

# Assessment of Burst Strength and Dilation in Vascular Grafts

Y. ULCAY and B. POURDEYHIMI

Department of Textile Engineering, University of Uludağ, Bursa, Türkiye

Department of Textile & Consumer Economics, University of Maryland, USA

*The purpose of this study has been to investigate the burst strength and dilative properties of several types of vascular graft. Burst strength and dilation can be counted among the most important mechanical characteristics of vascular grafts. In this study, the objective has been accomplished; by carrying out the burst strength measurements both in tubular form using devices developed in textile laboratories of University of Maryland and in flat form employing AAMI (Association for the Advancement of Medical Instruments) test method VP20-1986, by examining the creep behavior of tubular specimens under static loads.*

## 1. INTRODUCTION

Vascular grafts (arterial grafts) made of synthetic fibers have been used since 50's to repair diseased or injured arteries [J. Moreland, B. Pourdeyhimi]. Vascular grafts are made of some basic textile structures and can be classified as woven, knitted and non-woven. Materials, such as polyamide, polytetrafluorethylene, polyacrylics, polymethylmethacrylate, polyester, stainless steel and glass fibers have been evaluated as potential raw materials for arterial grafts since 1952[Creeck 1957, Edwards 1958, Pourdeyhimi 1986, Sauvage 1978, Szilagy 1977]. Polyester among those did not show any significant biodegradation, loss in strength or adverse reactions in biological environment[Cooke 1974, Feldstein 1990, Julian 1958, King 1970, Ottinger 1976, Yashar 1978].

Plain and twill in woven structures and single jersey in knitted structures are mainly used in the manufacturing of arterial textile grafts. The successful use of textile arterial grafts are believed to be dependent on the porosity, flexibility and durability of the structure[Pourdeyhimi 1986]. Due to lack of related standards and guidelines in the field of textile arterial, many different types of vascular grafts have been introduced into the market with widely different propert-

es since the commercial use of vascular grafts have started in the US in 1957. Although they have been widely used for the last three to four decades, complications in vascular grafts used in human arteries are not uncommon. It is an accepted fact that the synthetic textile arterial grafts are not 100% compatible with the natural blood vessels, which are capable of renewing themselves by time. Therefore, the failure of vascular grafts is not unusual. Most of such failures have been related to the mechanical mismatch between the textile arterial and the body arterial[Clarks 1976]. Dilation and bursting can be considered important causes of failure in textile arterial, whereas aneurysms failure, anastomotic rupture, bleeding through the interstices and infection are among the important causes of failure[Nunn]. Such failures not only render the textile graft ineffective, but also threaten the life of patient. Therefore, evaluation of both short and long term behaviors of textile arterial are necessary. Under this statement, fatigue and creep behaviors are among the first aspects worth of consideration.

Dilation of textile arterial, which is a result of fatigue and creep behavior of the structure in both short and long term, is the most reported cause of failure indicated in the literature[Pourdeyhimi 1986, Pourdeyhimi 1989] and perhaps the least understood. Data on bursting and other appropriate properties of textile arterial may explain the dilation phenomenon. Therefore, the purpose of the study reported in this paper has been to characterize dilation and bursting in several textile arteries.

## 2. MATERIALS AND METHODS

The materials tested were Hemasheid<sup>®</sup> Microvel<sup>®</sup> Double Velour and Cooley<sup>®</sup> Double Velour of Meadox Medical Inc, and USCI. DeBakey<sup>®</sup> Vasculour<sup>®</sup> II and USCI<sup>®</sup> Sauvage<sup>®</sup> Bionit<sup>™</sup> II of C. R. Bard Inc. The data collected relate to only 20 mm grafts. All samples were tested in air. Each sample was lined with a latex balloon to prevent leaking. All samples were subjected to a constant tension of 125 grams.

### 2.1. The Equipment

Tubular bursting strength measurements and creep test were accomplished on a device built in Textile Laboratories of University of Maryland. An outline of the device is given in Figure 1. This device contains an air tank, a buffer tank and pressure regulators. The air tank is connected to the buffer tank with a needle valve. As the air from the air tank passes to the buffer tank first using a needle valve, it slows down considerably. The air then passes from the buffer tank to the specimen via another needle valve. At the other end of specimen holder, a release valve is kept closed. The test is started by opening the valve on the regulator attached to the air tank. The air slowly pressures the specimen. The settings on the needle valves are retained fixed. Therefore, it takes the same length of time

# Vasküler Protezlerde Patlama Dayanımı ve Genişlemenin Değerlendirilmesi

Çeviren: Nalan CEYLAN

Arş. Gör.

Uludağ Üni. Müh. Fak.

*Bu çalışmanın amacı; çeşitli tipteki vasküler protezlerin patlama dayanımı ve genişleme özelliklerini incelemektir. Patlama dayanımı ve genişleme, vasküler protezlerin en önemli mekaniksel karakteristikleri arasında sayılabilir. bu çalışmada; hem Maryland üniversitesinin tekstil laboratuvarlarında geliştirilen cihazlar kullanılarak tübular formda, (tübular nünunelerin statik yükler altındaki sürünme davranışını incelemek suretiyle) hem de AAMI (Association for the Advancement of Medical Instruments) test metodu VP20-1986 kullanılarak düz formda patlama dayanımı ölçümleri yapılmaya çalışılmıştır.*

## 1. GİRİŞ

Sentetik liflerden yapılan vasküler protezler (arter protezleri) 50'li yıllardan beri hastalıklı ya da zarar görmüş arterlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Vasküler protezler temel bazı tekstil strüktürlerinden yapılmaktadır, bunlar dokuma, örme ve dokusuz strüktürler şeklinde sınıflandırılabilir. Poliamid, politetrafloretillen, poliakrilikler, polimetilmetakrilat, poliester, paslanmaz çelik ve cam lifleri gibi materyaller 1952'den bu yana arter protezleri için muhtemel ham materyaller olarak değerlendirilmişlerdir. Bunlardan polyester, önemli herhangi bir biyolojik bozulma (yani biyolojik ortamda, mukavemet ve ters reaksiyonlarda kayıp) göstermemiştir.

