

личивается вес насыщенной части отсеков, соответственно увеличивается величина G в формулах (1)–(4). Кроме того здесь больше сила фильтрационного давления, удельная величина которого равна в общем случае $f_{\phi} = \gamma_w I$, где γ_w – удельный вес фильтрующей жидкости; I – фильтрационный градиент. Сравнительные расчеты показали, что это обстоятельство уменьшает коэффициент запаса устойчивости дамб шламохранилищ по сравнению с аналогичными по конструкции грунтовых водохранилищных плотин более чем на 15 %.

Литература

1. Богославчик, П. М. Анализ методов определения фильтрационного давления при расчете устойчивости откосов грунтовых плотин / П. М. Богославчик, В. И. Селезнев // Мелиорация. – 2019. – № 4 (90). – С. 12–16.
2. Гидротехнические сооружения. Справочник проектировщика / под ред. В. П. Недрига. – М: Стройиздат, 1983. – 543 с.
3. Ничипорович, А. А. Плотины из местных материалов / А. А. Ничипорович. – М: Стройиздат, 1973. – 320 с.
4. Чугаев, Р. Р. Расчет устойчивости земляных откосов и бетонных плотин на нескальном основании по методу круглоцилиндрических поверхностей обрушения / Р. Р. Чугаев. – М.: Госэнергоиздат, 1963. – 144 с.
5. Инструкция по проектированию, строительству и эксплуатации шламохранилищ на подрабатываемой горными работами территории Старобинского месторождения калийных солей / ВСН 03 – 90 – Солигорск: Агрохим, 1990. – 56 с.

УДК 539.51

Технологические основы производства заготовок для изделий медицинского назначения

Качанов И. В., Ленкевич С. А.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Представлен комплексный подход по разработке новых технологических процессов для получения заготовок медицинских изделий на основе выбора материалов и различных способов их обработки в зависимости от требуемых функциональных свойств.

Разработка технологических основ производства заготовок из биосовместимых металлических материалов для изготовления различных им-

плантатов и сопутствующих медицинских изделий является актуальной задачей медицинского металловедения. К числу наиболее распространенных заготовок относятся высококачественные прутки в широком диапазоне размеров, а также полуфабрикаты с переменным сечением, используемые для последующего фрезерования изделий на современных производственных линиях.

Качество медицинских изделий в основном зависит как от свойств исходных материалов, из которых они и изготовлены, так и способа их обработки. При различных способах обработки материалы не только приобретают требуемую форму, а также и новые свойства. Поэтому требуется комплексный подход при разработке новых технологических процессов, который будет учитывать как свойства исходных материалов, так и способы с возможностью их изменения в нужном направлении.

Эксплуатационная надежность медицинских изделий, применяющихся в различных сферах медицины, в основном зависит от комплекса механических свойств, которые показывает материал в реальных условиях его работы в живом организме и воздействием этого материала на окружающие ткани, биологические жидкости и организм в целом. В связи с этим наряду с механическими свойствами металлов, такими как прочность, пластичность, стойкость к циклическому нагружению, износостойкость и др., не менее важными характеристиками являются биологическая и биомеханическая совместимости материалов с живыми тканями [1].

По последнему признаку металлические материалы подразделяются на группы «биоинертных» (Ti и титановые сплавы, Zr, Nb, Ta, Pt), не оказывающих значительного воздействия на окружающие биологические ткани и жидкости, «биотолерантных» (Al, Fe, Mo, Ag, Au, нержавеющие стали и CoCr-сплавы, которые проявляют удовлетворительную биосовместимость с костной тканью, «токсичных» (Co, Ni, Cu, V), т. е. оказывающих резко негативное влияние на организм [1].

Из приведенных материалов наибольшие прочностные показатели показывают стали. Стали обладают наибольшим комплексом механических свойств, поэтому в ближайшее время трудно будет полностью отказаться от их использования в качестве материалов для различных, особенно сложных, конструкций медицинских изделий

Тем не менее, даже высоколегированные коррозионно-стойкие (например, X18H10T) стали при взаимодействии с биологическими жидкостями вызывают местную воспалительную реакцию тканей, а в некоторых случаях оказывают общее токсическое и аллергическое действие на организм. Таких недостатков лишен титан и его сплавы, уступая сталям по значениям предела текучести и прочности, сопротивления усталостному разрушению и износостойкости.

При производстве медицинских изделий чаще всего используется технически чистый титан BT1-0, а также титановые сплавы Ti-4Al-6V (BT 6), Ti-5Al-2Sn (BT 5-1) [1].

