

ОПТИМАЛЬНАЯ БИОМЕХАНИКА АТТАЧМЕНОВ СО СВЕРХЭЛАСТИЧНОЙ МАТРИЦЕЙ ПРИ СОЧЕТАННОМ ПРОТЕЗИРОВАНИИ КОНЦЕВЫХ ДЕФЕКТОВ

Мартынов С.А.

Кемеровская государственная медицинская академия, Кемерово, e-mail: samstom@yandex.ru

Скрытые системы фиксации (аттачмены), используемые в протетическом лечении концевых дефектов сочетанными конструкциями, имеют ряд недостатков. Недостатки обусловлены как несовершенством материалов, так и конструктивными особенностями аттачменов. При применении жесткой системы фиксации ткани протезного ложа испытывают неравномерную нагрузку: значительная её часть приходится на опорный зуб, вызывая опрокидывающее действие. Полулабильные системы имеют недостатки, связанные с конструктивным материалом. Модуль упругости эластичного элемента матрицы и коэффициент упругой деформации имеют нелинейную зависимость: при увеличении нагрузки на матрицу увеличивается и реальная величина сил опрокидывания опорного зуба. Сверхэластичная матрица из никелида титана позволяет обеспечить оптимальное распределение нагрузки между опорными зубами и тканями протезного ложа. Особенности деформации матрицы обеспечивают вертикальную экскурсию протеза в плоскости, параллельной протезному ложу, равномерно нагружая подлежащие ткани. Высокая резистентность к абразивному износу обеспечивает длительный срок службы матрицы и надежную фиксацию протезов. Полученные результаты подтверждают данными клинической апробации сверхэластичных матриц у 23 пациентов. Минимальный объем матрицы позволяет расширить показания к применению полулабильных аттачменов.

Ключевые слова: аттачмен, концевые дефекты, биомеханика, сверхэластичность, никелид титана.

OPTIMUM MECHANICS OF ATTACHMENTS WITH SUPER-ELASTIC MATRIX IN COMBINED PROSTHESIS OF END DEFECTS

Martynov S.A.

Kemerovo State Medical Academy, Kemerovo, e-mail: samstom@yandex.ru

Hidden fixation systems (attachments) used in the combined prosthesis of end defects have a number of failings. These are due to material imperfections, as well as the characteristic properties of attachment structures. With the rigid fixation, the prosthetic bed tissues are loaded unevenly, much of that load falling on a supporting tooth/teeth to produce a turnover effect. Semi-labile systems feature weaknesses in structural material. The modulus of elasticity of a matrix elastic element and resilience coefficient are in nonlinear dependence, so the more the matrix load, the greater are the actual turnover forces. A super-elastic titan-nickelide matrix distributes the load optimally on the supporting teeth and prosthetic bed tissues. The specifically deformed matrix implements the vertical excursion of a prosthesis in the plane parallel to the prosthetic bed, so the load on the underlying tissues becomes uniform. The high abrasion resistance of a matrix extends its life and secures the prosthesis. The obtained data were corroborated by the clinical approbation of the super-elastic matrices in 23 subjects. A minimal-size matrix extends indications for semi-labile attachments.

Keywords: attachment, end defects, biomechanics, super-elasticity, titan-nickelide.

В настоящее время нуждаемость в ортопедическом лечении частичными съёмными протезами остается высокой, составляя от 33 до 58% [1]. В современном протетическом лечении сочетанными конструкциями часто возникает необходимость фиксации съёмного протеза на эстетической несъёмной конструкции. При этом следует решить ряд клинических задач, среди которых: адекватное распределение функциональных нагрузок между опорными зубами и тканями протезного ложа, эстетичная граница перехода съёмной конструкции в несъёмную, надежная и долговечная фиксация протеза [5].

Для успешного решения поставленных задач всё более широкое применение находят скрытые системы фиксации, к которым относятся замковые крепления или аттачмены [7].