Tekstilden yapılan arter protezlerinin üretiminde çoğunlukla dokunmuş strüktürlerden bezayağı ve dimi, örme yapılardan ise single jersey kullanılmaktadır. Tekstil ar-

ter protezlerinin başarıyla kullanımının, yapının gözenekliliği, esnekliği ve dayanıklılığına bağlı olduğuna inanılmaktadır. Tekstil arter alanında ilgili standartların ve tüzüklerin eksikliği nedeniyle, 1957'de ABD'nde vasküler greflerin ticari kullanımının başlamasından bu yana pek çok farklı tipte vasküler protez, genellikle farklı özellikler ile piyasaya sokulmuştur. Son otuz-kırk yıldır geniş çapta kullanılmış olmalarına rağmen insan arterlerinde kullanılan vasküler protezlerdeki komplikasyonlar yaygındır. Şu da bir gerçektir ki; sentetik tekstilden yapılmış arter protezleri, zamanla kendini yenileyebilen doğal kan damarları ile %100 uyumlu değildir. Bu nedenle vasküler protezlerin başarısızlığı beklenmedik bir şey değildir. Bu tip yetersizliklerin çoğu, tekstilden yapılan arter ile vücut arteri arasındaki mekanik uyumsuzluk ile ilgili bulunmuştur. Genişleme ve patlama, tekstil anterdeki başarısızlığın önemli nedenleri olarak gözönüne alınabilir, öte yandan damar genişlemesi, anastomotik fıtık, çatlaklardan kanamalar ve enfeksiyon da başarısızlığın önemli sebepleri arasındadır. Bunlar yalnızca tekstil grefi etkisiz hale getirmekle kalmaz aynı zamanda hastanın hayatını da tehdit eder. Bu nedenle, tekstil arterin davranışını hem kısa hem de uzun vadede değerlendirmek gerekir. Bu durumda yorulma ve sürünme davranışları, ilk olarak göz önüne alınması gereken kriterlerdir.

kısa ve uzun vadede strüktürün yorulma ve sürünme davranışının bir sonucu olan tekstil arterin ge-

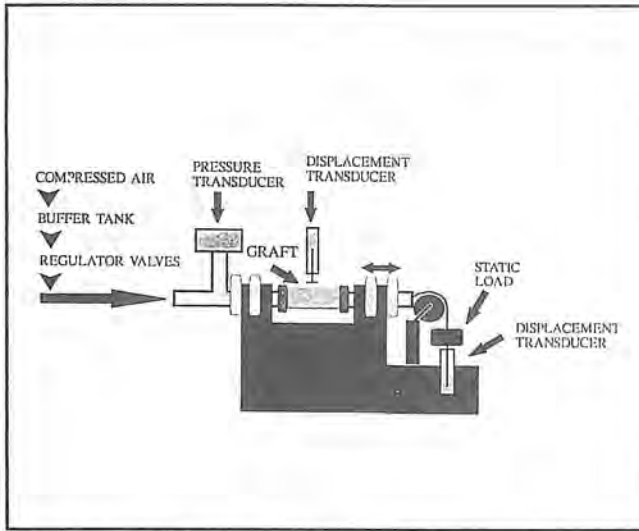
nişlemesi, literatürde en çok değinilen ve belki de en az anlaşılan başarısızlık nedenidir. Patlama ve tekstil arterin diğer özelliklerine dair veriler, genişleme olayını açıklayabilir. Bu nedenle, bu yazıda söz edilen çalışmanın amacı; çeşitli tekstil arterlerdeki genişleme ve patlamayı karakterize etmek olmuştur.

## 2. MATERYAL VE METOD

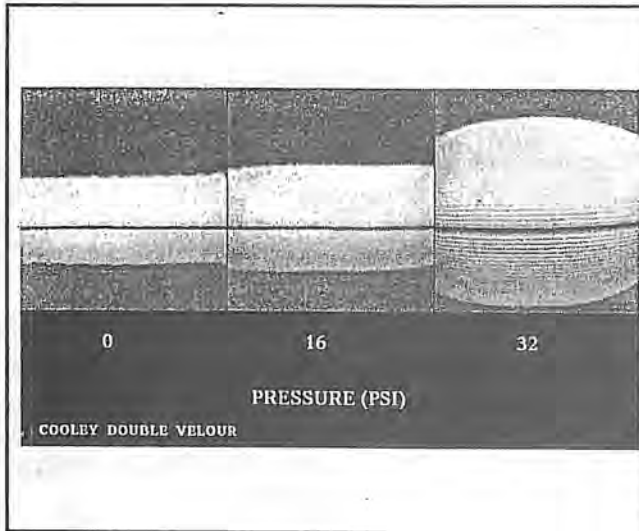
Test edilen materyaller şunlardır: Hemosheid® Microvel® Çift Katlı Velur ve Cooley® Çift Katlı Velur (Meadox Medical Inc.) ve DeBakey® Vasculour® II ve (C.R. Bard Inc.) Yalnızca 20 mm'lik protezlere ilişkin veriler toplanmıştır. Numunelerin tümü açık havada test edilmiştir. Sızıntıyı önlemek için her bir numune lateks balon ile kaplanmıştır. Bütün numuneler, 125 gramlık sabit bir gerilime maruz bırakılmıştır.

