

# Биометрические и технологические аспекты экспериментальных технологий эндопротезирования нижней челюсти композитными материалами из никелида титана

Дюрягин Н.М.<sup>1</sup>, Сысолятин П.Г.<sup>2</sup>, Тазин И.Д.<sup>3</sup>, Дюрягина Е.Н.<sup>1</sup>, Гюнтер Э.В.<sup>4</sup>, Байдик О.Д.<sup>3</sup>

## Biometric and technologic aspects of experimental technologies in mandible endografting with composite TiNi-based materials

Dyuryagin N.M., Sysolyatin P.G., Tazin I.D., Dyuryagina Ye.N., Gunther E.V., Baidik O.D.

<sup>1</sup> Омская государственная медицинская академия, г. Омск

<sup>2</sup> Новосибирский государственный медицинский университет, г. Новосибирск

<sup>3</sup> Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

<sup>4</sup> НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы при Томском государственном университете, г. Томск

© Дюрягин Н.М., Сысолятин П.Г., Тазин И.Д. и др.

Проведено экспериментальное эндопротезирование дефекта нижней челюсти с использованием композитных эндопротезов из никелида титана. Доказана возможность создания высокоэффективных искусственных живых биологических моделей систем нижней челюсти пожизненного действия. При построении реконструктивных моделей челюстей пожизненного действия из материалов никелида титана необходимо тщательное соблюдение методологии и технологии индивидуального исполнения. Результаты экспериментальных исследований рекомендованы для изучения и использования при создании антропологических моделей нижней челюсти в клинической практике.

**Ключевые слова:** дефект нижней челюсти, никелид титана, композитный эндопротез, реконструктивная модель.

Mandibular defect experimental endografting has been performed with the use of composite TiNi-based materials. An ability to create the artificial alive biological models was proved to act high-efficiently in the mandible perpetually. When designing the reconstructive mandibular models made of TiNi-based material for longlife usage it's to be complied thoroughly the methodology and technology of individual approach. Experimental research results are recommended for investigation and application when creating anthropological mandibular models in the wide clinical practice.

**Key words:** mandibular defect, TiNi, composite endografts, reconstructive model.

УДК 616.314-77:615.465:669.295'24.018

### Введение

Изучение филогенеза, онтогенеза, структуры и функции жевательного аппарата, многогранность и специфичность выполняемых им функций позволяет рассматривать жевательный аппарат как специализированную полимодальную многоблочную биомеханическую систему. Это открывает возможности для новых методологических подходов как с целью разработки вопросов формообразования этой сложной системы, так и использования методов математиче-

ского моделирования функционирования ее отдельных блоков и всей системы в целом под действием изменяющейся с возрастом жевательной нагрузки [7].

Для обычного функционального режима нижней челюсти характерна напряженная многоплановая биомеханическая нагрузка, сопряженная с работой ряда известных важнейших систем жизнеобеспечения организма [6]. В связи с этим она имеет специфичность анатомической конфигурации, два синхронно функционирующих синовиальных сочленения, слож-

ную приводящую нервно-мышечную систему и другие особенности.

Проблема оптимизации способов эндопротезирования дефектов нижней челюсти в челюстно-лицевой хирургии в настоящее время остается на пике актуальности.

Наличие биомеханического дефекта костной ткани в структуре скелетного кинематического звена нижней челюсти всегда сопровождается:

- дефектом неподвижного костного сочленения;
- дефектом подвижного костного синовиального сочленения;
- дефектом надкостницы отсутствующего костного фрагмента.

Замещение указанных дефектов при реконструкции нижней челюсти является обязательным и требует новых адекватных методологических и технологических подходов для восстановления прежней ее биомеханической эффективности [1, 2].

Многие современные конструкции эндопротезов представляют собой наборы моноструктурных стандартных изделий или индивидуальные изделия, не предназначенные для ликвидации указанных выше дефектов. Они имплантируются «по месту» во время операции без предварительной подготовки на прототипах. Это не позволяет эффективно решать вышеперечисленные проблемы и приводит к резкому снижению качества лечения [8].

