

артерии, наблюдавшийся нами на термограммах даже по прошествии длительного времени после хирургического вмешательства.

Предварительное стенозирование висцеральной артерии приводит к раскрытию межсистемного анастомоза, увеличению его диаметра и уменьшению гидродинамического сопротивления, формированию полноценного коллатерального русла за счет париетальной артерии, что обуславливает благополучный исход последующей перевязки магистральной артерии в случае необходимости.

**Выводы.** Предложенная модель коллатерального кровоснабжения позволяет определить условия раскрытия межсистемных анастомозов и определить направление кровотока в них. Рассмотренный механизм хорошо объясняет известное в сосудистой хирургии явление спазма коллатералей при перевязке магистральных сосудов и необходимость предварительного стенозирования сосуда для лучшего исхода его полной перевязки впоследствии.

1. Кривицкий П.Г., Куклицкая А.Г., Михальчук О.В., Олефир Г.И., Русак А.А. Автоматизированный термографический комплекс для диагностики онкологических заболеваний. / 51 международная НТК БГПА. Тезисы докладов. — Минск. — 1995. — Т.4.

2. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. Учение о сосудах. — М.: Медицина, 1992. — Т.3.

3. Физиология человека. / Под ред. Р.Шмидта и Г.Тевса. М., Мир. — 1996. — Т.2.

4. Долго-Сабуров Б.А. Очерки функциональной анатомии кровеносных сосудов. — Ленинград: Медгиз, 1961.

УДК 617-089.844

## **БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ КОНСТРУИРОВАНИЯ ИМПЛАНТАТОВ**

**В.В. Савич<sup>1</sup>, А.И. Воронович<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>ИПМ НАН Беларуси, <sup>2</sup>БелНИИ ТО

*Минск, Беларусь*

С начала 60-х годов имплантирование искусственных сердечных клапанов и сосудов, искусственных хрусталиков глаза, гортанно—трахеальных эндопротезов, эндопротезов тазобедренного, коленного и других суставов, искусственных корней зуба является безальтернативным методом лечения тяжелых кардиологических, офтальмологических и отоларингических заболе-

ваний, патологий суставов, адентии путем замены, реконструкции или восстановления тканей или органов.

**Имплантатом** принято считать предмет (изделие специализированного производства), изготовленный из небиологического материала, который хирургическим путем вводят в организм для замещения утраченных функций в течение длительного времени [1]. Имплантат может быть полностью погружен в ткани (эндопротезы суставов, искусственные клапаны и сосуды) или проходить через поверхность кожи — так называемый чрезкожный имплантат (эндокардиальные электроды, стоматологические имплантаты, аппараты внешней фиксации переломов костей).

Все имплантаты можно условно разделить на временные (пластины, шурупы и другие фиксаторы) и постоянные, используемые для длительного выполнения функций (эндопротезы суставов, искусственные клапаны сердца, дентальные имплантаты и др.).

Имплантаты в организме используются:

а) для замены травмированной, больной или недоразвитой части скелета, в том числе и для полной замены суставов (эндопротезы суставов, фрагментов костных тканей конечностей);

б) для замены травмированной, больной или недоразвитой части сердечно—сосудистой системы, в том числе и для стимуляции утраченных функций (эндопротезы кровеносных сосудов, искусственные клапаны и сердце в целом, кардиостимуляторы и вживляемые электроды);

в) для замены травмированной, больной или недоразвитой части дыхательной системы (гортанны-трахеальные эндопротезы);

г) для замены утраченных зубов и фиксации переломов челюсти и черепа (стоматологические имплантаты, мини-пластины и мини-винты);

д) для соединения травмированных костных тканей и временного восстановления опорно-двигательных функций до момента заживления (пластины и винты остеосинтеза, спицы и винты аппаратов для внешней фиксации переломов);

е) для косметической коррекции недоразвитых частей тела (протезы молочных желез, лицевых тканей и т.п.);

ж) для восстановления функции зрения (имплантаты хрусталика и роговицы).

Имплантаты предоставляют врачу уникальную возможность лечения травм и заболеваний, неминуемо приводящих при другом способе лечения к полной или частичной инвалидности пациента (так как имплантаты могут выполнять в организме функции тех или иных органов и тканей) либо существенно сокращать сроки реабилитации.