### 2.1. Ekipman

Tübular patlama dayanımı ölçümleri ve sürünme testi, Maryland Üniversitesi Tekstil laboratuvarlarında kurulan bir cihazda yapılmıştır. Cihazın taslağı, Şekil 1'de görülmektedir. Cihaz; bir hava tankı, bir tampon tank ve basınç regülatörlerinden oluşmaktadır. Hava tankından gelen hava ilk olarak bir iğneli-valf vasıtasıyla tampon tanka geçerken önemli ölçüde yavaşlamaktadır. Sonra hava diğer bir iğneli walf yolu ile tampon tanktan numuneye geçmektedir. Numune tutucunun diğer ucunda yer alan çıkış valfi kapalıdır. Hava tankına tutturulmuş olan regülatördeki valf açılarak test başlatılır. Hava yavaşça numuneyi sıkıştırır. İğneli



**Figure 1:** Outline of Device Used in Experiment's  
**Şekil 1:** Dencilerde kullanılan aygıtın genel hatları



**Figure 2:** Photograph from Bursting Strength Measurement for Cooley® Double Velour.

**Şekil 2:** Cooley® Double Velour için patlama dayanımı ölçümünden fotoğraflar

for each specimen to reach the pressure on the regulator. The settings are stationed such that it will take about 20 seconds for the pressure to reach 500 mmHg. Pressure inside of the specimen and displacement of the specimen are continuously monitored with appropriate transducers, and the data are saved by a digital to analog/analog to digital (D/A, A/D) convertor installed in an IBM PC AT and appropriate data acquisition software.

For bursting strength measurements, the pressure on the regulator is set to the desired level (contemplated bursting strength e.g. 1.5 MPa) and the air tank valve is opened. As soon as graft fails, the air supply is shut-off. The pressure and displacement are continuously recorded.

This device is also used for the measurement of creep extension. The pressure on the regulator is set to the desired level and the air tank valve is opened. After a predetermined length of time, air supply is shut-off and release valve at the end of specimen is opened. The pressure and displacement are continuously monitored to determine the extent to which the materials creep.

## 2.2 Bursting

Bursting test was achieved with our device in tubular form as well as in flat form following the AAIM procedures. In the tubular form, the pressure was set to 1.5 MPa and the test was operated until the specimen bursted. The data were acquired at 30 Hz. In the flat form, the force required to pierce a flat piece of the graft by a probe was measured. Note that, however, this test exposes a very small piece of the graft to the probe and may not cover defect, inconsistencies and variations in the material.

## 2.3. Video Recording of the Bursting

A video of each graft was produced during the bursting test. During the test, the video port displaced both the graft and the voltages corresponding to pressure. Subsequently, individual frames were cropped and composed using programs developed at Applied Imaging Laboratory of University of Maryland to show the gradual dilation during the bursting process. In Figures 2 and 3, photographs for Cooley® and Microvel® shows the grafts at the resting position, at 110 KPa (half bursting pressure) and at 220 KPa (just before bursting). In Figures 4 and 5, photographs for Vasculour® II and Bionit™ II shows the grafts at the resting position, at 110 KPa (for comparison with the other grafts) and 565 KPa (just before bursting).

## 2.4. Creep (Static Dilation)

For creep testing, the pressure was set to 180 mmHg and test was run for 24 and 72 hours. The data acquisition software was configured in a way that there would be four stages of data collection. The first stage (initial pressurization to the preset level) was acquired at 30 Hz. The second stage (creep extension) was recorded at 0.1 Hz. The depressurization stage (elastic recovery) was recorded at 15 Hz. and the relaxation stage (creep recovery) was recorded at 1 Hz.

So far as vascular grafts are concerned, total creep extension (percent dilation) may be defined as the extent of total dilation (from the resting position) over a time period during which the graft is exposed to a constant pressure. As creep is obviously time dependent, longer time periods would yield larger dilations. Note that, however, the incremental change in diameter decreases with time. That is, under the laboratory conditions grafts show their maximum dilation in the first 24 to 48 hours. This initial period is useful in determining grafts' potential to dilation.

valflerdeki ayarlar sabit tutulur. Bu nedenle her numune için aynı zaman uzunluğunda regülatördeki asınca ulaşır. Ayarlar, 500 mm Hg'ya yaklaşık 20 saniyede ulaşabilecek şekilde sabitlenmiştir. Numunenin iç kısmındaki basınç ve numunenin yerdeğişimi, uygun çeviriciler (transducer) ile sürekli olarak kontrol edilmektedir; veriler bir IBM PC AT ve uygun veri işleme yazılımıyla çalışan bir dijital/analog-analog/dijital (D/A, A/D) çevirici tarafından yüklenmektedir.

Patlama dayanımı ölçümleri için regülatördeki basınç, arzu edilen seviyeye (beklenen patlama dayanımına, örneğin 1.5 MPa'a) ayarlanır ve hava tankının valfi açılır. Profez bozulur bozulmaz hava beslemesi kesilir. Basınç ve yerdeğişim sürekli olarak kaydedilir.

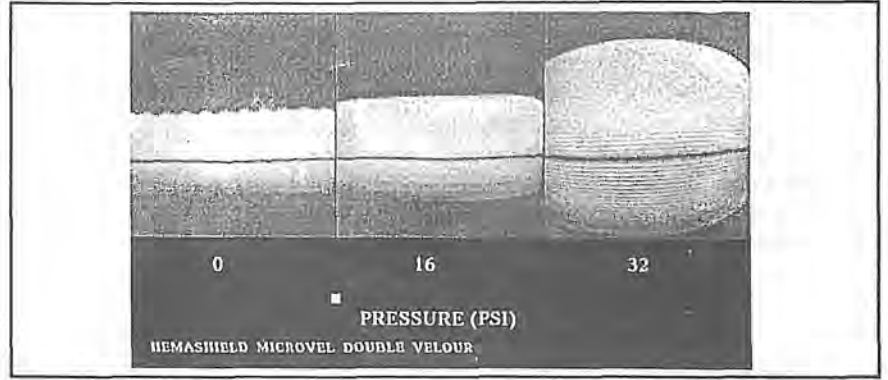
Bu cihaz, sürünme uzamasının ölçümünde de kullanılır. Regülatördeki basınç istenen seviyeye ayarlanır ve hava tankının valfi açılır. Önceden belirlenen bir zaman sürecinden sonra hava beslemesine son verilir ve numunenin ucundaki çıkış valfi açılır. Materyallerin sürünme uzunluklarını belirlemek için basınç ve yerdeğişimi sürekli olarak izlenir.