В новой методологии биомеханики эндопротезирования обязательными для выполнения являются следующие требования:

- одномоментное замещение дефектов костных и периостальных структур скелетных кинематических звеньев нижней челюсти;
- совмещение композитных материалов с композитами живых тканей поврежденных скелетных кинематических пар;
- рекоординация функции реконструированных искусственных скелетных кинематических пар центральной нервной системой [1, 6, 9].

В области биомедицинского материаловедения существует научное направление, изучающее взаимоотношения новых имплантационных материалов [3—5], проявляющих гистерезисные свойства (3), сходные с таковыми у живых тканей. Медицинским материалом, имеющим указанные качества, является никелид титана. Изделия из него обладают свойствами, позволяющими создавать аналоги формообразующих фаз любой ткани живого организма с практическим совмещением упругоэластических показателей и гистерезиса (рис. 1).

В основу новых технологий формирования композитных эндопротезов положены совместимые физико-механические свойства имплантационных материалов (рис. 1). Диаграмма на рис. 1 демонстрирует общую картину гистерезисной зависимости между величиной напряжения  $\sigma$  и деформацией  $\epsilon$  костной (5) и периостальной (4) тканей в условиях допустимой нагрузки и разгрузки и деформационные зависимости проволоочно-литого (1), литого (2) и твердого проницаемого пористого (3) имплантационных материалов из никелида титана в тех же условиях (3, 4, 5). В правой части на рис. 1 схематически приведено соотношение между максимально возможными достижимыми напряжениями в имплантационных материалах и биологических тканях.

Приведенные зависимости  $\sigma$  от  $\epsilon$  имеют подобный характер, и это свидетельствует о наличии значительной области общих механических свойств (3, 4, 5) и позволяет объединять их *in vivo* с целью получения экспериментальных имплантационно-тканевых структур [9].

Огромное значение в успешном решении проблем эндопротезирования имеет не только создание имплантационных композитов из данных материалов, но и разработка четких индивидуальных технологических методик к построению реконструктивных моделей челюстей. С наличием данных проблем авторы еще раз столкнулись при проведении экспериментальных исследований.

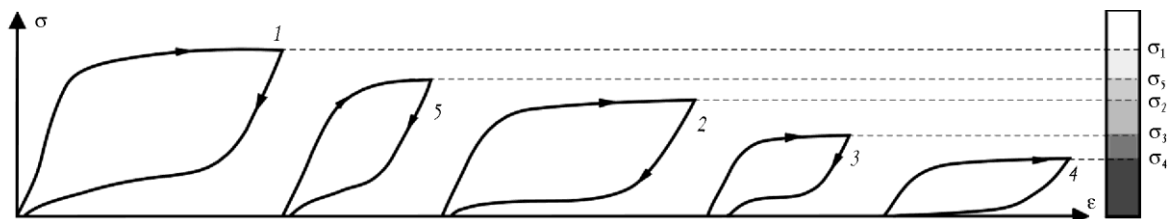


Рис. 1. Диаграмма напряжения и деформация имплантационных материалов из никелида титана: 1 — проволочного материала; 2 — литого сплава; 3 — твердого пористого и в биологических тканях; 4 — периостальной; 5 — костной

Цель исследования — создание биологических моделей нижней челюсти при помощи композитных эндопротезов из никелида титана на экспериментальных животных.

### Материал и методы

С целью создания биологических моделей нижней челюсти с использованием композитных эндопротезов из никелида титана проведены экспериментальные исследования на 20 кроликах породы Шиншилла массой тела 3,5—4,0 кг в возрасте от 6 до 10 мес. Экспериментальные животные были разделены на две группы по 10 кроликов в каждой, содержались в соответствии с правилами Европейской конвенции по защите позвоночных животных. Непрерывный рост зубов у них генетически обусловлен особенностями системы питания, а состояние прикуса являлось одним из показателей качества биомеханической эффективности моделей челюстей.

