

НИИ МЕДИЦИНСКИХ МАТЕРИАЛОВ И ИМПЛАНТАТОВ С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ
Сибирского физико-технического института при Томском государственном университете

МАТЕРИАЛЫ
С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ
И НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ
В МЕДИЦИНЕ



Томск
2007

Частично проблема решается при использовании протезов с литыми каркасами из никелида титана. Способность сверхэластичного сплава гасить передающуюся ему нагрузку позволяет достичь равномерности распределения жевательного давления между опорными тканями, а отсутствие макросдвигов на поверхности соприкосновения протеза с опорными структурами предотвращает воспалительную реакцию и способствует распространению нагрузки не только на мало податливые ткани, но и на средне- и хорошо податливые, увеличивая тем самым поверхность опорных структур. Однако пластмассовое седло бюгельной конструкции препятствует проявлению в этой части конструкции сверхэластичных свойств, что снижает эффективность терапии.

С учетом вышеизложенных недостатков в НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск) разработана методика конструирования съемных литых протезов из TiNi со сверхэластичным искусственным зубным рядом (рис. 1). В области седла протеза каркас представляет собой автономно расположенную систему, имеющую форму меандровых волн с вертикально расположенными отростками с шаровидными выступами. В процессе изготовления к отросткам, под контролем окклюзионных соотношений, фиксируется искусственный зуб, который свободно касается рядом стоящих зубов. Вместо традиционно прилегающей пластмассы объединения звеньев седла проводится эластичным прокладочным материалом горячей полимеризации. В этом случае искусственные зубы получают микроподвижность, которая не ограничивается одной плоскостью движения и приближается к физиологической подвижности естественных зубов. Происходит контролируемое, за счет диаметра меандра, распределение жевательной нагрузки на опорные ткани.

Клиническое использование бюгельных конструкций с сверхэластичным искусственным зубным рядом в Клинике дентальной имплантологии НИИММ г. Томска показало высокую функциональную эффективность и быструю адаптацию к протезам.

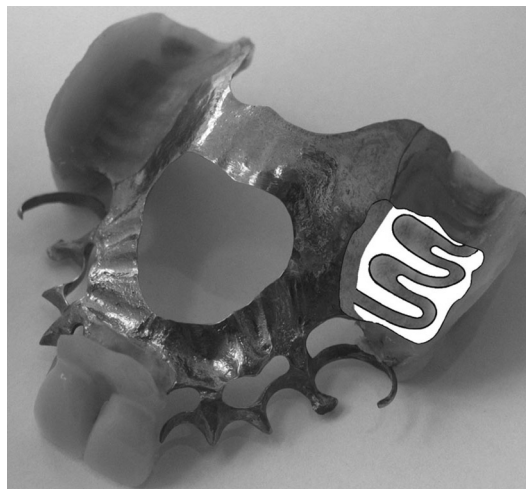


Рис. 1. Съемный протез из сверхэластичного литейного сплава на основе никелида титана с сверхэластичным искусственным зубным рядом

ОРТОПЕДИЧЕСКАЯ РЕАБИЛИТАЦИЯ БОЛЬНЫХ С ВРОЖДЕННЫМИ РАСЩЕЛИНАМИ НЕБА

Галонский В.Г., Радкевич А.А.

Проблема ортопедической реабилитации больных с врожденными расщелинами неба продолжает оставаться актуальной. Несмотря на существование множества способов уранопластики, количество послеоперационных изъянов, обусловленных несостоятельностью швов, не уменьшается. Функциональные нарушения, сопровождающие данные осложнения, способствуют снижению специфической и неспецифической сопротивляемости организма, возникновению фоновых заболеваний дыхательных и лор-органов, отрицательно влияют на результаты последующего хирургического лечения. Кроме того, социальная дезориентация и психологическая напряженность пациента в послеоперационном периоде диктуют необходимым применение в качестве временного (до последующей реконструктивной хирургии) или основным и завершающим, в случаях отказа больных от продолжительного хирургического лечения, ортопедическое замещение изъяна, позволяющее в максимально возможном объеме восстанавливать функции дыхания, жевания, глотания и речи.

