

УДК 620.178.3

© Э. И. Лежнев, А. Г. Шамсудинов, А. В. Мызникова

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УСТАЛОСТНЫХ НАГРУЗОК НА ДОЛГОВЕЧНОСТЬ ЧЕЛЮСТНЫХ ПРОТЕЗОВ

В суставных поверхностях височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) постоянно происходят реконструктивные возрастные процессы, которые значительно ускоряются при патологических состояниях. К числу патологий, следствием которых является протезирование, относятся посттравматические дефекты нижней челюсти; дефекты, возникающие после резекции нижней челюсти по поводу онкологических заболеваний; врожденные дефекты и деформации нижней челюсти. Для повышения эффективности хирургического метода лечения заболеваний исследуются деформационные и прочностные характеристики элементов ВНЧС. Для протезирования ВНЧС используются титановые пластины обычно П-образного профиля. В практике протезирования достаточно часто наступает излом протеза после длительного использования. Известно, что при переменных напряжениях разрушение материала и его излом происходят при напряжениях меньших предела прочности и носят усталостный характер. Разработана установка, которая позволяет проводить испытания протезов на усталость. Показана адекватность процессов разрушения имплантированных протезов и протезов на установке. Испытания протезов на усталость дают возможность внести необходимые изменения в конструкцию и увеличить время их эксплуатации.

### ВВЕДЕНИЕ

Жевательная функция осуществляется зубочелюстной системой. Дисфункция жевательной системы характеризуется потерей нормальной координации фаз жевательного цикла и симметричности в движениях нижней челюсти (НЧ).

Зубы, челюсти и височно-нижнечелюстные суставы (ВНЧС) являются пассивными компонентами жевательного процесса. Жевательные мышцы (ЖМ) с их высоко координированным и контролируемым взаимодействием составляют активный компонент жевания.

Перетирание жесткой пищи зубами-антагонистами происходит благодаря особому устройству 2-х ВНЧС, дающих возможность НЧ двигаться в 3-х направлениях: 1 — движение вперед (протрузия), 2 — шарнирное (петлеобразное), 3 — латеральное (боковое).

В суставных поверхностях ВНЧС постоянно происходят реконструктивные возрастные процессы, которые значительно ускоряются при патологических состояниях. Это приводит к необходимости протезирования ВНЧС.

К числу патологий, следствием которых является протезирование, относятся: посттравматические дефекты НЧ; дефекты, возникающие после резекции НЧ по поводу онкологических заболеваний; врожденные дефекты и деформации НЧ.

Совершенствование методов функциональной диагностики и протезирования в челюстно-

лицевой хирургии является актуальной задачей современной медицины [1].

Для повышения эффективности хирургического метода лечения заболеваний ВНЧС с учетом биомеханических закономерностей распределения напряжений в элементах суставного сочленения исследуются деформационные и прочностные характеристики элементов ВНЧС, определяется влияние различных биофакторов на механические свойства костной ткани ВНЧС, выявляются биомеханические закономерности распределения напряжений в суставе при различных нагрузках и окклюзиях.

Установлено, что в ВНЧС нагрузка вызывает знакопеременные деформации суставных поверхностей с зонами сжатия и растяжения [2].

Для протезирования ВНЧС используются титановые пластины обычно П-образного профиля (рис. 1).

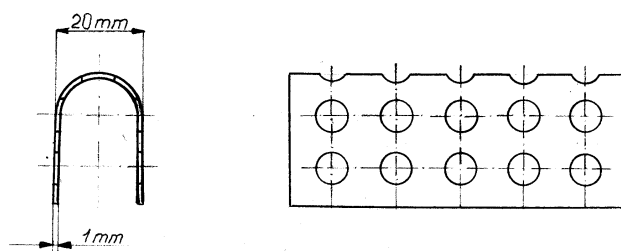


Рис. 1. Образец титановой пластины П-образного профиля

В практике протезирования достаточно часто наступает излом протеза после длительного использования. Известно, что при переменных напряжениях разрушение материала и его излом происходят при напряжениях меньших предела прочности и носят усталостный характер. Под усталостью понимается процесс постепенного накопления повреждений материала под действием переменных напряжений, приводящий к изменению свойств, образованию трещин, их развитию и разрушению. Исследование механизмов разрушения титанового протеза вследствие переменных нагрузок вызывает повышенный интерес.

