

наряду с нормой выявлено ожирение различной степени выраженности и в каждой группе было по одной женщине с андронидным типом ожирения.

2. Среди обследованных больных были выявлены пациентки с I и II степенью развития гирсутизма, причем первых было больше, чем вторых. Зарегистрировано небольшое число больных с отсутствием избыточного роста волос на андрогензависимых областях тела.

3. У пациенток с СПКЯ содержание инсулина, определенное натощак, отношение инсулина к глюкозе, уровень базальной гликемии были достоверно выше, чем у здоровых. После проведения глюкозотолерантного теста пиковая гликемия отмечалась у всех женщин через 30 минут, к 120 минуте происходило снижение содержания глюкозы, но у больных показатели не возвращались к исходным величинам, что свидетельствовало о наличии инсулинорезистентности и, как следствие, гиперинсулинемии.

4. Концентрация гонадотропных и половых гормонов в крови женщин с синдромом поликистозных яичников (СПКЯ) выявила в фолликулиновую фазу нормальный уровень фолликулостимулирующего гормона (ФСГ), эстрадиола и повышенный уровень лютеинизирующего гормона (ЛГ), тестостерона; в лютеиновую фазу — пониженный уровень прогестерона.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Антиандрогены в лечении гирсутизма у инсулинорезистентных больных синдромом поликистозных яичников / [И. Б. Манухин, М. А. Геворкян, Е. И. Манухина и др. ] // Проблемы репродукции. 2002. № 5. С. 44-46.
2. Клинические лекции по гинекологической эндокринологии: коллектив. монография / [И. Б. Манухин и др. ] М. : Медицинское информационное агентство, 2001. 247 с.
3. Манухин И. Б. Метаболические нарушения у женщин с СПКЯ / И. Б. Манухин, М. А. Геворкян // Проблемы репродукции. 1999. № 4. С. 7-13.
4. Манухин И. Б. Синдром поликистозных яичников (клиническая лекция) / И. Б. Манухин, М. А. Геворкян // Проблемы репродукции. 1999. № 6. С. 13-18.
5. Артымук Н. В. Жировая ткань и ее роль в патологии репродуктивной системы у женщин с гипоталамическим синдромом / Н. В. Артымук // Проблемы репродукции. 2003. № 1. С. 40-43.
6. Особенности инсулинемии и толерантность к глюкозе у женщин с синдромом поликистозных яичников, проживающих в условиях Севера / [Т. А. Зыкова, С. Н. Зыкова, А. В. Стрелкова и др. ] // Экология человека. 2001. № 1. С. 23-26.
7. Валужева Л. Г. Влияние метформина на эндокринные параметры и репродуктивную функцию у женщин с синдромом поликистозных яичников / Л. Г. Валужева, Г. Е. Чернуха, А. С. Аметов // Биомедицинская химия. 2003. Т. 49. № 6. С. 548-553.
8. Вихляева Е. М. Руководство по эндокринной гинекологии: монография / Е. М. Вихляева. М.: Медицина, 2000. 764 с.

*Евгений Юрьевич ЗАЙЦЕВ —  
доцент кафедры факультативной хирургии  
Тюменской государственной  
медицинской академии,  
кандидат медицинских наук*

УДК 616-089.86-03

### **КОМПРЕССИОННОЕ УСТРОЙСТВО ЛИНЕЙНОЙ ФОРМЫ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ АНАСТОМОЗОВ ПОЛЫХ ОРГАНОВ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА**

**АННОТАЦИЯ.** Разработано компрессионное устройство для создания анастомозов полых органов линейной формы из никелид-титановой (сплав ТН-10) проволоки диаметром 1,9 мм, согнутой посередине с образованием



двух прилегающих друг к другу бранш, длиной 40 мм. Тензиометрически было установлено, что по физико-техническим характеристикам он подходит для формирования анастомоза путем длительной компрессии.

