



Mikrokanallarda cidar kayma gerilmesi ve basınç farkının sayısal olarak incelenmesi

Numerical investigation of wall shear stress and pressure difference in microchannels

Sertaç ÇADIRCI¹, Ufuk DEMİR¹, Semra Zuhul BİROL², Levent TRABZON², Hasan GÜNEŞ¹

¹Makine Mühendisliği Bölümü, Makine Fakültesi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
cadircis@itu.edu.tr, ufukdemir@itu.edu.tr, guneshasa@itu.edu.tr

²Nano-Bilim ve Nano-Mühendislik Bölümü, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
trabzonl@itu.edu.tr, szficen@itu.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 14.04.2016, Kabul Tarihi/Accepted: 13.07.2017

* Yazışılan yazar/Corresponding author

doi: 10.5505/pajes.2017.47639

Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Bu çalışmada farklı geometrideki mikrokanallar içerisinde saf su akışı için elde edilen cidar kayma gerilmesi ve basınç farkı değerleri sayısal olarak elde edilmiştir. Çalışma, benzer bir laboratuvar ortamında farklı debilerde endotel ve immun sistem hücreleri üzerinde meydana gelebilecek farklı fiziksel etkileri ve bu hücrelerin davranışlarını inceleyebilmek için bir ön çalışma niteliğindedir. Belirlenen debi aralığında, endotel hücrelerinin ve monosit hücrelerinin in-vivo'da fizyolojik olarak maruz kaldıkları ya da kalabilecekleri alt ve üst cidar kayma gerilmesi değerleri sayısal olarak tahmin edilmeye çalışılmıştır. Bu kapsamda; farklı genişleme oranlarına sahip ani genişlemeli mikrokanallar, bir cidarı kaviteli ve simetrik kıvrımlı mikrokanal olarak adlandırılan üç değişik konfigürasyonda ve farklı hacimsel debi değerlerinde analizler yapılarak, mikrokanal alt cidarlarında meydana gelen kayma gerilmesi değerleri ve kanal girişi ile çıkışı arasında oluşan basınç farkı değerleri sayısal olarak elde edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Mikrokanal akışı, Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD), Mekano-biyolojik davranış, Cidar kayma gerilmesi

Abstract

In this study, wall shear stress and pressure difference values for a pure water flow in various microchannel configurations are obtained numerically. Through simulations, physical effects of various flow rates on endothelium and immune system cells are predicted and case studies are carried out to investigate the behavior of such cells under similar laboratory conditions. In-vivo physiological behavior of endothelium and monocyte cells under real conditions can be predicted by pressure differences and wall shear stresses calculated for various flowrates. In this concept, various microchannel configurations such as sudden expanding microchannels with different expansion ratios, microchannels with cavities on one side and symmetrically curved microchannels are designed and CFD simulations are carried out to obtain computational values of the pressure drops between the inlet and outlet of the microchannels as well as wall shear stress distributions on the bottom walls of the configurations.

Keywords: Microchannel flows, Computational Fluid Dynamics (CFD), Mechano-biological behavior, Wall shear stress

1 Giriş

Günümüzde, mühendislikte mikro boyutta gerçekleşen olaylar ile ilgili yapılan detaylı araştırmalar ve modelleme alanındaki gelişmeler, mikro ölçeklerde çalışma yapmanın önünü açmıştır. Günümüzde, MEMS (mikro elektro-mekanik sistemler) adını taşıyan ve makro boyuttaki mekanik, elektrik sistemlerin mikro boyuta uyarlanmış hali olan sistemler birçok mühendislik alanında yaygın olarak kullanılmaktadır [1]. Bu bağlamda, 90'lı yıllarda, "mikro-akışkan sistemler" adıyla bir araştırma alanı ortaya çıkmıştır. Mikro-akışkan sistemleri güçlü kılan özellik amaca yönelik tasarlanan konfigürasyonlar ile farklı çalışmalar yapılabilmesidir [2]. Günümüzde, amaca yönelik tasarlanan mikrokanalların polidimetilsiloksan gibi malzemelerden soft litografi gibi uygun üretim yöntemleri yardımıyla hızlı, ucuz ve kolayca üretilebilmesi bu kanalların biyolojik uygulamalarda daha çok kullanılmasına olanak sağlamıştır [3]. Birçok araştırmacı farklı mikrokanal geometrilerinde sayısal ve deneysel çalışmalar yürütmektedir. Düz, ani genişleyen ve 900 modül bulunan mikrokanal geometrilerinde pıhtılaşma olmaması için fibrin içermeyen koyun kanı kullanılarak yapılan deneysel ve sayısal çalışmalarda düz ve ani genişleyen geometriler için basınç düşüşü değerlerinin sayısal ve deneysel sonuçlarının birbiri ile örtüştüğü gözlemlenmiştir [4]. Farklı hidrolik çap değerlerine sahip dikdörtgen kesitli düz

