

УДК 616.314-089.23

3.1.6 Стоматология

DOI: 10.37903/vsgma.2022.2.20

EDN: RRURXR

ОБЗОР ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ДУГ

© Бойкова Е.И., Валюхова А.А.

*Смоленский государственный медицинский университет, Россия, 214019, Смоленск, ул. Крупской, 2**Резюме***Цель.** Провести анализ физико-механических свойств ортодонтических дуг.**Методика.** Анализ, систематизация и обобщение представленной темы.**Результаты.** На основании литературных данных проведен анализ физико-механических свойств ортодонтических дуг, их формы и возможности применения в ортодонтической практике по мнению различных авторов. Предоставлена краткая историческая справка о разработке сплавов, применяемых в ортодонтии, изучен состав ортодонтических дуг. Проведена характеристика сплавов дуг, используемых в ортодонтической практике. На основании данных различных публикаций проведен обзор основных свойств ортодонтических дуг и даны рекомендации по использованию последних в практике врача-ортодонта.**Заключение.** Обсуждая свойства ортодонтических дуг, приведено определение термина «гистерезис», его краткая характеристика и значение для практической деятельности. Кроме того, изучены различные формы поперечного сечения ортодонтических дуг и соответствующие им свойства, возможности и варианты их применения на разных этапах ортодонтической коррекции.**Ключевые слова:** ортодонтия, ортодонтическая дуга, сплав, гистерезис, брекет-система, идеальная начальная дуга

OVERVIEW OF THE PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF ORTHODONTIC ARCHWIRES

Boikova E.I., Valyukhova A.A.

*Smolensk State Medical University, 28, Krupskoj St., 214019, Smolensk, Russia**Abstract***Objective.** To analyze the physical and mechanical properties of orthodontic arches.**Methods.** Analysis, systematization and generalization of the presented topic.**Results.** Based on the literature data, the analysis of the physico-mechanical properties of orthodontic arches, their shape and the possibility of application in orthodontic practice according to various authors was carried out. A brief historical background on the development of alloys used in orthodontics is provided, the composition of orthodontic arches is studied. The characteristic of arc alloys used in orthodontic practice is carried out. Based on the data of various publications, an overview of the main properties of orthodontic arches is carried out and recommendations are given on the use of the latter in the practice of an orthodontist.**Conclusions.** Discussing the properties of orthodontic arches, the definition of the term "hysteresis", its brief description and significance for practical activity are given. In addition, various cross-sectional shapes of orthodontic arches and their corresponding properties, possibilities and options for their application at different stages of orthodontic correction have been studied.**Keywords:** orthodontics, orthodontic arc, alloy, hysteresis, bracket system, ideal initial arc**Введение**

Ортодонтические дуги используются в качестве основного средства приложения силы для перемещения зубов при лечении пациентов с применением брекет-системы, и должны вызывать небольшие и постоянно действующие силы, в идеальном варианте достигая лёгких непрерывных

сил воздействия [10]. Ортодонтическое лечение может быть разбито на фазы, первая из которых заключается в начальном выравнивании и нивелировании зубов, где происходит в основном деротация зубов [11]. «Идеальная начальная дуга» должна обладать низкой жесткостью для обеспечения небольших сил после активации, широким рабочим диапазоном, способностью оказывать силу в течение длительного времени и противостоять постоянной деформации, а также легко вставляться в пазы брекетов при скученности зубов и быть доступной [10]. После первоначального выравнивания на последующих этапах ортодонтического лечения используются более сильные дуги для достижения более точных и сложных движений.

Цель исследования – провести анализ физико-механических свойств ортодонтических дуг.

Характеристика сплавов ортодонтических дуг

В настоящее время самыми популярными дугами для первой фазы лечения являются дуги из никель-титанового (NiTi) сплава [6].

Никель-титан был впервые применён в ортодонтии в 1970-х годах Андреасеном (Andreasen) и с того времени остаётся самым используемым на этапе начального выравнивания и нивелирования [12]. Первоначальный эквивалентный сплав никеля и титана имел более низкий модуль упругости и больший упругий возврат по сравнению с дугами из нержавеющей стали [12], свойства таких дуг обусловлены особыми фазовыми преобразованиями, характерными для данного сплава. Двумя вариантами фазового состояния сплава являются: мартенсит, стабильный при низких температурах и высокой нагрузке, и аустенит, стабильный при высокой температуре и низкой нагрузке [6, 11, 13]. Обратимый переход между этими двумя фазовыми состояниями придаёт сплавам NiTi свойства сверхупругости и памяти формы [12, 15]. Первоначальный сплав, предложенный Андреасеном, был назван «Nitinol» и действительно обладал более низким модулем упругости и меньшей жесткостью по сравнению с нержавеющей сталью; в то же время он не обладал свойствами сверхупругости или памяти формы. Бёрстоун (Burstone) (1985) и Миура (Miura) (1986) выпустили новые никель-титановые сплавы, китайские NiTi и Sentalloy, которые демонстрировали истинную сверхупругость.