*Compressed device for gastro-intestinal anastomosis of the linear form made of nikelide-titanium (diameter 1,9 mm, length — 40 mm) worked out. It is determined by tensiometrical method that it is very useful for forming anastomosis according to physical and technical characteristics.*

С восьмидесятых годов XX века на кафедре факультетской хирургии Тюменского государственного медицинского института под руководством заслуженного врача Российской Федерации, доктора медицинских наук, профессора Р. В. Зиганьшина, совместно с сотрудниками МИЦ СФТИ им. В. Д. Кузнецова, а ныне НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы при Томском государственном университете под руководством заслуженного деятеля науки РФ, доктора технических наук, профессора В. Э. Гюнтера разрабатываются различные варианты компрессионных устройств из сплавов на основе никелида титана для компрессионного соединения полых органов пищеварительного тракта [2, 3].

Компрессионные имплантаты для пищеварительного тракта изготовлены из сплава никелида титана марки ТН-10, который характеризуется сочетанием эффекта «памяти формы» и свойства сверхэластичности. Восстановление исходной формы в сплавах на основе никелида титана происходит не только при нагреве, как это имеет место при эффектах памяти формы, но и в тех случаях, когда после воздействия внешнего напряжения при температуре выше начала перехода возникшая мартенситная фаза переходит при снятии нагрузки в исходную высокотемпературную фазу. При этом деформация до 10% является обратимой, а на кривой зависимости напряжение — деформация наблюдается гистерезис. Это явление, характерное для многих материалов и сплавов с мартенситным превращением, называют сверхэластичностью. Эффекты памяти формы тесно связаны с явлением сверхэластичности, однако не все сплавы с памятью формы системы TiNi проявляют сверхэластичные свойства [2, 3].

Температурный интервал формовосстановления  $+10^{\circ} - +25^{\circ}\text{C}$ , свойственный сплаву ТН-10, является очень удобным при практическом использовании. Низкотемпературное состояние имплантата легко достигается при помощи погружения в раствор с температурой  $0^{\circ} + 2^{\circ}\text{C}$  (морозильное отделение бытового холодильника), а восстановление формы происходит при нагреве до температуры тканей человеческого организма после имплантации. Оптимально подходящими являются и такие характеристики сплава, как развиваемое усилие и степень восстановления формы (99%). Достаточно высокой является величина обратимой деформации (8-10%), что повышает диапазон безопасного разведения витков имплантата. Таким образом, сплав марки ТН-10 является оптимальным для изготовления имплантатов, применяемых в абдоминальной хирургии [3, 6].

Для формирования анастомозов полых органов широкое распространение получило компрессионное устройство типа «скрепка», предложенное в 1884 году [1]. Компрессионное устройство, состоящее из двух соприкасающихся витков никелид-титанового провода, вводят в просвет анастомозируемых органов для компрессионного соединения полых органов (рис. 1) [1, 3, 6].

Многочисленными исследованиями было доказано, что устройство овальной формы с внутренними размерами  $24 \times 8$  мм (соответственно наружные размеры —  $28 \times 12$  мм) после отторжения компрессионного имплантата формирует межполостное соустье размером 25 мм в диаметре. Это соответствует средним размерам пилорического канала [7]. Поэтому имплантат овальной формы стал



широко применяться в хирургии желудка [2, 3] и мы сочли целесообразным применять его для формирования межкишечных анастомозов.