## 2.2. Patlama

Patlama testi, AAİM prosedürleri izlenerek cihazımızla düz formda olduğu gibi tübül formda da yapılabilmektedir. Tübül formda basınç 1.5 MPa'a ayarlanmış, numune patlayana kadar teste devam edilmiştir. Veriler 30 Hz'de elde edilmiştir. Düz formda, düz bir protez parçasını bir prob ile delmek için gerekli olan kuvvet ölçülmüştür. Bununla birlikte; bu testin çok küçük bir protez parçasını sondaya maruz bıraktığı ve materyaldeki hataları, çelişkileri ve varyasyonları kapsamayabildiği dikkate alınmalıdır.

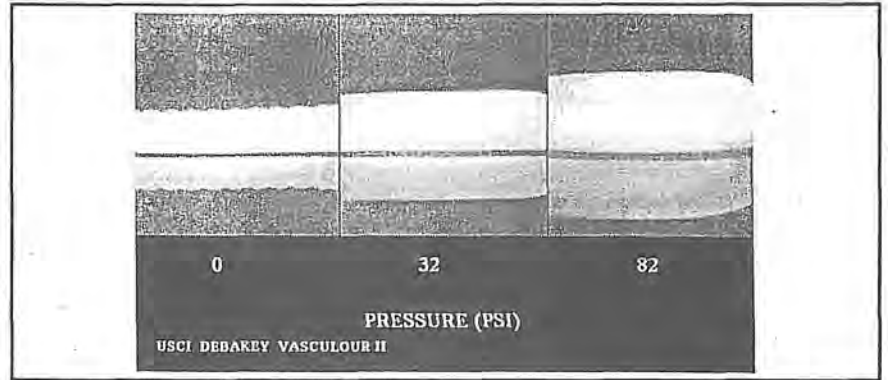
## 2.3. Patlamanın Videoya Kaydedilmesi

Patlama testi sırasında herbir protez videoya çekilmiştir. Test esnasında hem proteze hem de basınca karşılık gelen voltajlara video



**Figure 3:** Photograph from Bursting Strength Measurement for Hemashiled® Microvel® Double Velour

**Şekil 3:** Hemashiled® Microvel® Double Velour için patlama dayanımı ölçümünden fotoğraflar



**Figure 4:** Photograph from Bursting Strength Measurement for USCI® DeBa-key® Vasculour® II

**Şekil 4:** USCI® DeBaKey® Vasculour® II için patlama dayanımı ölçümünden fotoğraflar

port yerleştirilmiştir. Bunun ardından; patlama prosesi sırasındaki genişlemenin aşama aşama gösterilebilmesi için maryland Üniversitesi Uygulamalı Görüntüleme laboratuvarında geliştirilen programlar kullanılarak tek tek film kareleri kesilmiş ve birleştirilmiştir. Şekil 2 ve 3'te yer alan Cooley® ve Microvel®'in fotoğrafları; 110 KPa (patlama basıncının yarısı) ve 220 KPa'da (patlamadan hemen önce) dinlenme konumundaki protezleri göstermektedir. Şekil 4 ve 5'teki Vasculour® II ve Bionit™ II'nin fotoğrafları; 110 kPa (diğer protezlerle karşılaştırmak için) ve 565 KPa'da (patlamanın hemen önce) dinlenme konumundaki protezleri göstermektedir.

## 2.4. Sürünme (Statik Genişleme)

Sürünme testi için basınç 180 mmHg'ya ayarlanmıştır. Test 24-72 saat sürmüştür. Veri işleme yazılımı veri birikimi dört aşamalı olarak şekilde gruplanmıştır. İlk aşama ön basıncın önceden ayarlanan seviyeye getirilmesi) 30 Hz'de elde edilmiştir. İkinci aşama (sürünme uzaması) 0.1 Hz'de kaydedilmiştir. Basıncın giderilmesi aşaması (elastik kendini toplama) 15 Hz'de, dinlenme aşaması ise (sürünmede kendini toplaması) 1 Hz'de kaydedilmiştir.

Vasküler protezlere gelince; toplam sürünme uzaması (genişleme yüzdesi), protezin sabit bir basınca maruz kalması sırasındaki zaman periyodunu kapsayan (din-

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

#### 3.1. Bursting Strength

Load displacement curves for bursting in tubular form are shown in the attached Figure 6. In Table 1, bursting data from both bursting tests are given. Several important observations can be made. In tubular form, Vasculour<sup>®</sup> II and Bionit<sup>™</sup> II are much stronger than their counterparts Microvel<sup>®</sup> and Cooley<sup>®</sup>. Also note that although extension to break for all three grafts are roughly the same, Microvel<sup>®</sup> and Cooley<sup>®</sup> exhibit much higher extensions at much lower loads. The results for the AAMI standard method also confirm that Cooley<sup>®</sup> and Microvel<sup>®</sup> are weaker.

#### 3.2. Video Results of the Bursting

As can be seen from the four photographs attached in Figures 2 to 5, Microvel<sup>®</sup> and Cooley<sup>®</sup> exhibit much higher dilations at comparable pressures. These also confirm the behavior noted during bursting in tubular form.

