

ния 125 сс мотоцикла «Минск 3.114» производства МОТОВЕЛО (Производство РБ).

Краткие данные объекта моделирования: полная масса 125,3 кг; радиус колеса 0,2952 м; момент инерции колеса 0,84 кг·м²; максимальное давление в тормозной системе 10 МПа.

Моделирование проводилось с использованием пакета Matlab.

Моделирование АБС для мотоцикла показало, что для управления торможением может быть использован алгоритм с регулированием по коэффициенту сцепления шины с дорогой. В результате обеспечивается работа колеса в узкой области проскальзывания с одновременным обеспечением высокой тормозной эффективности.

Заключение

Таким образом, по результатам работы можно сделать следующие выводы:

1) для повышения эффективности торможения с сохранением устойчивости, на двухколесные мобильные машины необходима установка АБС.

Наиболее целесообразным является использование АБС, разработанных на основе градиентного метода регулирования;

2) для проектных расчетов АБС двухколесных мобильных машин целесообразно использовать пакет математического моделирования Matlab, который позволяет проводить быструю и эффективную оценку взаимодействия колеса с дорогой в режиме АБС – регулирования.

Литература

1. Jurgen Stoffregen. Motorradtechnik ATZMTZ-Fachbuch.
2. Das neue Integral ABS von BMW Motorrad. ATZ № 3, 2001, p. 200-208.
3. Ivanov Valentin, Mikhaltsevich Mikalai. ACTIVE SAFETY AND BRAKING CONTROL FOR TWO-WHEEL VEHICLES. Proc. of 9th European Automotive Congress. Conference 2 «Safety-Current trends and future challenges». Paris: 2003. P. 51.

ИМПЛАНТАНТЫ ИЗ ТИТАНА И ЕГО СПЛАВОВ

(Обзор литературы)

Ивашко В.В., Красиков В.Л.

Физико-технический институт НАН Беларуси

Вопросы применения титана и его сплавов в качестве имплантантов обсуждаются уже давно. Важнейшие требования, предъявляемые к имплантантам — это биологическая совместимость, механическая и циклическая прочность, износостойкость.

Биологическую совместимость материалов оценивают по коррозионной стойкости и токсичности. Результаты опытов, представленные в работе [1], показывают, что по характеру взаимодействия продуктов коррозии с биологическими тканями все металлы можно разделить на три группы: биологически совместимые или инертные — Ti, Zr, Nb, Ta, Pt; условно биосовместимые через капсулу из соединительной ткани - Fe, Mo, Al и биологически несовместимые — Cr, Co, Ni, V.

Весьма широкое распространение в качестве имплантатируемых материалов находят технически чистый титан и его сплавы. Длительные исследования показали, что в некоторых случаях они служат достаточно долго. Наиболее успешным оказалось применение титановых сплавов в

зубном протезировании, где они могут служить без замены 10-15 лет. Для соединения костей широко применяют технический титан BT1-00 и BT1-0, а также титановый сплав Ti-6Al-4V [2]. Титан и его сплавы характеризуются высокой коррозионной стойкостью за счет самопассивации, т.е. образования тонкой пленки оксидов. Пленка, образованная на поверхности титана, препятствует выходу ионов реагирующих компонентов из имплантанта и обеспечивает хорошую биосовместимость. Титан нетоксичен, комиссией ООН в 1984 г. признан нетоксичным и сплав Ti-6Al-4V, который в последнее время является одним из важнейших материалов для силовых эндопротезов.

Надежная биосовместимость титановых сплавов сохраняется до тех пор, пока не нарушится механическая устойчивость поверхностной пленки оксида. Поскольку в организме человека некоторые имплантанты работают в условиях трения, то применение титановых сплавов в таких узлах не рекомендуется. С этой целью применяют про-

межуточные вставки из нетоксичных материалов с высокой износостойкостью. Например, в тазобедренных суставах, где используются титановые шарниры, в парах трения применяют вставки из высокомолекулярного полиэтилена.

Ножки тазобедренных компонентов контактируют либо с цементной мантией, либо с кортикальной костью, причем в условиях эксплуатации происходят возвратно-поступательные движения, вызывающее перемещение за один цикл до нескольких микрометров. Многократное повторение циклов вызывает износ поверхности титанового имплантата в контакте с цементной мантией, приводящий к разрушению оксидной пленки. Поскольку имплантаты находятся в агрессивной биологической среде, которая характеризуется присутствием ионов хлора и протеинов во внеклеточной жидкости, а свойства такой среды характеризуется величиной $\text{pH}=7,4$, разрушение поверхностной окисной пленки сопровождается интенсивным разрушением трущихся поверхностей.