В 1980 г. был сделан следующий шаг после нержавеющей стали и никель-титана – разработан сплав титана и молибдена (11% молибдена, 6% циркония, 4% титана) с коэффициентом жесткости металла 0,42 (42% от жесткости стали). «Нашей задачей было разработать ортодонтический сплав, по качествам превосходящий все известные образцы» [7].

Добавление в сплав NiTi меди (Cu) положило начало разработке новых дуг. Новый сплав, CuNiTi, был представлен компанией Ormco (Глендора, Калифорния) в 1991 г.; тогда же был оформлен патент на него. В первоначальном варианте патента, поданном Сачдевой (Sachdeva) в 1991 г., был формально представлен состав CuNiTi. В патенте также было указано, что добавление меди к стандартному сплаву улучшает его физико-механические характеристики. Речь шла как о механических, так и о термических свойствах [9]. Улучшения механических свойств были связаны с уменьшением гистерезиса, заранее определенной силой максимальной загрузки и минимальной разгрузки, а также со снижением усталостного воздействия при циклической загрузке. Улучшенные термические свойства, в основном, были связаны с более точным контролем температуры окончания перехода в аустенитную фазу, таким образом, что дуга характеризовалась истинной памятью формы, что в теории может привести к более эффективному ортодонтическому перемещению зубов.

Обсуждая свойства ортодонтических дуг следует остановиться на определении термина «гистерезис» - разница в силе при «загрузке» и «разгрузке» [6] «Загрузка» часто называется силой активации, а «разгрузка» - силой деактивации; напряжение разгрузки может быть повышено путем увеличения количества меди в сплаве, а также разным соотношением количества никеля и титана относительно друг друга.

Джил (Gil) и Планелль (Planell) сообщили о влиянии добавления меди на сверхупругость и память формы сплава CuNiTi применительно к ортодонтии, определили, что добавление меди уменьшало гистерезис и стабилизировало характеристики сверхупругости в условиях циклической деформации. Применительно к клиническим условиям это означает, что сила, приложенная к зубам при деактивации, при прочих равных условиях будет выше для варианта с медью по сравнению со сплавом NiTi [13].

Со временем проводились эксперименты по изменению соотношения элементов в никель-титановом сплаве. Миязаки (Myazaki) (1989) исследовал температуру начала превращения в мартенсит и обнаружил, что она была постоянной, если медь заменяла никель, и уменьшалась с увеличением замещения медью титана [8]. Некоторые добавки, такие как Au (серебро), Pd

(палладий) и Zr (цирконий), повышают температуру мартенситной фазы, в то время как другие, такие как Fe (железо), Al (алюминий), Co (кобальт), V (ванадий), Mn (марганец) и Cr (хром), снижают ее.

CuNiTi доступен в различных температурных вариантах 27°C, 35°C и 40°C, соответствующих температуре окончания перехода мартенсита в аустенит. Теоретически, данные варианты влияют на количество активного аустенита в сплаве в клинических условиях. Например, можно ожидать, что сплав 27°C будет практически полностью аустенитным в полости рта, в то время как сплав 40°C - более мартенситным при температуре полости рта 37°C. Количество аустенита также будет влиять на уровень силы, таким образом можно ожидать, что вариант 40°C должен прикладывать меньше силы, чем вариант 27°C в клинических условиях. Три варианта сплава NiTi с добавлением меди имеют очень похожие составы: примерно 44% никеля, 51% титана, чуть менее 5% меди и 0,2-0,3% хрома [7].

Широкое распространение в ортодонтической практике нашло применение термоактивных дуг, упругость которых более чем вдвое превосходит упругость стали, сохраняется большой диапазон пластичности и такая же способность к формированию, как у стали [7]. Существуют различные виды терморективных дуг:

1) Дуги из супер-эластичного термоактивного никель-титанового сплава. Они легко подвергаются изгибанию при комнатной температуре, могут использоваться на всех этапах лечения. Отличительной особенностью их является то, что температура их трансформации близка к температуре тела, что способствует передаче постоянных слабых сил, которые предотвращают риск резорбции корней зубов во время фазы выравнивания [7].

