

ПОЛУЧЕНИЕ ПОРИСТЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ТИТАНОВОЙ ПРОВОЛОКИ ДИФфуЗИОННОЙ СВАРКОЙ*

С.Д. Шляпин, М.Ю. Коллеров, К.С. Сенкевич, Е.В. Клубова, М.И. Князев.
«МАТИ» - Российский государственный технологический университет им. К.Э.
Циолковского.

На кафедре МиТОМ «МАТИ» – Российского государственного технологического университета им. К.Э. Циолковского для замещения тел позвонков и межпозвоночных дисков разработан новый тип пористого титанового имплантата (кейдж). Он представляет собой цилиндрическую проволочную конструкцию, полученную из спирали, сваренной послойно способом диффузионной сварки. Благодаря сочетанию высокой прочности, коррозионной стойкости и высоким пористо-проницаемым характеристикам полученное изделие удовлетворяет требованиям, предъявляемым к имплантатам позвонков и межпозвоночных дисков.

В настоящее время в качестве пористых имплантатов позвонков и межпозвоночных дисков чаще всего применяют конструкции, полученные различными способами механической обработки, или материалы, спеченные из порошков титана и его сплавов. Имплантаты, полученные мехобработкой, имеют недостатки в виде высокой конструкционной жесткости, и не имеют пористости, необходимой для остеоинтеграции костной ткани. Спеченные материалы обладают достаточно высокой прочностью и широким интервалом пористости, однако имеют при этом невысокую проницаемость материала и потенциальную опасность частичного разрушения при воздействии различных по характеру нагрузок. На наш взгляд наиболее целесообразно использовать в качестве материала имплантата волоконные или проволочные конструкции, обладающие более высокой, чем у порошковых материалов, прочностью, а также способные выдерживать без разрушения значительные растягивающие и сжимающие напряжения [1].

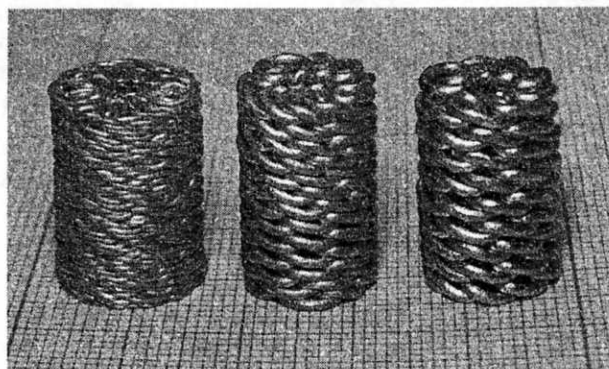


Рисунок 1. Внешний вид конструкций эндопротеза тела позвонка из сплава ВТ1-0 из проволоки разного диаметра.

Перспективным с нашей точки зрения может быть использование в качестве материала имплантатов проволочных пористых материалов. Принципиальная технология получения этих материалов представляет собой прессование в пресс-формах заготовок из предварительно навитых проволочных спиралей без спекания. Полученный материал обладает повышенными характеристиками упругости и применяется в качестве фильтрующих элементов, глушителей шума и др. [2]. Подобная технология является достаточно простой, и позволяет получить высокопористый материал с повышенными упругими свойствами. Применение дополнительной операции диффузионной сварки или спекания проволочной конструкции позволяет получить пористый материал с высокой прочностью контактов на уровне прочности материала. Подобная технология была использована нами при разработке новых моделей имплантатов позвонков и межпозвоночных дисков и представляет собой диффузионную сварку пористой конструкции из предварительно навитой и спрессованной спирали из проволоки сплава ВТ-1-0 [3].

В качестве материала для изготовления имплантата используется титановая проволока из сплава ВТ-1-0 различного диаметра, что позволяет варьировать размер пор (Рисунок 1). Спираль получают навивкой и последующим прессованием до определенной пористости, близкой к конечной пористости готового изделия. Спрессованную спираль сваривают способом диффузионной сварки при температуре 950°C в течении 45 мин.