mikrokanal geometrilerinde hava ile yapılan çalışmalarda literatürde yer alan diğer çalışmaların çıktıkları ile benzer sonuçlar elde edilmiştir [5]. Kesitleri ikizkenar yamuk, dikdörtgen ve üçgen şeklinde olan üç çeşit mikrokanalda, akışa ait Reynolds sayısının 100 ile 1000 değerleri arasında değiştiği farklı debilerde basınç düşüşü ve sürtünme faktörü değerleri sayısal olarak elde edilmiş ve basınç düşüşü ile hidrolik çaplar arasındaki ilişki ortaya çıkarılmıştır [6]. Kanal pürüzlülüğünün akışa olan etkisini incelemek ve basınç düşüşü değeri ile laminer, geçiş ve türbülanslı bölgelerdeki sürtünme faktörünü karakterize etmek için hidrolik çapları yaklaşık 70 ve 305 mikrometre arasında değişen dikdörtgen kesitli mikrokanal geometrilerinde R134a soğutucu gaz kullanılarak yapılan deneysel çalışmalarda, laminer sürtünme katsayısı ile kritik Reynolds sayısı değerlerinin literatürdeki değerlere yaklaştığı görülmüştür [7]. Farklı kesitli mikrokanal geometrilerinde deneysel, analitik ve sayısal olarak yapılan çalışmalarda, karakteristik uzunluk olarak hidrolik çap etkisi incelenmiştir [8]. Hidrolik çapı 230 mikrometre olan dikdörtgen kesitli bir mikro-akışkan cihazda mikro-PIV cihazı yardımıyla endotel hücreler üzerine etkiyen kayma gerilmesi değerleri 0.6 ile 1.5 N/m² arasında elde edilmiştir [9]. Hidrolik çapları 47 mikrometre olan dört ayrı dikdörtgen kesitli düz mikro-kanalda yapılan deneysel ve sayısal çalışmalarda kanal yüksekliği ile hücre boyutu arasındaki oran azaldıkça, hücreler

üzerine etkiyen kayma gerilmesinin kanal cidarındaki kayma gerilmesinden çok daha farklı olduğu gösterilmiştir [10].

In-vivo çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre hücreler kan akış hızındaki değişikliklere bağlı olarak farklı seviyelerde kayma gerilmelerine maruz kalmaktadırlar. Gerilme olarak tanımlanan bu vektör birim yüzeye etki eden normal ve kayma elemanlarının bileşkesi olarak tanımlanmıştır [11]. Buna göre atardamarlarda oluşan fizyolojik kayma gerilme değeri 10-70 dyn/cm² (1-7 N/m²) iken toplardamarlarda bu değerlerin 1-6 dyn/cm² (0.1-0.6 N/m²)'ye kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Uzun süre patolojik seviyede (belirtilen değerlerin çok altında veya çok üstünde) kayma gerilmesine maruz kalan damarlarda ise aterosklerotik lezyonlar gibi istenmeyen durumların ortaya çıkması mümkündür [12,13]. Damar yapılarında geometrik değişimlere neden olan bu gibi durumların akış ile beraberinde hücreler üzerinde ne gibi etkiler yarattığı simülasyon ve in-vitro çalışmalarla ortaya konmaya çalışılmaktadır. Kayma gerilmesi ile mekanik uyarılmaya maruz kalan endotel ve lökosit hücrelerinin morfoloji ve işleyişinde meydana gelen değişimlerin in-vitro ortamda araştırılması tasarlanan mikrokanal ve düzenekler ile yapılabilmektedir [14-16]. Bu ve bunun gibi literatürde yer alan örnek çalışmalar sayesinde kayma gerilmesi gibi mekanik kuvvetlerin endotel ve monosit hücreleri üzerine etkisini ortaya koymak ateroskleroz gibi damar yapısını ve kan basıncını etkileyen hastalıkların tedavisinde pozitif anlamda katkı sağlamaktadır.