2) Дуги из титаново-молибденового сплава без содержания никеля: жесткие, но эластичные дуги. Могут использоваться в середине и завершающей стадии ортодонтического лечения.

Помпеи-Рейнольдс (Pompei-Reynolds) и Канавакис (Kanavakis) в 2014 г. провели исследование, чтобы выяснить, существуют ли схожие свойства дуг разных производителей и среди разных партий одного производителя. Авторы обнаружили статистически значимые различия температуры окончания перехода в аустенитную фазу в категориях дуг 27°C и 35°C, и температуры начала перехода в аустенитную фазу в категориях дуг 35°C, а также значительные различия в силовом воздействии между производителями для дуг 27°C размером 0,016", 35°C размером 0,016" и 35°C размером 0,016"×0,022" [4].

Селектор О.Н. и соавторы изучили биомеханику нормализации положения тортоаномалийных премоляров верхней челюсти на круглых ортодонтических дугах [11]. В своих исследованиях авторы пришли к выводам, что продолжительность фазы активного восстановления для исследуемых размеров ортодонтических дуг практически одинакова, однако для граненых дуг с увеличением размеров поперечного сечения увеличивается скорость нормализации положения ротируемого зуба: продолжительность фазы активного восстановления в эксперименте для дуги квадратного сечения 0,016"×0,016" NiTi равна 11 минутам, для дуги прямоугольного сечения 0,016" × 0,022" NiTi – 4 минутам, для дуги круглого сечения 0,016" – 14 минут [6]. Таким образом, можно сделать вывод о разном действии ортодонтических дуг различного сечения и диаметра одного и того же материала изготовления, а также о том факте, что поперечное сечение дуги является важным параметром для использования дуг в ортодонтической практике.

Климова Т.В., Набиев Н.В. предложили использование дуг прямоугольного сечения сразу на первых этапах лечения. Свою методику лечения зубочелюстных аномалий и деформаций авторы выразили в патенте, где описано лечение ортодонтических пациентов на никель-титановых дугах сечения от 0,018×0,018 до 0,021×0,028 и силы ее нагрузки на зубы (от 100 до 300 грамм) в зависимости от выраженности патологии, этапа лечения и достигнутого на этапе лечения результата [5].

Заключение

Несмотря на то, что требования, предъявляемые к ортодонтическим дугам могут отличаться в зависимости от их применения, можно выделить несколько характеристик превосходной дуги [3]. При изгибе на больших участках дуга не должна подвергаться необратимой деформации, следовательно, необходима хорошая способность ее к выпрямлению, что способствует тому, что клиницист может активировать аппаратуру без постоянной деформации, в результате чего достигается лучший контроль за перемещением зубов и, возможно, сокращаются интервалы для коррекции в ходе лечения. «Мягкость» дуги позволит легко входить в паз брекета и в то же время

создавать непрерывные легкие силы в системе. Пластичность дуги дает возможность легко менять изгиб и без разломов формировать сложные конфигурации (например, петли).

Литература (references)

