

03;05;12

## **Влияние деформации на проницаемость пористых сплавов на основе никелида титана**

© В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, А.Н. Моногенов, Ю.Ф. Ясенчук

Институт медицинских материалов и имплантантов с памятью формы, Томск

Поступило в Редакцию 2 ноября 1999 г.

Получены значения коэффициента проницаемости для пористого никелида титана с различным размером пор. Установлено, что в условиях знакопеременной деформации расход различных жидкостей через пористый проницаемый никелид титана при растяжении уменьшается, при сжатии — увеличивается. Изменение расхода жидкости составляет более 15% при изменении деформации на 10%.

Биосовместимые пористые металлические материалы на основе TiNi широко применяются в медицинской практике [1–4]. Проявляя высокие эластичные свойства, они по своему механическому поведению подобны тканям организма и способны функционировать в реальных условиях жизнедеятельности организма, когда тканевая система оказывает знакопеременное воздействие на имплантируемый материал, деформируя его значительной по величине нагрузкой. Под воздействием деформации изменяется поровое пространство в никелиде титана и, как следствие, изменяются условия циркуляции тканевых жидкостей.

Настоящая работа посвящена изучению проницаемости в никелиде титана и влиянию деформации на проницаемость различных жидкостей.

Для исследования использовали пористый проницаемый никелид титана, полученный методом самовосстанавливающегося синтеза (СВС), в виде цилиндрических образцов длиной 40 mm, диаметрами 24, 18, 16 mm, а также пористый образец бедренной кости длиной 30 mm, диаметром 21 mm. Для всех образцов методом секущих были определены средние величины размеров пор, которые равны соответственно  $d_1 = 275 \mu\text{m}$ ,  $d_2 = 420 \mu\text{m}$ ,  $d_3 = 615 \mu\text{m}$ ,  $d_0 = 500 \mu\text{m}$  (здесь  $d_0$  — размер пор костей), и построены гистограммы распределения пор по размерам. Пористость всех металлических образцов с разным

Зависимость коэффициента проницаемости ( $K$ ,  $m^2$ ) от размеров пор образцов и типа жидкостей

Тип образца	Средний размер пор $d$ , $\mu m$	Вода	Спирт	Глицерин
Мелкопористый ( $d_1$ )	275	$0.27 \cdot 10^{-9}$	$0.66 \cdot 10^{-9}$	$1.6 \cdot 10^{-9}$
Среднепористый ( $d_2$ )	420	$2.1 \cdot 10^{-9}$	$3.5 \cdot 10^{-9}$	$12 \cdot 10^{-9}$
Кость ( $d_0$ )	500	$1.7 \cdot 10^{-9}$	$2.9 \cdot 10^{-9}$	$18 \cdot 10^{-9}$
Крупнопористый ( $d_3$ )	615	$4.9 \cdot 10^{-9}$	$7.9 \cdot 10^{-9}$	$62 \cdot 10^{-9}$

средним размером пор одинакова и равна  $P = 69\%$ , пористость образца бедренной кости  $P = 80\%$ . Объемный расход фильтруемой жидкости и коэффициент проницаемости образцов определяли по методу Дарси [5]. В эксперименте использовали жидкости различной плотности и вязкости: воду, спирт и глицерин. Образцы соединяли с резервуаром, уровень жидкости в котором поддерживали постоянным в течение всего эксперимента. После полной пропитки образцов измеряли объемный расход фильтруемой жидкости ( $Q$ ).