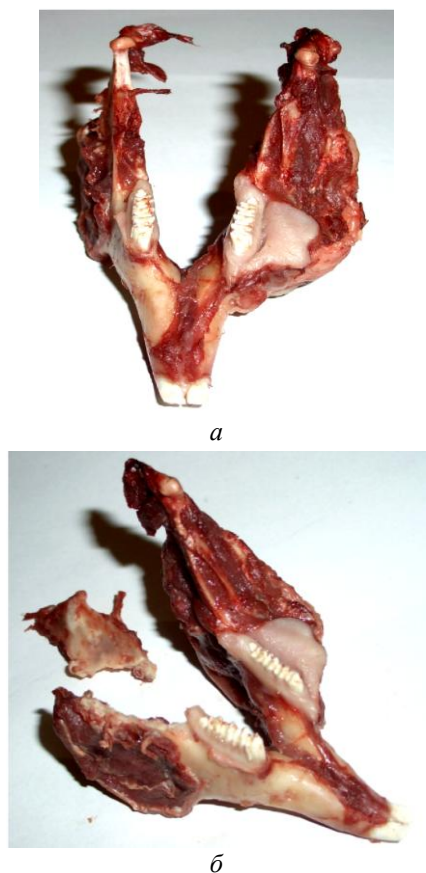


Рис. 2. Макропрепарат нижней челюсти кролика: а — обнажены места прикрепления всех мышц справа; б — модель искусственного дефекта нижней челюсти

На макропрепарате нижней челюсти кролика обнажены все области прикрепления мышц правой половины (рис. 2,а). Резецирован фрагмент ветви, который запланирован в качестве искусственного дефекта (рис. 2,б).

В ходе исследования создана модель, имеющая целый ряд перечисленных биомеханических дефектов: дефект скелетного кинематического звена, дефект неподвижного костного сочленения, дефект подвижного костного синовиального сочленения, дефект надкостницы костного фрагмента.

Создание реконструктивных моделей скелетного кинематического звена производилось на анатомическом препарате нижнечелюстной кости кролика сопоставимых биологических размеров, которая использовалась в качестве прототипа.

Механические варианты моделей композитных эндопротезов, где элементы пассивной части, замещающие структуру костной ткани, совмещены с элементами активной части надкостницы, представлены на рис. 3.

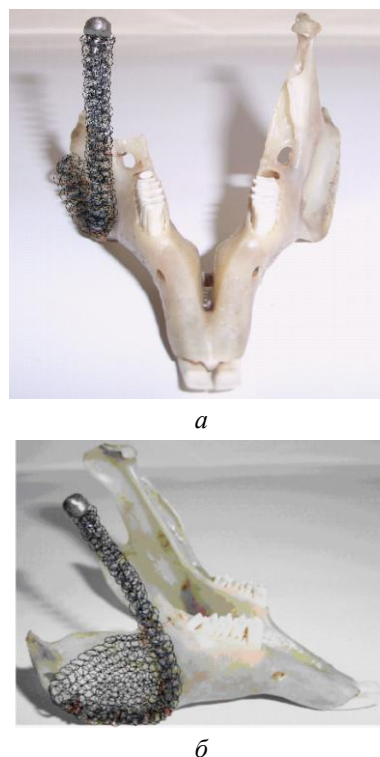


Рис. 3. Модель точной реконструкции нижней челюсти справа на скелетном прототипе: *a* — прямая проекция; *b* — боковая проекция

Для первой группы животных точно восстановлено равенство плечей биомеханических рычагов правой (рис. 3) и левой половины нижней челюсти.

Для второй группы животных правая ветвь нижней челюсти выполнена с занижением уровня анатомического размера на высоту суставной головки прототипа без изменения композитного состава эндопротеза (рис. 4).

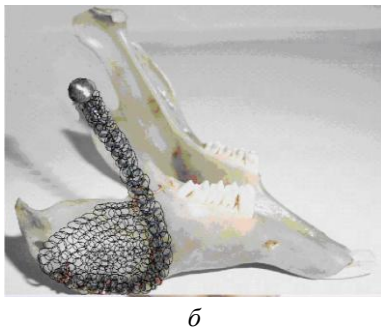
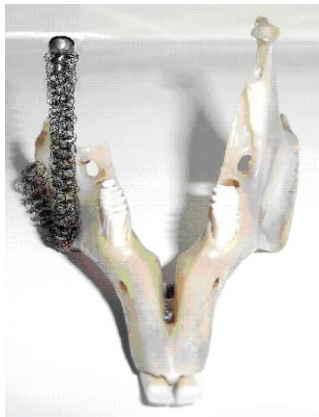


Рис. 4. Вариант деформации реконструктивной модели челюсти справа на скелетном прототипе: *a* — прямая проекция; *b* — боковая проекция

Таким образом, в плане эксперимента заложено только нарушение равенства правого и левого плечей биомеханических рычагов нижней челюсти.