#### 3.3. Creep (Static Dilatation)

One of the important difference between vascular grafts and the natural arteries can be observed in their stress-strain behavior. Increase in diameter as a function of pressure is very low in natural arteries due to their capability renew themselves by time. That is,

**Table 1.** Bursting Strength Results

**Tablo 1.** Patlama Dayanımı Sonuçları

Test Method	Tubular Bursting Test <sup>1</sup>	Tubular Bursting Test <sup>1</sup>	AAMI Bursting Test <sup>2</sup>
Graft Type	Strength (KPa)	Strain (%)	Strength (KPa)
Vasculour II	568.2±3.38	101±8.1	722.9±4.61
Bionit II	582.9±6.48	107±2.5	824.0±45.1
Cooley DV	203.1±7.17	133±1.0	355.5±19.6
HS Microvel DV	217.6±0.13	128±3.3	309.0±17.6

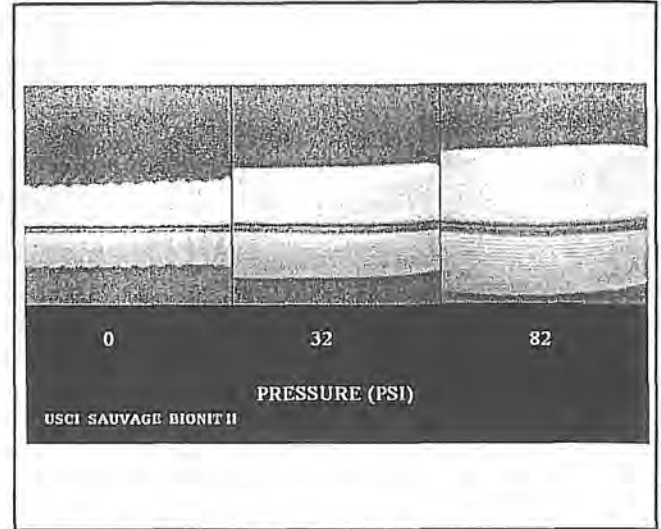
- 1 Measured in tubular form using developed in our laboratory
- 2 Measured according to procedures specified in AAMI Standard test method

**Table 2.** Static Dilatation Results

**Tablo 2.** Statik Genişleme Sonuçları

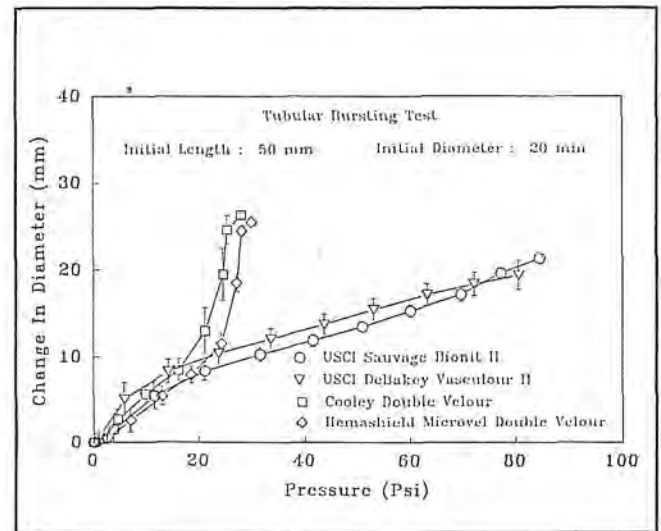
Graft Type	Change in Diameter <sup>1*</sup> (%)	Change in Diameter <sup>1*</sup> (mm)	Constant Pressure (mmHg)
Vasculour II	11.5±0.3	2.3±0.06	178.2±1.76
Bionit II	10.5±0.7	2.1±0.14	176.2±1.64
Cooley DV	16.5±0.6	3.3±0.12	176.3±1.41
HS Microvel DV	20.5±1.0	4.1±0.21	181.8±1.36

- \* Diameter measured after 24 hours.  
 1 Diameter measured from resting position.



**Figure 5:** Photograph from Bursting Strength Measurement for USCII<sup>®</sup> Sauvage<sup>®</sup> Bionit<sup>™</sup> II

**Şekil 5:** USCII<sup>®</sup> Sauvage<sup>®</sup> Bionit<sup>™</sup> II için patlama dayanımı ölçümünden fotoğraflar

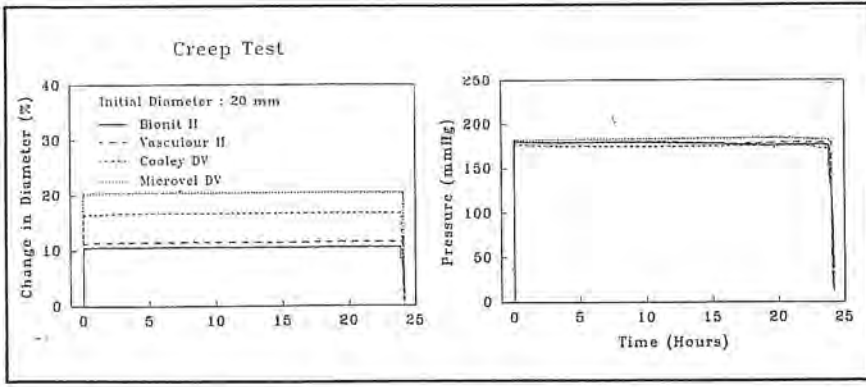


**Figure 6:** Load displacement curves for bursting in tubular form

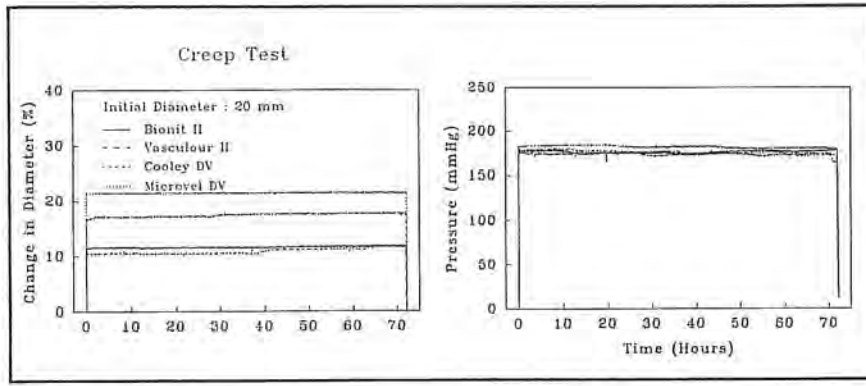
**Şekil 6:** Tübülör formda patlama için kuvvet yerdeğişim eğrileri

modulus of natural arteries increases with pressure in human body[Pourdeyhimi 1986]. However, a contact incremental change a function of pressure is observed in synthetic textile arteries[Pourdeyhimi].