Цель работы: оптимизировать биомеханику аттачменов при протетическом лечении пациентов с концевыми дефектами зубных рядов. Выявить особенности влияния конструкций различных систем аттачменов на степень распределения нагрузки между тканями протезного ложа и опорными зубами при концевых дефектах.

Материал и методы исследования

Особенности распределения нагрузки между опорными зубами и тканями протезного ложа зависят от типа соединения съёмной части с неподвижной опорой и степени податливости тканей протезного ложа. С целью изучения влияния и распределения функциональной нагрузки использовалось схематическое моделирование [9]. Основные параметры биомеханических моделей получены в результате обобщения литературных данных. По результатам анализа биомеханических моделей проведена сравнительная характеристика механизма распределения нагрузки между опорой и тканями протезного ложа среди наиболее распространённых конструкций экстракоронковых аттачменов первого, второго б, и второго в классов. С учётом физико-механических свойств обоснован выбор конструкционного материала и предложена методика изготовления сверхэластичной матрицы.

Предложенная матрица представляет собой незамкнутый петлевидный элемент, с двумя параллельными отростками (рис. 1).



Рис. 1. Сверхэластичная матрица из никелида титана

Для изготовления матрицы использовалась никелидтитановая проволока [4]. Диаметр сечения проволоки подбирался в зависимости от диаметра сферической части матрицы. В случае применения матрицы системы Rhein'83 диаметром 1,8 мм, или «Микро», использовалась проволока сечением 0,5 мм. Для матрицы «Норма» диаметром 2,5 мм использовалась проволока сечением 0,6 мм.

Выгибание петлевидной части осуществляется на стальных оправках круглого сечения. Сечение оправки составляет 1,6 или 2,2 мм, соответственно для патрицы «Микро» или «Норма». Процесс выгибания осуществляется в высокотемпературном состоянии заготовки. Для этих целей используется электроразогрев либо разогрев никелидтитановой проволоки газовой горелкой до 800-850 °С [3]. Длина параллельных отростков, предназначенных для укрепления в базисном материале протеза, не менее 20 мм, а дистанция между ними может составлять 2-3 мм. После изготовления с петлевидной матрицы методом химического протравливания удаляется оксидная пленка.

Готовая матрица припасовывается на модели таким образом, чтобы она плотно прилегала к горизонтальной плоскости основания сферической патрицы. Припасовав матрицу, её положение фиксируют воском.

Следующим этапом является нанесение силиконового изолирующего слоя, обеспечивающего создание в базисе съемного протеза рабочего пространства для подвижной части эластичной матрицы. С этой целью используется корригирующая силиконовая масса «Спидекс», которая наносится слоем, соответствующим величине податливости тканей протезного ложа 0,4-0,8 мм. При этом отростки покрываются изолирующим слоем на длину 2-6 мм (рис. 2).