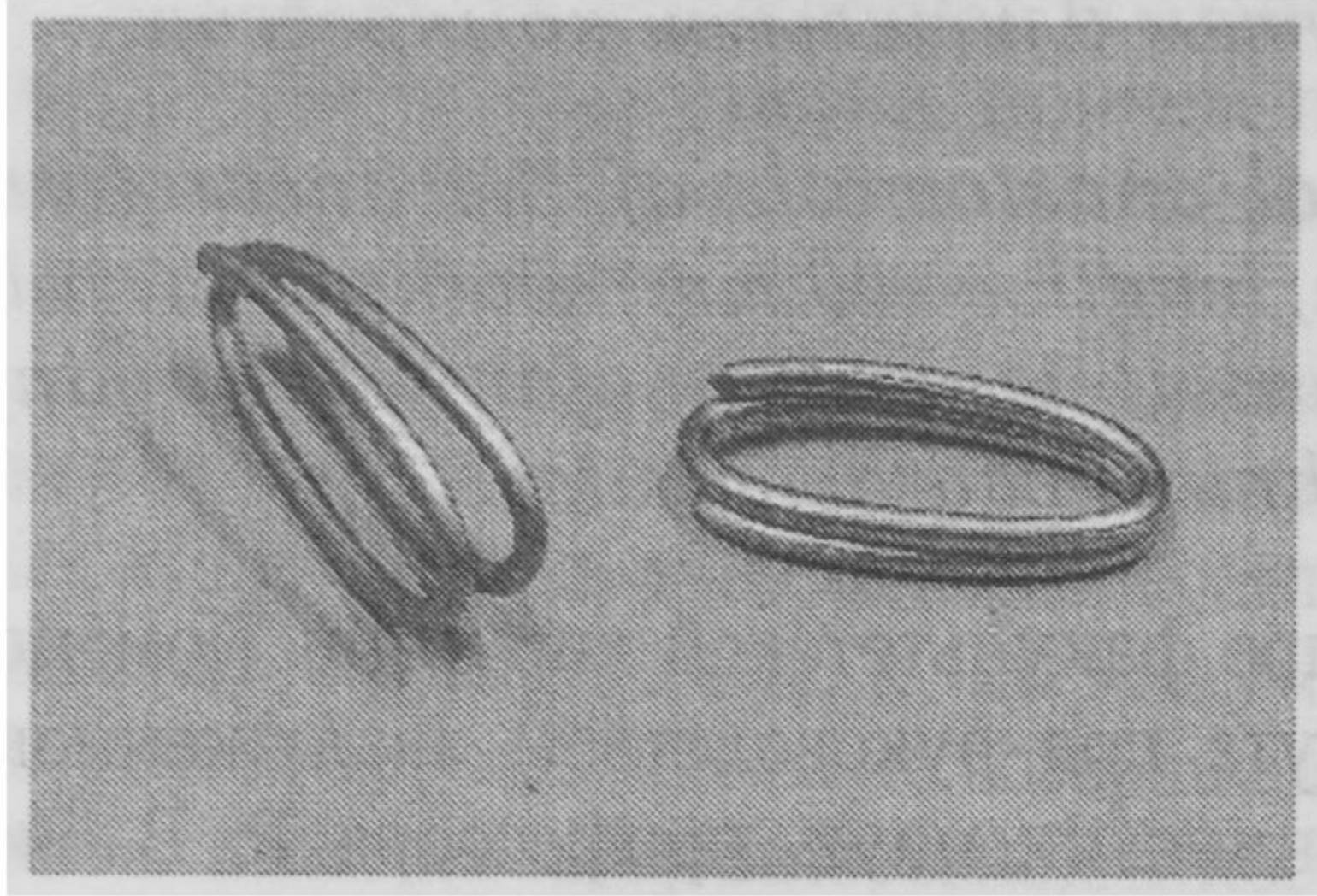


Рис. 1. Компрессионное устройство для создания анастомозов полых органов овальной формы.