Another important character of vascular grafts is in their viscoelasticity. That is, they present hysteresis which is an indication of plastic deformation. It is known that knitted structures exhibit large hysteresis comparing to woven structures. In either structure, once the structure has opened, further dilations in the structure is due to yarn hysteresis. Therefore, significant differences in dilation of vascular grafts is due to the selection of yarn thickness, bulkiness and the ove-



**Figure 7.** Creep curves of the specimens for 1 day  
**Şekil 7.** Test örneklerinin 1 günlük sürünme diyagramları



**Figure 8.** Creep curves of the specimens for 3 day  
**Şekil 8.** Test örneklerinin 3 günlük sürünme diyagramları

lenme konumundan itibaren) toplam denleşmenin büyüklüğü olarak tanımlanabilir.

Sürünme zamana bağlı olduğu için, zaman periyodu ne kadar uzun olursa genişleme de o kadar fazla olacaktır. bunun yanısıra çapta küçük artışlar halinde oluşan değişim zamanla azalır. Yani, laboratuvar şartları altında protezler, ilk 24-48 saat içinde maksimum genişlemelerini gösterirler. bu başlangıç periyodu protezlerin genişlemeye olan potansiyelini belirlemek açısından yararlıdır.

### 3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

#### 3.1. Patlama Dayanımı

tübüler formda patlama için yük yerdeğişim eğrileri Şekil 6'da gösterilmektedir. Tablo 1'de de her iki patlama testinden elde edilen patlama verileri verilmektedir. Önemli birçok gözlem yapılabilir. Tübüler formda, Vasculour® II ve

Bionit™ II, diğer ticari alternatifleri Microuel® ve Cooley®'den çok daha kuvvetlidir. üç protez için kopma uzaması aşağı yukarı aynı olmasına rağmen, Microuel® ve Cooley®'in çok daha düşük yüklerde çok daha yüksek uzamalar gösterdikleri de dikkat çekmektedir. AA-MI standart metodundan alan sonuçlar da Cooley® ve Microuel®'in daha zayıf olduklarını teyit etmektedir.

#### 3.2. Patlamanın Video Sonuçları

Şekil 2-5'te yer alan dört fotoğraftan da görülebildiği gibi Microuel® ve Cooley®, mukayese edilebilir basınçlarda çok daha yüksek genişlemeler sergilerler. Bunlar da, lübüler formdaki patlama esnasında gözlenen davranışı teyit etmektedir.

#### 3.3. Sürünme (Statik Genişleme)

Vasküler protezler ile doğal arterler arasındaki önemli farklardan

biri bunların gerilme-zorlama davranışlarında gözlenebilir. Basıncın bir fonksiyonu olarak çaptaki azalma, zamanla kendilerini yenileme yetenekleri nedeniyle doğru arterlerde çok düşüktür. Yani, doğal arterlerin modülü insan vücudundaki basınçla birlikte artma gösterir. Bununla beraber sentetik tekstil arterlerde basıncın bir fonksiyonu olarak temastaki küçük artışların değişimi gözlenir.

Vasküler protezlerin diğer önemli karakteri, viskoelastisite-rindedir. Yani, plastik deformasyon işareti olan histerisis veriler. Örne strüktürlerinin dokunmuş strüktürlere nazaran büyük histerisis gösterdikleri bilinmektedir. Her iki yapıda strüktür bir kez açıldımı iplik histerisisi nedeniyle strüktürde daha ileri genişlemeler oluşur.

Bu nedenle; vasküler protezlerin genişlemesindeki önemli farklılıklar, iplik kalınlığının, hacimliliğinin ve baştan aşağı protezlerin gözenekliliklerinin seçimi nedeniyle-dir. İnsan kan dolaşım sisteminde protez, hem statik hem de dinamik basınca maruz kalır. Bu yüzden, tatbik edilen gerilmenin bir fonksiyonu olarak protezde sürekli bir genişlemenin oluşacağı açıktır. Bu, yüksek tansiyonu olan hastalarda rölâtif olarak kısa zamanda bir dizi problem yol açacaktır.

Şekil 7 ve 8, 1-3 gün zarfında numunelerin sürünme eğrilerini göstermekte, bununla ilgili veriler ise Tablo 2'de yer almaktadır.

Şekillerden ve Tablodan görüldüğü gibi seçilen basınçlar (180 mmHg), biyolojik ranjdan (80-120 mmHg) oldukça yüksektir. Protezler arasında hızlı ayırımı yapabilmek için biyolojik ranjdan daha yüksek basınç (180 mmHg) seçilmiştir. Başka türlü, aynı genişleme seviyelerine ulaşmak önemli ölçüde uzun zaman alacaktır.

Mevcut verilerden, test edilen bütün protezlerin statik dilation gösterdikleri belli olmaktadır. Bununla birlikte Microuel®, Bionit™ II ve Vasculour® II'nin genişlemelerinin iki katına maruz kalmıştır.

all grafts porosity [King 1970]. In human blood system, the graft is subjected to both static and dynamic pressure. Therefore, it is obvious that a permanent dilation will occur in the graft as a function of the applied stress. This will lead a series problem in a relatively short time in patients having hypertension.

Figures 7 and 8 show creep curves of the specimens for 1 and 3 days, and the related data is given in Table 2. As seen from the figures and table, the pressures selected (180 mmHg) are obviously much higher than the biological range was selected to quickly distinguish between the grafts. Otherwise, it would take significantly longer times to reach the same levels of dilation.

