситуации врачу-стоматологу-ортодонту сложно делать выбор, быстро и правильно ориентироваться. Но это необходимо для обеспечения грамотного лечения пациентов. Врач должен обладать актуальной и корректной информацией о том, что он использует в своей практике. В процессе ортодонтического лечения врач ставит перед собой цели: создание оптимальной окклюзии, максимально возможная эстетика, расслабленное состояние мышечных тканей, оптимальное положение мышечковых отростков в суставных ямках, здоровых пародонт. Для достижения этих результатов наиболее быстрым и правильным образом постоянно совершенствуется ортодонтическая аппаратура.

За последние 8 лет технология изготовления ортодонтических дуг претерпела огромные изменения. При лечении стали активно применяться термоактивные Niti-дуги. Относительно недавно вышли на рынок дуги TMA, набирающие большую популярность в настоящее время. Этот инструмент требует более подробного изучения, как и все новое, что появляется на рынке. Часть работ по исследованию дуг TMA показывают, что эти дуги

требуют дальнейшего изучения, так как не все их свойства и характеристики наш сейчас известны.

Таким образом, можно сказать, что изучение физико-механических характеристик дуг ТМА является актуальным на сегодняшний день вопросом.

Цель исследования проведение сравнительной оценки физико-механических свойств ортодонтических дуг ТМА.

Для достижения поставленной цели, были поставлены следующие **задачи** :

1.Получить данные, характеризующие модуль упругости ТМА дуг сечением 0.017”×0.025” и 0.019”×0.025” различных фирм-производителей.

2.Получить данные, характеризующие предел текучести ТМА дуг сечением 0.017”×0.025” и 0.019”×0.025” различных фирм-производителей.

3. Получить данные, характеризующие прочность на разрыв ТМА дуг сечением 0.017”×0.025” и 0.019”×0.025” различных фирм-производителей.

4.Провести сравнительную оценку физико-механических характеристик ТМА дуг, различных по сечению.

5. Провести сравнительную оценку физико-механических характеристик ТМА дуг, различных по фирме-производителю.

Новизна исследования: в данной работе впервые была использована универсальная высокоточная испытательная машина SHIMADZU AG-X 50kN для изучения физико-механических характеристик ТМА дуг. Впервые была проведена попытка систематизации имеющихся данных по проблеме, был сформирован метод получения необходимых данных и их анализа.

Теоретическое значение: в современной научной литературе нет точных данных о физико-механических характеристиках ТМА дуг различных фирм-производителей различных сечений, обладающих достаточной доказательной базой. Более того, сами фирмы-производители не всегда предоставляют такую информацию в полном объеме специалистам в области ортодонтии.

Практическая значимость исследования: грамотная работа врача-стоматолога-ортодонта невозможна без точных сведений об одном из ключевых факторов успешного ортодонтического лечения- дугах. Современные исследования показывают, что не всегда информация, заявленная производителями, верна. Эффективность лечения во многом зависит от физико-механических свойств дуг.

Глава 1. Обзор литературы

1. Обзор литературы

1.1 Механика ортодонтического лечения

Основная цель ортодонтического лечения – нормализация функции зубочелюстной системы. Также немаловажными задачами являются улучшение эстетики, регуляция развития челюстей, увеличение эффективности жевания, устранение вредных привычек. Для достижения этих целей необходимо перемещение зубов в различных направлениях. В трансверзальном направлении возможно сужение и расширение зубных рядов. В сагиттальном направлении осуществляется дистализация и мезиализация. В вертикальном направлении – экстррузия и интрузия, поворот зубов вокруг их оси. [7]

Механика ортодонтического лечения определяется 4 ключевыми факторами: вид брекет-системы, позиционирование, ортодонтические дуги, уровень сил. [5] Все эти элементы играют важную роль в процесса лечения как по отдельности, так и за счет влияния на другие элементы, т.к. они являются взаимосвязанными.

В настоящее время наиболее активно применяется техника прямой дуги. Ее изобретателем считают Andrews. Впервые аппарат, основанный на SWA появился в 1972 году. В этом аппарате использовались большие силы, которые были характерны для эджуайз-техники. В качестве ориентира для выбора формы дуги использовалась базальная кость нижней челюсти. В конструкции брекетов была заложена дополнительная ангуляция для передней группы зубов. Также Andrews рекомендовал использовать 3 комплекта брекетов с различными значениями торка в зависимости от клинической ситуации.

Roth после изучения исследований Andrews предложил избегать наличия широкого ассортимента брекетов. Он стремился создать универсальную брекет-систему, которую можно было бы применять во многих клинических случаях как экстракционных, так и неэкстракционных.

Этим ознаменовывается второе поколение брекетов для техники прямой дуги. Roth уделял большое значение артикулятору, гнатологическим позиционерам для определения правильного положения мышечковых отростков. Roth применял более широкие дуги для обеспечения оптимальной протрузии.

В период с 1975 по 1993 McLaughlin и Bennet работали над усовершенствованием механики лечения. В их рекомендации входили точное позиционирование брекетов, применение восьмиобразных связок, выполнение дистальных загибов. В большинстве случаев они применяли стандартные овальные дуги.

В 1993-1997 гг. McLaughlin, Bennet и Trevisi работали над пересмотром конструкций брекетов. При создании системы брекетов MBT они переосмыслили конструкцию Andrews. Новая система брекетов стала третьим поколением систем прямой дуги. Прямоугольная форма брекетов была преобразована в ромбовидную, размеры брекетов стали меньше, появились прозрачные брекеты. Значения ангуляции были изменены. Был введен дополнительный торк резцов и моляров для достижения клинических целей при минимальном изгибе дуги. На всех этапах лечения применялись незначительные силы.

В 1997-2001 гг. McLaughlin и Bennet занялись вопросами выбора уровней сил. Были введены дополнительные формы дуг, отличающиеся в основном расстоянием между клыками и премолярами.

В современных брекет-системах перемещение зуба осуществляется за счет передачи тяги, создаваемой дугой, на зуб через замок (брекет). Соотношение момент/сила определяет тип перемещения или центр вращения. [6] Основные типы перемещения: наклон, корпусное перемещение, перемещение корня, ротация. Наклон- это перемещение зуба, при котором корень смещается противоположно смещения коронки. Происходит вращение зуба вокруг одной точки. Корпусное перемещение – перемещение корня и коронки в одном направлении. Перемещение корня –

изменение положения корня зуба при сохранении положения коронки.
Ротация- вращение зуба вокруг собственной вертикальной оси.

Ортодонтические дуги, пружины и эластики – это основные элементы, генерирующие силу в ортодонтии. В настоящее время идет поиск идеальных материалов для изготовления дуг и пружин, на рынке появляется большое разнообразие дуг из различных сплавов, обладающих характерными физико-механическими свойствами. В зависимости от материала изготовления дуги действуют по-разному и применяются на различных этапах лечения.

Ортодонтическое лечение включает в себя 5 этапов:

- 1) нивелирование
- 2) коррекция осей зубов в вертикальной плоскости
- 3) закрытие межзубных промежутков
- 4) юстировка положения зубов
- 5) закрепление результатов

Важным принципом лечения является последовательное выполнение всех этапов. [8]

В зависимости от этапа лечения применяются определенные дуги со свойственными им физико-механическими характеристиками. На начальной стадии используются NiTi-дуги круглого сечения. Они обладают высокой эластичностью, легко вводятся в систему и скользят в пазах дуги. Легкие силы, создаваемые ими, стимулируют клеточную активность, перестройку пародонта без нарушения кровоснабжения. Данные дуги не контролируют торк, но контролируют ротацию, выравнивают зубные дуги, дают возможность для перехода на более жесткие полнопазные дуги. Во второй фазе лечение происходит коррекция не только ротации, но и торка, ангуляции, закрываются межзубные промежутки. Далее начинается фаза основной механики. На этом этапе происходит исправление соотношений зубных рядов в сагиттальном и трансверзальном направлениях. Чаще всего

на этом этапе применяют прямоугольные дуги из нержавеющей стали. Они хорошо поддерживают вертикальные и трансверзальные соотношения, отлично стабилизируют зубной ряд. На завершающем этапе лечения рекомендовано применение ТМА-дуги. Дуги из этого сплава удобны для изготовления изгибов и коррекции торка. [4]

Для контроля положения дуг используют стопоры изготовленные из жидкотекучего композита или зажимные стопоры. Стопор увеличивает локальную жесткость дуги. Зажимные стопоры могут быть изначально расположены на дугах. Для их закрепления используют щипцы для прямоугольной проволоки. Обычно используют 2 стопора на верхней челюсти и один на нижней. Стопоры устанавливаются мезально от скученности, чтобы не препятствовать ее расправлению.

Важно знать, что переход в фазу жестких дуг (основной механики) происходит только после устранения всех ротаций, контроле ангуляций и высоты (обычно после Нитиноловых дуг 018х.025 и переклейки брекетов).

Помимо материала изготовления дуги важную роль играет форма ортодонтической дуги. До середины 90-х годов активно применялись дуги овальной формы, считавшиеся универсальными для лечения пациентов. В конце 90-х годов активнее стали применяться дуги суженные, а также дуги квадратной формы. В настоящее время форма дуги подбирается индивидуально в зависимости от формы зубного ряда, а также клинического случая.

1.2 Типы ортодонтических дуг

По материалу изготовления:

- Сплавы никеля и титана, в.т. с добавлением меди
- Сплавы титана и молибдена
- Сплавы титана и ниобия
- Нержавеющая сталь

- Хромово-кобальтовый сплав
- Сплавы драгоценных металлов

По форме и размеру сечения:

- Круглые: .012, .013, .014, .016, .018, .020
- Прямоугольные: .014x.025, .016x.022, .016x.025, .017x.025, .018x.025, .019x.025, .021x.025

По форме:

1. Дуги BROAD ARCH

- Верхние (Upper) и нижние (Lower)
- Большие (Large) и маленькие (Small)
- Слегка расширенные по сравнению с нормой

2. Дуги VARI-SIMPLEX

- Верхние (Upper) и нижние (Lower)
- Нижние бывают большие (Large) и маленькие (Small)
- Слегка заужены в области клыков
- Рекомендуются для системы Александера

3. Дуги ORTHOS

- Верхние (Upper) и нижние (Lower)
- Большие (Large) и маленькие (Small)
- Разработаны с помощью компьютерного анализа и моделирования специально для системы ORTHOS

4. Дуги DAMON

- Универсальны для верхней и нижней челюсти
- Шире других дуг для зубоальвеолярного расширения и создания широкой улыбки
- Рекомендуются для системы Damon System

По наличию дополнительных функций:

- Реверсионные дуги
- Дуги с припаянными крючками

По температуре трансформаций:

- Все Niti – комнатная температура
- CuNiTi 27 – 27 °C
- CuNiTi 35 – 35 °C
- CuNiTi 40 – 40 °C
- Damon CuNiTi круглые – 25 °C
- Damon CuNiTi прямоугольные – 30 °C

1.3 Общие физико-механические свойства ортодонтических дуг

Основные физико-механические свойства сплава, из которого изготовлена ортодонтическая дуга, описываются кривой сжатия-растяжения или нагрузки-деформации (рисунок 1).

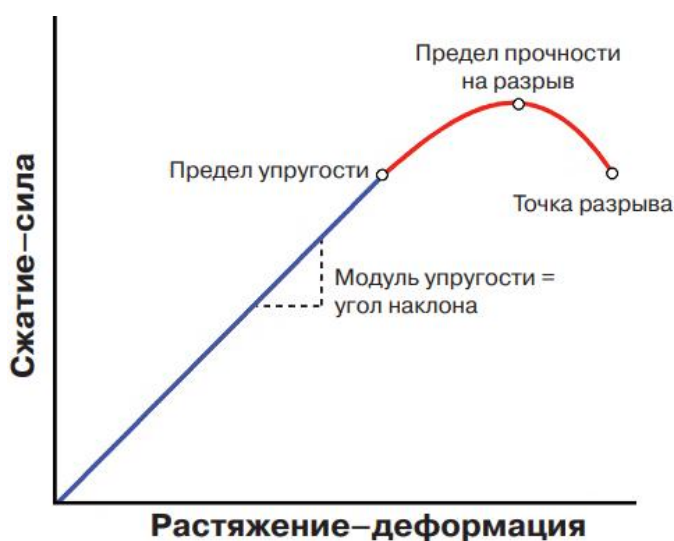


Рисунок 1- Кривая сжатия-растяжения для ортодонтических дуг[3].