Помимо, обозначенной проблемы биосовместимости, при разработке новых технологических процессов следует учитывать такие факторы как функциональность и технологичность. Т.е. материал должен в полной мере обеспечивать работоспособность медицинского изделия в соответствии с его назначением и возможностью и удобством его производства.

Механические свойства аустенитных сталей имеют достаточные показатели применения в хирургии, однако с точки зрения металловедения конструкционных сплавов они все же далеки от совершенства. Единственный способ повысить их прочность – это холодная пластическая деформация. При степени деформации 40 % обеспечивается предел прочности σ_b на уровне 1050–1100 МПа, что уже достаточно для большинства случаев практического применения в медицине [2].

Определяющим преимуществом титановых является более низкий модуль Юнга в сравнении со сталями. В результате чего упругие деформации системы кость–имплантат приводят к меньшим нагрузкам на ткань, и, следовательно, резко уменьшают вероятность некроза и разрушения кости. Эти положительные характеристики титана и его сплавов определяют их широкое использование в медицине в качестве конструкционных материалов для создания имплантатов большого спектра применения [2].

Наиболее эффективными способами формирования структуры металлов, определяющей важнейшие структурно-чувствительные свойства, являются способы пластического формообразования методами обработки металлов давлением.

Традиционные процессы пластической деформации (прокатка, волочение, прессование, ковка и др.) несмотря на их широкое применение на производстве во многом исчерпали свои технологические возможности с точки зрения создания новых схем эффективного структурообразования.

В настоящее время все больше разработок ученых направлено на создание и реализацию новых способов формообразования с большими степенями деформации (порядка 80–100 %) и интенсивной пластической деформацией (методы всестороннего или равноканального углового прессования, кручения под высоким давлением, винтовой экструзии, радиально-сдвиговой прокатки и др.) [1].

В этой связи большими потенциальными возможностями обладают технологические процессы, основанные на использовании высоких скоростей деформирования (свыше 12 м/с). Благодаря ряду преимуществ (повышению однородности деформированного состояния, снижению сил контактного трения, адиабатному повышению температуры, усилению резко-

сти схемы всестороннего объемного сжатия) скоростная деформация создает благоприятные условия для обработки малопластичных и труднодеформируемых материалов как в холодном, так и горячем состоянии [3].

В случае с коррозионно-стойкими сталями скоростное деформирование позволяет увеличить предельные степени деформации без изменения величины удельной энергии. Также отмечается, что в стальных образцах, выдавленных с начальной скоростью деформирования 20 м/с, балл зерна повышается на 1–2 единицы [3].

Деформирование титановых сплавов в холодном состоянии связано с большими трудностями, главные из которых – необходимость применения мощного оборудования из-за большого сопротивления сплавов деформированию, значительное пружинение как следствие низкого модуля и высокой прочности и, наконец, сравнительно малая пластичность.

Эти трудности в значительной степени устраняются при применении импульсной обработки давлением. Упругая отдача при импульсной обработке очень мала, а пластичность сплавов в некоторых случаях может быть повышена как за счет резкого увеличения самой скорости деформации, так и за счет преднамеренного создания благоприятной схемы напряженного состояния, которую трудно создать при статическом деформировании из-за резкого увеличения усилий деформирования.

Особенно значительные преимущества для титановых сплавов имеет применение высокоскоростного горячего объемного деформирования. Кроме хорошего заполнения гравюры матрицы, малых штамповочных уклонов и радиусов штамповок при высокоскоростной горячей штамповке, возможно получение полуфабриката с различными сечениями, либо готового изделия за один ход пуансона при точном соблюдении заданной температуры деформации.

При определенной схеме напряженно-деформированного состояния скоростной деформации – большая скорость при высокой степени деформации – обеспечивается получение более мелкого зерна и тонких субструктур.

При разработке технологических процессов деформирования с повышенными скоростями в первую очередь встает вопрос о технологической пластичности деформируемого металла. Результаты исследования технологической пластичности титановых сплавов при низких и высоких температурах показали, что с увеличением скорости деформирования пластичность либо не изменяется, либо увеличивается [4]. Для всех титановых сплавов при температурах их горячего деформирования технологическая пластичность при высоких скоростях течения металла оказалась практически неограниченной, поэтому допустимы самые высокие степени деформации. Методом высокоскоростного деформирования можно изготавливать

поковки с тонкими стенками и ребрами, которые оформляются в направлении деформирующего удара. Успешно штамуются также поковки с тонкими полотнами, расположенными перпендикулярно удару. Хорошо проштамповываются углы с малыми радиусами закругления. Внешние штамповочные уклоны обычно можно т. е. предусматривать, внутренние уклоны должны составлять $0,5-1,0^\circ$. Высокоскоростной штамповкой целесообразно изготовлять не только штамповки сложных конфигураций, но и сравнительно простых форм [4].