Под адекватным обезболиванием у каждого животного были мобилизованы мышечно-надкостничные фрагменты жевательных мышц, произведена резекция фрагментов челюсти справа и реконструкция дефектов по указанным схемам. Эндопротезы устанавливались на костных фрагментах челюстей и фиксировались лигатурными швами из никелида титана. После этого мышечно-надкостничные фрагменты пришива-

лись к прежним местам, устанавливались дренажи, накладывались швы на кожу.

Динамика наблюдений — до наступления естественной смерти животных — составила 5 лет и 2 мес, что является средним биологическим периодом продолжительности жизни кролика.

Для прижизненной рентгенологической характеристики биологических моделей нижней челюсти и имплантационно-тканевых композитов ежегодно проводилась мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ) и 3D-визуализация черепа.

### Результаты и обсуждение

Послеоперационный период у животных первой экспериментальной группы протекал благоприятно, все кролики выжили и быстро адаптировались в функциональном и биологическом состоянии. Через 30 сут наступал период полной реабилитации биологического здоровья животных. У всех кроликов данной группы отмечалось нормальное состояние прикуса (рис. 5).

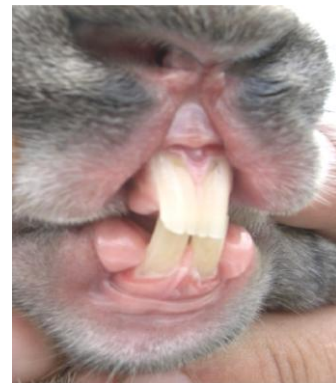


Рис. 5. Состояние прикуса у животных первой группы

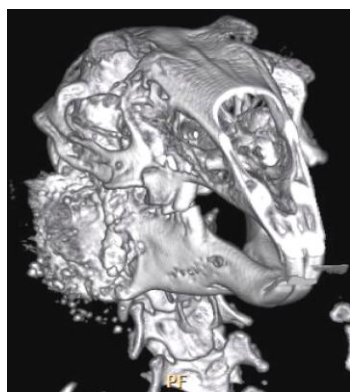
На контрольной МСКТ и боковой 3D-визуализации черепа кролика с реконструкцией фрагмента ветви нижней челюсти справа прикус жевательных зубов и резцов не изменен (рис. 6,*a*), определяется нормальное топографическое взаиморасположение зубов, мышц зубочелюстной системы и языка (рис. 6,*б*).

Дальнейшие наблюдения за экспериментальными животными свидетельствовали о том, что по биологическим показателям они ничем не отличались от обычных: поведение и питание активное, репродуктивные и выделительные органы функционировали нормально.

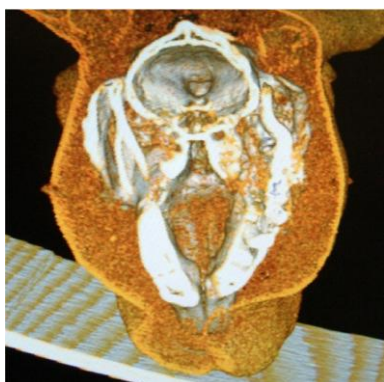
Биологические модели нижней челюсти, созданные в первой группе экспериментальных животных, содержали точно восстановленные исходные анатомо-

топографические, биометрические и технологические составляющие элементы для оптимального замещения дефектов: скелетного кинематического звена, неподвижного костного сочленения, подвижного костного синовиального сочленения, надкостницы костного фрагмента.