Сила действия дуги. В значительной степени силу действия дуги определяет величина изгиба. Немаловажным фактором является межбрекетное расстояние: сила действия дуги обратно пропорциональна кубу длины участка. Также этот показатель зависит от материала дуги и ее сечения. Если сечение дуги изменить на меньшее, то сила станет меньше в 4 раза против разницы сечений начальной и конечной дуги для круглых дуг, в

3 раза для прямоугольных. Например, уменьшение силы действия при замене дуги с .018 на .016 составит 40%. [2] Для определения силы действия дуги в системе нужно обращать внимание на степень скученность зубов, наличие промежутков (трем, диастем), размеры зубов и челюстей, наличие на дуге петель, изгибов, стопоров и т.д.

Сила действия дуги зависит от направления движения и действия сил. Силы первого порядка – в вестибуло-оральном направлении, второго порядка- в вертикальном направлении, третьего порядка – торк. Силы первого порядка определяются размером горизонтальной грани (второй размер прямоугольной дуги). Силы второго порядка определяются размером вертикальной грани (первый размер вертикальной дуги). Силы третьего порядка определяются двумя размерами.

Сила действия дуги зависит от материала дуги (таблица 1)

Таблица 1. Зависимость силы действия дуги от материала

Материал	Сила действия
Сталь	1
ТМА	0.42
Нитинол	0.26
NiTi	0.12
CuNiTi 27	0.10
CuNiTi 35	0.09
CuNiTi 40	0.08
D-Rect	0.07

Упругость (эластичность, память формы) – способность дуги возвращаться к исходной форме после снятия нагрузки. Ортодонтические дуги обычно используются в пределах зоны эластичности. Это свойство дуг является ключевым в начале ортодонтического лечения на этапе нивелирования. Измерение этой величины позволяет понять, насколько сильно может быть изогнута дуга без превышения внутренних лимитов материала. Модуль упругости – это угол наклона зоны эластичности кривой

сжатия-растяжения (рисунок 1). Чем более гибкая дуга, тем более плоскую кривую она имеет. Жесткие дуги имеют высокий модуль упругости, следовательно, кривая на графике будет крутая. Чем выше модуль упругости, тем больше величина силы на единицу деформации и меньше гибкость дуги. Предел упругости (предел текучести) – точка на графике, при преодолении которой силы вызывают постоянную деформацию. При превышении предела упругости дуга теряет эластичность. На дугах с наибольшим значением упругости можно делать изгибы большего диаметра, не вызывая постоянную деформацию. [1] У некоторых ортодонтических дуг данное свойство зависит от температуры: при комнатной температуре дугу можно изогнуть, но при помещении в полость рта, где температура выше, дуга приобретает первоначальную форму. Данное явление получило название «эффект памяти» [9]. Им обладают дуги, изготовленные из псевдо/суперупругого сплава (например, Sentalloy). При изгибании данных дуг сила остается постоянной; при обратной деформации сила несколько уменьшается (гистерезис) и затем сохраняет постоянную величину (псевдоупругость). Фазовое состояние сплава стабильно при высокой температуре и низкой нагрузке.

Жесткость дуги – это уровень силы, требуемый для выполнения определенного изгиба на дуге. Она зависит от химического состава материала, площади поперечного сечения и формы сечения. Показатель жесткости дуги по существу является модулем эластичности. Чем меньше жесткость, тем меньшая сила требуется для выполнения изгиба, тем эластичнее материал. Модуль эластичности нержавеющей стали принято брать за 1.00. ТМА имеет модуль эластичности 0.42. Следовательно, имеет меньшую жесткость.

Пластичность – способность дуги подвергаться «постоянной» деформации. На графике зона пластичности начинается после предела упругости (рисунок 1). Данное свойство характерно для дуг, изготовленных из мартенсита повышенной твердости (например, нитинол). Сплавы этого

вида имеют очень низкий модуль упругости, высокую способность к изгибу, не проявляют псевдоупругости или эффекта памяти. Мартенсит стабилен при низкой температуре и высокой нагрузке.

Предел прочности на разрыв – это вершина зоны пластичности на графике. Им определяется максимальная нагрузка, которую можно оказать на сплав. За пределами прочности на разрыв происходит ослабление дуги и дальнейший её разрыв.

Таким образом, эффект памяти проявляется благодаря переходу из одного фазового состояния в другое, из аустенитной (эластичной) фазы в мартенситную (пластичную). Данный переход регулируется температурой. Поэтому дуги, обладающие этим эффектом, получили название «термоактивные». При вводе дуги в систему она находится в мартенситной фазе. Дугу легко ввести в брекет-систему, если имеется скученность зубов, перепады по высоте и т.д. По мере нагревания в полости рта дуга переходит в аустенитную фазу, становится более жесткой, возвращается к первоначальной форме.

Стоит отметить, что данное свойство проявляется по-разному у разных производителей и еще не до конца изучено. Так, Дж. Гилберт [3] после исследования термических свойств ортодонтических дуг из сплава меди, никеля и титана 27°C и 35°C размером .018” и .016”×.022” различных производителей методом дифференциальной сканирующей калориметрии в диапазоне температур от -100°C до 10°C в минуту выявил, что значения температур начала и окончания нагрева и энтальпии, а также температур начала и окончания охлаждения и энтальпии значительно различаются у различных брендов. Изменение энтальпии и температуры для фазовых переходов различных дуг представлены ниже на рисунках 2-5.

Дуга	Нагрев			Охлаждение		
	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)
Ormco	-1.0±1.4 C	37.1±2.0 A	-10.3±1.3 B	17.0±0.3 A	-19.3±1.3 D	8.6±0.7 D
American Orthodontics (Low)	11.3±0.8 B	33.1±0.9 B	-15.2±0.5 AB	12.2±0.1 B	-8.8±0.6 C	14.8±0.4 C
GAC (C2)	16.0±0.6 A	32.7±0.8 B	-16.0±1.1 AB	10.6±0.6 ED	-3.5±0.6 B	16.7±0.7 AB
Ortho Organizers	16.1±0.3 A	33.9±1.7 B	-13.8±10.6 AB	11.0±0.2 D	-3.4±0.5 B	16.1±0.8 B
RMO	16.0±0.9 A	34.2±2.0 B	-17.3±0.5 A	11.5±0.3 C	-2.3±0.7 A	17.3±0.4 A
Ortho Technology	15.8±0.5 A	33.2±1.9 B	-15.6±0.5 AB	10.3±0.4 D	-3.7±0.7 B	16.1±0.6 B

Рисунок 2-Изменение энтальпии и температуры для фазовых переходов дуг CuNiTi 0.018”, 35°C [3]

Дуга	Нагрев			Охлаждение		
	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)
Ormco	11.4±1.8 B	33.8±1.0 A	-16.1±2.3 AB	15.4±0.4 A	-6.9±1.3 DC	14.4±0.7 B
American Orthodontics (Low)	11.1±0.5 B	34.3±2.1 A	-15.0±0.6 B	11.3±0.2 BC	-7.5±0.3 D	16.6±0.7 A
GAC (C2)	15.1±0.5 A	32.0±0.8 BC	-16.6±0.7 A	11.7±0.4 A	-5.0±0.6 A	17.0±1.3 A
Ortho Organizers	14.8±0.4 A	32.8±0.8 AB	-16.7±0.6 A	11.8±0.2 A	-5.2±0.3 A	16.2±0.6 A
RMO	14.0±0.8 A	31.9±1.0 BC	-16.5±0.8 A	11.4±0.6 A	-5.8±0.9 BA	16.2±0.5 A
Ortho Technology	14.8±0.6 A	30.7±1.0 C	-14.9±.6 B	10.8±0.4 C	-6.2±0.7 CB	14.9±.6 B

Рисунок 3-Изменение энтальпии и температуры для фазовых переходов дуг CuNiTi 0.018”, 27°C [3]

Дуга	Нагрев			Охлаждение		
	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)
Ormco	-0.7±0.7 F	26.9±0.7 C	-8.5±0.6 B	11.9±0.6 A	-20.7±1.3 E	7.4±0.7 D
American Orthodontics (Mid)	4.5±0.3 E	31.7±1.6 A	-12.3±0.3 AB	12.6±0.2 A	-16.0±0.6 D	11.6±0.3 C
GAC (C1)	16.0±0.3 A	31.5±1.1 A	-15.8±0.6 A	9.2±0.2 B	-5.5±0.9 A	15.3±0.6 A
Ortho Organizers	10.0±0.4 D	23.2±0.6 D	-14.7±1.1 AB	6.0±0.3 D	-12.0±0.6 C	13.4±2.6 B
RMO	12.1±2.1 C	28.5±3.4 BC	-13.9±1.6 AB	7.6±1.3 C	-11.4±2.1 C	13.5±2.0 AB
Ortho Technology	14.7±0.2 B	30.5±1.6 AB	-8.9±12.5 B	9.2±0.1 B	-7.4±0.4 B	13.6±0.4 AB

Рисунок 4 - Изменение энтальпии и температуры для фазовых переходов дуг CuNiTi 0.016”×0.022”, 35°C [3]

Дуга	Нагрев			Охлаждение		
	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)	Температура начала перехода (°C)	Температура окончания перехода (°C)	Энтальпия (Дж/г)
Ormco	7.4±0.1 D	27.1±1.6 C	-13.4±0.2 E	9.6±0.3 A	-16.1±1.0 C	10.8±0.4 E
American Orthodontics (Mid)	8.4±0.3 C	32.8±0.5 A	-14.5±0.5 CD	10.0±0.3 A	-11.6±0.3 B	14.6±0.7 B
GAC (C1)	11.2±0.5 B	25.3±0.6 D	-14.0±0.9 DE	6.8±0.6 D	-10.6±0.7 B	12.4±0.9 D
Ortho Organizers	10.9±1.3 B	25.4±1.1 D	-15.1±0.5 BC	7.4±0.7 C	-11.6±1.8 B	14.8±0.6 AB
RMO	13.7±0.4 A	29.2±1.3 B	-16.0±0.4 B	8.8±0.3 B	-8.2±0.9 A	15.5±0.4 A
Ortho Technology	13.5±0.4 A	29.2±1.6 B	-15.3±0.3 AB	8.6±0.2 B	-8.3±0.4 A	13.5±0.4 C

Рисунок 5-Изменение энтальпии и температуры для фазовых дуг CuNiTi 0.016”×0.022”, 27°C [3]

Авторами были получены следующие результаты: часть брендов была очень близка к заявленным показателям, в то время как некоторые отличались от заявленных параметров до 4°C. Более того, для некоторых производителей разница между верхним и нижним значениями температуры окончания перехода в аустенитную фазу (Af) были близки к 1,5°C при заявленных 8°C.

Таким образом, анализируя результаты исследования Дж. Гилберта, можно сделать вывод, что даже при заявленных одинаковых параметрах дуги различных производителей могут работать по-разному.

1.4. Современное представление о физико-механических характеристиках ортодонтических дуг

В отечественной литературе уделено мало внимания сравнению характеристик ортодонтических дуг. Однако за рубежом существует большое количество исследовательских групп, занимающихся изучением их физико-химических, механических и термических свойств.

Группой ученых, возглавляемых У. Беллини, Х. Мьяно и Х. Гиль [11], было произведено описание и сравнение механических свойств никель-титановых дуг и определение влияния термообработки на потерю суперупругости. В ходе исследования никель-титановых дуг с сечением 0.016” из двух разных партий восьми производителей было выявлено, что термическая обработка, используемая для изменения первоначальной формы, приводит к образованию осадков богатых никелем, что снижает эластичность дуги. Также были получены результаты, указывающие на то, что дуги некоторых производителей не обладают суперэластичностью, в то время как ряд производителей продемонстрировал желательные свойства, такие как высвобождение слабых, постоянных и почти постоянных силы в течение длительного периода активации. Полученные данные представлены на рисунке 6.