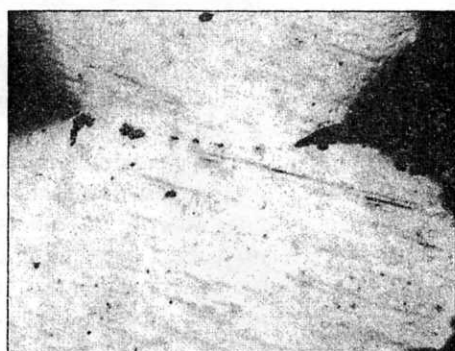
Для достижения требуемой пористости изделия в процессе сварки полуфабрикат деформируют до определенного размера, поэтому основным параметром можно считать степень деформации (ϵ), а не давление (P). Пористость полученного изделия находится на уровне 45-50%. Этот интервал является наиболее

* Исследования выполнены при финансовой поддержке РФФИ грант №08-04-90115-Мол_а.

оптимальным, так как снижение пористости ниже 45% сильно увеличивает конструкционную жесткость, а увеличение выше 50% снижает прочность соединения из-за уменьшения площади сварных контактов.

Так как при прессовании и в процессе сварки существует возможность неравномерной передачи давления в объеме изделия, что может сказаться на прочности отдельных контактов, для повышения прочности сварных соединений была применена термоводородная обработка (ТВО). ТВО включала в себя наводороживание образцов до определенной концентрации водорода и последующий вакуумный отжиг, во время которого происходило удаление водорода из металла [4]. Анализ микроструктуры в зоне диффузионного соединения, показал, что, если до наводороживания в образцах в отдельных случаях можно было отчетливо проследить границу раздела между свариваемыми проволоками, то после насыщения водородом значительные участки зоны сварки представляются единым целым (Рисунок 2).

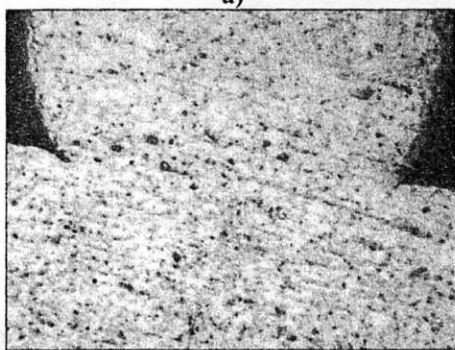
Для определения прочности сварных соединений в изделии, полученном способом диффузионной сварки, а также после применения дополнительной термоводородной обработкой были проведены испытания на срез, при этом деформирующую нагрузку прикладывали поперек оси изделия по схеме трехточечного изгиба. Для определения прочности каждого единичного сварного контакта было проведено испытание на отрыв за счет последовательного растяжении (раскручивания) проволочной конструкции.



а)



б)



г)

Рисунок 2. Зона контакта после диффузионной сварки (а), наводороживающего отжига (б) и вакуумного отжига (в), $\times 65$.

Результаты испытаний (таблица 1) показывают, что использование дополнительной термоводородной обработки повышает прочность сварных соединений в 1,5-2 раза.

Таблица 1.

Влияние технологии получения сварной конструкции на прочностные характеристики сварных соединений.

№	Метод испытаний	Способ получения конструкции	
		ДСВ	ДСВ + ТВО
1	Прочность отдельного сварного контакта на отрыв	40 ± 7 Н	52 ± 15 Н
2	Испытания «на срез»	не менее 400 Н	не менее 1000 Н

Результаты испытаний на отрыв также показывают, что помимо увеличения прочности, увеличивается число фиксируемых контактов в изделии (Рисунок 3). Это доказывает, что в процессе получения изделия при прессовании и во время сварки существует неравномерность в передаче давления, что приводит к частично неравномерной свариваемости, причем прочность отдельных контактов является достаточно низкой. Таким образом, использование ТВО позволяет увеличить прочность сварных соединений изделия и повысить эксплуатационную надежность изделия в целом.