From the data presented, it is obvious that all grafts tested show static dilation. However, Microvel<sup>®</sup> has undergone twice as much the dilation of Bionit<sup>™</sup> II and Vasculour<sup>®</sup> II. Cooley<sup>®</sup> also has undergone 1.5 times as much dilation than Bionit<sup>™</sup> II and Vasculour<sup>®</sup> II. Bionit<sup>™</sup> II and Vasculour<sup>®</sup> II were not significantly different in their burst strength and were essentially the same in their dilation behavior. This experimental data point out that Microvel<sup>®</sup> structure is a potential problem in the early life of the graft than the others.

#### 4. CONCLUSIONS

One can conclude that the criteria of choosing the vascular graft should not be only dilation and burst strength, but the time to reach those values must be considered. Since the dilation, which occurs in the early life of the graft, is one of the most critical parameters of the graft structure, different probability functions can be used in the respect of the dilation of graft in the determination for expecting life of the structure. Testing of other structures in the same method would provide a better understanding of factors which may affect the dilation. Further experimental work must be carried out in cooperation with the clinical studies to fully investigate and understand the relationship between structure, dilation and failure.

These preliminary results indicate that vascular grafts vary in their characteristics greatly and that simple in vitro test methods are capable of ranking vascular grafts. From the data provided, it may immediately be seen that Cooley<sup>®</sup> and Microvel<sup>®</sup> are much weaker than their counterparts and undergo much higher dilations.

#### REFERENCES

- R.E. Clarks, S. Apostolon and J.L. Kardos, "Mismatch of Mechanical Properties as a Cause of Arterial Prostheses Thromboses", *Surgical Forum, Proc. of the Forum Session*, Am. College of Surgery, V 27 (63) pp. 208-210, 1976.
- A. Cooke, P.A. Nobis and R.J. Stony, "Dacron<sup>®</sup> Aortic Graft Failure", *Archives of Surgery*, pp. 101-103, Jan 1974.
- O. Creeck, R.A. Deterly, S. Edwards, O.C. Julian, R.R.

Linton and H. schumaker, "Vascular Prostheses", *Surgery*, pp. 82-80, January 1957.

- W.S. Edwards and C. Lyons, "Three Years' Experience with Peripheral Arterial Grafts of Crimped Nylon and Teflon", *Surgery, Gynecology & Obstetrics*, pp. 62-68, July 1958.
- M. Feldstein and B. Pourdeyhimi, "A Study of the Influence of Manufacturing Techniques on the Mechanical Properties of Dacron<sup>®</sup> Fiber Employed in Vascular Grafts", *Journal of Materials Science Letter*, V 9, pp. 1061-1065, 1990.
- O.C. Julian, R.A. Deterling, W.S. Dye, S. Bhonslay, W.J. Grove, M.L. Belio and H. Javid, "Dacron<sup>®</sup> Tube and Bifurcation Arterial Prostheses Produced to Specification", *Archives of Surgery*, pp. 90/260-100/270, Feb 1958.
- M. King, P. Blais, R. Guidion, et.al., "Polyethylene Terephthalate (Dacron) Vascular Prostheses: Material and Fabric Construction Aspects", in *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, Edited by D.F. Williams, CRC Press Inc., Florida, pp. 190-206, 1970.
- J. May and M. Stephen, "Multiple Aneurysms in Dacron<sup>®</sup> Velour Graft", *Archives of Surgery*, V 113, pp. 320-321, March 1978.
- J. Moreland, B. Pourdeyhimi and Y. Ulcay, "Dynamic Compliance of Vascular Prostheses", *Journal of Biomedical Materials Research*, Submitted.
- D. Nunn, B. Pourdeyhimi and Y. Ulcay, "Characterization of Dilation in Vascular Prostheses: Clinical Experience", *Journal of Vascular Surgery*, In Submission Process.
- L.W. Ottinger, R.C. Darlig, L.S. Wirthlin, R.R. Linton, "Failure of Ultralightweight Knitted Dacron<sup>®</sup> Grafts in Arterial Reconstruction", *Archives of Surgery*, V 111, pp. 146-149, Feb 1976.
- B. Pourdeyhimi, "Vascular Grafts: Textile Structure and Their Performance", *Textile Progress*, V 15, N 3, 1986.
- B. Pourdeyhimi and D. Wagner, "On the Correlation between the Failure of Vascular Grafts and Their Structural and Material Properties: A Critical Analysis", *Journal of Biomedical Research*, V 20, pp. 375-409, 1986.
- B. Pourdeyhimi, Y. Ulcay and D. Nunn, "Characterization of Dilation in Vascular Prostheses: Clinical vs Experimental", *Journal of Vascular Surgery*, In Submission Process.
- B. Pourdeyhimi and Y. Ulcay "Characterization of Mechanical Properties in Vascular Prostheses: Dilation", ASME European Joint Conference on Engineering Systems Design and Analysis, Submitted and Accepted.
- B. Pourdeyhimi, J.G. Chiu and J. Moreland, "Mechanical Properties of Vascular Prostheses", ASME Paper No 89-WA/Tex-1, Presented ASME Winter Annual meeting, San Francisco, CA, December 10-15, 1989.
- L.R. Sauvage, K. Berger, A.A.B. Baros D'sa, S.G. Yates, M.W. Walker, S.B. Robel, M.M. Lischko, S.J. Wood, C.C. Davis and E.A. rittenhaise, "Dacron<sup>®</sup> Arterial Prostheses" in *Grafts Materials in Vascular Surgery*, Edited by H. Dardik, Yearbnook Medical Publishers, Chicago, pp. 153-168, 1978.
- D.E. Szilagyi in *Vascular Grafts* Edited by P.N. Sauger and M.J. Kaplitt, Appleton-Century-Crafts, N.Y., p. 23, 1977.
- J.J. Yashar, M.H. Richman, J. Dyckman, M. Witoszka, R.J. Burnard, A.K. Wayman and J. Yashar, "Failure of Dacron<sup>®</sup> Prostheses Caused by Structural Defect", *Surgery*, pp. 659-663, Now 1978.

