



НОВЫЕ ВЫСОКОПРОЧНЫЕ НИТИ для вантового шинирования

А.Н.Ряховский

• д.м.н., профессор, зав. отделом ортопедической стоматологии, ЦНИИС, Москва

Б.М.Хачикян

• гл. врач стоматологической клиники ООО «Медицинский центр «ТИП-ТОП», Москва

А.А.Карапетян

• к.м.н., научный сотрудник отделения современных технологий протезирования, ЦНИИС, Москва

Методика вантового шинирования на основе высокопрочной арамидной нити и светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов [1] с начала разработки в 1998 году эффективно применяется в стоматологической практике. Арамидная нить, благодаря уникальному сочетанию таких качеств, как высокая прочность на разрыв, высокая адгезия к композиту и малая эластичность при растяжении, обеспечивает высокую надёжность шинирующей конструкции. Это подтверждается тем, что за все годы наблюдений практически не было случаев разрыва нити в вантовой конструкции. Однако арамидная нить имеет тёмный цвет (рис.1), что требует тщательной её маскировки опакowym композитом в процессе реставрации. Для того чтобы эффективно и качественно это сделать, необходимо провести препарирование бороздки на глубину не менее чем 1,3 мм с формированием скоса на эмалевых краях бороздки. Всё это, в итоге, приводит к определённой травматичности для зубных тканей и к достаточно большой площади композита на поверхности зуба. Кроме того, процесс реставрации и цветоомаскировки нити трудоёмок и требует немалых затрат времени. Исходя из этого, является актуальным применение в качестве основы для вантового шинирования таких нитей, которые позволили бы достичь оптимальной эстетичности и надёжности при уменьшении объёма препарированных тканей, уменьшении количества и слоёв реставрационного материала и, соответственно, минимизации временных затрат. С целью обоснования применения новых нитей нами было проведено сравнительное лабораторное исследование.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследовались новые высокопрочные экспериментальные нити (далее «ЭН»), нить из полиэфирных волокон и арамидная нить (рис.1). «ЭН» представляют собой сплетённые полиэтиленовые и арамидные волокна в разных процентных соотношениях и в разном количестве. Разное процентное соотношение тёмных (aramидных) и светлых (полиэтиленовых) волокон в составе разных модификаций «ЭН» обуславливает разли-

чие в цвете этих нитей. В соответствии с этим, «ЭН» распределяются на 3 цветовые группы: А — светлая; В — средняя; С — тёмная. Разное количество волокон определяет разную толщину нитей в каждой цветовой группе. По толщине «ЭН» разделены на 2 подгруппы — №1 и №2. Нити, входящие в подгруппу №1, в 2 раза тоньше, чем нити, входящие в подгруппу №2. Согласно такому делению исследование проводили на 6 вариантах «ЭН»: 1А; 2А; 1В; 2В; 1С; 2С.

Нами были проведены испытания прочности нитей на разрыв, силы адгезии нитей к светоотверждаемому текучему композиционному пломбировочному материалу, эластичности нитей. Прочность на разрыв изучалась в разрывном блоке испытательной машины Instron 1112. Измерялось усилие, при котором происходил разрыв нити. Нити наматывались на специально подготовленные заготовки из самотвердеющей пластмассы. Заготовки представляли собой блоки размером 1 x 1,5 x 3 см. На двух проти-

■ Таблица. 1. Среднеарифметические показатели результатов исследования нитей на разрыв

Тип нити	Количество испытаний (n)	Прочность нитей на разрыв, (кг) (M ± m)
2А	10	13,2±0,07
2В	10	11,47±0,12
2С	10	10,37±0,27
aramидная	10	7,24±0,17
1А	10	7,3±0,2
1В	10	6,17±0,1
1С	10	5,64±0,1
полиэфирная	10	3,76±0,04