2 Problem tanımı

Bu çalışmada mikrokanal içinde değişen cidar kayma gerilmesi ve basınç değerlerinin endotel hücreler üzerindeki olası etkileri farklı geometrilere sahip mikrokanallar tasarlanarak sayısal olarak incelenmiştir. Tasarlanan mikrokanal geometrilerinin giriş ve çıkış kesitleri $h=100 \mu\text{m}$ x $b=50 \mu\text{m}$ olarak alınmıştır ve hidrolik çap Denklem (1) uyarınca $D_h=66.7 \mu\text{m}$ olarak bulunmaktadır. Denklem (1)'de h kanal girişinin yüksekliği, b ise kanal genişliğini ifade etmektedir.

$$D_h = \frac{2bh}{b+h} \quad (1)$$

Akış modellemelerinde girişteki Reynolds sayısı hacimsel debiye (Q) göre tanımlandığında Denklem (2)'deki tanım elde edilmektedir. Burada ortalama hız V için (Q/bh) ifadesi kullanılırsa ve ν suyun kinematik viskozitesi ($=10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$) olmak üzere Reynolds sayısı elde edilir.

$$Re = \frac{VD_h}{\nu} = \frac{2Q}{\nu(b+h)} \quad (2)$$

Hacimsel debinin $Q = 50$ ila $300 \mu\text{l}/\text{dk}$. arasında değiştiği göz önünde tutulursa Denklem (2) uyarınca girişteki Reynolds sayısı yaklaşık 11 ila 66 arasında değişmektedir ki bu da laminer akış koşulunu ifade etmektedir.

Bu çalışmada üç farklı mikrokanal geometrisi üzerinde değişik konfigürasyonlar kullanılarak, farklı Reynolds sayılarında sayısal modellemeler yapılmıştır.

3 Sayısal çalışmalar

3.1 Çözüm ağının oluşturulması

HAD analizi için çözüm ağı oluşturulurken, çözüm ağından bağımsızlık analizlerinden sonra yeterli sayıda elemandan

oluşan yapısal çözüm ağı kullanılmıştır. Akış alanı içerisinde belli kesitlerde hız profilinin çözüm ağına göre değişmediği görüldükten sonra analizler uygun çözüm ağına yapılmıştır. Eleman sayısı kanal uzunluğuna göre 2,5-6 milyon arasında değişmektedir.

3.2 Sınır şartları ve çözüm yöntemi

Analizler, ANSYS-Fluent akış çözücüsü ile üç boyutlu, daimi ve laminer akış kabulleri altında yapılmıştır. Hidrodinamik tam gelişmiş akış şartlarını sağlamak için mikrokanal girişine parabolik hız profili tanımlanmıştır. Girişteki parabolik hız dağılımında debiye bağlı olarak maksimum hız belirlenmiştir. Mikrokanal çıkışında sabit basınç kullanılmıştır, bir başka deyişle çıkıştaki etkin basınç sıfırdır. Cidarlarda kaymazlık koşulu uygulanmış ve sistem izotermal olarak kabul edilmiştir. Basınç ve momentum denklemleri ikinci mertebe doğrulukta ayrıştırılmış ve SIMPLE algoritması kullanılmıştır. Akışkan özellikleri olarak suyun yoğunluğu $\rho = 10^3 \text{ kg}/\text{m}^3$ ve dinamik viskozitesi $\mu = 10^{-3} \text{ kg}/\text{ms}$ olarak girilmiştir. Denklem (3) ve (4)'te sırasıyla daimi, sıkıştırılmaz laminer akışa ait süreklilik ve Navier-Stokes denklemlerinin kapalı hali görülmektedir.