Cooley® ise Bionit™ II ve Vasculour® II'den 1.5 kat daha fazla genişlemeye uğramıştır. Bionit™ II ve Vasculour® II'nin, patlama dayanımları bakımından önemli ölçüde birbirlerinden farklı olmadıkları, genişleme davranışları yönünden de aslında aynı oldukları bulunmuştur. Bu deneysel veriler Micro-uel® strüktürün, protezin kullanım ömrünün ilk zamanları bakımından potansiyel bir problem olduğuna işaret etmektedir.

#### 4. SONUÇLAR

Vasküler protezin protezin seçim kriterlerinin yalnızca genişle-

me ve patlama dayanımı olmadığı, aynı zamanda bu değerlere ulaşma süresinin de dikkate alınması gerektiği sonucuna varılabilir. Çünkü protezin kullanım ömrünün ilk zamanlarında oluşan genişleme, protez strüktürünün en kritik parametrelerinden birisidir, protez genişlemesi gözönüne alınarak strüktürün muhtemel ömrünün belirlenmesinde, değişik olasılık fonksiyonları kullanılabilir. Diğer strüktürlerin aynı metodla test edilmesi, genişleme üzerinde etkili olabilen faktörlerin daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Strüktür, genişleme

ve yetersizlik arasındaki ilişkiyi tam olarak araştırmak ve anlamak için klinik incelemelerle bağlantılı olarak daha fazla deneysel çalışma yapılmalıdır.

Bu ilk alınan sonuçlar; vasküler protezlerin, karakteristikleri bakımından büyük oranda değiştiğini ve basit in vitro test metodlarının, vasküler protezleri sıraya koyabildiğini göstermektedir. Elde edilen verilerden; Cooley® ve Micro-uel®'in, diğer ticari alternatiflerinden çok daha zayıf oldukları ve çok daha yüksek genişlemelere maruz kaldıkları hemen görülebilir.

## KİTAP KAMPANYASI

### TMMOB MAKİNA MÜHENDİSLERİ ODASI BURSA ŞUBESİ Başkanlığı'na

Elmasbahçeler Mah.Sabunevi Sk.Mühendisler İşhanı No:19 Kat:1,16230 BURSA (PK 140,16371 BURSA)

Aşağıda kutularda (x) işaretli kampanya seçeneklerinin ve TMMOB Makina Mühendisleri Odası Yayınlarının bedeli,

213837 Nolu Posta Çeki,

hesabına yatırılmış olup alındı belgesi ektedir.

1054951-9 Nolu Yapı Kredi Bankası Bursa Şubesi,

Yayınların aşağıda belirtilen adrese gönderilmesi konusunda gereğini bilgilerinize sunarım. Saygılarımla.

Firma Adı ve Adresi : .....

..... Telefon No ..... Fax:.....

Firma Yetkilisinin Adı Soyadı : .....

Vergi D.ve No : ..... İmza ve Kaşe .....

#### 1.SEÇENEK 424.000 TL

1. 1990 Türkiye Sanayi ve Ticaret Kataloğu
2. 1992 Endüstriyel Profil Kataloğu

#### 2.SEÇENEK 53.000 TL

- 1.1975 Sanayi Haftası ve Sergisi
- 2.1987 Sanayi Kongresi Bildirileri
- 3.1989 Sanayi Kongreleri Bildirileri ve Ek Cildi

#### 3.SEÇENEK 159.000 TL

1. Ulusal Tekstil Sempozyumu Bildiriler Kitabı
2. Ulusal Tekstil Sempozyumu Ek Cildi
3. TMD IV.Tekstil Sempozyumu Özel Sayısı
4. TMD V.Tekstil Sempozyumu Özel Sayısı
5. TMD V.Tekstil Sempozyumu Özel Sayısı Ek Cildi
6. TMD ITMA 87' Özel Sayısı

#### 4.SEÇENEK 530.000 TL

Tekstil ve Mühendis Dergisi  
Cilt 2,Cilt 3,Cilt 4,Cilt 5

#### TMMOB MAKİNA MÜHENDİSLERİ ODASI YAYIN LİSTESİ

- |                          |     |   |           |
|--------------------------|-----|---|-----------|
| <input type="checkbox"/> | 84  | Kalorifer Tesisatı Proje Hazırlama Esasları ..... | 80.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 89  | Ölçü Birimleri ve Çevirme Katsayıları .....       | 10.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 98  | Bantlı Konveyörler .....                          | 40.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 100 | Makina Mühendisliği El Kitabı (4.Cilt) .....      | 60.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 110 | Sanayi Kazanları Ek Donatım İşlt. El Kitabı.....  | 50.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 119 | Mühendisler İçin Çelik Seçimi .....               | 80.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 122 | Sıhhi Tesisat Proje Hazırlama Teknik Esasları .   | 40.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 125 | İngilizce İş Mektupları Nasıl Yazılır? .....      | 50.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 131 | Metalik Korozyon İlkeleri ve Önlenmesi .....      | 60.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 135 | Tesisat Teknikleri ve Proje Hazır. Teknik Esas.   | 40.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 137 | Plazma Tekniği .....                              | 30.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 138 | Doğal Gaz Konut. Kullanımı İçin Temel Bilgiler    | 20.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 139 | Kovah Elavatorler .....                           | 60.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 140 | Sayısal Denetimli Takım Tezgahları Cilt 1 .....   | 80.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 142 | Plastikler Dünyası .....                          | 60.000 TL |
| <input type="checkbox"/> | 150 | Gaz Tesisatı Cep Kitabı .....                     | 50.000 TL |