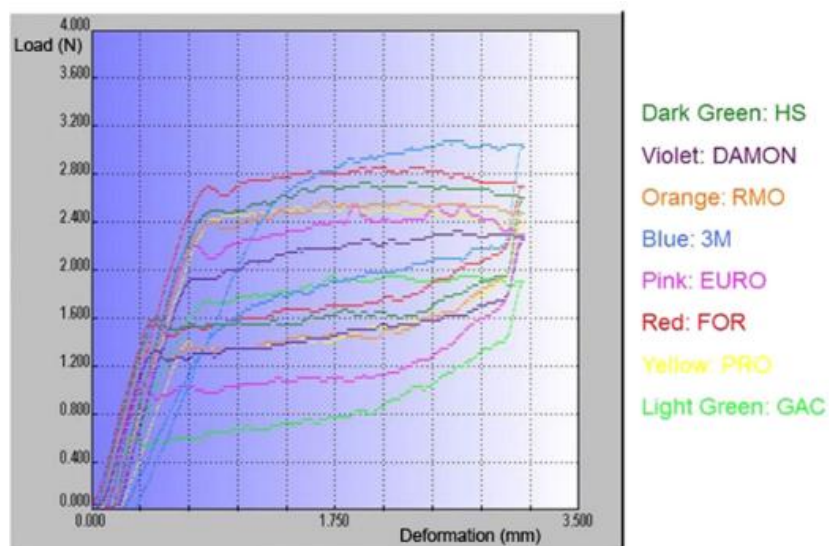


Рисунок 6 –Кривая нагрузки и разгрузки исследованных Ni-Ti дуг [11]

Группой ученых под руководством Р. Абдельрахмана [10] было проведено проспективное клиническое исследование, целью которого была оценка скорости выравнивания зубов на начальной стадии ортодонтического лечения с использованием суперэластичных никель-титановых дуг размером 0.014", термоупругих никель-титановых дуг размером 0.014" и обычных никель-титановых дуг размером 0.014". Было установлено, что для полного выравнивания зубов с использованием суперэластичных никель-титановых дуг размером 0.014" требуется 10.1 ± 2.3 нед. При использовании термоупругих никель-титановых дуг размером 0.014" процесс нивелировки занимал 9.6 ± 2.3 нед. Нивелировка на классических нитиноловых дугах длилась 9.8 ± 2.8 нед.

Таким образом, три вида NiTi дуг схожи с точки зрения их эффективности выравнивания на начальном этапе лечения с использованием несъемной ортодонтической аппаратуры.

Р.П. Куси и Дж.К. Уайтли [13] исследовали термические и механические характеристики дуг из нержавеющей стали, бета-титана и никель-титанового сплава с добавлением меди. Использовались два метода: дифференциальная сканирующая калориметрия и динамический механический анализ. Температуры перехода оценивались от -30 градусов С

до +80 градусов С. Не было обнаружено никаких мартенситно-аустенитных переходов для сплава из нержавеющей стали и бета-титанового сплава. Однако Cu-Ni-Ti дуги при нагревании демонстрировали мартенситно-аустенитный переход, а при охлаждении - обратное превращение. Продукты Cu-Ni-Ti 27, 35 и 40 продемонстрировали температуру перехода 29,3 градуса С, 31,4 градуса С и 37,3 градуса С соответственно, энтальпия увеличилась с 2,47 до 3,18 калорий на грамм. Также были получены данные, показывающие, что продукты Orthonol (Ортодонтия Роки Маунтин, Денвер, Коло), Cu-Ni-Ti 27, Cu-Ni-Ti 35 и Cu-Ni-Ti 40 (SDS / Ormco, Glendora, Calif) увеличивают жесткость в два раза при повышении температуры (от 20 до 35 ГПа в мартенситной фазе и от 60 до 70 ГПа в аустенитной фазе). Для стальных дуг было выявлено значение 183 ГПа, а для дуг из бета-титанового сплава 64 ГПа.

В результате анализа работы можно сделать вывод, что из Cu-Ni-Ti дуг дуги Cu-Ni-Ti 27 и Cu-Ni-Ti 35 продемонстрировали несущественную разницу температуры мартенситно-аустенитного перехода, что ставит под сомнение обоснованность использования почти аналогичных продуктов.

Н. Валери [15] сравнил термические свойства покрытых эпоксидной смолой никель-титановых дуг (American Orthodontics (Sheboygan, WI) and Opal (Ultradent; South Jordan, UT) и их непокрытых аналогов до и после клинического использования с помощью дифференциальной сканирующей калориметрии. Автор оценивал дуги размером 0.016''×0.022'' в состоянии после получения и через 4-12 недель в полости рта. Кроме того, производилась оценка потери покрытия после клинического использования с использованием отсканированного изображения дуги и программного обеспечения Matlab.

Были получены следующие результаты: нет статистически значимых различий в термических свойствах при сравнении дуг до и после клинического использования. Тем не менее, существенные различия

наблюдались между полученными непокрытыми и покрытыми аналогами от обоих производителей. Оба типа дуг потеряли значительное количество эстетического покрытия после использования, но дуги Opal Via Pearl сохранили значительно большее покрытие по сравнению с дугами EverWhite.

Таким образом, анализируя результаты исследования, можно сделать вывод, что покрытые и непокрытые дуги могут работать по-разному вопреки заявлениям производителей. Кроме того, необходимы усовершенствования процессов покрытия дуг, чтобы достичь появления более эстетичных дуг с ограниченной потерей покрытия.

М. Санторо, О. Николаи и Т. Канджиалоси [14] создали работу, в которой изучили псевдоупругость и термоупругость никель-титановых сплавов. По результатам работы был сделан вывод, что так как эффект памяти формы обеспечивается за счет превращения мартенсита в аустенит, необходимо установить температуру превращения ниже оральной температуры. Однако такой тип сплава будет полностью аустенитным во рту, что приведет к большей жесткости дуги. В аустенитных сплавах формирование вызванного напряжением мартенсита будет гарантировать наличие сверхупругого поведения, необходимого для высвобождения легких и непрерывных сил. Следовательно, температуру превращения сплава не следует устанавливать значительно ниже оральной температуры, иначе образование вызванного напряжением мартенсита не произойдет.

Группа ученых под руководством Я. Ванг, Ч. Лиу и Ф. Джиан [10] проанализировали исследования из Регистра клинических испытаний Cochrane Oral Health (до 5 октября 2017 года), Кокрановского центрального регистра контролируемых испытаний (CENTRAL) (Кокрановская библиотека, 2017 год, выпуск 9), MEDLINE Ovid (с 1946 по 5 октября) 2017 г.), Embase Ovid (с 1980 по 5 октября 2017 г.), Национального реестра клинических исследований Института здравоохранения США (ClinicalTrials.gov) и Международной платформы реестра клинических

испытаний Всемирной организации здравоохранения с целью определить лучший материал для начальных ортодонтических дуг с точки зрения скорости выравнивания, дискомфорта ощущений пациента и числа побочных эффектов. Было установлено, что достаточной доказательностью обладает исследование, в ходе которого было доказано, что плетенные суперэластичные Ni-Ti дуги могут производить большее перемещение зубов, чем обычные суперэластичные Ni-Ti дуги. Также надежным является исследование показавшее, что нет реальной разницы в дискомфорте пациента между плетеными дугами из стали и суперэластичными Ni-Ti дугами. Качество доказательств для всех других сравнений и результатов было низким или очень низким.

Можно сделать вывод, что в целом данные о начальных дугах очень ограничены. Результаты часто являются неточными и ненадежными, поэтому необходимы дополнительные исследования.

1.5 Физико-механическая характеристика TMA-дуг

TMA-дуги изготовлены из титан-молибденового сплава. Были разработаны в 1980 году компанией ORMCO. Используются на первой стадии лечения при аллергической реакции пациента на никель и невыраженной скученности зубов. Размер .016 и .018. оптимально подходят для перехода к фазе основной механики, применению полнопазных стальных дуг. Размер 0.016×0.022, 0.017×0.025, 0.019×0.025. Также эти дуги используются как дуги основной рабочей фазы для выравнивания окклюзионной плоскости, закрытия пространств, трансверзальной коррекции формы зубной дуги. Они имеют хорошие пружинные свойства, легко поддаются формированию, нанесению изгибов. Жесткость таких дуг 42% от жесткости нержавеющей стали, что позволяет использовать ее на завершающих фазах лечения. В составе отсутствует сильный аллерген-никель, используемый для производства большинства других

ортодонтических дуг. На рынке представлены дуги ТМА с реверсионным изгибом, с Tear Drop петель, с реверсионным изгибом и T-петлями.

Основными преимуществами данных дуг является относительно небольшая жесткость, что позволяет мягче и эффективнее работать детализирующими изгибами. Торковые изгибы на дугах ТМА действуют мягче, чем на дугах из нержавеющей стали. Поэтому это дуги выбора для работы с торком. ТМА-дуги практически не требуют реактивации. Являются альтернативой стали у пародонтологических пациентов.

Среди недостатков данных дуг стоит отметить более высокое трение по сравнению с нержавеющей сталью из-за мягкости сплава. Из-за меньшей жесткости дуги подвергаются большей деформации во время фазы основной механики и плохо подходят для закрытия пространств, противодействия побочным эффектам эластиков. При нанесении изгибов наблюдается некоторое «отпружинивание».

В ходе исследования А. Вестринге, Дж. Ван Хамбек и Дж. Вильямс[16], целью которого было изучение характеристик материала современных дуг из стали и титан-молибденового сплава размером 0.017”×0.025”, обнаружено, что дуги из титан-молибденового сплава имеют четыре разных химических состава: титан-11,5, молибден-6, цирконий-4,5 олово; титан-3, алюминий-8, ванадий-6, хром-4, молибден-4, цирконий; титан-6, алюминий-4, ванадий и титан-45 ниобий. Также было установлено, что ТМА дуги показывают высокие значения шероховатости поверхности, что может привести к проблемам биосовместимости. Морфологический анализ продемонстрировал, что завершающая фаза (отжиг, полировка) процесса производства дуги не соответствует качеству, которое можно ожидать в отношении хороших механических свойств.

Таким образом, необходимо налаживание производства ортодонтических дуг, улучшение качества полировки и введение точных спецификаций качества ортодонтических дуг.

На похожий вывод наталкивает исследование С.Р. Джаввади, В. Каиласам, С.Падманабхан, А.Б. Читараньян, [12], в котором авторы сравнивали физические и механические свойства дуг из бета-титана, стали и титан-молибденового сплава. Результаты показывают, что стальные дуги обладают самым низким коэффициентом трения из трех изученных сплавов. ТМА дуги обладают самыми высокими значениями трения и жесткости. Бета-титановый сплав имеет промежуточное значение по силе трения.

Исследование Р.Д. Вийялакшми, К.С. Нагачандран, П. Куми и П. Якумар [17] по изучению и сравнению механических характеристик дуг из стали, ТМА, тимолия и ниобий-титана показало, что сталь обладает более высокой прочностью, более высокой жесткостью и низким трением по сравнению с другими дугами из других сплавов, что доказывает, что это лучший выбор для механики скольжения. Тимолиум обладает сравнительно низкой жесткостью, лучшей прочностью и ведет себя как промежуточное звено между нержавеющей сталью и ТМА и, следовательно, может использоваться практически во всех клинических ситуациях. Низкая упругость и высокая формуемость ниобий-титана позволяет создавать финишные изгибы, что подходит для использования этого сплава в качестве материала для финишной дуги.

Анализ этой работы позволяет сделать вывод, что создание новых сплавов и создание ортодонтических дуг из новых материалов позволяет получить дуги лучше подходящие для различных этапов лечения на несъемной аппаратуре.

Глава 2. Материалы и методы исследования

2.1 Характеристика исследуемых ортодонтических дуг.

В работе использовались 24 дуги ТМА-дуги различных производителей, наиболее часто встречающихся на рынке:

- Ormco
- American Orthodontics
- DynaFlex
- 3M Unitek

Объектами исследования стали дуги следующих диаметров:

- 0.017”×0.025”
- 0.019”×0.025”

Для чистоты исследования и достижения более точных результатов все исследуемые ортодонтические дуги были выбраны одинаковыми по сечению (прямоугольные).