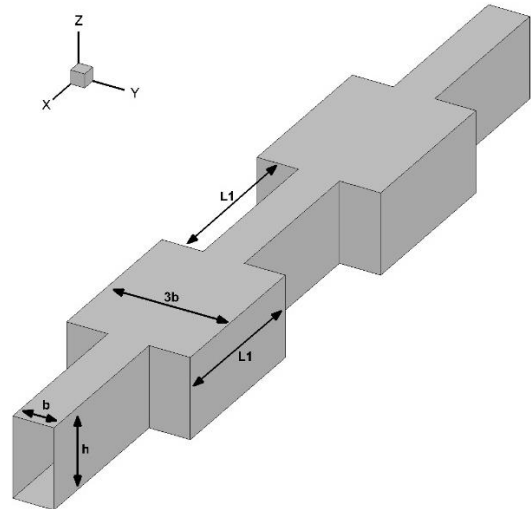
$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (3)$$

$$\rho(\vec{V} \cdot \nabla) \vec{V} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (4)$$

3.3 Modelleme sonuçları

3.3.1 Ani genişlemeli mikrokanal

Ani genişlemeli mikrokanal geometrisi üzerinde, farklı genişleme oranlarında ($E=3;5$ ve 7) ve toplam uzunlukları değişen ($L=1; 2.7$ ve 4.5 mm) mikrokanallar kullanılarak $Q=50-300 \mu\text{l}/\text{dk}$. debi değerleri arasında analizler yapılmıştır. Ani genişlemeli mikrokanalın $E=3$ için katı model görünümü Şekil 1'de verilmiştir.

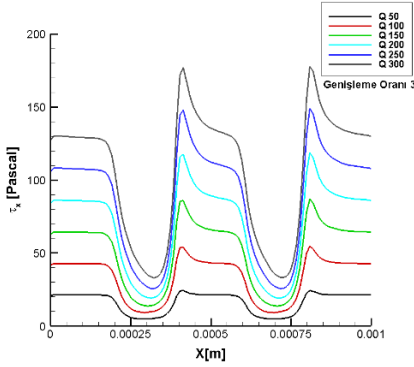


Şekil 1: Ani genişlemeli mikrokanalın görünümü.

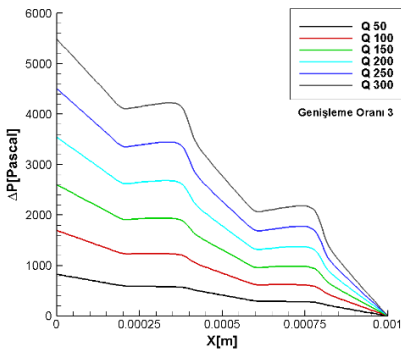
Ani genişlemeli mikro-kanalın $E=3$ için yapılan analizlerinin sonuçları, akış yönü boyunca cidar kayma gerilmesi için Şekil 2(a)'da ve basınç düşüşü için Şekil 2(b)'de verilmiştir.

Şekil 2'den anlaşılacağı üzere, mikrokanal kesitinin daraldığı yerlerde hız artmakta ve dolayısıyla geniş kesitlere göre daha yüksek cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmektedir.

Şekil 3'te bu mikrokanal tasarımı için cidar kayma gerilmesinin dağılımını gösterilmiştir.

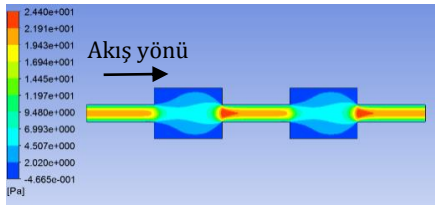


(a): Cidar kayma gerilmesinin.



(b): Basıncın

Şekil 2: Ani genişlemeli mikrokanalda E=3 için akış yönü boyunca değişimi.



Şekil 3: Ani genişlemeli mikrokanal için E=3 için akış yönü boyunca cidar kayma gerilmesi dağılımı.