воположных поверхностях блоков выпиливались бороздки глубиной 2 мм и шириной 1 мм (рис. 2 а, б). Бороздки служили направляющей для расположения нити на двух других противоположных поверхностях, не имеющих бороздок. Отсутствие бороздок на этих поверхностях было необходимо для прижатия нити к поверхности блока во время затягивания образца в испытательной машине. Кроме того, эти поверхности должны быть максимально гладкими. Все участки, с которыми соприкасается нить, должны быть тщательно отполированы, без зазубрин и острых углов, чтобы исключить воздействие режущей силы на нить во время испытания при возрастании нагрузки и не вызвать преждевременный разрыв нити. Каждый из двух концов отрезка нити длиной 40-45 см закреплялся на отдельной заготовке тройным узлом, после чего нить в 8 кругов обматывалась вокруг неё (рис. 3), причём таким образом, чтобы прижать узел

витками нити. Это было необходимо для предотвращения затягивания узла во время возрастания нагрузки в процессе испытания, так как при затягивании узла возникает режущая сила внутри самого узла, что приводит к раннему обрыву нити на малых показателях нагрузки. Затем заготовка обматывалась тремя слоями лейкопластыря (рис. 4 а, б), что обеспечивало минимизацию жесткого воздействия от зажимов испытательной машины при закреплении образцов. После этого заготовки затягивались в зажимных устройствах таким образом, чтобы зажимы прихватывали те поверхности блоков, где нет бороздок и где нить расположена 9 витками на участке гладкой поверхности. Это необходимо для того, чтобы прижать нить к поверхности блока и предотвратить возникновение нагрузок в узле, а также уменьшить режущее воздействие на узел витков нити, которые легли поверх узла при обматывании заготовки. Сначала затягивалась одна заготовка в верхнем зажиме, а вторая ос-

■ Таблица. 2. Среднеарифметические показатели по адгезии нитей к светоотверждаемому текучему композиционному пломбировочному материалу

Тип нити	Количество испытаний (n)	Адгезия нитей (кг)
		(M ± m)
2А	10	2,63±0,38
2В	10	2,59±0,15
2С	10	3,21±0,16
aramидная	10	2,84±0,26
1А	10	1,9±0,18
1В	10	1,75±0,09
1С	10	2,086±0,1
полиэфирная	10	2,74±0,01

■ Таблица. 3. Среднеарифметические показатели по эластичности (удлинению) нитей

Тип нити	Количество испытаний (n)	Удлинение (эластичность) нитей на единицу нагрузки (% / кг) (M ± m)
2А	10	2,62±0,49
2В	10	2,0±0,07
2С	10	2,01±0,055
aramидная	10	1,15±0,02
1А	10	2,31±0,164
1В	10	1,9±0,02
1С	10	1,83±0,08
полиэфирная	10	5,3±0,58

ЧТО НОВОГО ДЛЯ ОРТОДОНТОВ?

МЕДИЦИНСКИЙ ЦЕНТР
ДЕНТАЛ
КОМПЛЕКС
www.dentalcomplex.com
(812) 324-74-14

1. Семинары для ортодонтотв в 2007г.

15-16 сентября **Dr. Peter Van Heerden**
(Др. Питер Ван Херден)

"Damon System. Пассивное самолигирование: низкое трение и слабые силы в ортодонтическом лечении" (Москва)

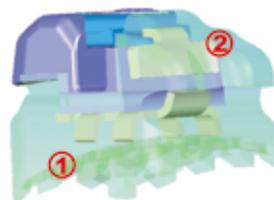
1-2 декабря **Dr. Martin Kamp**
(Др. Мартин Камп)

"Эффективное управление клинкой при использовании Damon System" (Санкт-Петербург)

2.  самолигирующие
брекеты
DAMON 3MX +  устанавливаемые
крючки +  самолигирующие
замки
DAMON
для первых
моляров

Пополнение в семействе самолигирующих брекетов Damon - металлические Damon 3MX. Каждый брекет D 3MX имеет вертикальный паз для установки крючка в случаях, когда это нужно врачу. В отличие от Damon 2 новые брекеты имеют более комфортный округлый дизайн и улучшенный механизм открывания-закрывания.

Самолигирующие замки Damon облегчают доступ ко вторым молярам на протяжении всего лечения и делают процесс замены дуг любого сечения и припасовки корректоров II класса легким и быстрым. Прочность соединения металлической и композитной части брекетов Damon 3 обеспечивается дополнительной ретенционной пластинкой (1). Лигатурные крылья усилены поддерживающей пластинкой (2).