Общеизвестно, что в местах нагруженной детали, где имеются разного рода отверстия, переходы от одних размеров и форм сечений к другим, какие-либо внутренние или внешние дефекты, значительно возрастают действительные напряжения по сравнению с номинальными, возникают, так называемые, концентрации напряжений. Конструктивные пути устранения этого нежелательного явления состоят в придании плавности внешним обводам деталей, увеличении радиусов закругления в местах резкого изменения размеров.

При сокращении мышцы развивают силу, максимум которой может достигать 400 кг. Максимальное значение жевательной силы (с точкой приложения в области моляров) лежит в пределах 50–150 кг в зависимости от этнической принадлежности, возраста и пола человека. Частота жевательных движений в основном зависит от продукта и лежит в пределах от 15 до 90 движений в минуту [1].

Протез крепится к челюсти специальными шурупами, что ведет к перераспределению нагрузок и напряжений в челюсти.

По клиническим данным известно, что излом протеза происходит приблизительно в течение одного года после замещения патологически измененной челюсти, что соответствует 2.4–3 млн жевательных движений. Этот факт является свидетельством того, что излом челюстного протеза носит усталостный характер, а не является следствием превышения предела прочности материала протеза.

Подтверждением усталостного характера излома может служить анализ структуры излома. При усталостных деформациях излом имеет структуру, показанную на рис. 2.

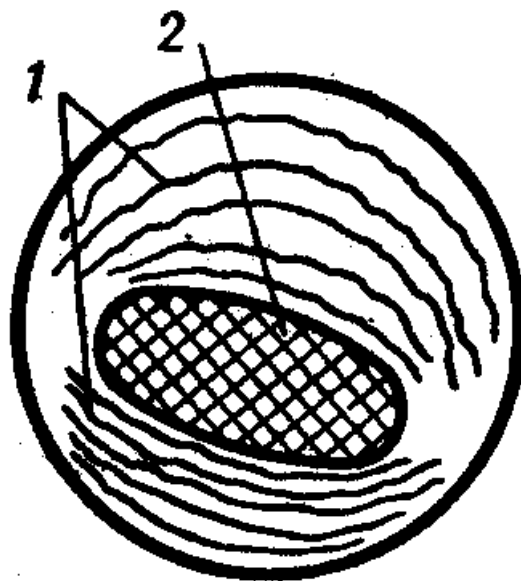
Процесс разрушения начинается с появления микротрещин, которые с течением времени увеличиваются. Под влиянием переменных напряжений происходит сглаживание, шлифование поверхности излома. С увеличением трещины уменьшается размер неразрушенной части детали, воспринимающей всю нагрузку. Когда же сечение вследствие роста микротрещины ослабнет настолько, что возникающие в нем напряжения превысят предел

прочности, происходит излом, а затем — "долом". В зоне долома видны относительно крупные зерна, сохранившие острые края, сама поверхность излома матовая [3].

Установлено, что эффект усталостного разрушения материалов и число циклов до разрушения зависят от значений нагрузки. Для определения способности протеза противостоять усталостному разрушению необходима оценка этого процесса. Ввиду сложности явления расчетные исследования механизмов усталостного разрушения уступают экспериментальным.