Недостатками известных методик замещающего протезирования являются: значительная масса при монолитном изготовлении obturатора; шовное соединение obturатора с базисом протеза, ведущее к снижению прочностных свойств, неточному соответствию протеза протезному ложу и отсутствию герметичности разобщения носовой и ротовой полостей, что нарушает фонацию, сохраняя открытую гнусавость; изготовление базиса и obturатора из акриловых пластмасс толщиной 2,5 мм и более, что из-за значительного веса конструкции причиняет неудобства пациенту и увеличивает срок адаптации; применение самотвердеющей пластмассы, обладающей значительной пористостью, способствующей накоплению на её поверхности остатков пищи, микроорганизмов и продуктов их жизнедеятельности, изменяющих биохимический и микроэлементный состав слюны, что отрицательно сказывается на клеточных обменных процессах и значительно снижает гигиенические характеристики протеза; изготовление базиса из материала, обладающего низкой теплопроводностью и недостаточной прочностью ввиду хрупкости, нарушает восприятие температурных раздражителей и уменьшает срок эксплуатации протеза, а отсутствие биохимической и биомеханической совместимости с тканями организма у базисных пластмасс способствует неравномерному распределению жевательного давления на протезное ложе и вызывает его атрофию.

В целях повышения эффективности ортопедической реабилитации больных с врожденными расщелинами нёба разработана методика замещающего протезирования изъянов твёрдого и мягкого нёба, позволяющая улучшать качественные и функциональные результаты лечения на основе новых медико-технических решений с применением материалов с памятью формы, которая заключается в следующем. Получали ориентировочный слепок дефекта эластичной слепочной массой после предварительной его тампонады, изготавливали гипсовую модель и по ней индивидуальную ложку из акриловой пластмассы, позволяющую получить внутренний рельеф изъяна. Повторно тампонировали влажными марлевыми салфетками дефект таким образом, чтобы его края, зоны поднутрения и участки анатомической ретенции оставались свободными на 10–15 мм по всей окружности изъяна. С помощью индивидуальной ложки эластичной слепочной массой получали функциональный слепок дефекта и изготавливали рабочую модель из высокопрочного гипса. Размечали границы базиса протеза-обтуратора нёба, дублировали рабочую модель и изготавливали её копию из огнеупорной массы. Моделировали клапанную зону обтуратора путём нанесения разогретого воска по краям дефекта с покрытием зон поднутрения, участков анатомической ретенции по всей окружности и на 10–15 мм вглубь изъяна. В огнеупорной модели формировали отверстие диаметром 10–15 мм в проекции купола обтуратора, закрывали его со стороны основания модели лейкопластырем, заполняли полость дефекта огнеупорной массой до достижения необходимого уровня нёбного свода и фиксируемой к основанию модели хвостовиком. Моделировали восковую репродукцию металлической части базиса, замещающей твёрдое и мягкое нёбо, путём обжата модели одним слоем бюгельного воска толщиной 0,3 мм с покрытием беззубых участков альвеолярных отростков. Изготавливали ограничитель базиса по вестибулярному краю и с нёбной стороны восковой заготовки в области беззубых участков альвеолярных отростков в виде полоски шириной до 2 мм, что обеспечивало достаточную толщину края акриловой пластмассы и плавный переход пластмассовой части протеза в металлическую, предупреждая в процессе функционирования травмирование языка. Формировали дугообразные скобы в проекции вершины беззубого участка альвеолярного отростка для соединения пластмассовой и металлической частей протеза из восковых заготовок толщиной 0,3 мм, шириной 3–5 мм, высотой 2–2,5 мм, на расстоянии 5–10 мм друг от друга. Создавали литниковую систему и изготавливали литейную форму. Опoку на вибростолe заполняли огнеупорной массой и выдерживали до полного затвердевания. Выплавляли воск при температуре 300 °C в течение 30 мин, литейную форму прокаливали до температуры 950 °C в течение 30–40 мин, после чего температуру увеличивали до 1230–1250 °C на 20–30 с, проводили плавку литейного стоматологического сплава на основе никелида титана и вращали всю систему тигля с опoкой.

