



РЕНТГЕНОСТРУКТУРНЫЙ АНАЛИЗ долгосрочной эффективности фиксации композитных эндопротезов к костным фрагментам при реконструкции нижней челюсти

Н.М.Дюрягин

• к.м.н., доцент кафедры
стоматологии ПДО, ОмГМА
Адрес: 644043, Россия,
г. Омск, ул. Ленина, 12, кабинет № 301
Тел.: +7 (3812) 23-05-98
E-mail: dyuryagin1953@mail.ru
E-mail: stom_pdo@omsk-osma.ru

В.Э.Гюнтер

• з.д.н. РФ, д.т.н., профессор, директор НИИ
медицинских материалов и имплантатов с
памятью формы, Сибирский
физико-технический институт при ТГУ
Адрес: 634034, Томск, ул. 19 Гв. дивизии, д.17
Тел.: 8 (3822) 41-34-42
E-mail: tc77@rec.tsu.ru

П.Г.Сысолятин

• засл. деятель науки, д.м.н.,
профессор кафедры хирургической
стоматологии, НГМУ
Адрес: г. Новосибирск, Красный проспект, 52
E-mail: kafedra-mfs@ngs.ru

Е.Н.Дюрягина

• аспирант кафедры стоматологии ПДО, ОмГМА
Адрес: 644043, Россия,
г. Омск, ул. Ленина, 12, кабинет №301
E-mail: stom_pdo@omsk-osma.ru

Резюме. Созданы новые уникальные гистерезисные тканеинженерные неподвижные сочленения между композитными эндопротезами из никелида титана и тканевыми композитами костной ткани и надкостницы. По данным рентгеноструктурного анализа 15 пациентов, установлено, что эти сочленения обладают оптимальными функциональными показателями, реминерализующимися компонентами костных структур, отвечают требованиям и задачам долгосрочного (пожизненного) эндопротезирования при замещении дефектов живых систем костной ткани и надкостницы нижней челюсти.

Ключевые слова: неподвижное гистерезисное костное тканеинженерное сочленение, рентгенологическая плотность костной ткани.

The rentgenostructural analysis of long-term efficiency of fixing composited endoprothesis to bone fragments at reconstruction of the bottom jaw (N.M.Djurjagin, V.E.Gjunter), P.G.Sysoljatin, E.N.Djurjagina).

Summary. Are created new unique hysteresis tissue-engineering motionless joints between composited endoprothesis from materials of titanium nikelide and fabric composites of a bone fabric and periosteum. According to the rentgeno-structural analysis of 15 patients, it is established, that these joints possess optimum functional indicators, remineralization components of bone structures,

meet the requirements also to problems long-term (lifelong) endoprothesis at replacement of defects of live systems of a bone fabric and periosteum of the bottom jaw.

Key words: motionless hysteresis bone tissue-engineering joint, radiological density of bone fabric.

Проблема оптимизации качества эндопротезирования нижней челюсти и создания стабильного неподвижного функционального сочленения эндопротезов с костными фрагментами продолжает оставаться нерешенной и поэтому очень актуальной в современной челюстно-лицевой хирургии [7].

Создание новых тканеинженерных материалов — гистерезисных имплантационно-тканевых композитов костной ткани и надкостницы с элементами межклеточного матрикса из никелида титана на биологических моделях нижней челюсти — открыло возможности для разработки новых вариантов решения данной проблемы в клинике [3, 4]. С 2003 года нами применяется и разрабатывается новый вариант формирования искусственного непрерывного костного сочленения [1]. Он отличается от остальных новыми технологическими особенностями выполнения и высокой функциональной эффективности [2].

При этом вопросы долгосрочного прижизненного изменения качественного состава и динамики структурно-функционального состояния костной ткани в структуре таких неподвижных сочленений, перспективы их жизнеспособности и функциональной состоятельности продолжают оставаться в

центре внимания исследователей данной проблемы.

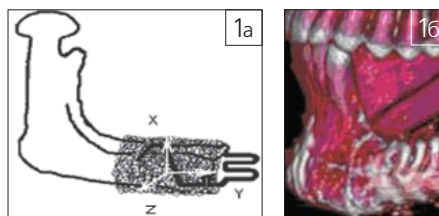
Цель исследования: изучение с помощью мультиспиральной компьютерной томографии динамики структурно-функционального состояния и рентгенологической плотности гистерезисных имплантационно-тканевых композитов из никелида титана, формирующих долгосрочные неподвижные сочленения с фрагментами нижней челюсти.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования проводились в группе пациентов из 15 человек (4 мужчины и 11 женщин), которым по различным показаниям резецированы фрагменты нижней челюсти, а дефекты реконструированы композитными эндопротезами из никелида титана, в составе которых имеются эндопротезы фиксаторы.