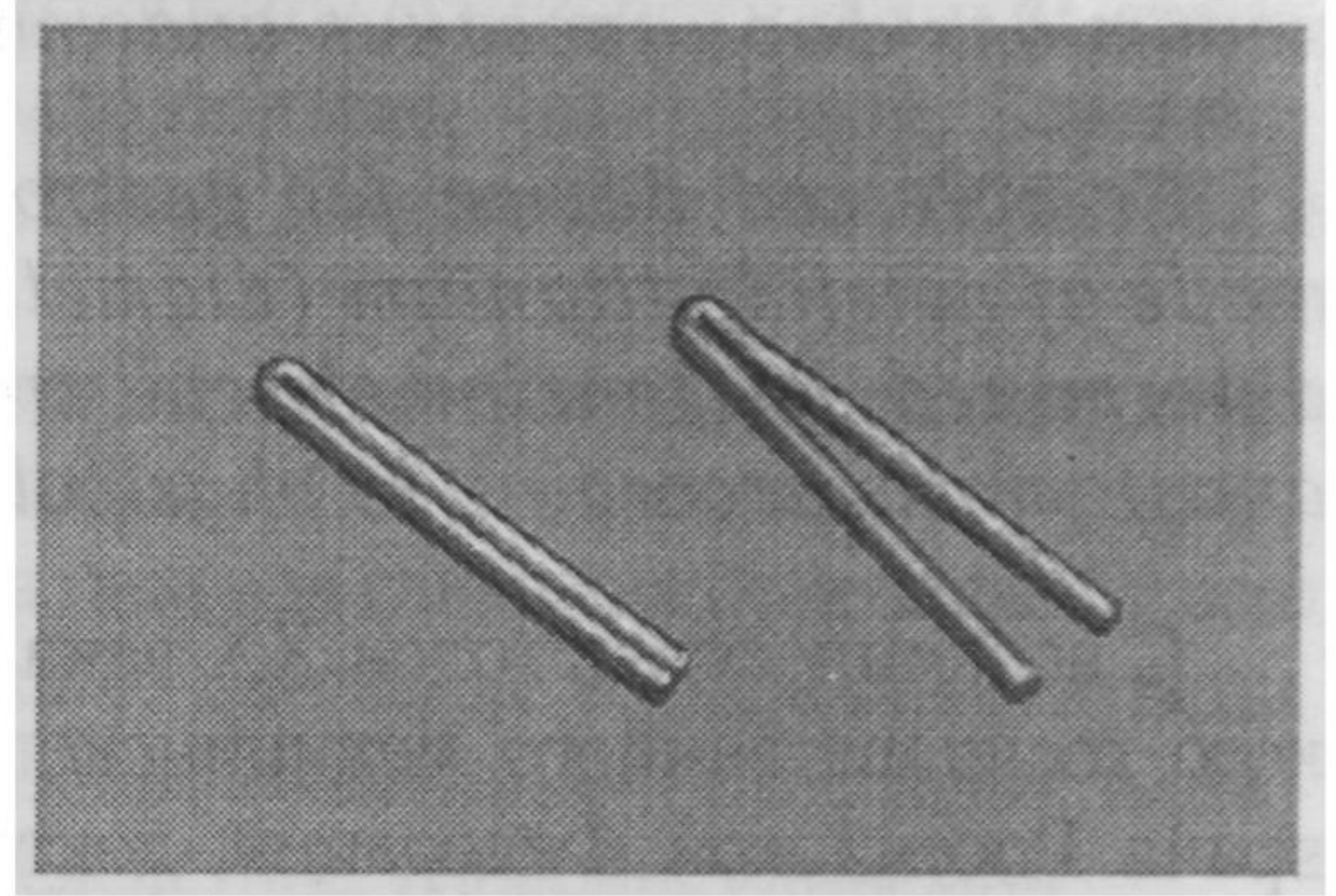


Рис. 2. Разработанное новое компрессионное устройство линейной формы.

Для введения овального компрессионного устройства в просвет полых органов, ввиду его конфигурации, необходимо формирование отверстий 5 мм в диаметре, которые после имплантации увеличиваются до размера поперечника имплантата, достигая 12 мм. После ушивания этих отверстий образуется лигатурная часть анастомоза, которая достигает в среднем 15% от длины окружности анастомоза, заживает по типу вторичного натяжения. Эта часть анастомоза имеет меньшую, по сравнению с компрессионной, механическую и биологическую прочность. В зоне ручного шва могут возникать кровотечения и несостоятельность [3]. Однако именно то, что 75% анастомоза является компрессионной, техническая простота самого устройства и его применения обусловили коммерческий выпуск и широкое распространение среди хирургов, как при плановых операциях, так и при неотложных резекциях тонкой и толстой кишки, в том числе и при перитоните [3, 4].

Применяя это устройство при экстренной резекции кишечника, мы пришли к выводу, что при условии наложения разгрузочной кишечной стомы нет необходимости формирования первичной проходимости анастомоза, рекомендованной рядом авторов. Поэтому не стало необходимости в овальной форме компрессионного имплантата, поскольку как раз внутри этого овала и формировали при помощи специального инструментария первичную проходимость [3].

Изменив конструкцию устройства, можно было добиться повышение асептичности имплантации за счет уменьшения диаметра отверстий для введения устройства и исключить этап создания первичной проходимости анастомоза. В итоге нами разработано новое компрессионное устройство линейной формы из сплава никелида титана марки ТН-10.

Оно представляет собой никелид-титановую проволоку диаметром 1,9 мм, согнутую с образованием двух бранш, при этом проволока согнута посередине, а бранши имеют длину 40 мм и плотно прилегают друг к другу. Вес устройства 2,5 г (рис. 2).