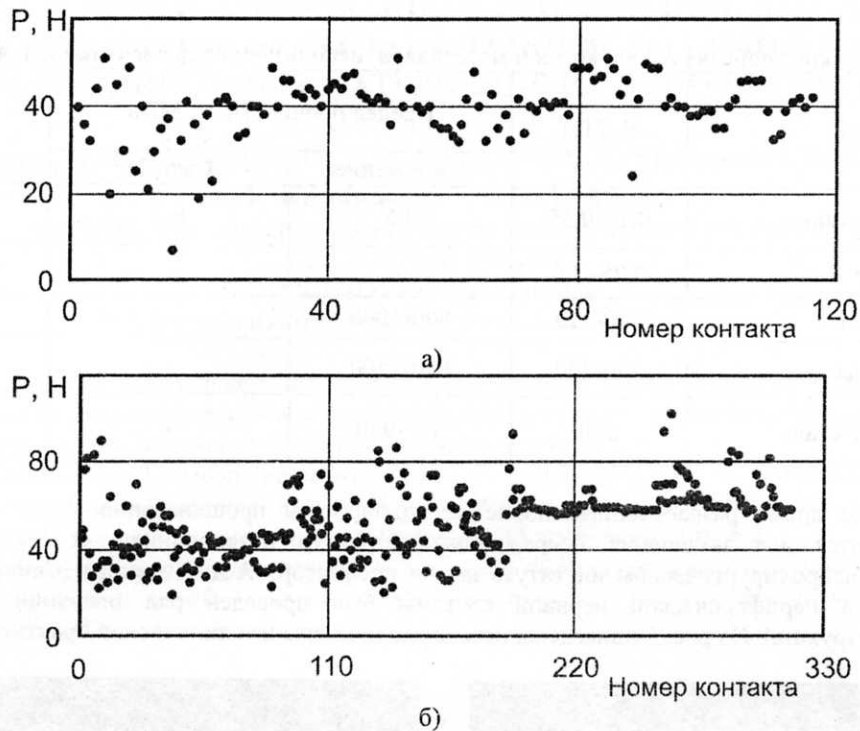


Рис.3 Распределение прочности единичного контакта в объеме пористого изделия после ДСВ (а) и после дополнительной ТВО (б).

Для определения жесткости изделия были проведены испытания на сжатие образцов с различной пористостью. Анализ полученных кривых деформации показывает, что жесткость имплантатов в зависимости от пористости и высоты может изменяться в пределах от 5 000 до 30 000 Н/мм. Для определения механических свойств имплантатов на сжатие вне зависимости от габаритов и пористости был рассчитан эффективный модуль упругости $E_{эф}$

$E_{эф} = \frac{Ph}{S\Delta h}$, где P —нагрузка, прикладываемая к пористому имплантату в области упругих деформаций материала, h —высота, Δh —изменение высоты под действием нагрузки P , S —эффективная площадь поперечного сечения, $S = \pi(D^2 - d^2)/4$, D —внешний диаметр, d —внутренний диаметр. Полученная зависимость от пористости (α) хорошо аппроксимируется уравнением $E_{эф} = 112e^{-0,1\alpha}$. При этом коэффициент в начале выражения по своей величине близок к модулю упругости титановых сплавов, когда $\alpha=0$.

На рис. 4 показана зависимость изменения эффективного модуля упругости от пористости материала α . Значения эффективного модуля упругости при пористости материала, равной 40÷60%, лежат в пределах от 2,0÷0,25 ГПа, соответственно. Для сравнения эффективный модуль упругости тела позвоночника равен 0,15÷0,35 ГПа, что подтверждает отличную биомеханическую совместимость пористого эндопротеза с живой тканью. Для сравнения в таблице 2 представлены механические свойства живой кости и материалов, используемых для изготовления имплантатов.

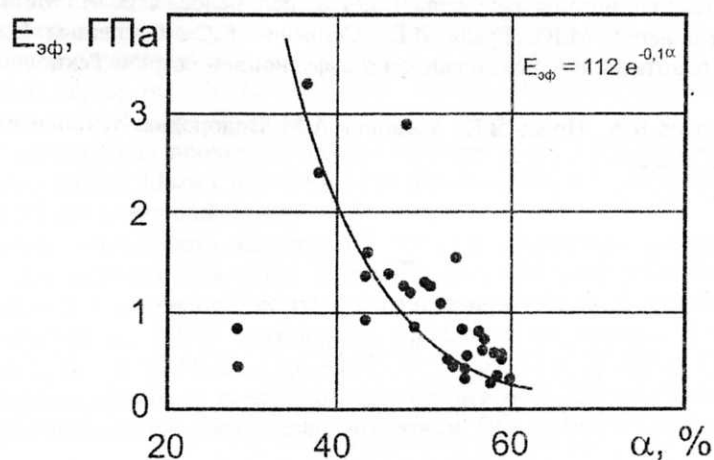


Рис. 4. Влияние пористости на эффективный модуль упругости эндопротезов.