3. Новый адгезивный материал



Новый светоотверждаемый адгезив BlūGloo, цветной тогда, когда это нужно врачу. В охлажденном состоянии имеет голубую окраску. При достижении комнатной температуры становится прозрачным. При охлаждении воздушной или водяной струей вновь приобретает голубой цвет, что облегчает удаление остатков адгезива. Обладает улучшенной силой крепления, особенно с композитными брекетами, например Damon 3. **На 50% увеличено рабочее время** при стандартном освещении! Подходит для использования с любой (в том числе и металлической) брекет-системой!



4. Лаборатория +

До недавнего времени не каждый ортодонт мог предложить своим пациентам лечение лингвальными брекетами. Связано это было с объективными трудностями, в первую очередь - со сложным процессом позиционирования. **Хорошая новость:** теперь этот серьезный этап работы компания «Дентал Комплекс» берет на себя. Лаборатория предлагает услуги позиционирования лингвальных брекетов Ormco (STB, Kurz 7 поколения) по оригинальной методике доктора Дидье Фильона V.E.S.T. System (Bonding with Equal Specific Thickness)



новые
лингвальные
брекеты
STB
Light Lingual System

Преимущества данной методики:

1. Резкое снижение потребности в компенсирующих изгибах первого порядка в связи с компенсацией разницы толщины.
2. Возможность получения достаточно жестких и точных индивидуальных капп при разрезании, благодаря усилению каппы прочным цементом.
3. Возможность фиксации на светоотверждаемый композит в связи с прозрачностью каппы, что снижает требования к скорости при проведении этой процедуры.
4. Оперативное выполнение и **бесплатная экспресс-доставка Вашего заказа по России.**

подробности на www.dentalcomplex.com

МЕДИЦИНСКИЙ ЦЕНТР
ДЕНТАЛ
КОМПЛЕКС

191186, Санкт-Петербург,
Аптекарский переулок, д.6

Тел.: 8 (812) 324-74-14
Факс: 8 (812) 315-10-80

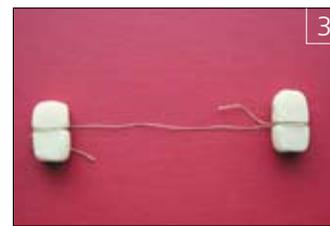
официальный дилер корпорации Ormco в России



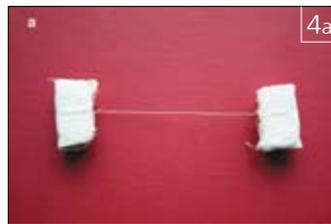
■Рис. 1. Арамидная, полиэфирная и экспериментальные (1А; 2А; 1В; 2В; 1С; 2С) нити.



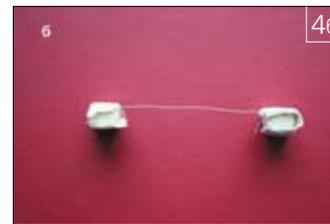
■Рис. 2 а, б. Заготовка из самотвердеющей пластмассы: а-вид сверху; б-вид сбоку



■Рис. 3. Нить, намотанная на заготовки



■Рис. 4 а, б. Заготовки, обмотанные тремя слоями лейкопластыря: а-вид сверху; б-вид сбоку



■Рис. 5. Одна заготовка закреплена в зажимном устройстве, вторая висит в качестве отвеса

■Рис. 6. Обе заготовки закреплены в зажимных устройствах

■Рис. 7. Момент разрыва нити при её растяжении

■Рис. 8. Отрезки нитей с нанесённым гелем ортофосфорной кислоты

■Рис. 9. Два отрезка нити, на одном из которых сделана петля

■Рис. 10. Один отрезок нити продет в петлю, сделанную на другом отрезке нити

■Рис. 11. Не полностью затянутый узел в процессе пропитывания адгезивом

■Рис. 12. Узел, полностью затянутый в капле адгезива



тавалась висеть в качестве отвеса (рис. 5). Затем нижний зажим подводился ко второй заготовке, и она затягивалась без какого-либо смещения (рис. 6). Это важно для точного измерения удлинения нитей в процессе воздействия нагрузки. Далее проводилось испытание до разрыва нити (рис. 7).