В России по аналогии с зарубежным сплавом Ti-6Al-4V для изготовления эндопротезов применяют сплав ВТ6, у которого максимальное содержание ванадия составляет 5,3%, в то время как в зарубежном аналоге оно не превышает 4,5. Тем не менее сплав ВТ6 в России допущен для изготовления имплантатов, хотя это и создает определенные трудности при экспортировании такой продукции за рубеж.

В последних публикациях содержатся данные об имеющих место незначительных накоплениях ионов ванадия в организме людей, которым были имплантированы элементы из сплава Ti-6Al-4V. Отмечается, что использование титановых деталей в сердце может приводить к образованию тромбов. С целью замены ванадия в Швейцарии был разработан сплав Ti-6Al-7Nb. В России в качестве заменителя титанового сплава ВТ6 предлагается сплав ВТ20 (Ti-6Al-1V-1Mo-2Zr) с пониженным содержанием ванадия.

В Германии в качестве имплантата для кратковременного применения был разработан титановый сплав Ti-5Al-2,5Fe. Исследование механических свойств после различных режимов обработки (ковка и отжиг при 700 или 900°C, горячее изостатическое прессование) показало, что циклическая прочность сплава находится на уровне циклической прочности сплава Ti-6Al-4V, а вязкость разрушения на 10-30% ниже [3].

В Японии для применения в качестве имплантатов разработаны β -титановые сплавы легированные Nb, Ta, Zr, Mo и Sn, которые имеют высокую прочность и коррозионную стойкость [4]. Модуль упругости данных сплавов намного меньше, чем модули упругости α - или $\alpha+\beta$ -титановых сплавов, таких как Ti-6Al-4V. Из трех изученных композиций сплав Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr, имеет лучшие качества как имплантационный материал. Разработанный сплав Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr, имеет превосходную биосовместимость. Сравнение жизнеспособности клеток L-929, подвергнутых воздействию нефильтрованного и фильтрованного экстрактов чистого Ti, сплавов Ti-6Al-4V и Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr методами МТТ и NR показало, что жизнеспособность клеток после воздействия экстракта сплава Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr и чистого титана выше по сравнению с воздействием экстракта сплава Ti-6Al-4V. Жизнеспособность клеток, подвергнутых воздействию Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr, равна жизнеспособности клеток, подвергнутых воздействию экстракта чистого титана. Следовательно, сплав Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr может рассматриваться как имеющий превосходную биосовместимость. Различие жизнеспособности клеток L-929, оцененные методами МТТ и NR, невелико.

Для стимуляции остеоинтеграции поверхность имплантата покрывают инертной оксидной пленкой TiO_2 [5]. Традиционно такую пленку получают электромеханическим оксидированием титана. Однако данная технология позволяет получить неплотную пленку, толщиной до одного микрона, поэтому такая обработка не обеспечивает требуемую биосовместимость. Для обеспечения биосовместимости имплантата в процессе его эксплуатации, фирма «Алтимед» (РБ) получает оксидное покрытие TiO_2 в вакууме методом магнетронного напыления [6]. Это многослойное плотное покрытие, толщиной от 3 до 7 мкм, обеспечивает идеальную биосовместимость с костной тканью, характеризуется инертностью и отсутствием миграции в организм легирующих элементов и микропримесей. В эндопротезе тазобедренного сустава, выпускаемого фирмой «Алтимед» с применением вышеназванной технологии, вертлюжный компонент выполнен из чистого титана, а бедренный компонент из сплава Ti-6Al-4V.

Наряду с титановыми сплавами в настоящее время для изготовления имплантатов часто ис-

пользуют нержавеющие стали. В качестве нержавеющих сталей применяют хромоникельмолибденовую 03X17H14M3, выплавленную в вакууме или методом электрошлакового переплава, а также стали типа 12X18H14T.

Наибольшее распространение за рубежом для изготовления силовых компонентов эндопротезов, работающих в парах трения, находят кобальтовые сплавы. В качестве имплантантов используется Co-Cr-Mo сплавы с содержанием 26,5-30,0% Cr, 4,5-7,0% Mo, до 6% (Si, Mn, C, N, Fe, Ni), остальное Co. Авторы [7] утверждают, что безникелевые Co-Cr-Mo сплавы обладают высокими коррозионными свойствами и хорошей совместимостью с живыми тканями. Высокие коррозионные свойства у нержавеющих сталей и кобальтовых сплавов обеспечивает хром, образующий на поверхности пассивный окисел Cr_2O_3 .