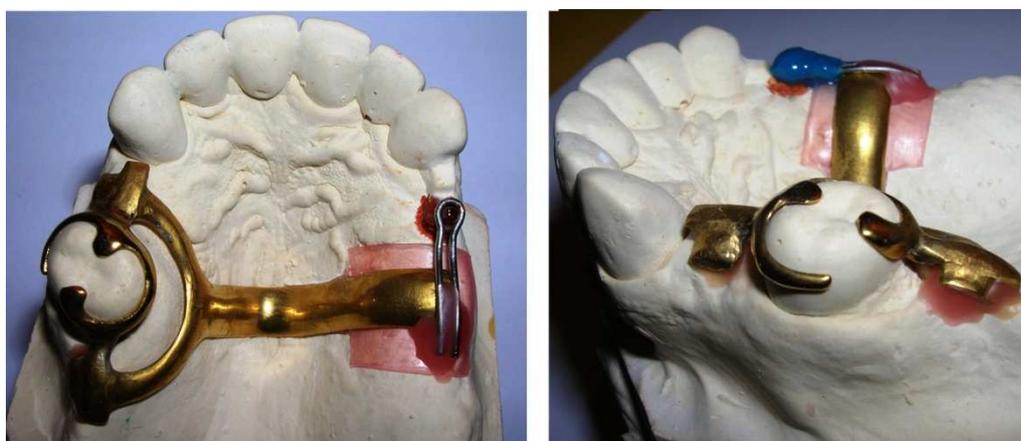


Рис. 2. Припасовка и изоляция матрицы на модели

Следует учитывать, что образующаяся при этом свободная от базиса длина отростков обеспечивает степень вертикальной подвижности протеза при постоянной величине нагрузки, передаваемой на опорный зуб.

Так, при податливости слизистой 0,4-0,5 мм оптимальная длина свободной части отростков при сечении матрицы 0,5 мм составляет 2-3 мм, а при сечении матрицы 0,6 мм - удлиняется до 3-4 мм.

В случае более податливой слизистой (0,6–0,8 мм) длина свободной от базиса части отростков матрицы должна составлять 4–5 мм при сечении матрицы 0,5 мм, и 5–6 мм при сечении матрицы 0,6 мм.

После подготовки модели с матрицей дальнейшие этапы изготовления восковой репродукции протеза и замены воска на пластмассу осуществляются общепринятым методом.

После замены воска на пластмассу силиконовый изолирующий слой удаляется при помощи зонда и пинцета. Готовый протез шлифуется и полируется (рис. 3).



Рис. 3. Репродукция и готовый протез со сверхэластичной матрицей

С целью клинической апробации было изготовлено 23 съёмных протеза с эластичной матрицей из никелида титана. За время наблюдения оценивалось состояние аттачменов, тканей протезного ложа и опорных зубов.

Результаты и их обсуждение

Аттачмен - это механическое устройство, предназначенное для фиксации и стабилизации зубного протеза. Основными конструктивными элементами аттачмена являются патрица и матрица.

При сравнении с кламмерной системой фиксации аттачмены имеют ряд биомеханических преимуществ, к которым относятся следующие: точка приложения силы к опорным зубам располагается ближе к центру вращения зуба, снижение травмирующих сил при боковом воздействии, наличие стандартных взаимозаменяемых частей, возможность активации ретенционного действия, контролируемый износ, возможность ремонта.

Несмотря на значительные положительные свойства, аттачмены имеют и ряд недостатков, обусловленных как биомеханикой съёмного протеза, так и конструктивными особенностями замкового крепления.

В случаях протетического лечения концевых дефектов применяют внекоронковые или экстракоронарные аттачмены. Этот тип замкового крепления является наиболее

распространенным.

Одним из важнейших факторов адекватного распределения нагрузки на опорные зубы является степень подвижности составных частей комбинированного протеза (подвижность съемной части протеза по отношению к неподвижной опоре). В этой связи следует воспользоваться классификацией аттачменов по степени подвижности составных элементов [2].

1 класс – жесткие замковые крепления, полностью ограничивающие возможности перемещения базиса во всех плоскостях.

2 класс – полулабильные замковые крепления.

3 класс – лабильные соединения. Этот тип соединения мы не рассматриваем, так как они исключают возможность распределения нагрузок между опорными зубами и тканями протезного ложа при концевых дефектах.

В полулабильных замковых соединениях различают 3 подкласса.

При этом базис протеза может совершать следующие движения:

- класс 2а — замковые крепления с вертикальной подвижностью позволяют съемной части протеза перемещаться по оси Z;

- класс 2б — шарнирные замковые крепления позволяют осуществлять базису протеза дистальную ротацию, вращение вокруг оси X;

- класс 2в — замковые крепления с возможностью вертикального перемещения и дистальной ротацией позволяют базису протеза перемещаться по оси Z и вращаться вокруг оси X (рис. 4).