Если бранши охлажденного устройства развести друг от друга на расстояние 10 мм, то при нагревании его до температуры тела человека 36,6 °С, оно полностью восстановит свою форму, вследствие чего осуществляется эффект компрессии зажатых между браншами устройства стенок полых органов. Зажатые стенки органов в результате их обескровливания по линии компрессии должны подвергнуться некрозу, аутолизу и полному расплавлению, устройство отторгнется и на его месте образуется анастомоз.



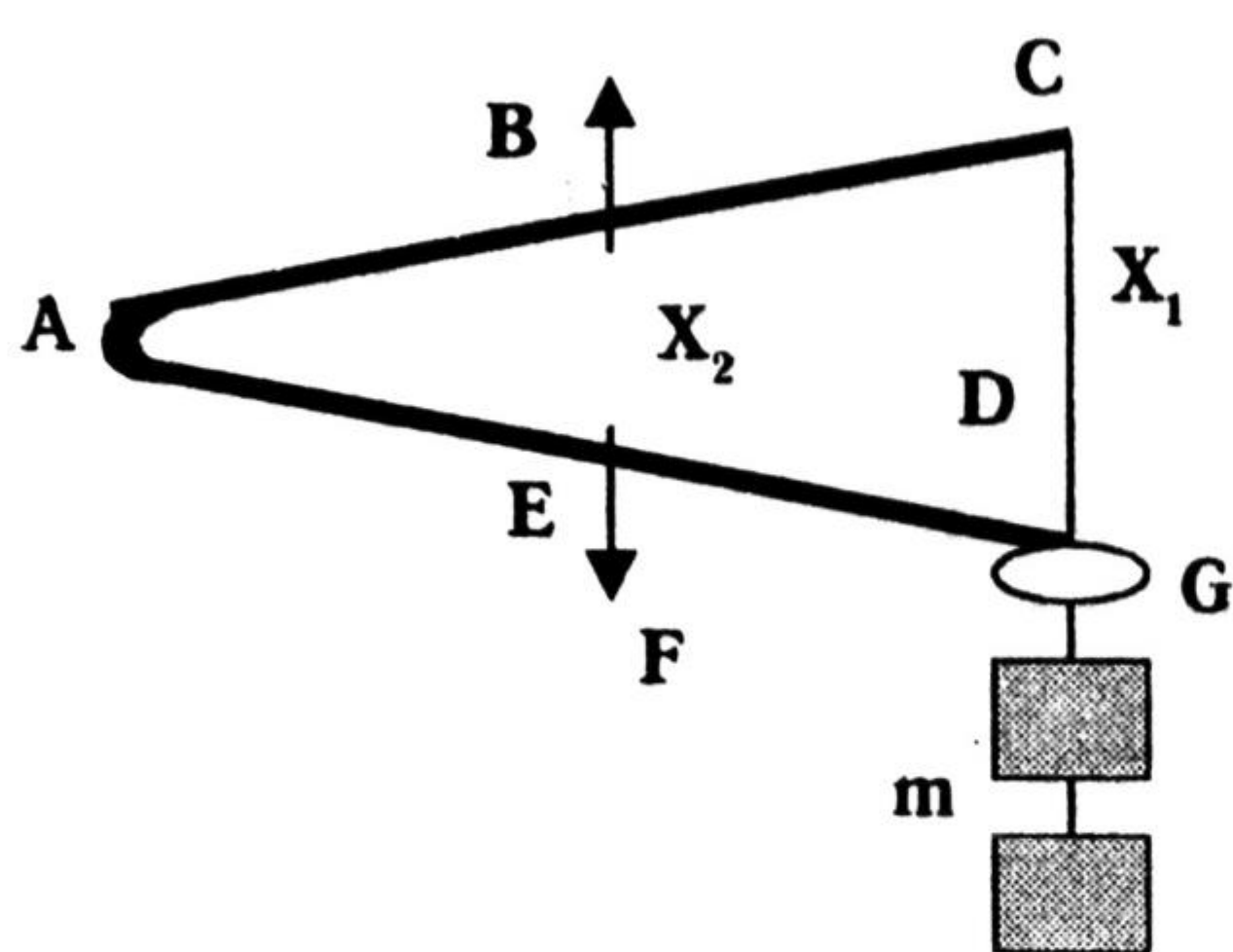


Рис. 3. Схема испытания компрессионного сверхэластичного имплантата из никелида титана (Сплав TN10).