Модели выполнены в полном соответствии с предъявляемыми требованиями новой методологии биомеханики эндопротезирования, обладали высокой биомеханической эффективностью. Дефекты костных и периостальных структур скелетных кинематических звеньев замещены одновременно, совмещены с композитами живых тканей поврежденных скелетных кинематических пар. В результате достигнута оптимальная реконструкция функции биологических моделей нижней челюсти центральной нервной системой.



а



б

Рис. 6. МСКТ черепа животного первой экспериментальной группы: а — прикус жевательных зубов и резцов не изменен; б — нормальное топографическое взаиморасположение зубов, мышц и языка

Полученные результаты позволяют оценивать эффективность экспериментальных реконструктивных технологий на оптимальном уровне, соответствующем требованиям для эндопротезов пожизненного действия.

Послеоперационный период животных второй группы протекал благоприятно, все животные выжили, но период адаптации в функциональном и биологическом отношении был неблагоприятным. Через 30 сут наблюдений четко проявлялись и нарастали признаки одностороннего ограничения подвижности нижней челюсти. Они приводили не только к патологии резцового перекрытия, но и односторонней дислокации жевательной группы зубов-антагонистов (рис. 7).

Данные прижизненных рентгенограмм зубочелюстного аппарата экспериментальных животных второй группы через 3 мес после реконструкции демонстрировали диспозицию суставных головок эндопротезов значительно ниже суставных бугорков, переднюю дислокацию резцового перекрытия и наложение друг на друга проекции жевательных групп зубов (рис. 8).



Рис. 7. Состояние прикуса у животных второй группы



а



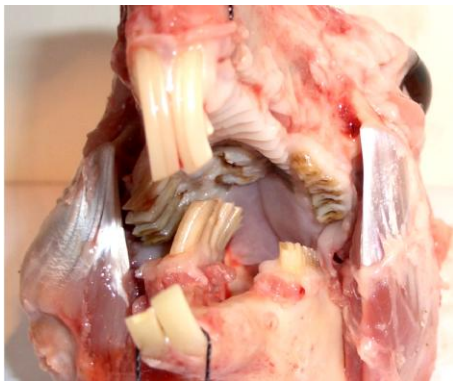


б

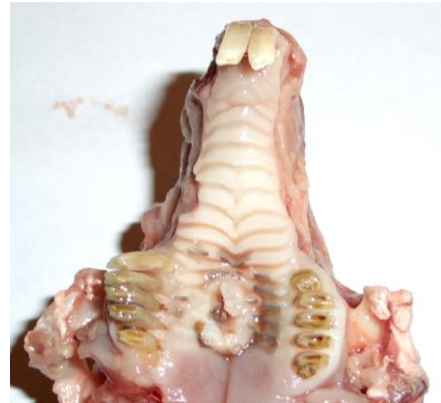
Рис. 8. Рентгенограмма животного второй экспериментальной группы через 3 мес после реконструкции: *а* — диспозиция суставной головки книзу, передний прикус, выраженная деформация резцов; *б* — резко выражена диспозиция суставной головки, передний прикус, деформация резцов

На представленных макропрепаратах визуализируются аналогичные данные. Кроме того, с правой стороны головы животного жевательная мышца имела меньшую длину и большую толщину и не являлась равноценным аналогом-синергистом мышцы левой стороны. Четко визуализировалась патология резцового перекрытия в виде формирования переднего прикуса.

При отведении челюстей в открытый прикус визуализировался весь объем патологии. Имелась медиальная дислокация жевательных зубов нижней челюсти справа. Высота коронок достигала срединного шва твердого неба и вызывала образование хронической декубитальной язвы слизистой оболочки (рис. 9).



а



б

Рис. 9. Макропрепарат животного второй группы: *а* — медиальная дислокация жевательных зубов нижней челюсти справа; *б* — декубитальная язва в области твердого неба

Определялась патологическая гипертрофия коронок жевательных зубов верхней челюсти из-за прекращения жевательной нагрузки от зубов-антагонистов.

Эффективность жевательной функции необратимо снижалась вследствие постоянного ухудшения состояния прикуса. Быстро наступала алиментарная дистрофия.

Макропрепараты имели асимметричную форму за счет снижения высоты правых половин нижних челюстей. Имплантационно-тканевой композит, сформированный в области замещения дефекта композитным эндопротезом, обычного цвета и достаточной эластичности. Соединение нижней челюсти с эндопротезом без признаков патологической подвижности или дислокации.