Под действием центробежной силы расплавленный "титанид" заполнял опoку, способствуя получению однородной структуры отливки за счёт его равномерного уплотнения по всему объёму. После окончания литья опoку охлаждали до комнатной температуры, отливку удаляли из опoки, очищали в пескоструйном аппарате, срезали литники. Металлический каркас полировали и затем припасовывали в ротовой полости. Далее, со стороны соединения с пластмассовой частью, его покрывали специальным составом, исключающим просвечивание металла через пластмассу, например "Коналор". После определения центрального соотношения челюстей рабочую и вспомогательную модели фиксировали в анатомическом артикуляторе, металлический каркас устанавливали на рабочей модели. Моделировали фиксирующие кламмера в соответствии с формой опорных зубов с помощью крампонных щипцов из никелид-титановой проволоки диаметром 0,7–1,0 мм путём сгибания при нагреве до 450–500 °C (температуры, достаточной для "запоминания формы"), с последующей химической обработкой и полировкой в смеси азотной, плавиковой кислот и воды. На металлической части базиса моделировали восковой аналог альвеолярных отростков, компенсирующий атрофию их тканей, проводили постановку искусственных пластмассовых зубов или моделировали восковую репродукцию искусственных зубов, устанавливали кламмера в толщу восковой репродукции. Отмоделированный протез гипсовали в кювету, состоящую из двух частей, дна и крышки (кювета снабжена пазами и выступами для фиксации её разъёмных частей). В нижнюю часть кюветы гипсовали модель с протезом в вертикальном положении, затем устанавливали верхнюю часть кюветы и заполняли её жидким гипсом на вибростолe. Кювету выдерживали до полного затвердевания гипса под давлением. После удаления воска методом выпаривания кювету раскрывали, изолировали поверхность верхней гипсовой формы разделительным лаком. Верхнюю часть кюветы заполняли тестообразной акриловой пластмассой, соединяли половины кюветы и прессовали в вертикальном направлении. Пластмассу полимеризовали. Извлекали протез из кюветы, проводили его шлифовку и полировку, а затем – припасовку в ротовой полости.

Данная работа основана на опыте ортопедической реабилитации 8 больных в возрасте от 12 до 32 лет, которым хирургическое лечение было отсрочено или пациенты отказывались от его выполнения, и оценки её результатов на основании: клинического наблюдения в ближайшее время и отдалённые сроки спустя 6, 12, 24, 36 и 48 месяцев после протезирования; рентгенографии костей лицевого черепа в прямой и боковой проекциях; изучения восстановления речевой функции с помощью разработанного способа диагностики её нарушений, включающего оценку произношения звуков и разборчивости речи (гнусавости) с помощью карты-опросника, с последующим математическим вычислением процента нарушения речевой функции (патент РФ № 2284744); определения полноты обтурации нёбного дефекта путём сравнения показателей максимальной

Таблица 1

Результаты фонетического обследования больных (n=8)

| № наблюдения | Данные исследования речевой функции | | Величина дефекта речи, % | |
|--------------|--|------------------------|--------------------------|------------|
| | Дефектно произносимые звуки | Коэффициент гнусавости | Без протеза | С протезом |
| 1 | <i>б, в, д**, з, и, к, л, м, р, т, х, ш, щ</i> | 5/3* | 41,2 | 8,7 |
| 2 | <i>з, ж, к, н, р, т, ц, ч</i> | 5/3 | 21,3 | 6,6 |
| 3 | <i>б, в, г, з, к, л, р, е, ё, ю, я</i> | 4/1 | 27,8 | 0 |
| 4 | <i>б, в, г, д, з, т, ю, я</i> | 5/1 | 20,1 | 0 |
| 5 | <i>б, в, л, м, н, п, т, ф</i> | 5/3 | 30,4 | 8,6 |
| 6 | <i>б, г, д, з, к, н, р, т, ц, ч</i> | 5/1 | 30,1 | 0 |
| 7 | <i>б, в, л, м, н, п, т, ф</i> | 5/1 | 30,4 | 0 |
| 8 | <i>б, в, л, н, т</i> | 5/1 | 20,4 | 0 |
| Всего | | | 27,7 | 3,0 |

Таблица 2

Результаты спирометрического исследования больных (n=8)

| № наблюдения | Величина максимальной скорости выдоха, л/мин | | |
|--------------|--|---|--|
| | Без протеза с открытыми носовыми ходами | Без протеза с закрытыми носовыми ходами | С протезом и открытыми носовыми ходами |
| 1 | 350 | 540 | 530 |
| 2 | 310 | 500 | 500 |
| 3 | 500 | 610 | 590 |
| 4 | 340 | 430 | 430 |
| 5 | 370 | 480 | 460 |
| 6 | 390 | 590 | 580 |
| 7 | 280 | 450 | 440 |
| 8 | 300 | 420 | 420 |

скорости выдоха пациента без протеза с открытыми и закрытыми носовыми ходами, с протезом и открытыми носовыми ходами, полученные с применением спирографа "Микропик" (рег. удост. МЗ РФ № 2002/988), фирмы "Микро Медикал Лтд." (Великобритания).