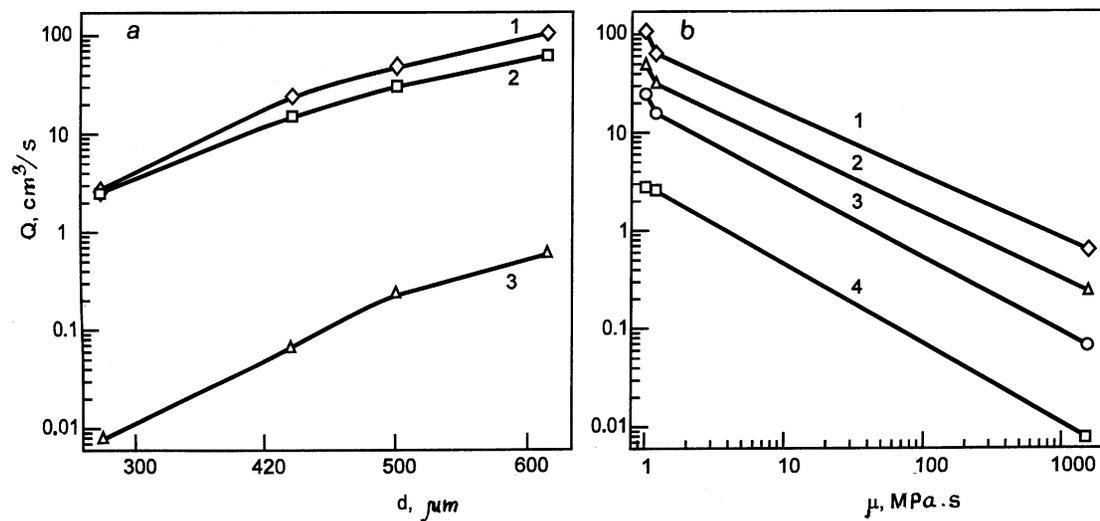
Установлено, что для всех образцов расход жидкости увеличивается с увеличением среднего размера пор (рис. 1,  $a$ ) и с уменьшением вязкости фильтруемой жидкости (рис. 1,  $b$ ).

Для всех образцов по экспериментально полученным значениям расхода фильтруемых жидкостей рассчитывали по формуле Дарси (1) коэффициент проницаемости  $K$  [5]:

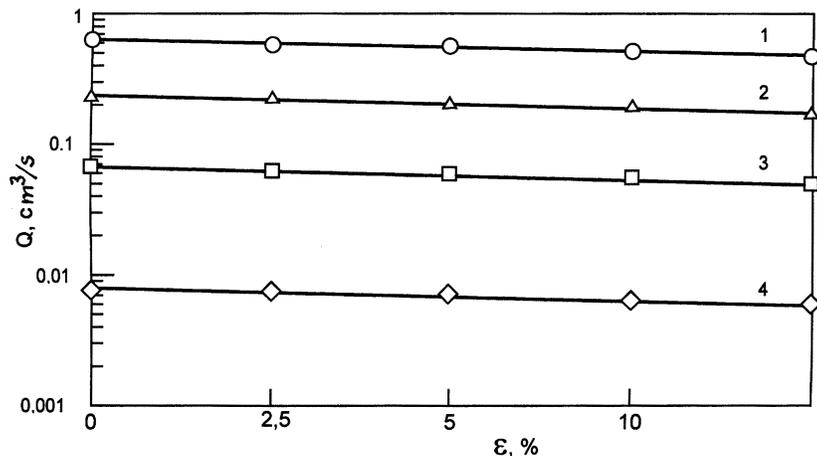
$$K = \frac{Q\mu L}{\rho g \Delta H S P}, \quad (1)$$

где  $Q$  — расход жидкости,  $\Delta H$  — уровень жидкости,  $g$  — ускорение свободного падения,  $S$  — площадь сечения образца,  $L$  — длина образца,  $\rho$  — плотность жидкости,  $\mu$  — динамическая вязкость жидкости,  $S$  — площадь сечения образца,  $P$  — пористость образца. Результаты расчетов приведены в таблице.

Экспериментальные исследования показывают, что коэффициент проницаемости увеличивается с увеличением среднего размера пор и вязкости фильтруемой жидкости. Заметим, что увеличение коэффициента проницаемости с увеличением размера пор обусловлено ростом



**Рис. 1.** Зависимости расхода жидкостей  $Q$ :  $a$  — от среднего размера пор  $d$  для: 1 — воды, 2 — спирта, 3 — глицерина;  $b$  — от вязкости в пористых проницаемых образцах никелида титана и кости с разным средним размером пор: 1 — 615  $\mu\text{m}$ ; 2 — 500  $\mu\text{m}$  (кость); 3 — 420  $\mu\text{m}$ ; 4 — 275  $\mu\text{m}$ .



**Рис. 2.** Зависимости расхода глицерина ( $Q$ ) от деформации ( $\varepsilon$ ) в пористых проницаемых образцах никелида титана и кости с разным средним размером пор: 1 —  $615 \mu\text{m}$ ; 2 —  $500 \mu\text{m}$  (кость); 3 —  $420 \mu\text{m}$ ; 4 —  $275 \mu\text{m}$ .