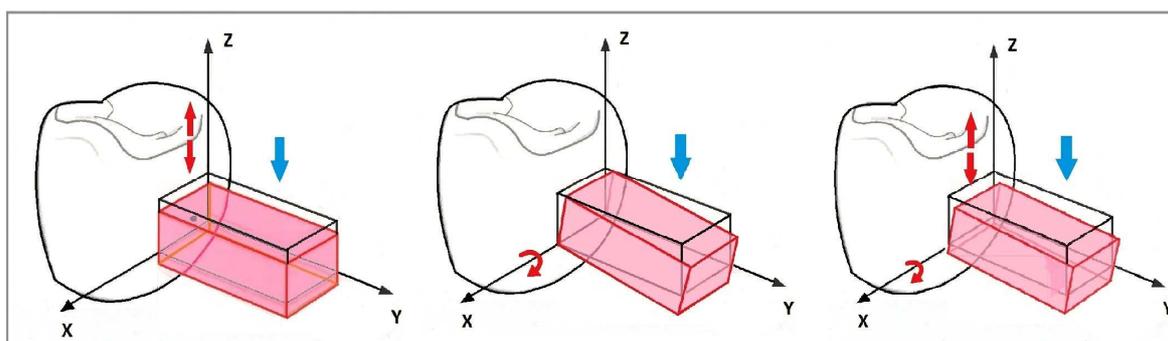


Рис. 4. Объёмы движения в полулабильных соединениях

При рассмотрении основных моментов биомеханики вертикального нагружения консольно расположенного элемента конструкции на модели жесткого соединения, относящегося к первому классу, некоторые недостатки становятся очевидными.

Жёстко соединенный с опорой рычаг, которым является базис протеза, вызывает в опорном зубе опрокидывающие моменты. Величина этих смещающих сил зависит от

степени погружения дистальной части базиса, обусловленной податливостью слизистой протезного ложа.

По данным отечественных и зарубежных авторов, средние значения податливости слизистой составляют от 0,3 до 0,5 мм на альвеолярных частях нижней челюсти, и 0,4–0,7 мм на альвеолярных отростках верхней челюсти. При этом физиологические возможности микроэкскурсии зубов как в вертикальном, так и в горизонтальном направлении составляют от 0,08 до 0,12 мм. Столь малая величина подвижности опорного зуба не является значимой для учёта дифференцированного распределения нагрузки.

В рассматриваемой ситуации смещение базиса при нагружении в вертикальном направлении будет происходить по разным траекториям.

В первой стадии базис будет погружаться в податливую слизистую за счет незначительного вертикального погружения и одновременного наклона опорного зуба в сторону дефекта в результате его физиологической подвижности, а также незначительной величины деформации каркаса и базиса протеза. При этом дистальная часть базиса двигается по радиусу, погружаясь в слизистую на большую величину, чем часть, расположенная вблизи опоры. В этой ситуации нагрузка на ткани протезного ложа распределяется неравномерно. Максимальную нагрузку испытывают ткани под дистальной частью базиса, с пропорциональным её уменьшением при приближении к опорному зубу. Во второй стадии, после того как возможности микроэкскурсии зуба исчерпываются, опора прекращает своё движение, и дальнейшее взаимодействие базиса и опоры происходит так же, как в консольном мостовидном протезе. В этой ситуации ткани протезного ложа практически не испытывают возрастающей нагрузки, вся функциональная нагрузка приходится на опорный зуб, вектор нагружения которого не совпадает с его вертикальной осью, способствуя возрастанию опрокидывающего момента.

Учитывая это, в рассматриваемой биомеханической модели дифференцировать распределение нагрузки возможно лишь при определенных условиях.

При этом ткани протезного ложа должны быть плотными, с низкой степенью податливости, величина которой не должна превышать 0,2–0,3 мм, что редко встречается в реальной клинической практике.