Для определения рабочих параметров компрессионного сверхэластичного имплантата, в частности, развиваемых им давлений на ткани разработанный имплантат был испытан следующим образом (рис. 3). К плечам имплантата в точках В-Е или С-Д крепили тяги, к которым привешивали груз  $m$  из последовательно присоединяемых 100 граммовых грузов (общим весом до 1 кгс или 9,8 ньютон).

Место сгиба имплантата (точка А) свободно крепили к стойке для обеспечения устойчивости конструкции. Имплантат охлаждали с помощью орошения хлорэтилом до  $0^{\circ}\text{C}$ , и деформировали на расстояние между концами браншей в 1 см (величину  $X_1$ ), затем нагревали до температуры  $36^{\circ}\text{C}$  в отсутствии нагрузки, и в присутствии постоянной нагрузки 300г, или в присутствии линейно нарастающей нагрузки, обеспечиваемой упругим элементом G. В этом случае создавали условия, близкие к рабочим.

Для определения усилий (давлений), развиваемых имплантантом при разных значениях величины  $X_1$  проводилось ее дистанционное измерение с помощью оптического компаратора В-630 с точностью в 10 мкм как при ступенчатом нагружении, так и разгрузении. Таким образом измеряли зависимость сжимающего момента от величины  $X_1$  по уравнению:

$$\int_0^l P(x)xdx = F/ld.$$

Здесь  $P(x)$  — давление вдоль плеча имплантата,  $F$  — сила, приложенная к имплантату,  $l$  — расстояние от точки приложения силы до сгиба,  $d$  — толщина стержня.

При нагреве разработанного линейного имплантата сопровождающимся сближением плеч имплантата он встречает сопротивление тканей вблизи сгиба и деформирует их. Усилие распространяется на ткани, все более удаленные от сгиба. Степень неоднородности сжатия  $P(x)$  определяется зависимостью сил упругости тканей от их деформации и от установившегося значения  $X_1$ .

Величина горизонтальной составляющей (выталкивающей) силы описывалась уравнением:

$$F_v = F_1/2 \times l$$

Составляющая силы, действующая перпендикулярно к поверхности стержня:

$$F_n = F_1 \sqrt{1 - x^2} / 4l^2.$$

Среднее сжимающее давление оценивали по формуле:

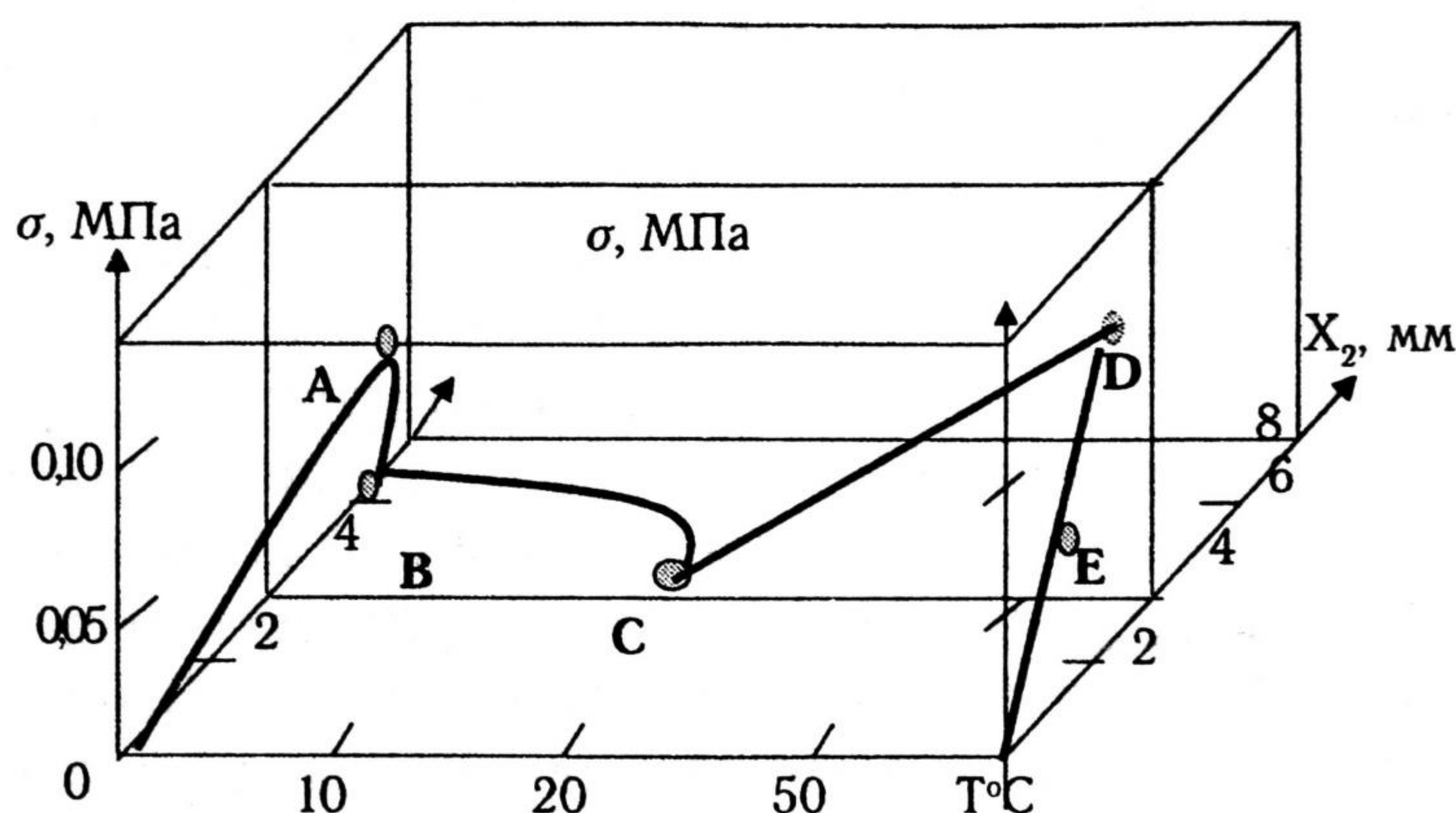
$$P = 2F_n / S.$$

В приведенных уравнениях  $F_1$ -сила, уравнивающая имплантат при заданном  $X_1$  при максимальном плече,  $S=l \times d$ -сжимающая площадь ( $l=40\text{мм}$ ,  $d=2\text{мм}$ ).

На диаграмме 1 показана зависимость деформации  $X_1$  от величины локальной силы  $F_1$ , приложенной к концу имплантата, нагретого в отсутствии нагрузки. Видно, что эта зависимость монотонна с небольшим гистерезисом. Максимальное значение  $X_1$  составило 8 мм при нагрузке 6 Н.



При приложении нагрузки к этому образцу в середине можно было ожидать деформацию примерно в два раза меньше. Она оказалась меньшей примерно в 4 раза. Причиной этого явился изгиб плеч имплантата. Величина нагрузки, прикладываемой в середине, была наиболее близка к среднему. Значение среднего значения, вычисленного из этих соображений, составит при  $X_2 = 1,5$  мм близком к толщине зажимаемой ткани  $1,25 \times 10^5$  Па, что согласуется с результатами, приведенными в работах для такого рода материала с памятью формы.



*Диаграмма 1.* Растяжение-деформация разработанного линейного имплантата. Участок OA — пластическая деформация охлажденного имплантата, AB — разгрузка, BC — обратная деформация (сжатие) при нагревании до комнатной температуры, CD — сжатие тканей при нагреве, DE — прожим тканей при постоянной температуре, E — давление на ткани при зазоре в средней точке имплантата в 1,5 мм, EF — некроз тканей.

В другом варианте опыта деформированный в охлажденном состоянии образец нагружался в условиях линейно возрастающей до 10Н силы. Примерно такие же нагрузки имплантат испытывает в реальных условиях при закреплении его на оперируемой ткани. Опыт показал, что на зависимость  $X_2(F)$  практически не влияет то, нагревался образец при нагрузке или нет.