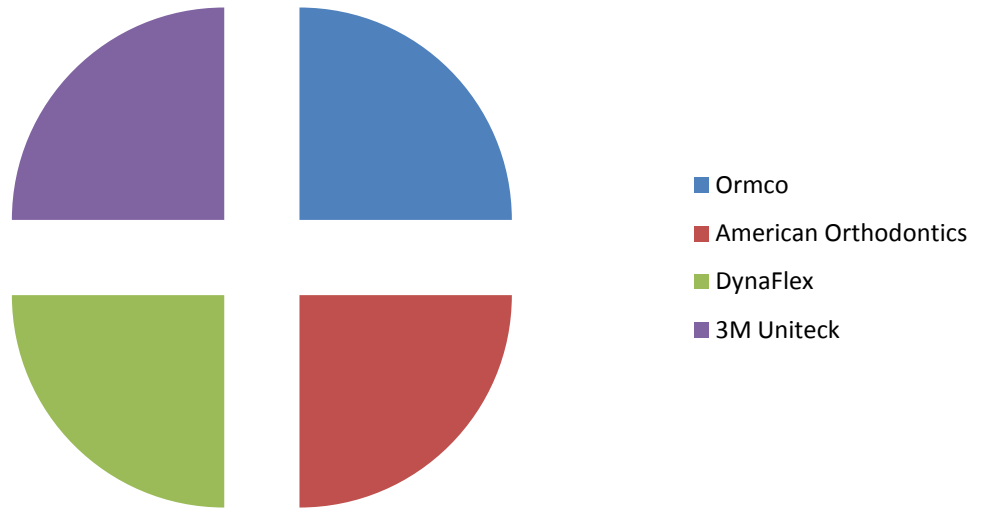
Группировка и шифровка материалов:

В зависимости от размер сечения дуг и производителей объекты исследования были разбиты на группы.

По фирме-производителю:

Название	Ormco	American Orthodontics	DynaFlex	3M Unitek
Количество	3	3	3	3

Фирмы-производители



По диаметру дуги и её сечению:

Диаметр	Сечение	Количество
прямоугольный	0.019"×0.025"	12
прямоугольный	0.017"×0.025"	12

Сечение



2.2 Описание методики исследования.

2.2.1 Экспериментальное исследование предела прочности.

Исследование проводилось с помощью технического оборудования ресурсного центра Научного парка СПбГУ “Исследование экстремальных состояний материалов и конструкций”.

В ходе исследования проводилось изучение следующих характеристик ортодонтических дуг:

- Модуль упругости
- Предел текучести
- Прочность на разрыв

Исследование вышеперечисленных характеристик проводилось при помощи универсальной высокоточной испытательной машины SHIMADZU AG-X 50kN. (Рисунок 7)



Рисунок 7. Испытательная машина SHIMADZU AG-X 50kN

Универсальная высокоточная испытательная машина SHIMADZU AG-X 50kN позволяет проводить испытания на прочность, изгиб, сжатие. Аппарат дает возможность равномерно плавно растягивать исследуемый объект и производить исследования с минимальной погрешностью. Погрешность при изучении пределе растяжения $\pm 0,1\%$. Погрешность при изучении предела упругости $\pm 2\%$. Погрешность при исследовании предела текучести $\pm 2\%$. Также аппарат имеет изменяющуюся регулируемую длину расстояния между опорами, что позволяет проводить данное исследование на этом устройстве.

Рекомендуется применять испытательную машину, у которой смещение силоизмерительного устройства во всем диапазоне нагрузок составляет не более 2 мм. Расстояние между опорами должно быть регулируемым.

Удерживающие элементы данного аппарата расходятся с постоянной скоростью.

В ходе исследования в аппарате фиксировался фрагмент ортодонтической дуги фиксированной длины. Объект исследования подвергался растяжению со скоростью 4 мм/мин до момента разрыва дуги. Данная испытательная машина производит измерения относительного удлинения самостоятельно при помощи современной программного обеспечения и высокоточного тензометрического датчика.

Испытания проводились полностью в соответствии с ГОСТ 1497-84 (ИСО 6892-84) Металлы. Методы испытания на растяжение. Данный стандарт действует в отношении сплавов титана и молибдена.

2.2.2. Экспериментальное исследование модуля упругости и текучести.

Согласно ГОСТ 1497-73 для проведения исследований модуля упругости и текучести необходимо ввести следующие обозначения и определения: рабочая длина, мм — размер исследуемого образца с

постоянной площадью поперечного сечения между местами его захвата. Начальная расчетная длина образца, мм — фрагмент образца до разрыва, используемый для вычисления удлинения. Конечная расчетная длина образца, мм — длина исследуемой части образца после его разрыва. Также фиксируются начальная толщина рабочей части плоского образца, начальная ширина рабочей части плоского образца, ширина рабочей части плоского образца после разрыва, начальная площадь поперечного сечения рабочей части до разрыва, минимальная площадь поперечного сечения после его разрыва.

По ГОСТ 1497-73 при проведении исследований растяжения металлов и их сплавов определяют такие показатели как предел текучести (физический), который характеризуется самым маленьким напряжением, которое не вызывает роста растягивающей нагрузки. Верхний предел текучести — это напряжение, которое возникает к первому пику нагрузки металла. Нижний предел текучести — это самое маленькое значение напряжения при течении. Деформация — это напряжение, которое вызывает увеличение длины части исследуемого образца до заданной величины в % от первоначальной длины по тензомеру.

Растяжение позволяет установить объем допустимой пластической деформации до разрыва.

В ходе исследования ортодонтических дуг была применена универсальная высокоточная испытательная машина SHIMADZU AG-X 50kN. Она оснащена аппаратом, регистрирующим диаграмму растяжения. Также это устройство обеспечивает плавность нагрузки, надежно закрепляет образец, соответствует всем требованиям нагрузки-деформации.

Для определения модуля упругости необходимо использовать метод разгрузки. Исследуемый образец нагружают и разгружают до

начального напряжения с последующим измерением остаточного удлинения. После достижения заданной величины допуска исследование прекращают и фиксируют определяют предел модуля упругости.

Модуль упругости характеризует способность сплава непостоянно деформироваться с возвращением к первоначальной форме. Определяется тангенсом угла наклона начального участка диаграммы напряжений-деформаций. Вычисляется по формуле:

$$E \stackrel{\text{def}}{=} \frac{d\sigma}{d\varepsilon}$$

Где в числителе напряжение образца, после приложения силы, а в знаменателе упругая деформация образца.

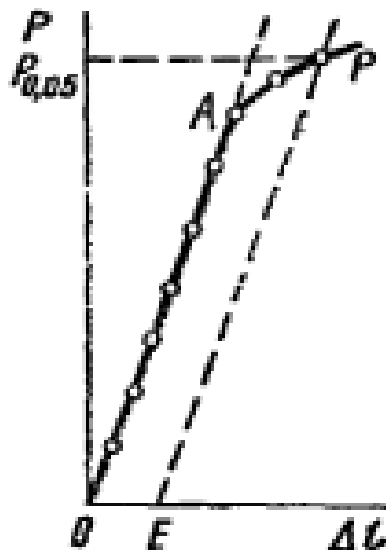


Рисунок8. Пример диаграммы испытаний по определению модуля упругости.

Предел текучести (физический) вычисляют по диаграмме растяжения. Предел текучести соответствует напряжению,

вызывающему деформацию без увеличения нагрузки. Рассчитывается по форме:

$$\sigma_T = F_T / A_0,$$

где F_T - сила, соответствующая условному пределу текучести, A_0 - площадь поперечного сечения образца.

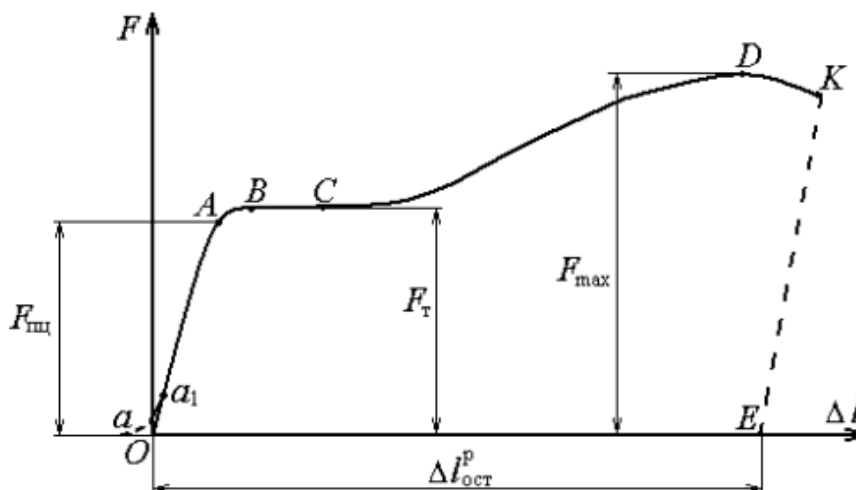


Рисунок 9. Характерная диаграмма растяжения пластичного материала.

Для определения прочности на разрыв разберем классическую диаграмму растяжения пластичного материала (рисунок 9). На диаграмме видно, что закон Гука (абсолютное удлинение прямо пропорционально силе) действует только до определенной точки. При приложении некоторой силы $F_{шц}$ в материале возникают пластические деформации. Часть графика до этой точки обозначен отрезком OA . До достижения этой точки материал испытывает только упругие деформации. Момент появления пластических деформаций называют пределом упругости.

Далее следует переходный участок AB . На этом моменте закон Гука перестает действовать. На следующем участке BC мы наблюдаем продолжающуюся деформацию исследуемого образца. При этом сила, действующая на образец, больше не растет. Участок BC - площадка

текучести, а само это явление получило название «текучесть материала».

Следующая важная зона на графике – зона упрочнения CD. Ее появление связано с тем, что материал вновь оказывает сопротивление нагрузке. На исследуемом образце появляется «шейка». Это место сужения, которое испытывает максимальную деформацию. В то время как остальные участки образца эту деформацию не испытывают. После достижения точки К происходит разрыв образца в области «шейки». Точка К вызвана разрушением материала, так как к нему было приложено напряжение, превышающее прочность данного сплава на разрыв.

2.2.3 Методика обработки полученных данных.

Полученные данные обрабатывались при помощи математического программного обеспечения Origin 8, предназначенной для численного анализа данных и научной графики.

Данные, полученные в результате работы испытательной машины SHIMADZU AG-X 50kN, были занесены в математическую программу Origin 8. Там они были преобразованы в значения силы, растяжения и времени. В результате удалось построить соответствующие графики диаграммы растяжения, по которым был рассчитан модуль упругости, выявлен предел текучести и прочность на разрыв изучаемых образцов ортодонтических дуг из титан-молибденового сплава. Для каждой дуги четырех производителей каждого диаметра была составлена диаграмма растяжения. После чего полученные 24 диаграммы растяжения были проанализированы, данные обработаны и представлены в виде 8 диаграмм растяжения, которые наглядно показывают полученные результаты.

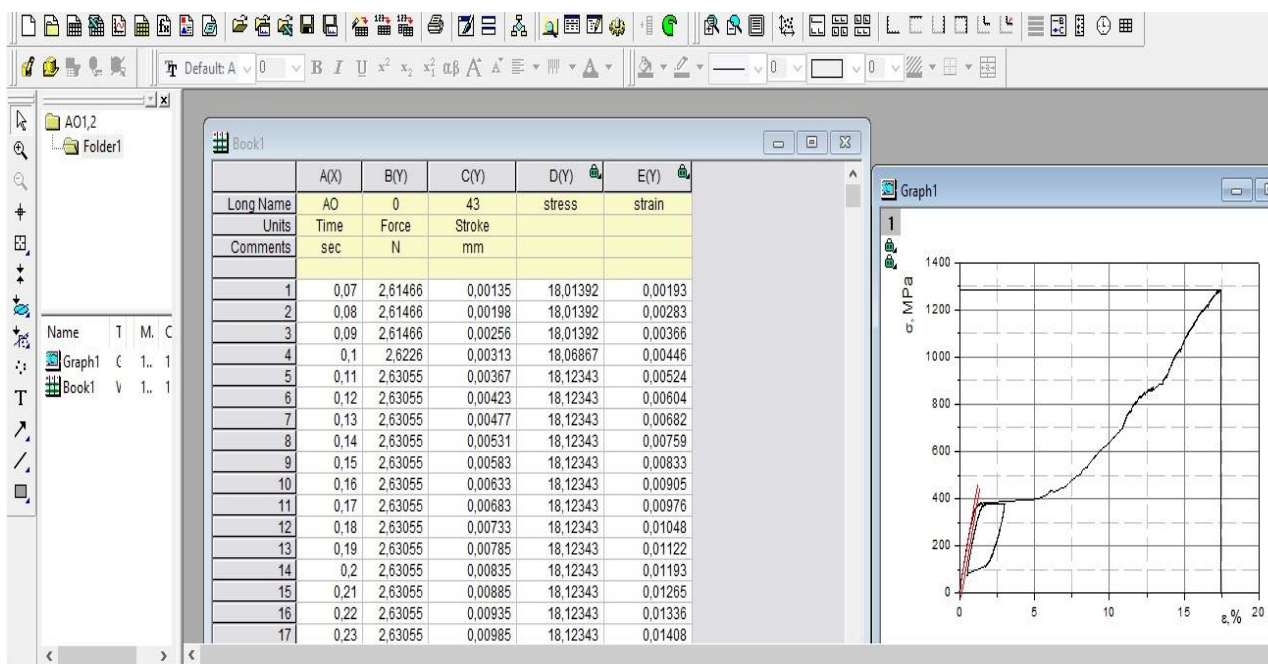


Рис.10 Обработка данных, полученных с машины для испытаний SHIMADZU AG-X 50kN при помощи математического программного обеспечения Origin 8.