Фиксация сложных переломов трубчатых костей, костей таза (в том числе и множественных, оскольчатых) осуществима лишь с помощью специальных наkostных компрессирующих пластин и винтов или аппаратов внешней фиксации (по типу Илизарова). Такой способ фиксации переломов принято называть **остеосинтез** [2]. Его важным преимуществом по сравнению с фиксацией гипсом является возможность начала движения в смежных суставах уже на 5–7 день после операции, что уменьшает вероятность развития контрактур, а также отсутствие давления на мышечные ткани и кровеносные сосуды (что на 15–30% ускоряет заживление перелома).

Одним из важных и наиболее существенных достижений в медицине второй половины XX века стало замещение разрушенных или поврежденных суставов эндопротезами. Эта операция по степени улучшения качества жизни признана одной из наиболее эффективных наряду с вмешательством на сердце и сосудах, восстановлении зрения.

По данным ВОЗ ежегодно только в США выполняется до 400 тыс. имплантаций эндопротезов тазобедренного и 150 тыс. коленного суставов. В Западной Европе эти цифры достигают 300 тыс. и 100 тыс. соответственно. Количество операций остеосинтеза по данным ВОЗ превышает несколько миллионов в год. Количество ежегодных стоматологических имплантаций вообще не поддается точному учету, а по прогнозам достигает десятков миллионов единиц.

Целью данной работы является попытка сформулировать некоторые общие биомеханические принципы конструирования имплантатов.

Способность имплантата активно выполнять свои функции в течение длительного времени (от 10–12 месяцев для пластин остеосинтеза до 15–20 лет для эндопротезов тазобедренного и коленного суставов) во многих отношениях определяется свойствами материала имплантата и состоянием его поверхности, проявляющимся во взаимодействии с окружающими тканями и биологическими жидкостями. В этой связи большое значение для имплантата имеет не только выполнение им механических или физиологических функций, но и приспособляемость к нему окружающих тканей и жидкостей.

Проблема совместимости организма и имплантата имеет важнейшее значение и решающее влияние на последующую стабильность компонентов эндопротеза в ткани и носит всеобщий характер [4].

Различают в этой связи три понятия: биоинертность, биосовместимость и биоактивность.

**Биоинертность** — это свойство имплантата, при котором отсутствуют взаимодействие и какие-либо реакции живых тканей на материал имплантата и сам имплантат в целом, а также ткани и жидкости не оказывают влияния

на поверхность, микроструктуру и комплекс физико-механических свойств материала. В этом смысле биоинертны благородные металлы — золото, платина, тантал, а также керамика на основе оксидов и нитридов алюминия и кремния, углеродные материалы и композиты на их основе. Из полимеров биоинертным можно считать лишь тефлон или фторопласт. Уровень физико-механических свойств большинства перечисленных материалов невысок, вследствие чего они имеют ограниченное распространение.

**Биосовместимость** — это состояние материала, когда при ограниченном взаимодействии с прилегающими тканями и жидкостями организма, он оказывает на них минимальное токсическое или пирогенное влияние, а также сохраняет максимально длительное время свои собственные физико-механические и иные свойства, необходимых для выполнения функций. Биосовместимыми являются сплавы титана, кобальт-хром-молибденовые сплавы, а также коррозионно—стойкие сплавы с содержанием хрома 20—24%, дополнительно легированные молибденом. Эти металлы имеют наиболее высокий комплекс механических свойств и широко используются для производства наиболее нагруженных ортопедических и стоматологических имплантатов. В последнее время состояние «биосовместимости» стали рассматривать в более широком смысле и дополнять способностью материала за счет физико—химического состояния поверхности, ее микроструктуры (шероховатости и пористости, сопоставимой с размерами и структурой соответствующих клеток костных или иных тканей), за счет специальной формы и размеров деталей имплантата обеспечивать повышенную адгезию (сцепление) имплантата с окружающими тканями и, тем самым, повышенную стабильность и, в определенном смысле, «врастание» или «встраивание» имплантата в организм. Такой способностью обладает оксидированные и текстурированные титановые сплавы, а также металлы из указанного перечня с напыленным или припеченным пористым покрытием из титанового порошка, волокна, сетки [5]. Биосовместимость в этом смысле определяется состоянием поверхности материала в целом — его микро- и макрошероховатостью, электрическим потенциалом, смачиваемостью биологическими жидкостями, адгезией к остеонам и массой других факторов, которые на сегодняшний день теоретически и эмпирически описать не представляется возможным.