Вместе с тем низкие усталостные свойства литых кобальтовых сплавов ограничивают их широкое применение. Было установлено, что усталостные свойства литых Co-сплавов можно повысить деформацией. Так, предел выносливости обычного литого кобальтового сплава ($250-400 \text{ Н/мм}^2$) можно повысить ковкой в горячем состоянии до значений $600-680 \text{ Н/мм}^2$ [7]. Составы сталей и кобальтовых сплавов, разрешенных к имплантации, приведены в международных стандартах [8].

Стальные имплантанты применяют для оперативного лечения переломов. Они не выдерживают длительной эксплуатации и могут подвергаться коррозии. В структуре сталей типа X18H9 при содержании углерода от 0,03 до 0,08% в процессе термической обработки по границам зерен могут образовываться скопления карбидов хрома типа $Me_{23}C_6$ в виде пленок, значительно снижающих склонность к межкристаллитной коррозии. При содержании углерода менее 0,03% в этих сталях при нагреве в интервале температур $600-900^\circ\text{C}$ появляется α -фаза.

В работе [9] проводили сравнительные исследования взаимодействия технического титана, титановых сплавов Ti-6Al-4V, Ti-5Al-2,5Fe и сплава на основе системы Co-Cr-Mo с биологической тканью. Предварительно снимали кривые плотность тока – потенциал с использованием в качестве электролитов обычных физиологических растворов, а также растворов с добавлением альбумина (протеина, содержащегося во всех биологических объектах) в количестве 5 г/100 мл. Плотность тока пассивации титана и

пассивации титана и сплава Ti-5Al-2,5Fe понижалась примерно в 1,5 раза при добавлении в раствор альбумина, тогда как для сплава Co-Cr-Mo плотность тока при этом не менялась.

Если оценивать коррозионную стойкость материалов уровнями стационарного потенциала и потенциала пробоя в среде физиологического раствора, то нержавеющая сталь, имеющая близкие значения вышеуказанных потенциалов ($U_{ст}=0,3-0,5\text{В}$; $U_{пр}=0,4-0,48\text{В}$), склонна к питтинговой коррозии. Для кобальтовых сплавов, у которых стационарный потенциал ниже потенциала пробоя ($U_{ст}=0,37\text{В}$; $U_{пр}=9,0$), разрушение оксидной пленки маловероятно. Еще больший запас надежности по данному показателю наблюдается у титановых сплавов [10].

Наряду с биологической совместимостью имплантанты должны обладать и удовлетворительными механическими свойствами. Рекомендуется применять материалы модуль упругости, которых более близок к модулю упругости костных структур и костного цемента. Одновременно материал должен иметь высокие усталостные свойства, обеспечивающие надежную работу имплантанта в течение десятков лет. Например, материал ножки тазобедренного сустава должен иметь следующие свойства $\sigma_b \geq 800 \text{ МПа}$, $\sigma_{0,2} \geq 500 \text{ МПа}$, $\delta \geq 8\%$, $\sigma_{-1} \geq 400 \text{ МПа}$.

Нержавеющие стали имеют следующие свойства ($\sigma_b=465-1050 \text{ МПа}$, $\sigma_{-1}=250-415 \text{ МПа}$, $E=200 \text{ ГПа}$), литые и деформированные кобальтовые сплавы ($\sigma_b=670-1500 \text{ МПа}$, $\sigma_{-1}=200-550 \text{ МПа}$, $E=200-230 \text{ ГПа}$). Из литературных данных известно, что прутки титанового сплава Ti-6Al-4V диаметром 30 мм, полученные методом прокатки, после отжига имеют следующие механические свойства: $\sigma_b=1020 \text{ МПа}$, $\sigma_{0,2}=980 \text{ МПа}$, $\delta=14,7\%$, $\varphi=37,8\%$, $\sigma_{-1} \geq 550 \text{ МПа}$.

Из-за низкой чувствительности к надрезу титановые сплавы требуют тщательной обработки поверхности. Например, при установке титановых винтов под действием вращающего момента иногда возникает их разрушение. Предел усталости у сплава Ti-5Al-2,5Fe без надреза равен 475 Н/мм , с круглым U-образным надрезом — 300 Н/мм^2 , а с острым V-образным надрезом — 200 Н/мм^2 .