Глава 3. Результаты исследования

3.1 Результаты экспериментальных исследований

В ходе экспериментального исследования было изучено 24 ортодонтические дуги наиболее широко представленных на рынке производителей. Ортодонтические дуги были представлены разными сечениями.

В результате работы были получены материалы, которые прошли обработку в программе Origin 8 и сформированы в графики диаграммы растяжения.

Диаграммы растяжения ТМА дуг:

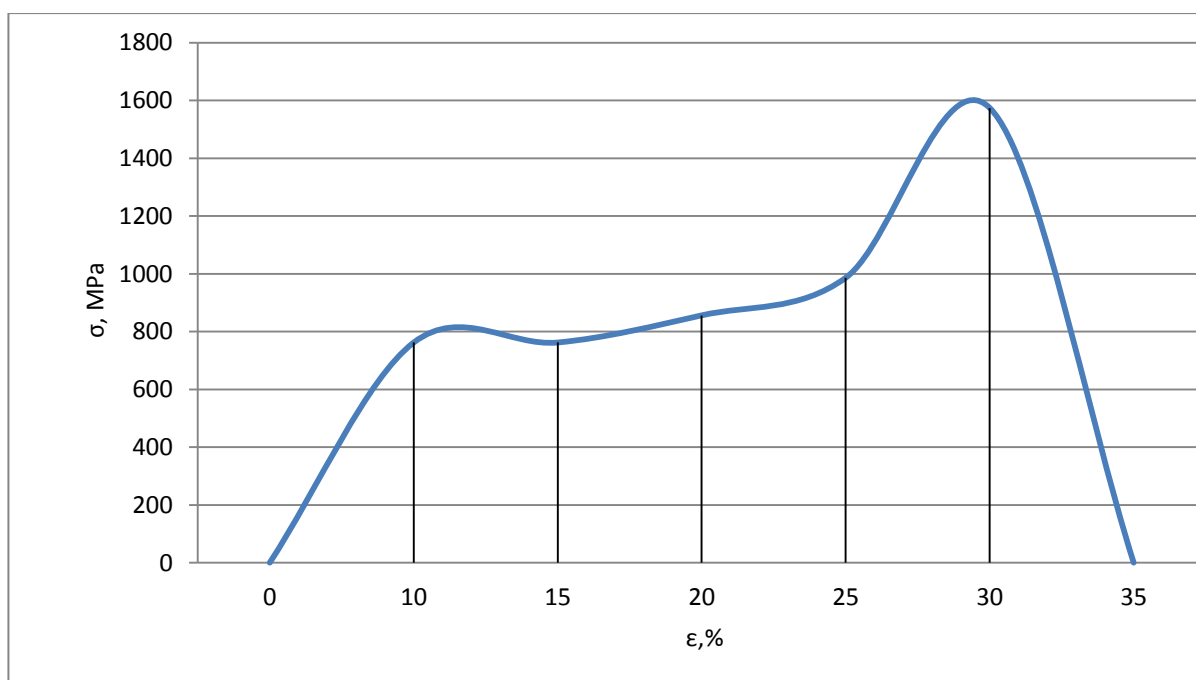


Рисунок 11.1 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги Ormco 0.017”×0.025”

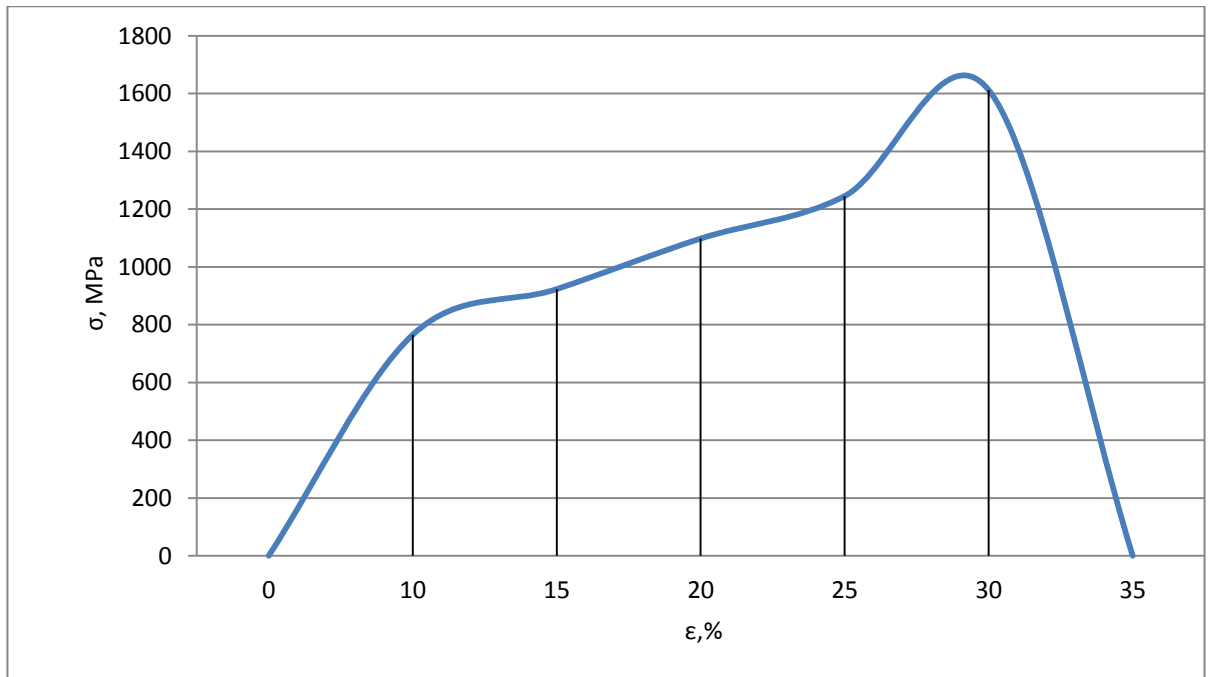


Рисунок 11.2 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги American Orthodontics 0.017''×0.025''

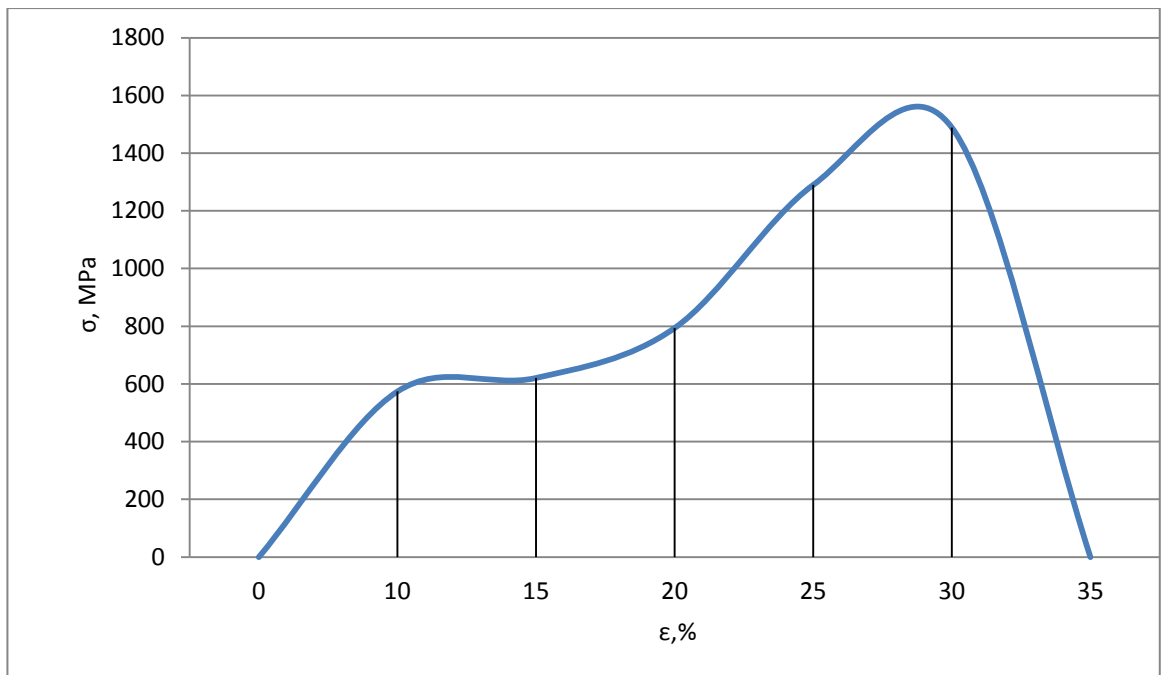


Рисунок 11.3 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги Dynaflex 0.017''×0.025''

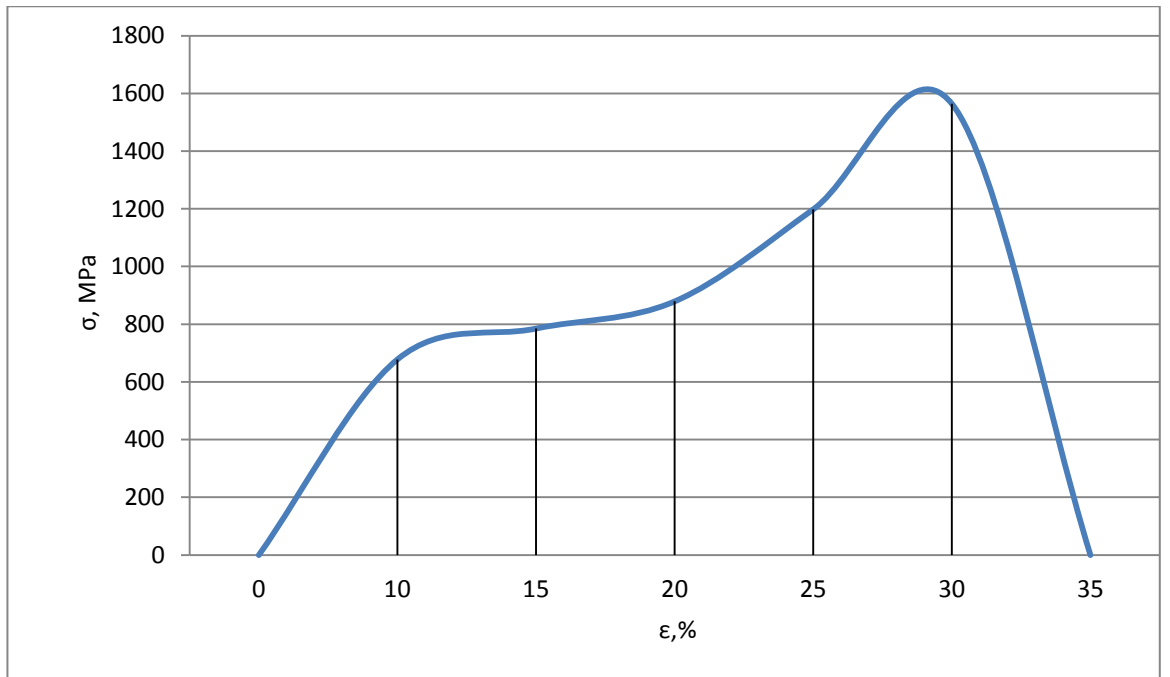


Рисунок 11.4 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги 3М Unitek 0.017''×0.025''