Yapılan analizlerin sonuçlarının makro boyutlardaki akış modellemesi ile benzerlik taşıdığı varsayımından yola çıkarak, Şekil 2(b)'de elde edilen basınç düşüşünün ani genişleme bölgelerinde teori ile örtüşmesi beklenmektedir. Bunun için ani genişleme bölgesinde yeterince küçük bir kontrol hacmi belirlenmiş, sürtünme kayıpları ihmal edilerek sadece ani genişleme kaybı dikkate alan kayıplı Bernoulli denklemi Denklem (4)'te verilmiştir. Burada, '1' dar kesiti, '2' geniş kesiti ifade etmekte olup, akışın laminar olmasından dolayı kinetik enerji düzeltme katsayısı $\alpha=2$ alınmıştır.

$$\frac{p_1}{\rho g} + \alpha \frac{V_1^2}{2g} = \frac{p_2}{\rho g} + \alpha \frac{V_2^2}{2g} + K_{AG} \frac{V_1^2}{2g} \quad (4)$$

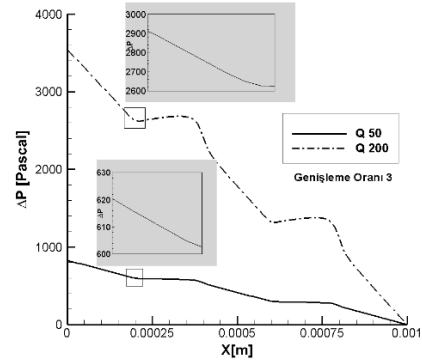
$$K_{AG} = \left(1 - \frac{A_1}{A_2}\right)^2 = \left(1 - \frac{1}{E}\right)^2 \quad (5)$$

Ani genişleme kayıp katsayısı için teorik yaklaşım Denklem (5)'te verilmiştir. Genişleme oranının E olduğu hatırlanırsa ve

kütle korunumu uygulanırsa, seçilen kontrol hacminin kontrol yüzeyleri arasındaki basınç farkını veren ifade hacimsel debi cinsinden Denklem (6)'daki gibi yazılabilir.

$$\Delta p = \frac{1}{2} \rho \left(\frac{Q}{bh}\right)^2 \left[\alpha \left(1 - \frac{1}{E^2}\right) - \left(1 - \frac{1}{E}\right)^2 \right] \quad (6)$$

Mikro-kanal için yapılmış olan HAD analizlerinin sonuçlarından yersel basınç değişimi teorik yaklaşımdan elde edilen Denklem (6) ile karşılaştırılmış ve bir doğrulama yapılmıştır. Şekil (4)'te ani genişlemeli mikrokanalın E=3 için iki farklı debilerdeki basınç değişimleri gösterilmiştir.



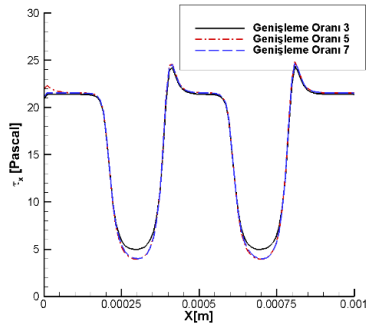
Şekil 4: Ani genişlemeli mikrokanalın E=3 için akış yönü boyunca ani genişleme bölgesindeki basınç düşüşü.

Şekil (4)'ten görüldüğü üzere 50 ve 200 $\mu\text{l}/\text{dk}$. debiler için basınç düşüşü sırasıyla yaklaşık 20 ve 300 Pa civarındadır. Denklem (6) uyarınca bu değerler sırasıyla 18.5 ve 296 Pa bulunmaktadır. Dolayısıyla HAD sonuçları teorideki yaklaşımlar ile de doğrulanmıştır.

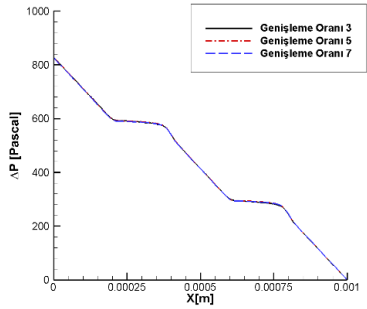
Şekil 1'de gösterilmiş olan ani genişlemeli mikrokanalın her bir modülünün uzunluğu $L_1 = 200 \mu\text{m}$ 'dir. Üç farklı genişleme oranı için (E=3; 5 ve 7) cidar kayma gerilmeleri ve basınç düşüşleri arasında belirgin bir fark ortaya çıkmamaktadır. Bu çıkarım $Q = 50 \mu\text{l}/\text{dk}$. debisinde Şekil 5(a) ve 5(b)'de sırasıyla cidar kayma gerilmesi ve basınç düşüşü için üç genişleme oranı için gösterilmiştir.