Устранение неблагоприятного нагружения возможно при создании шинирующего блока из нескольких опорных зубов, а также использовании стабилизирующих факторов, изменяющих и биомеханику нагружения системы, к которым относятся интерлок и плечо интерлока.

Базис протеза должен с высокой точностью соответствовать конфигурации протезного ложа.

В качестве опоры целесообразнее использовать недепульпированные зубы, в иных случаях увеличивать количество шинируемых опор.

Для продления срока службы протеза на аттачменах следует проводить своевременную коррекцию точности базиса посредством перебазировки.

В случаях выраженной податливости слизистой жесткое крепление не способствует дифференцированному распределению нагрузки. Большая её часть приходится на опорные зубы, слизистая остается разгруженной, испытывая нагрузку лишь в дистальном отделе. Возникает ситуация, характерная для несъемной консольной конструкции, с соответствующими клиническими последствиями, среди которых: перегрузка опорных зубов, неравномерная атрофия альвеолярной части, ускоренный износ или разрушение конструкции аттачмена [6].

Вышеизложенные недостатки жесткой системы фиксации ограничивают показания к ее применению, адекватное распределение нагрузки обеспечивает применение соединений, обладающих упругими свойствами. Эта задача решается использованием в конструкции аттачменов эластичных полимерных матриц, эластичных шайб, гасящих передачу вертикальных и опрокидывающих нагрузок на опорный зуб. Упругие соединения способствуют увеличению степени подвижности базиса по отношению к неподвижной опоре, позволяя увеличить степень нагружения тканей протезного ложа с высокими показателями податливости.

В связи с этим одним из важнейших факторов адекватного распределения нагрузки на опорные зубы является степень подвижности составных частей комбинированного протеза (подвижность съемной части протеза по отношению к неподвижной опоре).

Полулабильный сферический аттачмен фирмы Rhein'83, существует с 1983 года, металлическая сфера и ретенционный эластичный колпачок, на сегодня эта конструкция является наиболее используемой.

При рассмотрении биомеханической модели полулабильного соединения распределение нагрузок между опорным зубом и тканями протезного ложа иное, чем при жестком соединении. Возникающая на базисе вертикальная нагрузка при малых силах распределяется так же, как и при жестком соединении. Но с учетом того, что эластичный колпачок способен к деформации, возникающая за счет этого экскурсия базиса по отношению к опоре обеспечивает возможность его погружения в податливую слизистую при возрастающей нагрузке. Таким образом, возникает перераспределение нагрузки между

опорой и тканями протезного ложа, что приводит к снижению величины опрокидывающего момента. Следует отметить, что эластичная матрица практически не обеспечивает возможности её вертикальной деформации, в силу чего дистальная часть базиса совершает движение по радиусу, вызывая более значительное нагружение слизистой под дистальной частью базиса.

Наряду с простотой конструкции, миниатюрностью и наличием эластичности, эта система имеет недостатки, связанные с конструкционным материалом, используемым для изготовления матрицы. Необходимо учитывать, что модуль упругости эластичного элемента матрицы и коэффициент упругой деформации имеют нелинейную зависимость, при увеличении нагрузки на матрицу её способность к деформации уменьшается, а значит увеличивается и реальная величина сил опрокидывания опорного зуба.

Стандартные матрицы, изготовленные из специальных полимеров, обладают различной степенью эластичности. При взаимодействии с металлической шаровидной патрицей они испытывают знакопеременные нагрузки, что приводит к неизбежному износу матрицы, снижению ретенции и необходимости ее замены. Более эластичные матрицы, применяемые при податливой слизистой, снижают качество фиксации съёмной части и сроки их эффективной работы. Средний срок удовлетворительной функциональности матрицы с учетом степени эластичности и условий стабилизации протеза составляет 3-10 месяцев.

В случаях податливой слизистой ограниченная возможность упругой деформации матрицы не способствует оптимальному распределению нагрузки и ускоряет износ матрицы, ограничивая показания к их применению.