Прочность адгезии нитей к светоотверждаемому текучему композиционному пломбирочному материалу также изучалась в разрывном блоке испытательной машины Instron 1112. Измерялось усилие в килограммах, необходимое для вырыва нити из адгезионной ячейки, образованной затягиванием узла из одного отрезка нити вокруг другого отрезка такой же нити в капле адгезива, с дальнейшим обволакиванием узла текучим композитом. Образцы для испытаний готовились по модифицированной нами методике по определению адгезии армирующих нитей к полимерным связующим [2, 3]. Бралась 2 отрезка нитей длиной 30-35 см. Нити на рабочих участках (там, где планировалось

расположение узла и нанесение адгезива и композита) предварительно протравливались на протяжении 30 сек. гелем ортофосфорной кислоты (рис. 8). Узел располагался на отрезках нитей в таком месте, чтобы получились 2 коротких и 2 длинных конца (рис. 9), и в неё продевался другой отрезок (рис. 10). До момента полного затягивания узел тщательно пропитывался адгезивом (рис. 11), затем затягивался в капле адгезива (рис. 12), что необходимо для гарантированного присутствия адгезива (склеивающего агента) внутри узла. Излишки адгезива сдувались воздухом и проводилась светополимеризация адгезива. Далее узел обволакивался светоотверждаемым текучим композиционным пломбирочным материалом (рис. 13) и проводилась светополимеризация. После этого каждый из 2-х длинных концов нитей закреплялся тройным узлом на заготовке из самотвердеющей пластмассы. Заготовки изготавливались точно так же как и для иссле-

дования прочности на разрыв (рис. 2 а, б). Затем заготовки закреплялись в зажимных устройствах испытательной машины (рис. 14), и проводилось испытание до момента вырыва одного отрезка нити из узла другого отрезка (рис. 15).

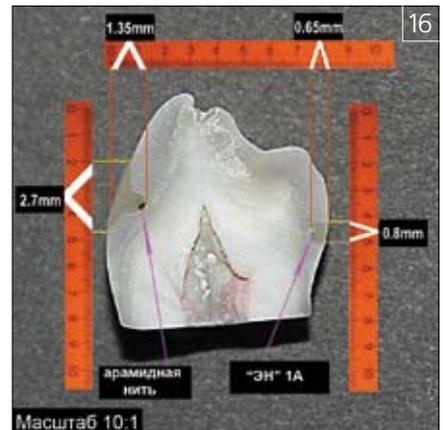
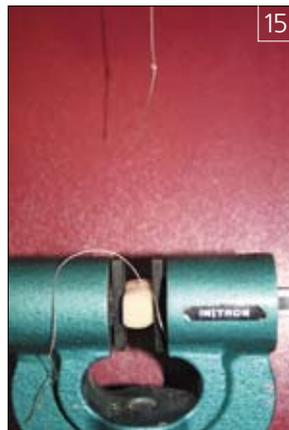
Эластичность нитей изучалась в процессе испытания нитей на разрыв, путём измерения длины между зажимами разрывного блока испытательной машины Instron 1112 после закрепления нити, до подачи нагрузки и непосредственно после разрыва нити. Рассчитывалось удлинение нити в % от первоначальной длины на единицу нагрузки.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты сравнительного исследования приведены в таблицах 1, 2, 3.

Анализ полученных результатов позволяет сделать следующие заключения:

1. Прочность на разрыв нитей 2А, 2В, 2С значительно превышает прочность на разрыв арамидной нити. Нить 1А практически



- Рис. 13. Узел после обволакивания светоотверждаемым текучим композиционным пломбировочным материалом и светополимеризации
- Рис. 14. Заготовки закреплены в зажимных устройствах
- Рис. 15. Нити после вырыва одного отрезка из узла другого отрезка
- Рис. 16. С левой стороны среза препарата зуба показана бороздка с арамидной нитью, а с правой стороны - с «ЭН». Бороздки запечатаны композитом. «ЭН» лучше цветоинтегрируется с композитом и зубными тканями, поэтому хуже видна на срезе. Видно, что глубина и объём препарирования больше в случае с арамидной нитью



- Рис. 17. Исходная ситуация перед шинированием нижних резцов
- Рис. 18. По периметру зубов сформированы бороздки, уложены и натянуты нити
- Рис. 19. Бороздки и межзубные промежутки заполнены жидким композитом
- Рис. 20. Излишки композита сошлифованы, поверхности зубов отполированы

равна, а нити 1В, 1С незначительно уступают по показателям прочности на разрыв арамидной нити. Полиэфирная нить значительно уступает по данному показателю арамидной нити.