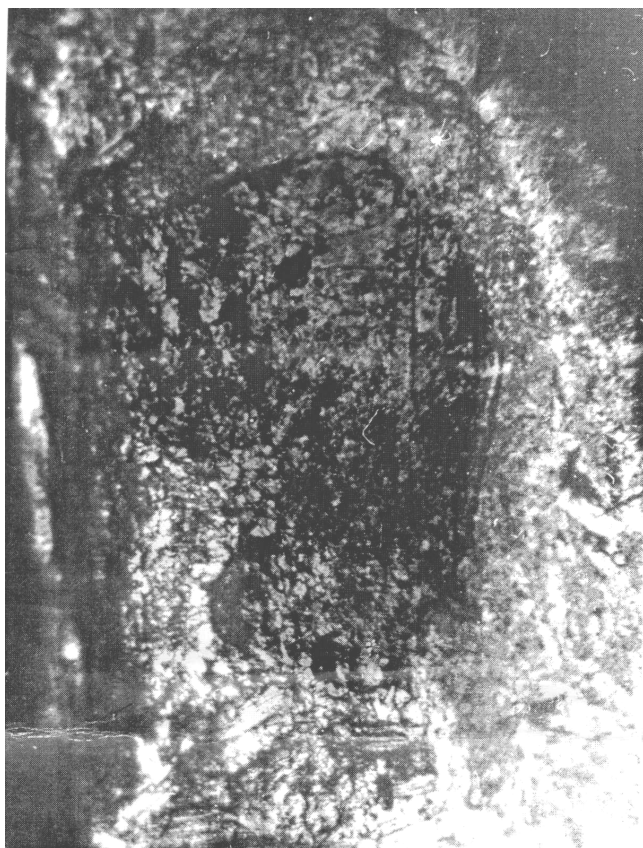
## ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ

Проведены исследования изломов реимплантированных протезов. Исследования и микрофото съемка проводились на стереоскопическом микроскопе МБС-9. Освещение применялось косое от внешнего источника света. Препараты крепились в резиновом кубе 3×3×3 см, плоскости и микрофото съемки размещались под различными углами к оптической оси микроскопа.



**Рис. 2.** Структура излома при усталостных нагрузках.

1 — зона, имеющая тонковолокнистое строение, гладкую, отшлифованную и блестящую поверхность;  
2 — зона, имеющая крупнозернистый вид, шероховатую, матовую, характерную для хрупкого излома поверхность



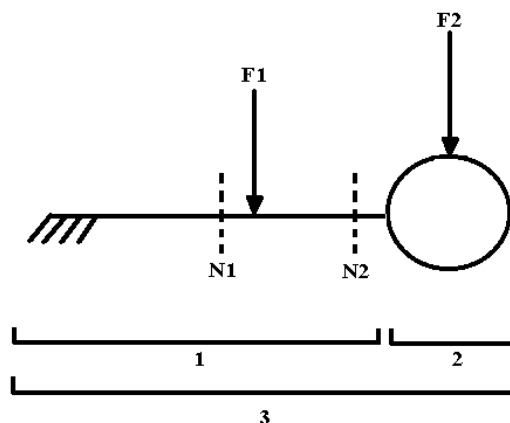
**Рис. 3.** Структура излома реимплантированного протеза нижней челюсти

Микрофотосъемка осуществлялась при помощи микрофотонасадки МФН-12; окуляр в фотонасадке МЛ-12 (4×); фотопленка "ФН-64" и "Микрат-изопан". При размерах кадра 9×12 см общее увеличение составило 26.5 раза.

Анализируя полученные фотографии излома (рис. 3), можно явно увидеть, что структура излома имеет две различные области: область 1, имеющую тонкозернистое строение, гладкую, с отшлифованной, блестящей поверхностью (на снимках это более светлая область по краям, окружающая зону 2), и область 2 ("ядро"), имеющую крупнозернистый вид, шероховатую, матовую, характерную для хрупкого излома поверхность (на снимках это более темная зона).

Результаты микрофотосъемки обнаруживают сходство между структурой излома реимплантированных протезов и структурой излома при усталостных деформациях.

Это позволяет сделать вывод о том, что излом протеза произошел в результате действия усталостных нагрузок. Таким образом, работа по увеличению срока действия челюсть-замещающих протезов должна включать имитацию действия ВНЧС в отношении создания усталостных нагрузок.



**Рис. 4.** Схема челюстного протеза.  
F1, F2 — точки приложения внешней силы;  
N1, N2 — места излома; 1 — часть протеза, замещающая фрагмент челюстной кости;  
2 — имитатор суставной головки; 3 — балка с закрепленным концом

На рис. 4 показана схема челюстного протеза, который состоит из двух частей: часть протеза, замещающая фрагмент челюстной кости, и имитатор суставной головки.