объемного расхода жидкости в формуле (1), в которой все остальные члены при постоянной пористости составляют постоянную величину. Для всех образцов пористость постоянна, в то время как структурные свойства меняются с изменением среднего размера пор. Важным замечанием является то, что формула (1) не учитывает среднего размера пор. Величина расхода жидкости изменяется при изменении структурных свойств, так как меняются внутренние потери давления в пористой среде образца, которые составляют  $0.93 \div 0.97\%$  от общих потерь [6]. Более того, для потока жидкости в образце с мелкопористой структурой увеличивается доля потерь, возникающих вследствие переформирования потока из сплошного в струйный с числом струй, равным числу пор на площади фильтрации, а также вследствие взаимодействия и перемешивания отдельных струй на выходе из пор или при объединении пор. Таким образом, в мелкопористом образце доля потерь выше, объемный расход жидкости меньше и поэтому коэффициент проницаемости меньше.

Коэффициент проницаемости при ламинарном течении фильтруемой жидкости является величиной постоянной для данного материала и не зависит от свойств жидкости [7]. В действительности же наблюдается влияние вязкости жидкости на коэффициент проницаемости, причем тем большее, чем больше средний размер пор см. таблицу. Это связано с тем, что при фильтрации жидкости в пористых материалах характерны ламинарный, переходный от ламинарного к турбулентному и турбулентный режимы [6]. Кроме того, большая удельная поверхность и шероховатость пористой среды оказывают значительное влияние на характер течения потока в сторону увеличения доли турбулентного режима. Несмотря на то, что расход жидкости снижается с увеличением вязкости, коэффициент проницаемости в формуле (1) увеличивается, т.е. роль динамической вязкости жидкости в определении коэффициента проницаемости выше, чем роль структурного фактора.

С учетом вклада деформации можно рассчитать расход жидкости по модифицированной нами формуле Дарси [5]:

$$Q = \frac{K\rho g\Delta HSP}{\mu L(1 \pm \varepsilon)^2}, \quad (2)$$

где  $+\varepsilon$  — деформация в долях при растяжении,  $-\varepsilon$  — деформация при сжатии. Объем образца до и после деформации считали постоянным.

Анализ полученных результатов показал, что при растяжении пористых проницаемых материалов расход жидкости заметно уменьшается, а при сжатии — увеличивается. При изменении деформации на 10% расход жидкости изменяется более чем на 15% (рис. 2). Зависимость расхода фильтруемой жидкости от деформации в большей степени проявляется на крупнопористых образцах.

Таким образом, расход жидкости через пористый образец сплава на основе никелида титана, полученный методом СВС, находящийся условиях знакопеременной деформации, зависит от размера пор материала и вязкости жидкости. При этом знакопеременная деформация вызывает пульсации перекачиваемой жидкости за счет перепада давления в пористом образце.

## Список литературы

- [1] *Гюнтер В.Э., Дамбаев Г.Ц., Сысолятин П.Г.* и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Томск: Изд-во ТГУ, 1998. 487 с.
- [2] *Сверхэластичные* медицинские материалы и имплантаты с памятью формы в медицине. // Материалы докладов международной конференции. Томск: Изд-во ТГУ, 25–26 июня, 1998. 427 с.
- [3] *Гюнтер В.Э., Сысолятин П.Г., Темерханов Ф.Т.* и др. Сверхэластичные имплантаты с памятью формы в челюстно-лицевой хирургии, травматологии, ортопедии и нейрохирургии. Томск: Изд-во ТГУ, 1995. 224 с.
- [4] *Дамбаев Г.Ц., Гюнтер В.Э., Радионченко А.А.* и др. Сверхэластичные пористые имплантаты с памятью формы в хирургии. Томск: Изд-во ТГУ, 1996. 174 с.
- [5] *Ентов В.М.* // Соросовский образовательный журнал. 1998. № 2. С. 122–128.
- [6] *Витязь П.А., Капцевич В.М., Шелег В.К.* Пористые порошковые материалы и изделия из них. Минск: Высш. школа, 1987. 164 с.
- [7] *Белов С.В., Витязь П.А., Шелег В.К.* Пористые проницаемые материалы. М.: Металлургия, 1987. 335 с.