Динамическое наблюдение показало, что адаптация к протезам протекала в среднем от 7 до 14 дней, после чего больные отмечали удовлетворительное функциональное состояние зубочелюстного аппарата. При осмотре в указанные промежутки времени пациенты жалоб не предъявляли, состояние протезов удовлетворительное. Убыли костной ткани, включая зону альвеолярного отростка в области опорных зубов, не определялось. Подвижность опорных зубов в пределах физиологической нормы. Данные фонетического обследования больных до и после протезирования представлены в табл. 1. Результаты спирометрического исследования представлены в табл. 2. Идентичные показатели максимальной скорости выдоха пациентов без протеза с закрытыми носовыми ходами, с протезом и открытыми носовыми ходами свидетельствовали о полноценной обтурации дефекта, т. е. разобщении ротовой и носовой полостей.

Больная С., 28 лет, обратилась с жалобами на наличие дефекта твёрдого и мягкого нёба, затруднённое пережёвывание пищи и попадание её в полость носа, невнятность, гнусавость речи. Из анамнеза: ранее оперирована по поводу врождённой правосторонней расщелины верхней губы, твёрдого и мягкого нёба, восемь раз – по поводу послеоперационного дефекта твёрдого и мягкого нёба. Попытки изготовить зубочелюстной протез из акриловой пластмассы с целью восстановления нарушенных функций не привели к желаемому результату. Объективно: нарушение конфигурации лица за счёт правосторонней рубцовой деформации и западения мягких тканей верхней губы, крыла носа. В проекции отсутствующих 14, 13, 12 зубов определялся аркообразный дефект альвеолярного отростка правой верхней челюсти. Ротовая полость сообщалась с носовой и носоглоткой посредством четырёх дефектов (переднего отдела твёрдого нёба – эллипсоидной

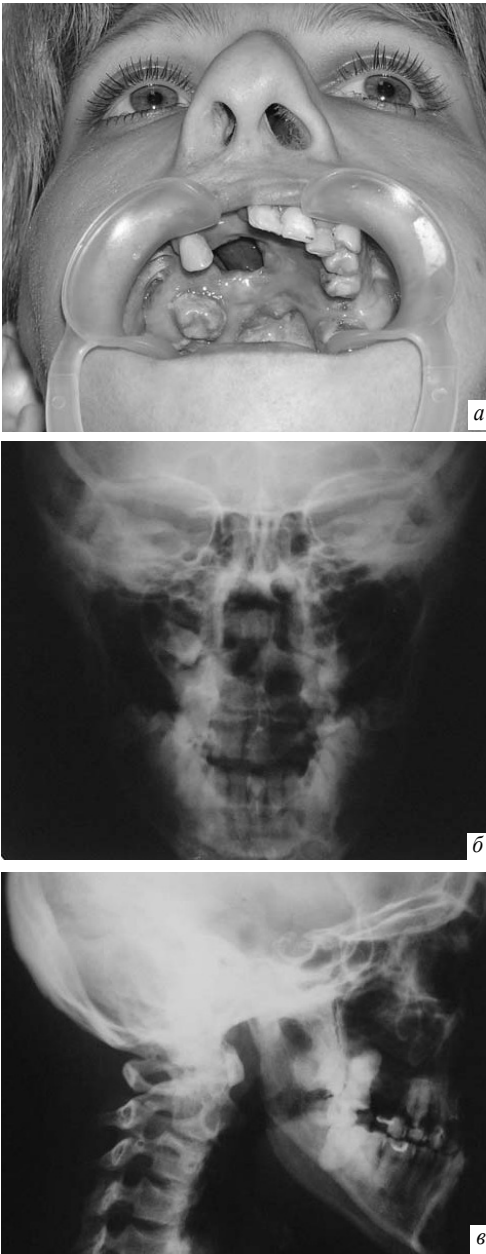


Рис. 1. Состояние полости рта больной С. (а) и рентгенограммы: б – до ортопедического лечения (фронтальная проекция); в – правая латеральная проекция



Рис. 2. Диагностическая модель верхней челюсти больной С.