Схема протеза может быть представлена балкой с закрепленным концом. Как видно по схеме, в зависимости от точки приложения внешней силы и места прикрепления протеза к НЧ его излом может происходить в разных сечениях. Очевидно, что испытание протеза в реальном масштабе времени нецелесообразно.

С целью экспериментальной оценки долговечности протеза и корректировки его конструкции, лабораторией цитотехнологии в Институте теоретической и экспериментальной биофизики РАН (ИТЭБ РАН) (г. Пущино) совместно с Центральным институтом стоматологии (ЦНИИС) (г. Москва) создана установка для усталостных испытаний протезов.

#### МЕТОДИКА ИСПЫТАНИЙ ПРОТЕЗА

Установка обеспечивает испытания челюстного протеза на усталостные нагрузки (изгиб) 2–3 суток. Частота действия нагрузки составляет 15 Гц. Таким образом, число жевательных движений за год эквивалентно двум суткам испытаний протеза на установке для испытаний челюстных протезов (УИЧП).

Установка обеспечивает возможность задания деформации в диапазоне от 0.1 до 0.5 мм, что соответствует среднему значению жевательной силы у человека 50–70 кг, подсчета числа срабатываний до излома и автоматического выключения после излома протеза.

Установка смонтирована на металлической платформе, обеспечивающей достаточную жесткость конструкции.

На платформе установлен асинхронный двигатель типа КД-25-УА. Выходной вал двигателя соединен с входным валом редуктора с общим передаточным отношением 1.5. На выходном валу редуктора установлен эксцентрик с эксцентриситетом 0.2 мм, по рабочей поверхности которого скользит конец рабочего коромысла—штанги.

Штанга крепится на скользящем шарнире, который обеспечивает возможность регулировки рабочего хода конца штанги. Противоположный конец штанги соприкасается с поверхностью шарнира испытываемого челюстного протеза.

Регулировка заданной величины деформации обеспечивается при помощи червячного механизма, с помощью которого можно задавать деформации от 0.1 до 0.5 мм. Цена деления шкалы — 25 мкм.

Время работы установки определяется рабочим электромеханическим счетчиком.

Следовательно, при скорости вращения вала двигателя 1300–1350 об/мин число деформаций в час составляет 54 000. При изломе протеза происходит размыкание и выключение установки. Подсчет числа деформаций осуществляется по показаниям счетчика.

Общий вид установки показан на рис. 5 и 6.

### РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПЫТАНИЙ

При испытании протеза из титана марки ВТ-3 с деформацией 0.5 мм и усилием 60 кг образование микротрещин обнаружено через 5 часов работы установки (870 000 деформаций). Излом протеза зарегистрирован при 900 000 жевательных движений, что соответствует полугоду эксплуатации протеза. Установлено, что излом начал распространяться по переключкам между крепежными отверстиями.

Анализ излома (рис. 3) показал, что излом имеет характер, типичный для усталостного разрушения (рис. 2). Таким образом, условия испытаний адекватны условиям эксплуатации. При уменьшении значения деформации время жизни протеза значительно возросло; при деформации 0.2 мм разрушение практически не наступало. Это обстоятельство соответствует гипотезе о предельном значении деформации, при которой усталостного разрушения не наступает.

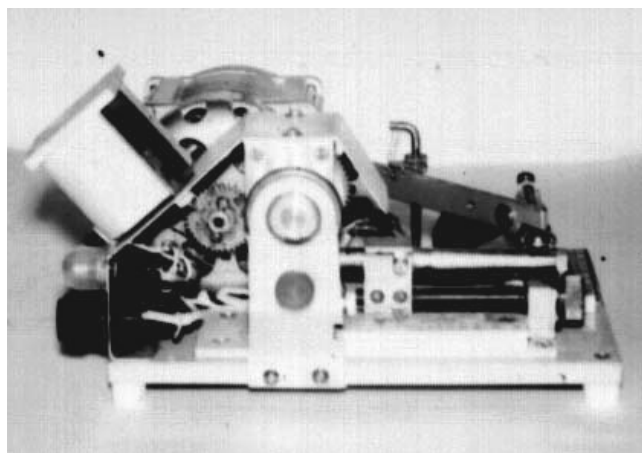


Рис. 5. Общий вид установки (вид сбоку)