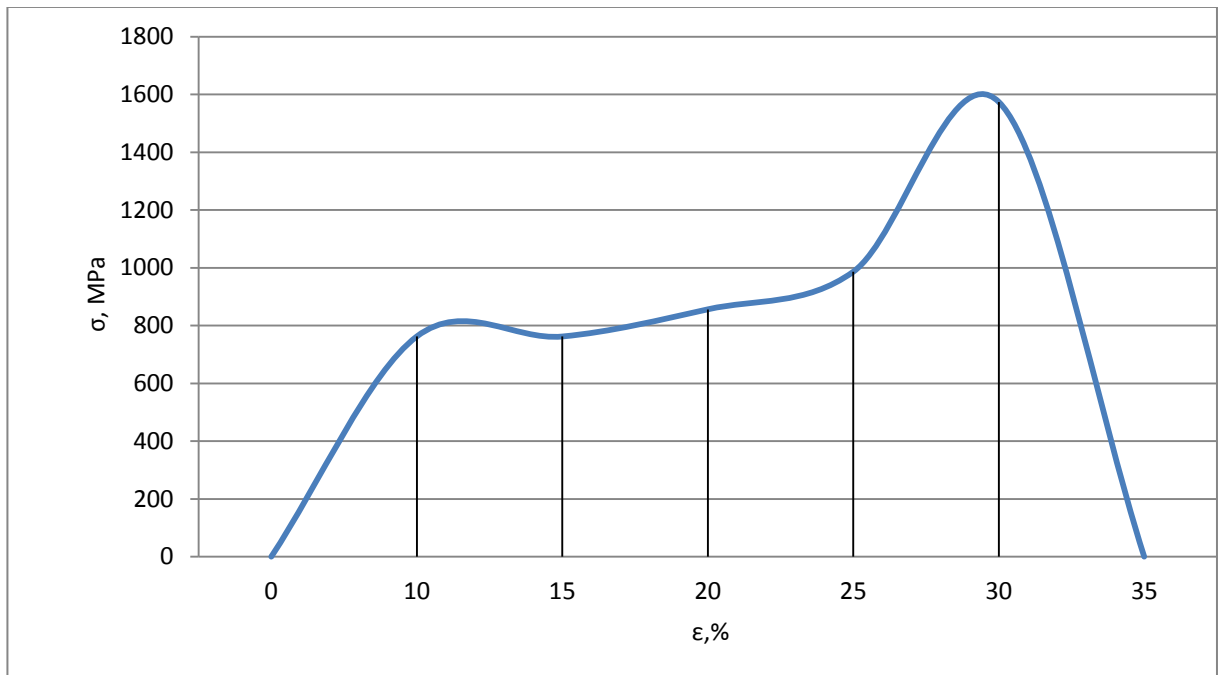


Рисунок 11.5 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги Ormco 0.019''×0.025''

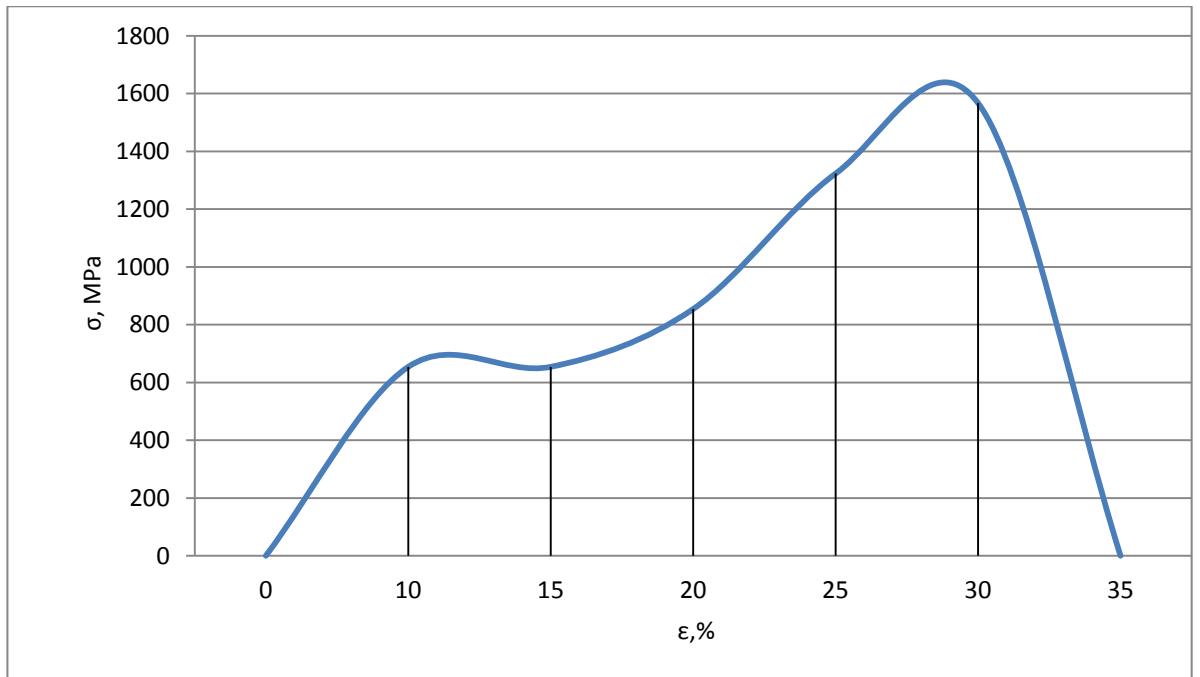


Рисунок 11.6 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги American Ortodics 0.019''×0.025''

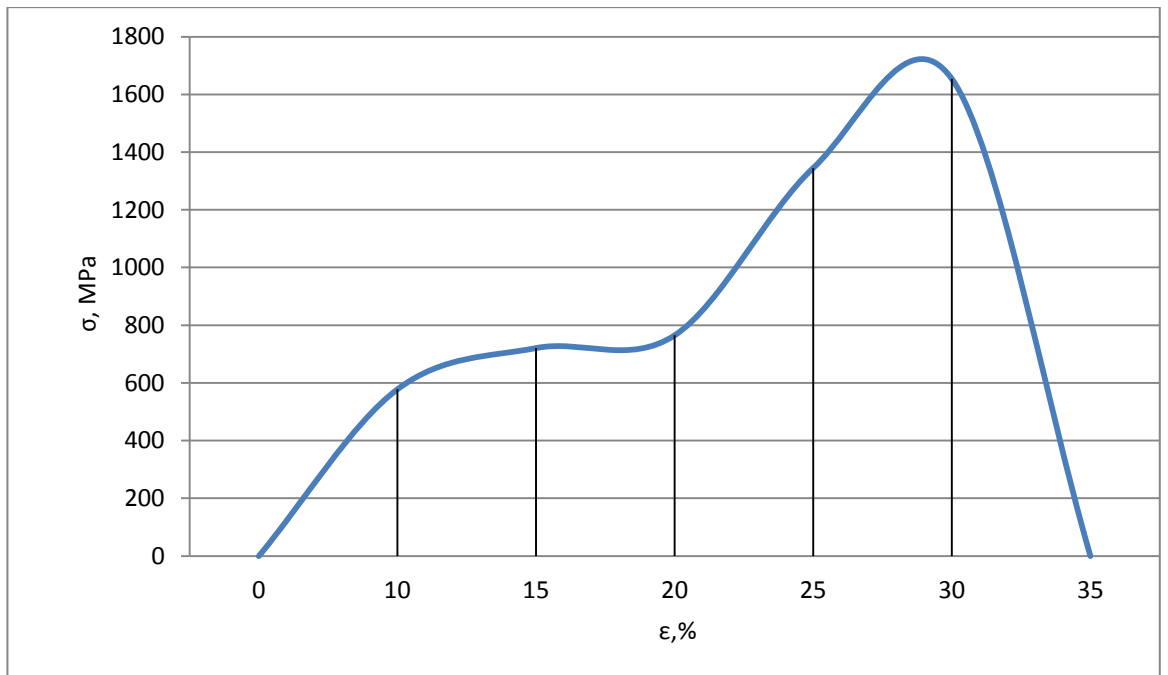


Рисунок 11.7 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги Dynaflex 0.019''×0.025''

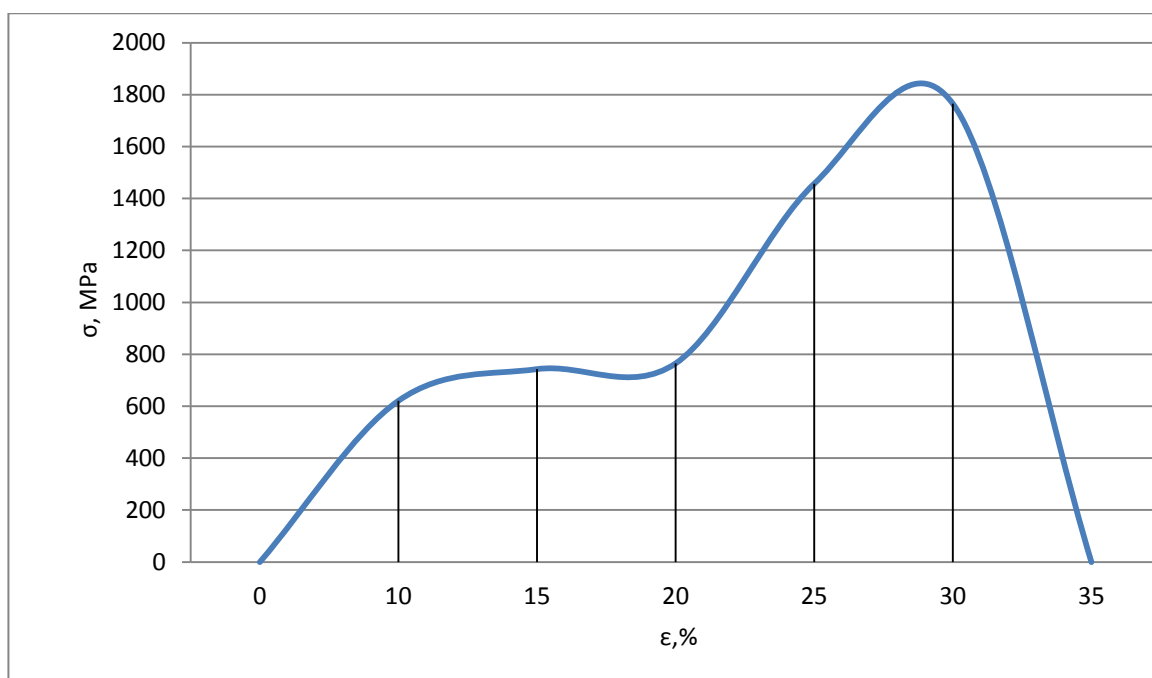


Рисунок 11.8 Диаграмма растяжения ортодонтической ТМА дуги 3М Uniteck 0.019”×0.025”

Таблица 2. Сравнительная характеристика физико-механических свойств ТМА дуг сечением 0.017”×0.025” разных производителей.

Название производителя	Модуль упругости, ГПа	Условный предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа
Ormco	87,5	762	1574
American Ortodontics	92,3	765	1612
DynaFlex	102,7	574	1489
3М Uniteck	95,6	678	1564

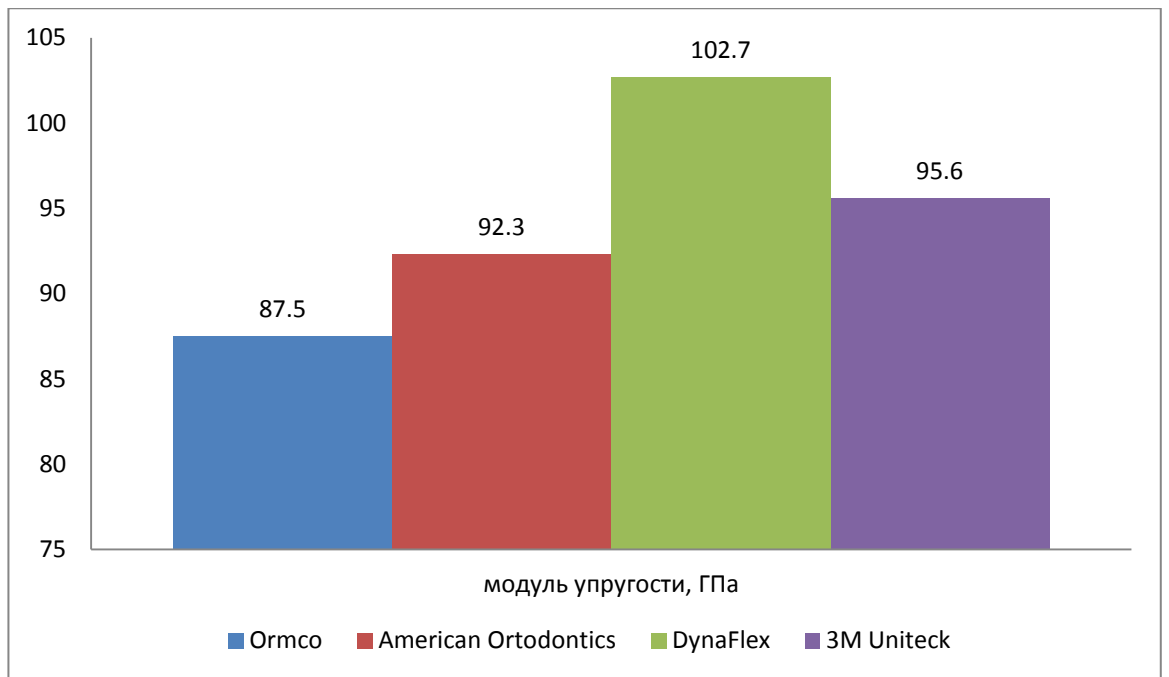


Рисунок 12.1 Сравнительная характеристика модуля упругости ТМА дуг различных производителей сечением 0.017”×0.025” .