С целью устранения недостатков стандартной матрицы, связанных с несовершенством конструкционных материалов, на кафедре ортопедической стоматологии КемГМА была предложена конструкция матрицы из никелида титана ТН – 1Э.

Выбор материала основывался на наличии сверхэластичных свойств, при этом деформация материала до 10% является обратимой, а сопротивление деформации остаётся постоянным. Биомеханика системы с использованием сверхэластичной матрицы основана на особенностях её деформационной способности.

Биомеханическая модель предложенной сверхэластичной матрицы основана на особенностях её деформационной способности. Сверхэластичные свойства конструкционного материала обеспечивают иное, чем у стандартной конструкции, распределение нагрузок между опорой и тканями протезного ложа под седловидной частью протеза [8].

Вертикальная нагрузка, приходящаяся на базис, стремится сместить его по направлению действующего вектора. Встречая упругое сопротивление отростков сверхэластичной матрицы, нарастающая нагрузка продолжает перемещать базис по радиусу окружности с центром в точке опоры матрицы. При этом погружение дистальной части базиса вызывает деформацию слизистой, с нарастающим её сопротивлением. В момент, когда величина сопротивления слизистой выравнивается по величине с усилием, вызывающим s-образную деформацию сверхэластичной матрицы, движение базиса продолжается по направлению вертикального вектора, как у элемента, расположенного на двух эластичных опорах. Дальнейшее нагружение слизистой происходит равномерно, так как перемещение базиса происходит практически параллельно тканям протезного ложа. Учитывая, что матрица обладает сверхэластичными свойствами, величина её деформации, не выходящая за пределы 10%, обеспечивает постоянную по величине нагрузку на опорный зуб, минимизирует величину опрокидывающего момента, способствует дифференцированному распределению нагрузки между опорой и тканями протезного ложа (рис. 5).

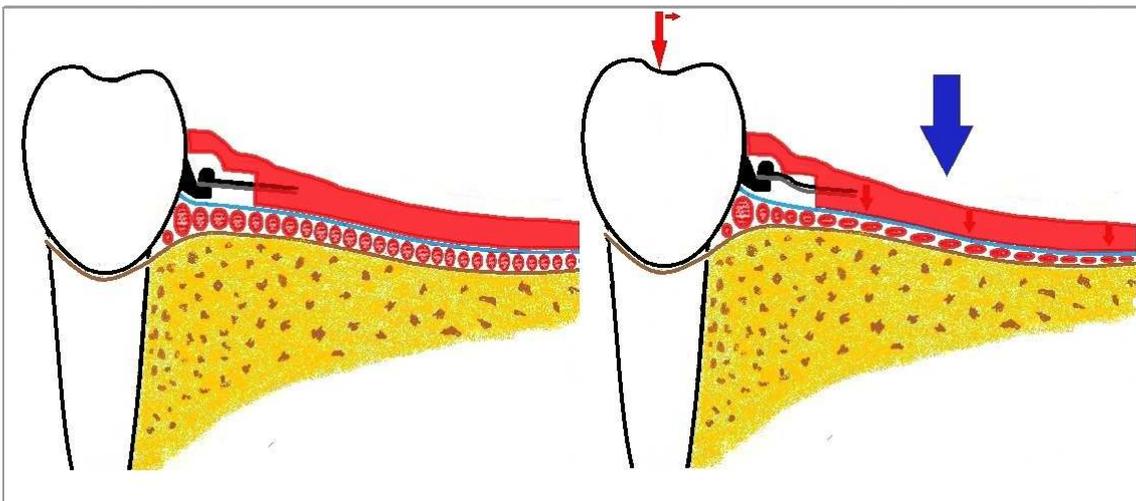


Рис. 5. Равномерное распределение нагрузки на ткани протезного ложа и опорный зуб

В этой ситуации сверхэластичные свойства матрицы обеспечивают работу замкового крепления, соответствующую классу 2в.