**Биоактивность** — это способность материала в целом (или, по крайней мере, его поверхности) вступать в активный биологический процесс, например, минеральный обмен с окружающими тканями (преимущественно костными), образуя прочную химическую связь «имплантат—ткань», которая призвана способствовать высокой стабильности имплантата. Нанесение на

детали из биосовместимых металлов тонкослойных биоактивных покрытий трикальцийфосфата, гидроксилapatита давало великолепный результат — за счет химических реакций минерального обмена указанных материалов с костной тканью уже через полгода вся поверхность имплантата имела с нею плотный контакт [7]. Однако уже через 5–8 лет, оно практически полностью переходит в костную ткань, обнажая металлическую поверхность, либо от нее отслаивается [8]. Поэтому на сегодняшний день проблема создания биоактивных материалов и покрытий, готовых деталей имплантатов из них, способных к длительному и адекватному воспроизведению функций в организме, окончательно еще не решена.

Успех имплантации определяется рядом факторов, главным из которых является биомеханическое соответствие имплантата окружающим тканям.

Биомеханика — наука, изучающая физические и функциональные особенности живого организма в целом и составляющих его отдельных систем, нагрузках в этих системах, возникающих в процессе движения, об их последствиях, о собственно механизмах движения.

Различают следующие прикладные варианты общей биомеханики:

— инженерная, предметом которой и является, в первую очередь, конструирование рациональных имплантатов, приборов и оборудования для гемодиализа, искусственного дыхания и кровообращения;

— медицинская, предметом которой является изучение механических и физиологических причин заболеваний и травм;

— спортивно–реабилитационная, которая исследует и разрабатывает оптимальные методики восстановления опорно–двигательного аппарата, системы кровообращения, нервной системы после травм и заболеваний, а также методики и тренажеры для оптимизации функциональных возможностей указанных систем.

Исторически первым предметом изучения в биомеханике явился скелет человека, механические свойства костей и мышечных тканей, распределение нагрузок на конечности и, в особенности на суставы, при ходьбе и других видах движения. Это связано с требованием скорейшей реабилитации больных с травмами и заболеваниями опорно–двигательного аппарата, так как в противном случае пациенты обречены на неподвижность, вызванные ею атрофию мышц, гиподисфункцию кровеносных сосудов, застойные и воспалительные процессы, которые не только ведут к инвалидности, но даже и к смерти пациента. Кроме того, еще в 20-е и 30-е годы появились первые ортопедические имплантаты для интрамедулярного и накостного остеосинтеза — гвозди Смит–Петерсена, пластинки Венабля и др., для эффективного применения которых потребовались исследования механики деформации кости и металла [1].

Еще одно направление биомеханики — исследование гидродинамических характеристик потока крови в эндопротезах сосудов, искусственных клапанах сердца, аппаратах гемодиализа и т.п.

После широкого распространения с конца 60-х годов винтовых и пластинчатых чрезкостных зубных имплантатов в биомеханике выделилось направление исследований распределения нагрузки на челюсть, поведения зуба и имплантата при асимметричном приложении сил.

Новейшее, выделившееся в отдельное направление ортопедической биомеханики — трибология естественного и искусственного сустава — исследование характеристик трения и износа суставов человека, а также замещающих их эндопротезов, в первую очередь тазобедренного и коленного, как самых нагруженных, опорных.

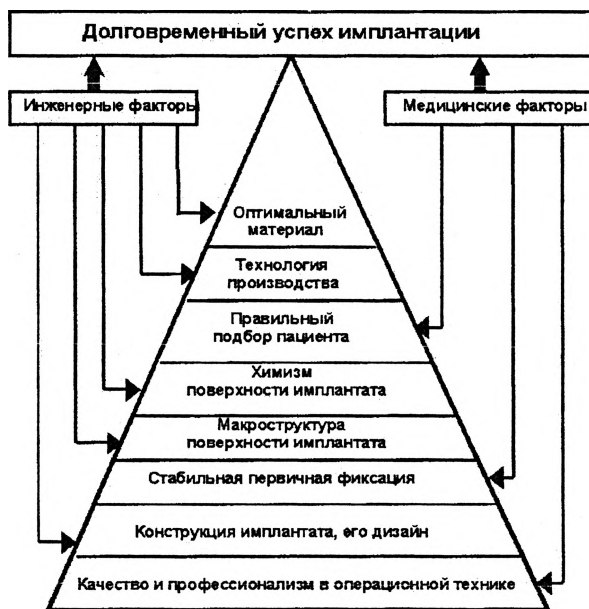


Рис. Факторы, определяющие долговременный успех имплантации

На рисунке представлена доработанная нами диаграмма, иллюстрирующая по мнению профессора Венского университета К.Цваймюллера и директора отделения имплантатов фирмы «Зульцер» доктора М.Землича [6], значимость факторов, обеспечивающих долговременный успех в имплантации вообще и эндопротезов тазобедренного сустава в частности. Степень

значимости факторов, пропорциональна ширине ячейки на диаграмме, приведенной на рисунке.