Этапы разработки технологического процесса высокоскоростной штамповки поковок в общем сохраняют порядок технологических разработок при штамповке на обычных кузнечно-штамповочных машинах [4]. Чертеж оснастки разрабатывают после анализа особенностей конфигурации и размеров детали. В первую очередь выбирают поверхности, которые могут быть получены непосредственно штамповкой, без обработки на металлорежущих станках. Можно получить поковки по классу точности и чистоте поверхности аналогичные по качеству обработки поверхности гравюры матрицы. Однако, следует учитывать, что точность размеров и чистота поверхности штампуемых поковок с износом штампового инструмента ухудшаются.

Радиусы закруглений в плоскости удара не следует без необходимости делать менее 2 мм, чтобы не затруднять течение металла. В направлении же удара можно делать углы даже без закруглений. Припуск на механическую обработку для большинства поковок можно назначать с учетом их дальнейшей обработки минимальным (0,5–1,5 мм).

Температуру нагрева заготовок под штамповку для титановых сплавов ВТЗ-1, ВТ5, ВТ6 и др. можно назначать в пределах $900-1100^\circ\text{C}$. Для технически чистого титана – на $50-100^\circ\text{C}$ ниже.

Защита металла поковок от окисления поверхности имеет особо важное значение, оптимальными являются высокочастотный нагрев и скоростное охлаждение поковок.

Литература

1. Колобов, Ю. Р. Технологии формирования структуры и свойств титановых сплавов для медицинских имплантатов с биоактивными покрытиями / Ю. Р. Колобов // Российские нанотехнологии. Обзоры. – 2009. – Т. 4, № 11–12. – С. 69–81.
2. Полякова, В. В. Особенности структуры и механические свойства ультрамелкозернистого сплава Ti-6Al-7Nb для медицинских применений: дисс... канд. техн. наук: 05.16.01 / В. В. Полякова. – Уфа, 2015. – 154 с.
3. Качанов, И. В. Скоростное горячее выдавливание стержневых изделий / И. В. Качанов. – Мн.: УП «Технопринт», 2002. – 327 с.

4. Согришин, Ю. П. Штамповка на высокоскоростных молотах / Ю. П. Согришин, Л. Г. Гришин, В. М. Воробьев. – М.: Машиностроение, 1978. – 164 с.

УДК 627.8.034

**Оценка экономического ущерба от затопления территории
в период прохождения паводка катастрофической обеспеченности
на примере Клястицкого гидроузла**

Немеровец О. В., Ивашечкин В. В.
Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Низконапорные гидротехнические сооружения (плотины IV класса с напором до 15 м и объемом водохранилища до 50 млн м³) имеют аварийность выше, чем у высоконапорные и средненапорные. Последнее десятилетие в России наблюдалось более 300 аварий ГТС, относящихся к IV классу. Такое число обусловлено неудовлетворительным уровнем технического обслуживания сооружений, недоукомплектованным штатом эксплуатационного персонала, а в некоторых случаях – потерей собственника и эксплуатирующей организации [1]. На территории Республики Беларусь согласно [2] все земляные плотины относятся к низконапорным (плотины IV класса) при этом водохранилища, образованные данными подпорными сооружениями, имеют объем более 1 млн м³ [3]. Вероятность возникновения аварии на гидроузле возрастает после 40–50 лет эксплуатации гидроузла.

Основными разрушающими факторами гидродинамических аварий при разрушении напорного фронта земляной плотины являются волна прорыва и катастрофическое затопление местности.

Волна прорыва имеет значительную скорость движения и обладает большой разрушительной силой. Волна прорыва, с гидравлической точки зрения, является волной перемещения, которая, в отличие от ветровых волн, возникающих на поверхностях больших водоемов, обладает способностью переносить в направлении своего движения значительные массы воды. Поэтому волну прорыва следует рассматривать как определенную массу воды, движущуюся вниз по реке и непрерывно изменяющую свою форму, размеры и скорость.

Поражающее действие волны прорыва проявляется в виде непосредственного ударного воздействия на людей и сооружения массы воды, движущейся с большой скоростью, и перемещаемых ею обломков разрушен-

214