Другими положительными свойствами выбранного материала являются высокая стойкость к абразивному износу и циклическим нагружениям, что способствует длительному сохранению постоянства функциональной способности элемента.

При необходимости стабилизации съёмной конструкции от трансверсальных нагрузок не исключается возможность использования дополнительных стабилизирующих элементов, не ограничивающих вертикальную экскурсию съёмного протеза по отношению к опоре.

С целью клинической апробации было изготовлено 23 съёмных протеза с эластичной матрицей из никелида титана. За время наблюдения оценивалось состояние аттачменов, тканей протезного ложа и опорных зубов. При этом у семи пациентов значительное ослабление фиксирующей способности матрицы, требующее её замены, произошло после 3 лет пользования протезом, опорные зубы устойчивы, ткани протезного ложа без видимых атрофических изменений.

У 14 пациентов, после пользования протезами от трех до трех с половиной лет, фиксирующая способность уменьшилась незначительно, необходимость замены протеза была вызвана износом искусственных зубов, нарушением целостности базиса. Состояние тканей протезного ложа и опорных зубов без видимых клинических изменений.

Два пациента после трех лет наблюдения на плановые осмотры не являлись, обратились с целью замены протезов после пяти лет их использования ввиду поломки эластичной матрицы. При этом видимых атрофических изменений протезного ложа и состояния опорных зубов не отмечено.

Выводы:

1) предложенная эластичная матрица для сферических аттачменов позволяет обеспечить адекватное распределение нагрузки между опорными зубами и тканями протезного ложа;

2) сверхэластичные свойства и высокая резистентность к абразивному износу обеспечивают длительный срок службы матрицы и надежную фиксацию протезов;

3) сверхэластичные свойства матрицы обеспечивают вертикальную экскурсию протеза в плоскости, параллельной протезному ложу, равномерно распределяя нагрузку на всех участках протезного ложа;

4) минимальный объём матрицы позволяет расширить показания к применению полулабильных аттачменов;

5) результаты клинической апробации аттачменов со сверхэластичной матрицей свидетельствуют об оптимальной биомеханике аттачменов при протетическом лечении пациентов с концевыми дефектами зубных рядов.

Список литературы

1. Аболмасов Н.Г., Аболмасов Н.Н., Бычков В.А., Аль-Хаким А. Ортопедическая стоматология. – М. : МЕДпресс–информ, 2002. – 576 с., ил.
2. Вульфес Х. Идеальная фиксация частичных протезов: индивидуальные элементы или

замки фабричного производства? // Зубной техник. – 2002. - № 6. – С. 32–34.

3. Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Медицинские материалы с памятью формы / под ред. Гюнтера В.Э. — Изд-во ООО «НПП «МИЦ», 2011. — Т. 1. — 533 с.

4. Гюнтер С.В., Аникеев С.Г., Вотяков В.Ф. Технология изготовления никелид титановой проволоки с использованием ИК излучения // Имплантаты с памятью формы. — Томск, 2011. — С. 59-62.

5. Жулев Е.Н., Горюнов С.Е. Основные направления в достижении оптимальной эстетики в ортопедической стоматологии // Обзорение. Стоматология. – 2005. - № 1 (25). - С. 32-35.

6. Копейкин В.Н., Миргазизов М.З., Малый А.Ю. Ошибки в ортопедической стоматологии. Профессиональные и медико-правовые аспекты. - 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Медицина, 2002. – 240 с.

7. Лебеденко И.Ю., Перегудова А.Б., Хапилина Т.Э. Замковые крепления зубных протезов. – М.: Молодая гвардия, 2001. – 160 с.

8. Чуйко А.Н., Бережная Е.О., Батурицкий Н.Ю. О современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии // Стоматолог [Харьков]. – 2001. — № 1-2. - С. 36–41.

9. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки // Стоматология. – 1999. – № 5. – С. 4-8.