Биологические модели нижней челюсти, созданные во второй группе экспериментальных животных, содержали известные дефекты биометрических и технологических составляющих элементов, допущенные при создании только скелетного кинематического звена. Это нарушило технологию реконструкции подвижного костного синовиального сочленения (сустава) и не повлияло на реконструкцию неподвижного костного сочленения и надкостницы костного фрагмента.

Таким образом, модели, выполненные с нарушением требований методологии биомеханики эндопротезирования, не обладают необходимой биомеханической эффективностью. По этой причине конечная цель — рекоординация функции под руководством цен-

тральной нервной системы — не достигнута, что привело к тяжелой декомпенсации.

Полученные реконструктивные и функциональные результаты биологических моделей резко отличаются от таковых в первой группе и не позволяют положительно оценивать эффективность реализации данного варианта экспериментальных реконструктивных технологий.

## **Выводы**

На основании проведенного исследования сделаны следующие выводы:

1. Применение сверхэластичных материалов из никелида титана по новой методологии и технологиям позволяет создать высокоэффективные искусственные биологические модели нижней челюсти пожизненного действия.

2. При построении реконструктивных моделей челюстей пожизненного действия из материалов никелида титана необходимо тщательно соблюдать методологию и индивидуальное исполнение технологий.

3. Данные экспериментальных исследований рекомендованы для изучения и использования при создании антропологических моделей нижней челюсти в клинической практике.

## **Литература**

1. *Бернштейн Н.А.* Биомеханика и физиология движений: избранные психологические труды. М.: МПСИ, 2004. 688 с.
2. *Бегун П.И., Шукейло Ю.А.* Биомеханика. СПб.: Политехника, 2000. 463 с.
3. *Гюнтер В.Э.* Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. Томск: НПП МИЦ, 2006. 316 с.
4. *Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., Ясенчук Ю.Ф. и др.* Никелид титана. Медицинский материал нового поколения. Томск: НПП МИЦ, 2006. 296 с.
5. *Миргазизов М.З., Гюнтер В.Э., Итин В.И. и др.* Сверхэластичные материалы и конструкции из сплавов с памятью формы в стоматологии. Berlin: Nationales Druckhaus, 1996. 270 с.
6. *Самойлов В.О.* Медицинская биофизика. СПб.: Спецлит, 2007. 560 с.
7. *Симановская Е.Ю., Болотова М.Ф., Няшина Ю.И. и др.* Изучение динамики роста и развитие жевательного аппарата методами биомеханики и гистомеханики // Рос. журн. биомеханики. 2000. № 3. С. 17—19.
8. *Сысолятин П.Г., Гюнтер В.Э., Дамбаев Г.Ц. и др.* Новые технологии в челюстно-лицевой хирургии на основе сверхэластичных материалов и имплантатов с памятью формы. Томск: СТТ, 2001. 290 с.
9. *Дюрягин Н.М.* Исследование проблем эндопротезирования дефектов опорно-двигательной системы // Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине / под ред. проф. В.Э. Гюнтера. Томск: НПП МИЦ, 2007. С. 208—210.

Поступила в редакцию 29.11.2010 г.

Утверждена к печати 22.12.2010 г.

## **Сведения об авторах**

*Н.М. Дюрягин* — канд. мед. наук, доцент кафедры хирургической стоматологии ОГМА (г. Омск).

*П.Г. Сысолятин* — д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой хирургической стоматологии НГМУ (г. Новосибирск).

*И.Д. Тазин* — д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой стоматологии СибГМУ (г. Томск).

*Е.Н. Дюрягина* — аспирант кафедры хирургической стоматологии ОГМА (г. Омск).

*Э.В. Гюнтер* — д-р техн. наук, профессор, директор НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы при ТГУ (г. Томск).

*О.Д. Байдик* — канд. мед. наук, доцент кафедры стоматологии СибГМУ (г. Томск).

## **Для корреспонденции**

*Тазин Иван Дмитриевич*, тел. (382-2) 52-77-45.