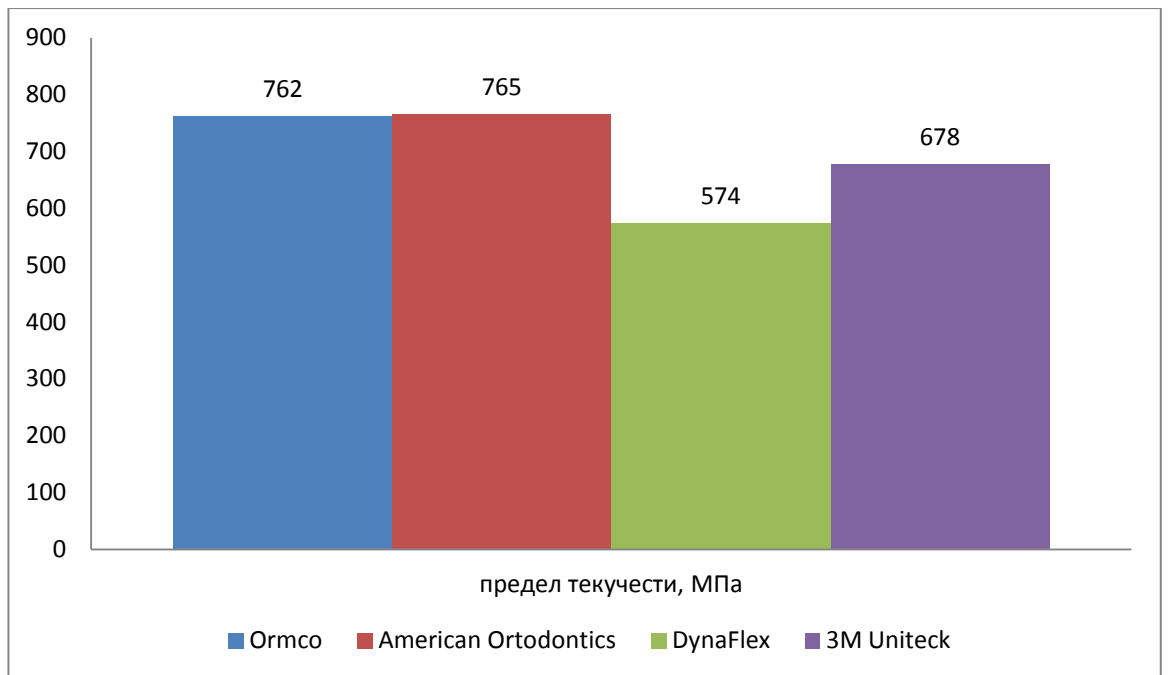


Рисунок 12.2 Сравнительная характеристика предела текучести ТМА дуг различных производителей сечением 0.017”×0.025” .

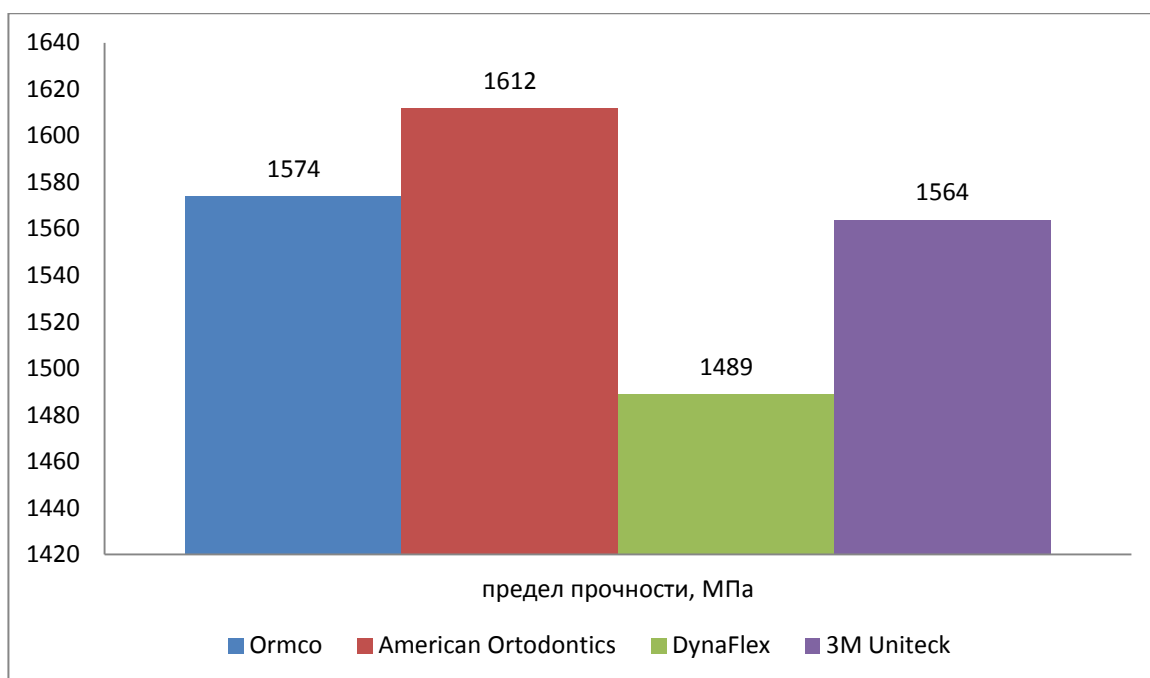


Рисунок 12.3 Сравнительная характеристика прочности на разрыв ТМА дуг различных производителей сечением 0.017”×0.025” .

Таблица 3. Сравнительная характеристика физико-механических свойств ТМА дуг сечением 0.019”×0.025” разных производителей.

Название производителя	Модуль упругости, ГПа	Условный предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа
Ormco	87,4	762	1574
American Ortodontics	92,5	654	1567
DynaFlex	102,7	578	1654
3M Uniteck	95,8	621	1765

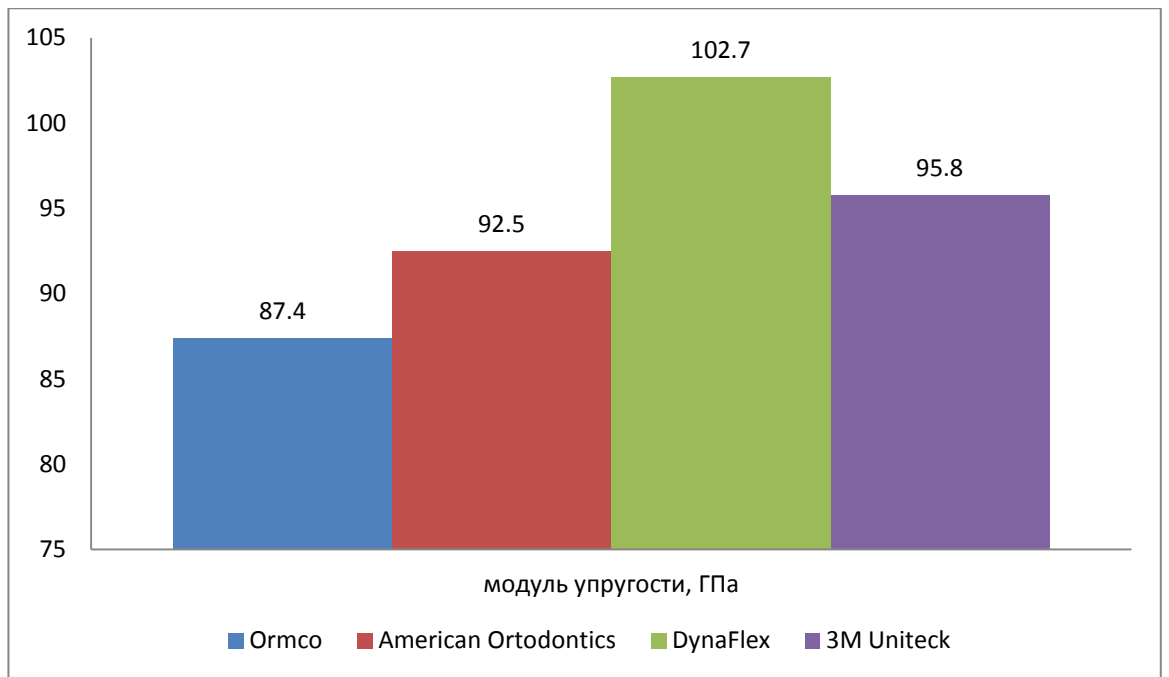


Рисунок 12.4 Сравнительная характеристика модуля упругости ТМА дуг различных производителей сечением 0.019”×0.025” .

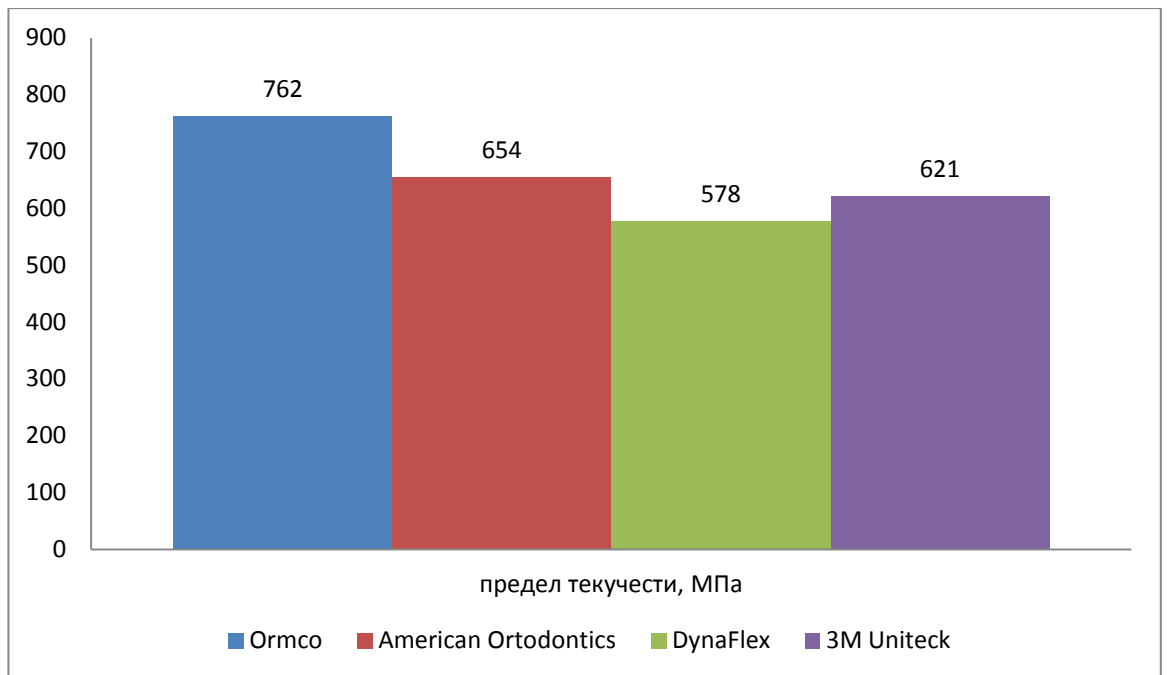


Рисунок 12.5 Сравнительная характеристика предела текучести ТМА дуг различных производителей сечением 0.019”×0.025” .