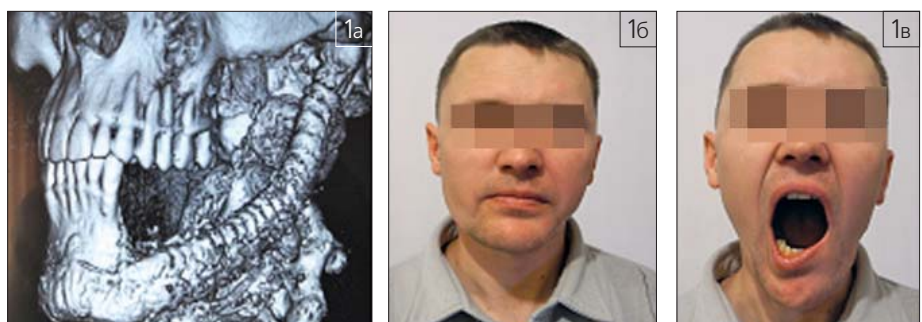
Показаниями для резекции фрагментов челюстей среди мужчин (средний возраст 38,3 года) были амелобластомы (n=3) и посттравматический остеомиелит (n=1), а среди женщин (37,7 лет) — амелобластомы (n=7), посттравматический остеомиелит (n=3) и посттравматическая деформация мыщелка (n=1).

Сочленения эндопротезов с костными фрагментами при помощи одного фиксатора производились в 14 случаях (3 мужчины, 11 женщин). Сочленение эндопротеза с костными фрагментами при помощи двух фиксаторов производилось в 1 случае (мужчина, замещение дефекта фронтального отдела нижней челюсти).



■Рис. 1. Схема замещения дефекта эндопротезом-фиксатором (а); визуализация области сочленения методами мультиспиральной компьютерной томографии (б)

■Рис. 2. Результаты реконструкции нижней челюсти через 6 лет: а — визуализация области сочленения методами МСКТ; б, в — эстетический, реконструктивный и функциональный результат



■ Таблица 1. Показатели плотности ткани имплантационно-тканевых композитов и противоположной стороны нижней челюсти в единицах Хаунсфилда (HU) у пациентов с реконструкцией эндопротезами-фиксаторами, Me (Q1; Qh)

Период тестирования	Серии измерений		Сравнение серий, критерий Манна-Уитни, p=
	Контроль	Композит	
1 год	436,5 (302,5; 647,0)	446,5 (327,5; 606,0)	0,48
2 года	527,0 (359,0; 737,5) p=0,15	467,5 (317,0; 661,0) p=0,91	0,18
3 года	479,5 (327,5; 655,0) p=0,30	578,0 (404,5; 848,5) p=0,005^	0,01*
4 года	385,5 (314,5; 534,0) p=0,32	413,5 (312,5; 557,5) p=0,0000^	0,60
5 лет	553,5 (351,5; 729,5) p=0,004^	439,0 (296,0; 654,0) p=0,47	0,22
6 лет	431,0 (342,5; 668,0) p=0,038^	551,0 (435,5; 635,5) p=0,22	0,29
7 лет	469,5 (338,0; 607,5) p=0,86	371,0 (266,5; 525,5) p=0,017^	0,08
ANOVA Фридмана	Критерий χ^2 (n=32, df=6) = 15,6; p=0,02#	Критерий χ^2 (n=32, df=6) = 18,6; p=0,005#	—

Примечание: * — различия статистически значимы при сравнении контроля и композита (критерий Манна-Уитни для независимых выборок, p<0,05); ^ — различия статистически значимы при сравнении с предыдущим сроком (критерий Вилкоксона для зависимых выборок, p<0,05); # — статистически значимые изменения показателя в динамике послеоперационного периода (ANOVA Фридмана, p<0,05). Me — медиана, Q1 — нижний квартиль, Qh — верхний квартиль

Диагностика и обследование пациентов в предоперационном периоде выполнялись методами мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) по стоматологической программе и 3D визуализации [5] на установке Philips Brilliance CT 6-Slice.

При подготовке к резекциям и реконструкциям использовались известные технологии [1-4]. Применялись индивидуальные пластиковые стереолитографические прототипы костей нижней челюсти. На них создавались модели костных фрагментов челюстей, формировались субкортикальные и внутрикостные контактные поверхности, предварительно выполнялась полная технология припасовки: сетчатые — проволочные — сетчатые элементы фиксатора. После этого эндопротез костного дефекта был готов к сочленению с костным фрагментом челюсти (рис. 1).

В ходе хирургической реконструкции нижней челюсти с применением известных приемов оперативной техники фиксатор устанавливался на костном фрагменте по тем же технологиям [1-4].

Рентгенографический контроль состояния неподвижных сочленений после реконструкции челюсти осуществлялся в течение первого месяца послеоперационного периода, а МСКТ проводилась ежегодно в течение 7 последующих лет.

С помощью программы eFilm Workstation 2.1 в плоскостях MPR0, MPR1, MPR2, MPR3 получали данные верификации рентгенологической плотности участков костной ткани имплантационно-тканевых композитов, расположенных как в структуре неподвижных гистерезисных тканеинженерных сочленений, так и здоровых костных фрагментах той же челюсти.