2. Показатели прочности адгезии к светоотверждаемому текучему композиционному пломбировочному материалу нитей 2А, 2В, 2С и полиэфирной нити практически сопоставимы с аналогичным показателем арамидной нити. А нити 1А, 1В, 1С уступают арамидной нити по прочности адгезии к светоотверждаемому текучему композиционному пломбировочному материалу.

3. Эластичность арамидной нити имеет наименьшее значение, что является наилучшим результатом. Остальные нити имеют более высокие показатели эластичности, причем эластичность полиэфирной нити превышает данные, полученные при исследовании арамидной нити, в несколько раз.

Новые экспериментальные нити по прочности на разрыв превосходят арамидную нить. Однако, необходимо отметить, что арамидная нить на протяжении многих лет применения в клинической практике зарекомендовала себя как очень надёжный материал для шинирования. Практически не было зарегистрировано случаев её разрыва. Следовательно, можно предположить, что преимущество нитей 2А, 2В, 2С по показателю прочности на разрыв по сравнению с арамидной нитью может не иметь существенного практического значения.

Показатели адгезии нити к светоотверждаемому текучему композиционному пломбировочному материалу имеют важное практическое значение. При слабой адгезии теряется эффект армирования композита, что сказывается на его прочности. Поэтому, то обстоятельство, что нити 1А, 1В, 1С показывают меньшие значения адгезии, указывает на то, что потенциально это может негативно отразиться на надёжности вантовой конструкции.

Величина эластичности нити также влияет на прочность армированного композита. При большей её эластичности вероятность растрескивания более «хрупкого» композита увеличивается. Таким образом, более высокие показатели эластичности новых нитей потенциально также могут снизить надёжность вантовой конструкции.

Предположительно можно сказать, что полиэфирная нить, в силу низкой прочности на разрыв и очень высокой эластичности, не будет обеспечивать достаточную надёжность вантовой конструкции, а потому непригодна для шинирования. Что касается нитей 1А, 1В, 1С, 2А, 2В, 2С, то, основываясь на результатах сравнительного исследования, можно предположить, что они обеспечат достаточно высокую надёжность. Однако достоверность этого предположения покажет только опыт их практического применения и анализ отдалённых клинических результатов.

Однозначно можно утверждать, что применение «ЭН» в вантовом шинировании позволяет достичь оптимального эстетического

результата при минимизации объёма и глубины препарирования, т.к. в силу приемлемой цветоадаптированности этих нитей к зубным тканям, уже не требуется долго и тщательно маскировать нить при отношении к зубным тканям, а также, что немаловажно, делает её менее трудоёмкой, более быстровыполнимой и лёгкой в освоении для врача, что повышает рентабельность работы. На рис. 16 наглядно показано на срезе препарата зуба, что объём и глубина препарирования зубных тканей, а также количество реставрационного материала существенно меньше в случае применения нитей «ЭН» в качестве армирующего материала. Уменьшение площади композита на поверхности зубов, входящих в шину, благоприятно сказывается на гигиеническом состоянии полости рта (рис. 17-20). При большом количестве шинируемых зубов, что бывает нередко, существенна также экономия реставрационного материала, а значит, снижается себестоимость лечения. Сокращение затраченного времени положительно влияет на психологическое и физическое состояние пациента и врача.

Основываясь на вышесказанном, можно с уверенностью сказать, что при положительных отдалённых клинических результатах «ЭН» вытеснят из практического использования арамидную нить, поскольку их применение обеспечивает минимальную травматичность и максимальную быстроту врачебных манипуляций, высокую эстетику конечного результата, что, в итоге, повышает качество жизни пациента, а также делает более комфортным и благодарным труд врача.

(Список литературы находится в редакции.)