Из рисунка видно, что согласно современным представлениям биомеханики имплантата лишь три из восьми факторов, определяющих его длительную стабильность в организме медицинские — это операционная техника и подбор пациента, а остальные — чисто инженерные.

При всем многообразии направлений современной биомеханики можно выделить несколько общих принципов конструирования имплантатов.

1. Анатомичность — соответствие имплантата естественным или приобретенным в результате заболевания форме и размерам замещаемой структуры.

2. Биосовместимость или биоинертность материала имплантата.

3. Адекватность — наибольшее соответствие механических и физико-химических свойств имплантата свойствам прилежащих тканей.

4. Атравматичность — минимальное повреждение или щадящее удаление прилежащих тканей в процессе имплантации и функционирования эндопротеза.

5. Функциональность — наиболее полное и безболезненное воспроизведение имплантатом функции естественных замещенных тканей или органа в максимально приближенном к здоровому состоянию объеме с минимальными энергетическими затратами.

6. Интегрируемость — прочное сцепление, «сращивание» имплантата с прилежащими тканями за счет формы, макроструктуры и состояния его поверхности.

7. Стабильность — длительное функционирование деталей и компонентов имплантата как можно более длительный срок без коррозии, усталостного, абразивного и иных видов износа, без токсикации организма продуктами последних.

### **Литература**

1. Имплантаты в хирургии/ Вильямс Д.Ф., Роуф Р. — М.: Медицина, 1972. — 552 с.

2. R.Texhammer, C.Colton. AO/ASIF Instrumente und Implantate. — Springer-Verlag: Berlin-Heidelberg, 1995. — 564 S.

4. Total joint replacement/ W.Petty. — Philadelphia: W.B.Sauders Inc., 1991. — 814 p.

5. Bobyn J.D., Pillar R.M., Cameron H.U., Weatherly G.C.: The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. — Clin.Orthop. — 1980. — В.150. — P.263–270.

6. Semlitsch M.: Stand der Werkstofftechnik des Zweymueller-Hueftprothesensystems nach 10 Jahren klinischer Praxis. In: 10 Jahre Zweymueller-Hueftendoprothese. Huber, Bern; Stuttgart; Toronto, 1990, S. 14–22.

7. Stephensen P.K., Freeman M.A.R., Revell P.A. and all.: The effect of hydroxyapatite coating on ingrowth of bone into cavities in an implant. J. of Arthroplasty, 1991, V.6, N1, P.51–58.

8. Lennox D.W., Schofield B.H., McDonald D.F.: A histologic comprasion of aseptic loosening of cemented, press-fit, and biologic ingrowth prostheses. — Clin.Orthop. — 1987. — B.225. — P.171–179.

УДК 615.47

## ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ КОМПЛЕКСА МНОГОКАНАЛЬНОЙ СТИМУЛЯЦИИ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

**Сеньковский К.Г., Осипов А.Н.**

*Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники  
Минск, Беларусь*

Современные системы электростимуляции скелетных мышц человека должны удовлетворять широкому спектру требований: многоканальность, различные виды стимулирующего сигнала, наличие обратной связи, возможность получения, анализа и хранения диагностической информации, удобный интерфейс и интуитивно понятное управление, безопасность и др.

Одним из перспективных подходов является создание систем электростимуляции с использованием современных компьютерных технологий. Современные персональные компьютеры (ПК) предоставляют возможность быстрого подключения внешних устройств, большое разнообразие средств и методов написания программного обеспечения. Это позволяет реализовать обмен с устройствами ввода-вывода информации, обработку этой информации, ее упорядоченное хранение и дальнейшие преобразования.

Возможны два варианта построения систем: использование мультипроцессорной системы, в которой интерфейсные функции разделены с функциями управления стимулятором или использование мощной однопроцессорной системы. Реализация второго варианта сопряжена с определенными трудностями и значительными финансовыми затратами. Более приемлемым является второй вариант, в котором низкоуровневые функции управления сти-