Ani genişlemeli mikrokanalın toplam uzunluğu $L=2.7 \text{ mm}$ ve 4.5 mm olduğu zaman modül sayısı artmaktadır ve cidar kayma gerilmesi genişleme ve daralmaya bağlı olarak aynı periyodik davranışı sergilemektedir. HAD analizlerinde mikrokanal uzunluğu özellikle hücre yorulma deneylerinde hücrelerin maruz kalabileceği kayma gerilmelerinin tahmini konusunda önem arz etmektedir. Bu bağlamda E=3 için 50 ila 200 $\mu\text{l}/\text{dk}$. debi aralığında HAD analizleri daha fazla modül içeren ani genişlemeli mikrokanallar için tekrarlanarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 6(a) ve 6(b) uzunluğu sırasıyla $L=2.7 \text{ mm}$ ve 4.5 mm olan ani genişlemeli mikrokanallardaki cidar kayma gerilmesinin akış yönündeki değişimini göstermektedir.

Analizlerde görüldüğü üzere özellikle yüksek debilerde ani genişleme bölgelerinde hızdaki ani değişimlerden ötürü yüksek gradyanlar oluşmaktadır. Bu da o bölgelerde cidar kayma gerilmelerinde yersel pikler oluşturmaktadır. Bu nedenle kanal içerisinde cidar kayma gerilmesinin hesaplanması ile maksimum ve minimum değerler arasındaki farka bakılarak mikrokanal tabanına ekilmiş olan hücrelerin yorulma deneylerinde maruz kalabilecekleri kayma gerilmeleri daha sağlıklı yorumlanabilir.

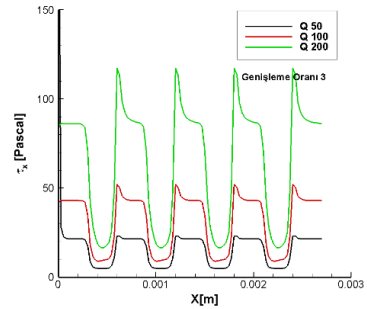


(a): Cidar kayma gerilmesinin.

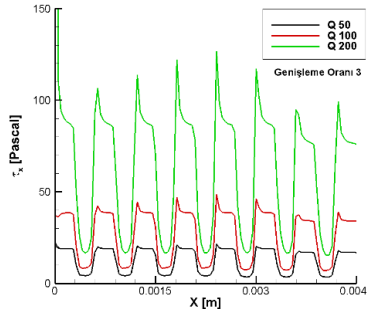


(b): Basıncın.

Şekil 5: Toplam uzunluğu $L=1$ mm olan ani genişlemeli mikrokanalın üç farklı genişleme oranı için akış yönü boyunca değişimi.



(a): $L = 2.7$ mm uzunluğundaki.



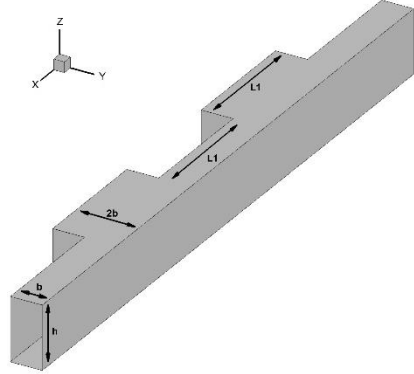
(b): $L = 4.5$ mm uzunluğundaki.

Şekil 6: Ani genişlemeli mikrokanalın $E=3$ için akış yönü boyunca cidar kayma gerilmesi.