На диаграмме точками OA показано изменение напряженно деформированного состояния охлажденного до 0°C металла при его деформации в средней точке  $X_2$  (раздвижение плеч). Участок AB соответствует расширению, BC — сжатию, обусловленному нагревом имплантата до комнатной температуры. Участок CD реализовался на опыте следующим образом. К концам плеч имплантата крепили пружину. При нагреве он сжимался, растягивая пружину. При этом его давление возрастало до 0,125 МПа. Жесткость пружины была такой, что она обеспечивала при достижении температуры в 36° сужение плеч имплантата в средней точке, сравнимое с толщиной соединяемых тканей, которое составляло 3-4 мм. Этим самым моделировался реальный процесс сжатия тканей имплантатом. Участок DE — участок разгрузки, которой подвергается имплантат при некрозе тканей.

Построенная диаграмма позволяет определять давление, оказываемое средней частью плеч в процессе его работы в зависимости от степени сжатия ткани. Так, из диаграммы можно видеть, что величина давления может достичь величины 0,125 МПа в максимуме и иметь значение равным 0,075 МПа при расстоянии  $X_2$  равным 1,5 мм, что близко к размерам реальных сжатых тканей.

Таким образом, устройство линейной формы из никелида титана, сплав ТН-10 [5] по физико-техническим характеристикам подходит для формирования анастомоза путем длительной компрессии, поскольку уменьшение давления на ткани по мере уменьшения расстояния между браншами свидетельствует об отсутствии эффекта гильотины.



СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Авторское свидетельство № 1186199. Способ создания анастомозов.
2. Гюнтер В. Э., Котенко В. В., Миргазизов М. З. и др. Сплавы с памятью формы в медицине: Томск, 1986. 208 с.
3. Зиганьшин Р. В., Гюнтер В. Э., Гиберт Б. К., и др. Новая технология создания компрессионного анастомоза в желудочно-кишечной хирургии сверхэластичными имплантатами с памятью формы. Томск: STT, 2000. 176 с.
4. Махнев А.В. Раннее восстановление естественной проходимости пищеварительного тракта в комплексном лечении разлитого гнойного перитонита: Дис. ... д-ра. мед. наук. Тюмень. 1997. 287 с.
5. Патент на изобретение № 2241390. Устройство для создания анастомозов полых органов желудочно-кишечного тракта.
6. Петелин В.Л. Компрессионный гастроэнтероанастомоз при резекции желудка в эксперименте и клинике: Дис. ... канд. мед. наук. Тюмень, 1993. 154 с.
7. Salessiotis N. Measurement of the diameter of the Pylorus in Man // Amer. J. Surg.-1972. V. 124. № 9. P. 331-333.

*Нина Николаевна МЕРКУЛОВА —  
заведующая иммунологическим отделением  
Городской станции переливания крови  
(г. Сургут), кандидат биологических наук*

*Татьяна Яковлевна КОРЧИНА —  
преподаватель кафедры физиологии  
Сургутского государственного педагогического  
университета, кандидат медицинских наук,*

*Татьяна Алексеевна ГОРЯЧКИНА —  
врач-трансфузиолог Городской станции  
переливания крови (г. Сургут)*

УДК 612.821

**ИММУНОСЕРОЛОГИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ  
В ПОЛУИЗОЛИРОВАННЫХ ПОПУЛЯЦИЯХ КОРЕННОГО  
НАСЕЛЕНИЯ ХАНТЫ**

*АННОТАЦИЯ. Исследовали иммуносерологические показатели крови по системе АВ0, Резус, Келл коренного населения ханты, проживающих полуизолированно.*

*Investigated immunoserology parameters of blood on system АВ0, Rhesus, Kell, radical population chanti, living poluisolirt.*

Населяющие ныне Среднее Приобье ханты образовались, вероятно, в результате смешения в конце первого тысячелетия нашей эры югорских народов, кочевников, с племенами северных уральцев. Они имеют некоторые особенности по распределению антигенов групп крови, но явно происходят от азиатского «пучка» народов [1, 2].

В последние десятилетия специалистами различного направления: генетиками, антропологами, судебными медиками и др. интенсивно изучаются проблемы демографии, здоровья аборигенов. Вопрос об иммуносерологических особенностях крови ханты, на наш взгляд, освещен недостаточно в имеющейся литературе (последние исследования относятся к 1985 г.), несмотря на то, что