формы размером 10×5 мм, среднего отдела твёрдого нёба – округлой формы размером 25×25 мм, заднего отдела твёрдого нёба – эллипсовидной формы размером 10×5 мм, дистальной части мягкого нёба – отсутствие язычка, медиальных краёв правой и левой передних нёбно-язычных дужек). Слизистая оболочка, покрывающая костный изъём и прилежащие области, рубцово изменена. Зубная формула: 18, 17, 13, 11, 21, 22, 23, 24, 25, 27, 37, 36, 35, 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47.

В положении центральной окклюзии нижний зубной ряд смещён вперёд (прогения), премоляры и моляры нижней челюсти язычными буграми перекрывали щёчные бугры премоляров и моляров верхней челюсти, нижние фронтальные зубы располагались впереди верхних. Транспозиция 13 зуба в проекцию отсутствующего 15 зуба с оральной стороны альвеолярного отростка и его тортоанамалия на 80. Вестибулярное расположение 23 зуба (рис. 1, 2), рентгенологическая картина представлена на рис. 1, б, в. Фонетическое обследование показало, что до ортопедического лечения нарушено произношение звуков – г, ж, к, п, р, т, ц, ч; коэффициент гнусавости – 5; величина дефекта речи – 21,3%. Диагноз: врождённая правосторонняя расщелина верхней губы, твёрдого и мягкого нёба, состояние после хейло-, уранопластики, верхнечелюстная микрогнатия, операционный дефект твёрдого и мягкого нёба, аркообразный дефект альвеолярного отростка правой верхней челюсти в проекции отсутствующих 14, 13, 12 зубов, частичная верхнечелюстная адентия III класса по Кенеди. На верхнюю челюсть изготовлен пустотелый протез-обтуратор твёрдого и мягкого нёба с кламмерной фиксацией на 17, 13, 25 и 27 зубы, согласно разработанной технологии (рис. 3–4). Адаптация к протезу наступила в течение семи дней, после чего больная отмечала удовлетворительное функциональное состояние зубочелюстного аппарата.

После протезирования нарушено произношение звуков – г, ж, к, р, ц; коэффициент гнусавости – 3; величина дефекта речи – 6,6%. При осмотре через 3 года больная жалоб не предъявляла, состояние протеза удовлетворительное. Рентгенограммы костей лицевого скелета, проведённые до и через 6, 12, 24 и 36 месяцев после протезирования, показали отсутствие признаков прогрессирования атрофии, убыли костной ткани, включая зону альвеолярного отростка в области опорных зубов.

Преимущества разработанной технологии заключаются в улучшении качественных и функциональных характеристик протеза-обтуратора нёба, что повышает эффективность медико-социальной реабилитации больных с врожденными расщелинами нёба с учётом полноценного восстановления нарушенных функций жевания, глотания и речи. Выполнение протеза-обтуратора нёба из сверхэластичного сплава на основе никелида титана позволяет уменьшить вес ортопедической конструкции в среднем в 1,25 раза, благодаря минимальной (до 0,3 мм) толщине базиса и стенок обтуратора, сохранить температурное восприятие тканей протезного ложа, повысить прочность и долговечность эксплуатации протеза, за счёт большей теплопроводности и прочностных свойств данного материала в сравнении с акриловыми пластмассами. Сверхэластичные свойства никелида титана дают возможность равномерно распределять жевательное давление на мало-, средне- и хорошо податливые ткани протезного ложа, увеличивая объём опорных структур, что в совокупности с биосовместимостью и отсутствием пористости в условиях постоянной носовой секреции предотвращает воспаление и атрофию тканей протезного ложа, повышает гигиенические характеристики про-