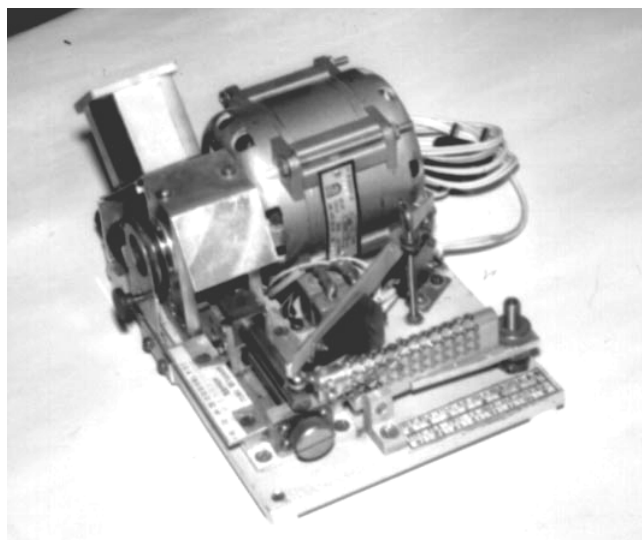


Рис. 6. Общий вид установки (вид сверху)

### ВЫВОДЫ

Испытания на усталость протезов нижней челюсти на установке УИЧП, разработанной в ИТЭБ РАН (г. Пущино) совместно с ЦНИИС (г. Москва), показали соответствие условий испытаний и условий эксплуатации протезов.

Испытания на усталость протезов нижней челюсти дают возможность целенаправленно вносить коррективы в конструкции протезов для обеспечения их стойкости в условиях эксплуатации, давать рекомендации по их созданию.

Имитация движений нижней челюсти в ускоренном режиме позволит наблюдать динамику образования микротрещин, концентрации перенапряжений, влияния на долговечность протеза некоторых условий эксплуатации.

Анализ результатов испытаний протезов с учетом биомеханики жевательных движений и гипотезы о предельных деформациях позволят значительно увеличить долговечность протезов и снизить число повторных операций.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Логинова Н.К.* Жевание. М.: Центральный НИИ стоматологии, 1996. 32 с.
2. *Шайхутдинов И.Ф.* Биомеханические закономерности распределения напряжений в височно-нижнечелюстном суставе и их значение для

клиники ортопедической стоматологии. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Омск, 1990. 16 с.

3. *Ицкович Г.М.* Сопротивление материалов. М.: Высшая школа, 1998. 362 с.

*Институт теоретической и экспериментальной биофизики РАН, Пушкино*  
(Э. И. Лежнев, А. В. Мызникова)

*Центральный институт стоматологии, Москва*  
(А. Г. Шамсудinov)

Материал поступил в редакцию 06.10.2000.

## STUDY OF THE INFLUENCE OF FATIGUE LOADS ON DURABILITY OF MANDIBULAR PROSTHESES

**E. I. Lezhnev, A. G. Shamsudinov<sup>1</sup>, A. V. Myznikova**

*ITEB RAS, Pushchino,*  
<sup>1</sup>*CSRD, Moscow*

Reconstructive age-specific processes considerably accelerated at pathological conditions permanently take places in the articular surfaces of the temporal-mandibular joint (TMJ). Posttraumatic mandibular defects, defects appearing after the resection of a mandible due to oncological diseases, congenital defects, and deformations of a mandible are referred to a number of pathologies requiring prosthetic repair. To increase effectiveness of the surgical procedure of treatment, deformation and strength characteristics of the elements of TMJ are investigated. Usually titanic plates of U-type profile are utilized for repairing TMJ. Prosthetic ruptures frequently occur during prosthetic repair practice due to long-term utilization. It is known that the destruction and the rupture of material can have a fatigue character. In this case the rupture occurs at alternate stresses smaller than the breaking point. We developed a device, which allows one to test the prosthetic fatigue properties. The adequacy of the processes of destruction of implanted prostheses and tested prostheses was shown. The examinations of prosthetic fatigue properties allow one to improve prostheses and to prolong their use.