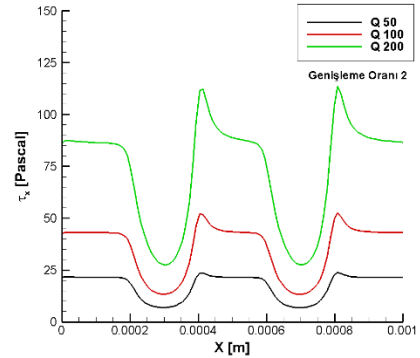
3.3.2 Bir cidarı kaviteli mikrokanal

Çalışmada incelenen bir diğer mikrokanal ise bir cidarı kaviteli konfigürasyondur. Giriş kesiti ölçüleri ve modül uzunlukları ani genişlemeli mikrokanal ile aynı olup, hidrolik çap $D_h=66 \mu\text{m}$ 'dir. Mikrokanalın toplam uzunluğu $L=1$ mm'dir ve genişleme oranı $E=2$ 'dir. Şekil 7'de bu konfigürasyona ait katı model

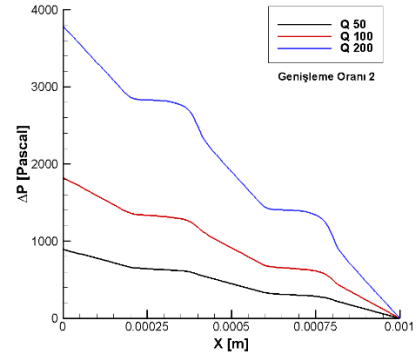
gösterilmiştir. Analizlerde $50-200 \mu\text{l/dk.}$ arasındaki debi değerleri kullanılmıştır. Analizler sonucunda, kanalın giriş ve çıkışından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiş ve sırasıyla Şekil 8(a)'da ve 8(b)'de verilmiştir.



Şekil 7: Bir cidarı kaviteli mikrokanalın görünümü.



(a): Cidar kayma gerilmesinin,



(b): Basıncın

Şekil 8: Bir cidarı kaviteli mikrokanalın $E=2$ için akış yönü boyunca değişimi.

Bu konfigürasyon için aynı debilerde elde edilen değerler, ani genişlemeli mikrokanaldaki sonuçlara yakın bulunmuştur. Ani genişlemeli mikrokanal için yapılan yorumlar ve çıkarımlar, bu konfigürasyon için de geçerlidir. Göze çarpan tek farklılık, aynı debilerde bir cidarı kaviteli mikrokanalın genişleyen bölgedeki yerel cidar kayma gerilmesi değerlerinin ani genişlemeli mikrokanala göre biraz daha yüksek çıkmasıdır.

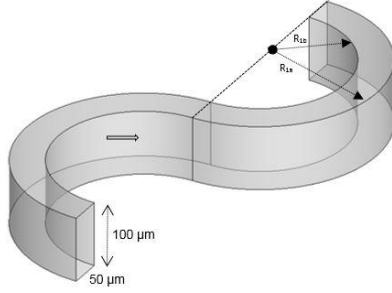
3.3.3 Simetrik kıvrımlı mikro-kanal

Çalışmada ele alınan bir diğer mikrokanal giriş kesiti diğer mikrokanallar ile aynı olan simetrik kıvrımlı mikrokanaldır. Simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisi için iki adet

konfigürasyon tasarlanmıştır. Birinci konfigürasyonun gezinme uzunluğu $L=1$ mm ve iç-dış yarıçapları sırasıyla $R_{1a} = 135$ ve $R_{1b}=185$ μm olup; analizler 50 ve 300 $\mu\text{l/dk}$. debilerinde yapılmıştır.

İkinci konfigürasyonun ise gezinme uzunluğu $L=12$ mm ve iç-dış yarıçapları sırasıyla $R_{1a}=950$ ve $R_{1b}=1000$ μm olup; analizler 50, 100, 200 ve 400 $\mu\text{l/dk}$. debilerinde yapılmıştır.

Analizler sonucunda, kanalın giriş ve çıkışından alınan basınç değerleri arasındaki fark ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir. Şekil 9'da simetrik kıvrımlı mikrokanalın katı model görünümü verilmiştir.



Şekil 9: Simetrik kıvrımlı mikrokanalın görünümü.

Tablo 1'de birinci konfigürasyon, Tablo 2'de ise ikinci konfigürasyon için analiz sonuçları verilmiştir.

Tablo 1: Birinci konfigürasyondaki simetrik kıvrımlı mikrokanal analiz sonuçları.

Debi ($\mu\text{l/dk}$)	Re	ΔP (Pa) ($\times 10^3$)	Kayma Gerilmesi (N/m^2)
50	11	1.2	17
300	66	8.6	123

Tablo 2: İkinci konfigürasyondaki simetrik kıvrımlı mikrokanal analiz sonuçları.