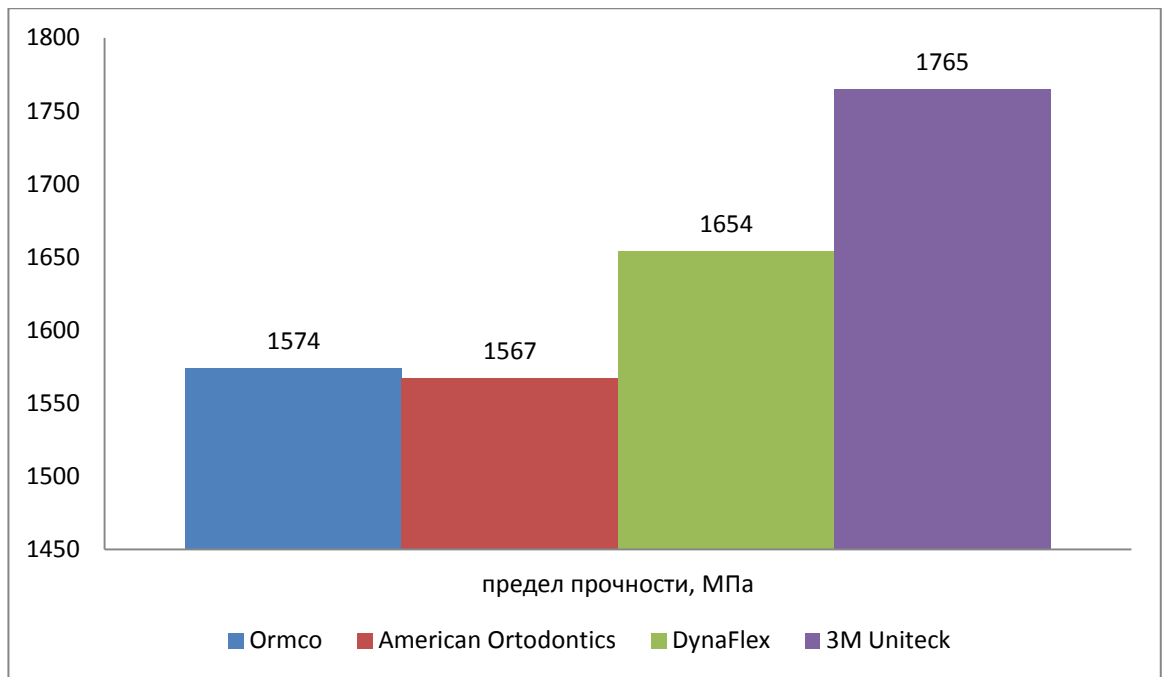


Рисунок 12.6 Сравнительная характеристика прочности на разрыв ТМА дуг различных производителей сечением 0.019”×0.025” .

Заключение

В современной стоматологии ортодонтические дуги получили широкое распространение как один из инструментов для лечения патологий прикуса. Для правильной работы, планирования грамотного лечения и получения стабильного результата без серьезных побочных эффектов врачу-стоматологу-ортодонту необходимо понимать физико-механические характеристики дуг, с которыми он работает. Результатом работы стали показатели предела текучести, модуля упругости и прочности на разрыв ТМА дуг двух сечений ($0.019'' \times 0.025''$ и $0.017'' \times 0.025''$) от четырех производителей (Ormco, American Ortodontics, Dynaflex, 3M Uniteck). Все полученные данные были обработаны с помощью математического программного обеспечения Origin 8. В результате были сделаны следующие выводы.

Среди ортодонтических ТМА дуг сечением $0.017'' \times 0.025''$ наиболее большое значение предела прочности показали дуги фирмы American Ortodontics. Их роказатель 1612 МПа. Дуги фирм Ormco и 3M Uniteck показали очень близкие значения: 1574 МПа и 1564 МПа соответственно. Дуги фирмы Dynaflex обладают наименьшей прочностью на разрыв (1489 МПа). Также дуги фирмы Dynaflex показали меньший предел текучести – 574 МПа и наибольший модуль Юнга- 102,7 ГПа, что может говорить о несоответствии заявленного производителями состава и наличии некоторого количества примесей или о нарушении технологии изготовления ортодонтических дуг.

Значения, полученные при изучении предела текучести дуг, расходятся незначительно, за исключением показателей дуг DynaFlex. Наибольшее значение предела текучести у дуг фирмы Ormco и American Ortodontics – 762 МПа и 765 МПа соответственно. Немного меньше значение у дуг фирмы 3M Uniteck – 678 МПа. Значения модуля упругости также схожи у всех производителей, кроме фирмы DynaFlex. Наименьшее значение модуля упругости у фирмы Ormco – 87,5 ГПа. Чуть больше у American Ortodontics- 92,3 ГПа и 3M Uniteck – 95,6. Это позволяет говорить о том, что дуги фирмы

DynaFlex могут изогнуты сильнее без превышения внутренних лимитов материала. Эти дуги позволяют выполнять большие по диаметру изгибы.

Среди ортодонтических ТМА дуг сечением $0.019'' \times 0.025''$ максимальное значение предела прочности показали дуги фирмы-производителя DynaFlex- 1654 МПа. Эти же дуги обладают большим модулем упругости (102,7 ГПа) и меньшим пределом текучести (578 МПа) среди всех исследуемых дуг. Это заставляет еще раз усомниться в соблюдении фирмой технологий изготовления и количественном и качественном составе дуг. Изучение модуля упругости показало, что наименьший модуль упругости у дуг фирмы Ormco – 87,4 ГПа, дуги фирм American Ortodontics и 3M Unitek имеют близкие значения – 92,5 ГПа и 95,8 ГПа соответственно. Значения предела текучести самыми большими оказались у фирмы Ormco – 762 МПа, меньшие значения были выявлены у фирм American Ortodontics и 3M Unitek- 654 МПа и 621 МПа соответственно.

Дуги фирмы-производителя DynaFlex практически в каждом испытании показывали крайние значения, которые отличались от результатов дуг других фирм довольно значительно. Возможно, дуги этой фирмы не соответствуют заявленным характеристикам, имеют состав со значительным количеством примесей или изготовлены из некачественного материала. Позволяет сделать вывод, что данные ортодонтические дуги следует подвергнуть дальнейшим исследованиям и по другим параметрам.

При сравнении физико-механических характеристик дуг, различных по сечению было выявлено, что в целом ТМА дуги сечением $0.019'' \times 0.025''$ обладают несколько большей прочностью на разрыв, чем ТМА дуги сечением $0.017'' \times 0.025''$. Показатели модуля упругости различаются крайне незначительно в пределах статистической погрешности. Условный предел текучести ТМА дуг $0.019'' \times 0.025''$ в большинстве полученных результатов ниже, чем у ТМА дуг $0.017'' \times 0.025''$.

Для врача-стоматолога-ортодонта очень важно понимать свойства ортодонтических дуг, с которыми он работает. Так обеспечивается гарантия

качественного и стабильного результата. Если дуги не будут соответствовать ожидаемым параметрам, то возможно возникновение побочных эффектов. Например, если дуга будет обладать жесткостью больше, чем заявлена производителем, то силы, действующие на периодонтальную связку и корень зуба, окажутся чрезмерными. В результате возникают нежелательные процессы, такие как выход корня зуба за пределы кортикальной пластинки, возникновений рецессий десны, резорбция верхушки корня и так далее.

Выводы

1. Данные, полученные в ходе работ по изучению модуля упругости ТМА дуг сечением $0.017'' \times 0.025''$ различных производителей:

- Модуль упругости ТМА дуги Ormco составил 87,5 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги American Orthodontics составил 92,3 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги DynaFlex составил 102,7 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги 3M Unitek составил 95,6 ГПа

2. Данные, полученные в ходе работ по изучению предела текучести ТМА дуг сечением $0.017'' \times 0.025''$ различных производителей:

- Предел текучести ТМА дуги Ormco составил 762 МПа
- Предел текучести ТМА дуги American Orthodontics составил 765 МПа
- Предел текучести ТМА дуги DynaFlex составил 574 МПа
- Предел текучести ТМА дуги 3M Unitek составил 678 МПа

3. Данные, полученные в ходе работ по изучению предела прочности ТМА дуг сечением $0.017'' \times 0.025''$ различных производителей:

- Предел прочности ТМА дуги Ormco составил 1574 МПа
- Предел прочности ТМА дуги American Orthodontics составил 1612 МПа
- Предел прочности ТМА дуги DynaFlex составил 1489 МПа
- Предел прочности ТМА дуги 3M Unitek составил 1564 МПа

4. Данные, полученные в ходе работ по изучению модуля упругости ТМА дуг сечением 0.019”×0.025” различных производителей:

- Модуль упругости ТМА дуги Ormco составил 87,4 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги American Orthodontics составил 92,5 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги DynaFlex составил 102,7 ГПа
- Модуль упругости ТМА дуги 3M Unitek составил 95,8 ГПа

5. Данные, полученные в ходе работ по изучению предела текучести ТМА дуг сечением 0.019”×0.025” различных производителей:

- Предел текучести ТМА дуги Ormco составил 762 МПа
- Предел текучести ТМА дуги American Orthodontics составил 654 МПа

- Предел текучести ТМА дуги DynaFlex составил 578 МПа
- Предел текучести ТМА дуги 3М Uniteck составил 621 МПа

6. Данные, полученные в ходе работ по изучению предела прочности ТМА дуг сечением 0.019”×0.025” различных производителей:

- Предел прочности ТМА дуги Ormco составил 1574 МПа
- Предел прочности ТМА дуги American Orthodontics составил 1567 МПа
- Предел прочности ТМА дуги DynaFlex составил 1654 МПа
- Предел прочности ТМА дуги 3М Uniteck составил 1765 МПа

7. В результате проведенных исследований было установлено, что среди различных производителей физико-механические свойства дуг с одинаковым заявленным материалом изготовления и сечением незначительно отличаются. Стоит отметить, что все характеристики соответствуют параметрам ГОСТа металлов и их сплавов. Расхождения в полученных данных можно объяснить погрешностью в количественном или качественном составе металлов в сплаве.

8. Практические исследования и последующая обработка полученных данных позволили сделать вывод, что физико-механические свойства ортодонтических дуг различных производителей, отличающихся по сечению, различны.

Использованная литература и источники

1. Александер В. Современная концепция и философия АОЗТ Дентал-Комплекс, 1997г.- 90 с.
2. Герасимов С.Н. Несъемная ортодонтическая техника Издательство. СПб Государственный Медицинский Университет, ЗАО "Дентал комплекс", 2002 г.- 32 с.
3. Гилберт Дж. Термические свойства ортодонтических дуг из сплава меди, никеля и титана. Университет Маркетт, 2016г. -6-39с.
4. Дэймон Д., Тихонов А.В. Рабочая тетрадь ортодонта. Санкт-Петербург, 2005г.-4с.
5. Маклафлин Р.П., Беннетт Дж.С., Тревизи Х.Дж. Систематизированная механика ортодонтического лечения. 2005г. 3с.
6. Нанда Р.Биомеханика и эстетика в клинической ортодонтии. Медпресс, 2016 г. – 20-24 с.
7. Персин Л.С. Ортодонтия. Диагностика и лечение зубочелюстных аномалий. Руководство для врачей. М.: ОАО «Издательство «Медицина». 2004. - 150 с.
8. Хорошилкина Ф.Я. Ортодонтия. Дефекты зубов, зубных рядов, аномалии прикуса, морфофункциональные нарушения в челюстно-лицевой области и их комплексное лечение. М.: Медицина, 2006 г. -263с.
9. Шмут Г.П.Ф., Холтгрейв Э.А., Дрешер Д. Практическая ортодонтия. ГалДент, 1999г.-78 с.
10. Abdelrahman, Reem Sh, Al-Nimri, Kazem S., Al Maaitah, Emad F. «A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: A prospective clinical trial» Angle Orthodontist (2015) ;85:434–439.
11. Bellini, H., Moyano, J., Gil, J. et al. «Comparison of the superelasticity of different nickel–titanium orthodontic archwires and the loss of their properties by heat treatment». J Mater Sci: Mater Med 27, 158 (2016).

12. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010 Nov;138(5):623-30. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.01.032.
13. Kusy RP, Whitley JQ. «Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires» *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Feb;131(2):229-37.
14. Santoro, Margherita, Nicolay, Olivier F., Cangialosi, Thomas J. «Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges» *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2001);119:587-93
15. Valeri, Nicholas, «Differential Scanning Calorimetry (dsc) Analyses Of Esthetic Nickel-Titanium Wires As-Received And After Clinical Use» (2013). Master's Theses (2009 -). Paper 207.
16. Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires». *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006 Oct;130(4):460-70.
17. Vijayalakshmi RD, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with titanium and titanium niobium archwires--an in vitro study *Indian J Dent Res*. 2009 Oct-Dec;20(4):448-52. doi: 10.4103/0970-9290.59450.