При выполнении механической подгонки титановых пластин к сращиваемым костям иногда могут возникать на поверхности микротрещины,

приводящие к усталостным переломам имплантируемых фиксаторов. Из-за низкой адгезионной прочности оксидной пленки в условиях высоких контактных напряжений или трения титановые сплавы в узлах трения не применяются. С этой целью для некоторых имплантантов применяли термоводородную обработку, позволяющую сформировать на поверхностях трения ультрадисперсную структуру α -фазы и повысить твердость до 40-42 HRC [11]. Вместе с тем после такой обработки следует опасаться возможного водородного охрупчивания титана и его сплавов.

Важным показателем биосовместимости является подвижность продуктов коррозии в организме человека. Кобальт и никель, не связанные в стабильные оксиды легко ионизируются и распространяются в биологической среде, что приводит к нарушению питания тканей на границе раздела с имплантантом и миграции ионов по всему организму. При использовании спиц из стали 12X18H9T у 7,8% больных возникали воспаления, обусловленные высоким содержанием никеля. Из-за низкой биосовместимости нержавеющей стали применяются только для изготовления ножек эндопротезов цементной фиксации, а также пластин или винтов, срок пребывания которых в организме ограничен несколькими месяцами.

Опыт применения эндопротезов из нержавеющей стали показал, что при длительной эксплуатации из-за недостаточной прочности наблюдали усталостное разрушение ножек. С целью повышения прочности и надежности полуфабрикатов из нержавеющей стали рекомендуется использовать процессы упрочнения, основанные на применении методов холодной пластической деформации.

В последнее время опытными работами показано, что перспективным материалом для остеосинтеза являются хромоазотистые стали типа X24A1,2 с биоинертными покрытиями на основе циркония и ниобия. У таких имплантантов не наблюдается общетоксического воздействия на организм, отсутствует реакция со стороны кровеносной системы на вживление образцов [12].

Литература

1. S.G. Steinemann: «Corrosion of Titanium and Titanium Alloys for Surgical Implants», *Proceedings of the 5th International Conference on Titanium*, Munich, Germany, Titanium: Science and Technology, 1984, v.2, p. 1373-1379.
2. Титан: совместное издание программы ООН по окружающей среде: Пер. с англ. М.: Медицина. 1986.
3. K.-H. Borowy, K.-H. Kramer: «On the properties of a new titanium alloys (Ti-5Al-2,5Fe) as implant material», *Proceedings of the 5th International Conference on Titanium*, Munich, Germany, Titanium: Science and Technology, 1984, v. 2, p. 1381-1386.
4. Mitsuo Niinomi, Disuke Kuroda, Kei-Ichi Fukunouchi, Hiaso Fukui и др. Механические свойства недавно разработанных β -титановых сплавов для применения в медицине. Материалы 9-ой Международной конференции по титану. Titanium 99: Science and Technology, 2000, т.2, с. 1195-1201.
5. А.В. Руцкий, А.П. Маслов. Биологическая интеграция эндопротеза тазобедренного сустава Руцкого // Медицина, 4 - 2001 с. 34-35.
6. А.В. Руцкий, А.Д. Доста, А.П. Маслов. Выбор материалов для производства эндопротезов тазобедренного сустава// Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы: Материалы VII съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь. Мн.: БГЭУ, 2002, с. 355-358.
7. G. Bensmann und J. Lindigkeit: Verbesserung der nickelfreien Cobalt-Chrom-Molybdan-Endoprothesen durch Schmieden. In Tech. Mitt. Krupp - Forsch.- Ber. Band 43 (1985), S. 1-8.
8. International standard. ISO.5832/I-XII.
9. Nilsen K. Corrosion of metallic implantants // Prog. 10 Skand.corr. congress. NKM10. 1993. p. 413-420.
10. H.-J. Pesch, K.Gluckert, H.P. Tummler, R. Thull: «Tissue reactions of titanium and its alloys», *Proceedings of the 5th International Conference on Titanium*, Munich, Germany, Titanium: Science and Technology, 1984, v.2, p. 1387-1392.
11. А.А. Ильин, С.В. Скворцова, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов. Применение материалов на основе титана для изготовления медицинских имплантантов. М., Металлы, №3, 2002, с. 97-104.
12. О.А. Банных, В.М. Блинов, М.В. Костина, М.Г. Карпман, А.В. Червяков, А.В. Дымов О возможностях применения высокопрочных коррозионно-стойких аустенитных хромоазотистых сталей для хирургических имплантантов. Металлы, № 3, 2002, с. 111-118.