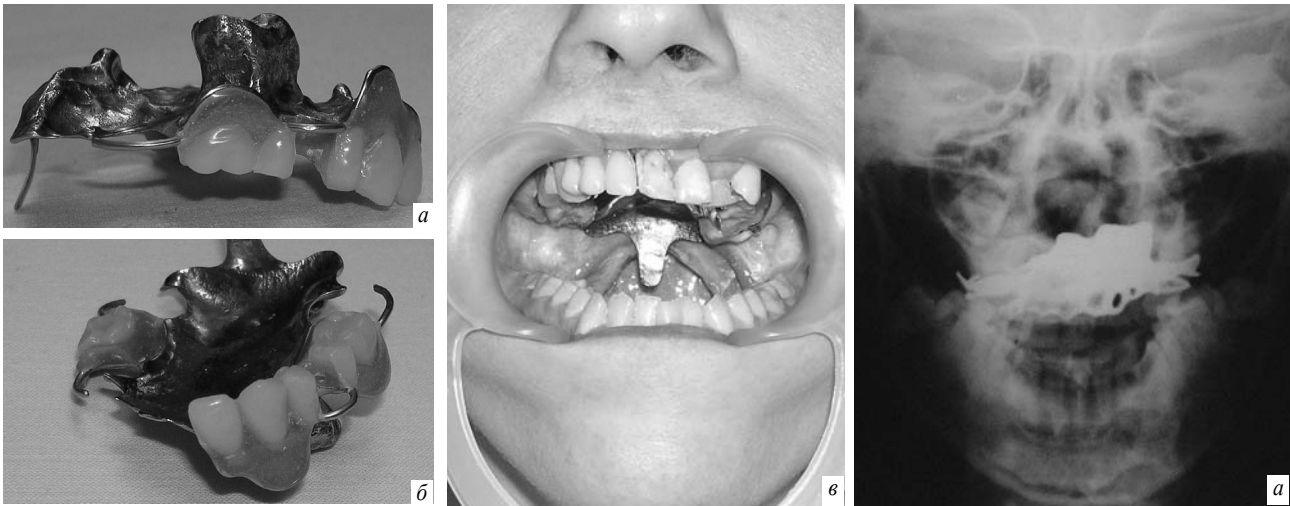


Рис. 3. Пустотелый протез-обтуратор твёрдого и мягкого нёба больной С.: *а* – латеральная проекция; *б* – фронтально-нижняя проекция; *в* – состояние открытого рта

теза. Особенности технологии изготовления базиса протеза, позволяющей повторять сложный рельеф изъяна, исключать контакт пластмассы с тканями протезного ложа и минимальная усадка никелида титана при литье обеспечивают высокую точность соответствия протеза протезному ложу, увеличение эффективной площади ретенции и, как следствие, полную obturацию нёбного дефекта, что даёт возможность наиболее оптимально распределять поток воздушной струи в процессе речеобразования. Блюдцеобразная форма obtуратора даёт возможность компенсировать резонаторные свойства придаточных полостей носа и моделирует тембр голоса, что способствует восстановлению речевой функции в максимально возможном объёме. Улучшается носовое дыхание, согревание воздуха в полости носа, за счёт теплорезонирующей функции блюдцеобразного obtуратора с сохранённых участков слизистой оболочки полости носа на пути воздушного потока, способствуя повышению сопротивляемости организма к развитию простудных заболеваний. Сверхэластичная кламмерная система обеспечивает беспрепятственное наложение, фиксацию и снятие протеза в условиях дистопии зубов и деформированного зубного ряда, не требуя их предварительного покрытия искусственными коронками, предотвращает травматическую перегрузку, напряжение в периодонте опорных зубов и, как следствие, их последующую патологическую подвижность, а повышенная сопротивляемость усталости материала при длительных разновекторных деформациях повышает надёжность, срок службы протеза при сохранении необходимой упругости и достигнутой ретенционной стабильности, при возможности их отдельной замены в случаях изменения топографии дефекта зубного ряда.



Рис. 4. Рентгенограммы больной С. через 3 года после ортопедического лечения: *а* – фронтальная проекция; *б* – правая латеральная проекция

РАСЧЕТ ДОПУСТИМЫХ ДЕФОРМАЦИЙ БАЛОЧНЫХ КОНСТРУКЦИЙ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА, ОПИРАЮЩИХСЯ НА ДЕНТАЛЬНЫЕ ИМПЛАНТАТЫ

Миргазизов Р.М.

Расчет допустимых деформаций конструкций, восстанавливающих форму при эффектах памяти формы и сверхэластичности, тесно связан со свойствами самого материала и построен с учетом следующих данных [1]:

– Ресурс мартенситной деформации – предельная величина возврата формы – равна 10–11%. Для поликристаллического образца эта величина уменьшается примерно на 1%.

– Деформация при растяжении и сжатии конструкции может рассчитываться по формуле:

$$Elim = (l - l_0) / l_0 = 0,1 \quad (1),$$

где $Elim$ – предельная деформация; l_0 – исходная длина образца; l – конечная длина образца после деформации.

Исходя из формулы (1)