1. Берзиньш Д.В., Робертс В.Е. Изменения фазовых превращений в термоциклированных никель-титановых ортодонтических дугах. – 2010. – Dent Mater, №26, – С. 666-674. [Berzin'sh D.V., Roberts V.E., Izmeneniya fazovykh prevrashchenii v termotsiklirovannykh nikel'-titanovykh ortodonticheskikh dugakh. – 2010. – Dent Mater, №26, – P. 666-674 (in Russian)]
2. Гилберт Д. Термические свойства ортодонтических дуг из сплава меди, никеля и титана – Милуоки, штат Висконсин, 2016. – 37 с. [Gilbert D. Termicheskie svoistva ortodonticheskikh dug iz splava medi, nikelya i titana – Miluoki, shtat Viskonsin, 2016. – 37 p. (in Russian)]
3. Дубинин А.Л. Биомеханический анализ начальной стадии ортодонтического лечения. – Пермь, 2017. – 129 с. [Dubinin A.L. Biomechanicheskij analiz nachal'noj stadii ortodonticheskogo lechenija. – Perm', 2017. – 129 p. (in Russian)]
4. Канавакис Г., Помпей-Рейнольдс Р. Производственные вариации температур перехода и силового воздействия в CuNiTi дуг // Американский журнал ортодонтии. – 2014. – №146, – С. 215. [Kanavakis G., Pompei-Rejnoj'ds R. Proizvodstvennyye variacii temperatur perehoda i silovogo vozdejstvija v CuNiTi dug // Amerikanskij zhurnal ortodontii. – 2014. – N146, – P. 215. (in Russian)]
5. Климова А.Г., Набиев Н.В., Русанова Т.В., Чезаретти Д. Способ ортодонтического лечения зубочелюстно-лицевых аномалий при помощи брекет-системы // Патент РФ на изобретение № WO2020117095A1. Опубликовано 2020. [Klimova A.G., Nabiev N.V., Rusanova T.V., Chezaretti D. Sposob ortodonticheskogo lechenija zubocheľjustno-licevyh anomalij pri pomoshhi breket-sistemy // Patent RF na izobretenie № WO2020117095A1. Opublikovano 2020. (in Russian)]
6. Косырева Т.Ф., Осинцев А.В., Селектор О.Н. Изучение зависимости величины ротационного момента от типоразмера ортодонтических дуг NiTi при тортоаномалии // Российский стоматологический журнал. – 2013. – Т.17, №5. – С. 11-13. [Kosyreva T.F., Osincev A.V., Selektor O.N. Izuchenie zavisimosti velichiny rotacionnogo momenta ot tiporazmera ortodonticheskikh dug NiTi pri tortoanomalii // Rossijskij stomatologicheskij zhurnal. – 2013. – T.17, N5. – P. 11-13. (in Russian)]
7. Майкл Л. Шварц Лекционные материалы по технике прямой дуги. Цефалометрия. Санкт - Петербург, 1997. – 99 с. [Majkl L. Shvarc Lekcionnye materialy po tehnikе prjamoj dugi. Cefalometrija. Sankt - Peterburg, 1997. – 99 p. (in Russian)]
8. Миядзаки Д., Остукя Т., Тамура, Т. Шиота С. Влияние добавления меди на механические свойства сплава Ti-Ni // Материалы Международного Совещания по передовым материалам – 1989. – №9, – С. 65. [Mijadzaki D., Ostuka T., Tamura T., Shiota C. Vlijanie dobavlenija medi na mehanicheskie svojstva splava Ti-Ni // Materialy Mezhdunarodnogo Soveshhanija po peredovym materialam – 1989. – N9, – P. 65. (in Russian)]
9. Миядзаки Д., Сачдева Р.С., Фарзин Н. Ортодонтическая дуга и метод перемещения зубов // Патент США на изобретение № 5.044.947. Опубликовано 1991. [Mijadzaki D., Sachdeva R.C., Farzin N. Ortodonticheskaja duga i metod peremeshhenija zubov // Patent SShA na izobretenie № 5.044.947. Opublikovano 1991. (in Russian)]
10. Проффит Уильям Р. Современная ортодонтия. 5-е изд. – Сент-Луис, Миссури: Мосби, 2013. – 200 с. [Proffit Uil'jam R. Sovremennaja ortodontija. 5-e izd. – Sent-Luis, Missouri: Mosbi, 2013. – 200 p. (in Russian)]
11. Селектор О.Н. Биомеханические основы лечения тортоаномалии постоянных зубов Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук, – Москва, 2016. – 106 с. [Selektor O.N. Biomechanicheskie osnovy lechenija tortoanomalii postojannyh zubov Dissertacija na soiskanie uchenoj stepeni kandidata medicinskih nauk, – Moskva, 2016. – 106 p. (in Russian)]
12. Andreasen G.F., Hilleman T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics // The journal of the American dental association – 1971. – V.82, N6. – P. 672-673.
13. Aparicio C., Michiardi A., Planell J., Gil F. New oxidation treatment of NiTi shape memory alloys to obtain Nifree surfaces and to improve biocompatibility // J. Biomed. Mater. Res. B: Appl. Biomater. – 2006. – V. 77, N2. – P. 249-256.
14. Brantley W.A., Eliades T. Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics Stuttgart. – 2001. – V.119, N6. – P. 310
15. Burstone C.J., Qin B., Morton J.Y. Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. – 1985. URL:[https://doi.org/10.1016/0002-9416\(85\)90083-1](https://doi.org/10.1016/0002-9416(85)90083-1)

Информация об авторах

Бойкова Екатерина Игоревна – кандидат медицинских наук, ассистент кафедры детской стоматологии ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет» Минздрава России. E-mail: ekaterina.boykova@bk.ru

Валюхова Алина Александровна – студентка стоматологического факультета ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет» Минздрава России. E-mail: valyhovaalina@mail.ru

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.