В ходе каждого сеанса МСКТ на 16-битных изображениях оценивали яркость (оттенки серого) 32 точек (16 — композит тканеинженерного сочленения, 16 — противоположная сторона) нижней челюсти в единицах Хаунсфилда (HU). Известно, что интервал значений HU>200 и HU<1000 соответствует живым костным спонгиозным структурам [8].

Анализ полученных результатов проводили с использованием компьютерной программы Statistica 8.0 [6]. Статистические гипотезы проверялись с помощью однофакторного (ANOVA) рангового дисперсионного анализа Фридмана для зависимых выборок, критериев для парного сравнения зависимых (Вилкоксона) и независимых (Манна-Уитни) выборок. Материал представлен как медиана (верхний и нижний квартили), нулевая гипотеза отвергалась при p<0,05.

на (верхний и нижний квартили), нулевая гипотеза отвергалась при p<0,05.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

У всех пациентов послеоперационный период протекал под прикрытием соответствующей терапии без осложнений. Выписка из стационара осуществлялась по достижении удовлетворительного состояния через 21-28 суток после операции. Конфигурация лица и объем полной артикуляции нижней челюсти восстанавливались в период от 50 до 60 суток.

При контрольной рентгенологической оценке состояния контактных костных структур у пациентов через 1, 2, 3, 4, 5 и 6 лет, признаков патологического изменения тканей не отмечалось (рис. 2 а, б, в).

Сравнительный анализ показателей плотности костных компонентов имплантационно-тканевых композитов и противоположных здоровых костных фрагментов нижней челюсти методами МСКТ показал, что в течение семи лет наблюдений плотность здоровых костных фрагментов и костного компонента имплантационно-тканевого композита была >200 и <1000 HU (табл. 1). Плотность костного компонента имплантационно-тканевого композита только через 3 года была статистически значимо выше (на 17,0%) таковой контрольной серии измерений. Однако, по данным ANOVA, динамика изменения плотности костных фрагментов в сравниваемых сериях несколько отличалась. В зоне композита показатель плотности кости (в сравнении с предыдущим сроком) менялся через 3, 4 и 7 лет, а в контрлатеральных участках — через 5 и 6 лет. При этом значения показателя во всех случаях соответствовали живым костным спонгиозным структурам.

Вполне вероятно, что выявленные различия изменения динамики плотности костной ткани отражали существование особенностей долгосрочной реорганизации сравниваемых зон нижней челюсти после повреждения и эндопротезирования. Существенно то, что эти различия не имели клинически значимого эффекта. На протяжении 7 лет все варианты реконструкции нижней челюсти функционировали оптимально, а сочленения работали как единые неподвижные тканеинженерные модели.

Таким образом, в результате использования неподвижных гистерезисных тканеинженерных сочленений из материалов никелида титана, формирующихся на основе образования гистерезисных имплантационно-тканевых композитов, замещающих дефекты

нижней челюсти, получены долгосрочные позитивные результаты:

- неподвижное тканеинженерное сочленение имеет трехмерный объем опорного базового композита;
- в его структуре имеют место биофизические процессы реминерализации костного матрикса;
- не выявлено очагов остеорезорбции, дислокаций или отклонений от физиологических прочностных характеристик нижней челюсти.

Представленные результаты исследования подтверждают их высокую жизнеспособность и адекватность решению поставленных задач — оптимизации качества эндопротезирования нижней челюсти.

ИС

ЛИТЕРАТУРА:

1. Дюрягин Н.М. Патент РФ № 2285500. Способ фиксации эндопротеза к костным фрагментам нижней челюсти. Приоритет от 20.09.2004.
2. Дюрягин Н.М., Гюнтер В.Э., Сысолятин П.Г. Способ фиксации эндопротеза к костным фрагментам нижней челюсти // Институт Стоматологии. - 2009. - №1. - С. 46-48.
3. Дюрягин Н.М. Новая методология и технологии реконструкции нижней челюсти и височно-нижнечелюстного сустава эндопротезами из материалов никелида титана // Омский Научный Вестник. - 2010. - №1 (94). - С. 45-49.
4. Дюрягин Н.М., Сысолятин П.Г., Тазин И.Д., Гюнтер В.Э. и др. Биометрические и технологические аспекты экспериментальных технологий эндопротезирования нижней челюсти композитными материалами из никелида титана // Бюллетень сибирской медицины. - 2011. - №1. - С. 18-24.
5. Рабухина Н.А., Аржанцев А.П. Рентгенодиагностика в стоматологии. - М.: ООО МИА, 2003. - 452 с.
6. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA. - М., МедиаСфера, 2002. - 305 с.
7. Сысолятин П.Г., Гюнтер В.Э., Сысолятин С.П. и др. Новые технологии в челюстно-лицевой хирургии на основе сверхэластичных материалов и имплантатов с памятью формы. - Томск: STT, 2001. - 290 с.
8. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. - Москва: Изд-во: ООО "Медицинская литература", 2008. - 224 с.