Debi ($\mu\text{l/dk}$)	Re	ΔP (Pa) ($\times 10^4$)	Kayma Gerilmesi (N/m^2)
50	11	1.4	16
100	22	2.8	32
200	44	5.7	64

Simetrik kıvrımlı mikrokanallar içerisine belli bir çapta ve yoğunlukta küresel parçacık kümesi yollandığı zaman, kanalın eğrilik yarıçaplarına ve akışın Reynolds sayısına bağlı olarak parçacıklar akış içerisinde belli çizgilerde odaklanmaktadır. Bu kanal tasarımları özellikle deneysel çalışmalarda parçacık odaklanmasının görselleştirilmesinde önem arz etmektedir. Gezinme uzunluğunun artması basınç düşüşünü arttırmıştır ancak debinin aynı kalması durumunda cidar kayma gerilmesi üzerinde belirgin bir değişiklik yapmamıştır.

4 Sonuç

Damar duvarında bulunan endotel ve kanda dolaşan lökosit hücreleri üzerine kayma gerilmesi olmak üzere birçok mekanik kuvvet etki ettiği bilinmektedir. Bu kuvvetler sayesinde vasküler gelişim ve homeostaz düzenlenir [17]. Kayma gerilmesinde meydana gelecek uzun süreli artma ya da azalma hücre yapısında değişikliğe neden olacak ve böylelikle damarlarda ateroskleroz gibi hastalıkların meydana gelmesine zemin hazırlayacaktır [18]. Bu nedenle kayma gerilmesinin bu hücreler üzerine etkisinin birçok açıdan detaylı olarak araştırılması gerekmektedir.

Bu çalışmada sayısal analizler sonucunda hücre ekimi için uygun olan cidar kayma gerilmesine sahip mikrokanal geometrileri incelenmiştir. Bu sayede 6 Pa ve üzeri yani fizyolojik kayma gerilmesi değerleri ve üstündeki sonuçlar elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, in-vitro ortamda yapılacak deneylerle desteklenerek endotel ve monosit hücre davranışı üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesinde faydalı olacaktır.

Ani genişlemeli mikrokanal geometrilerinde debiye ve genişleme oranına bağlı olarak farklı basınç düşüşü ve cidar kayma gerilmesi olduğu görülmüştür. Bu tasarım ile geometrik olarak aterosklerotik damar duvarı yapısını taklit eden bir ortam üretilmek istenmiştir.

Bir cidarında kavite bulunan mikrokanal geometrisinde farklı debi değerlerinde yapılan analizlerde elde edilen sonuçlar ani genişlemeli mikrokanal geometrisinde elde edilen sonuçlara yakındır. In-vitro deneylerde, taban yüzey alanının daha fazla olması ve fizyolojik kayma gerilmesi değerlerine daha uygun mertebede sonuçlar elde edilmesi nedeniyle ani genişlemeli mikrokanalların tercih edilmesi söz konusudur.

Simetrik kıvrımlı mikrokanallarda, toplam uzunluğun artmasının cidar kayma gerilmesini belirgin bir şekilde değiştirmedığı gözlemlenmiştir. Bu geometri için önemli bir husus ise Reynolds sayısına bağlı olarak Dean akışının ortaya çıkmasıdır ve parçacık odaklanması için tercih sebebidir.

Yapılan analizler, laboratuvar ortamında kullanıma uygun mikrokanal tasarımı hakkında bir öngörü sağlamış olup özellikle farklı debilerde hücrelere etkiyecek kayma gerilmeleri mertebeleri konusunda fikir vermiştir.

5 Teşekkür

114R037 No'lu proje kapsamında verdiği desteklerden dolayı TÜBİTAK'a teşekkür ederiz.

6 Kaynaklar

- [1] Demir U. Mikrokanallarda Basınç Düşümü, Cidar Kayma Gerilmesi ve Partikül Odaklanmasının Sayısal Olarak İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2015.
- [2] Verpoorte E, De Rooij NF. "Microfluidics meets MEMS". *Proceedings of the IEEE*, 91(6), 930-953, 2003.
- [3] McDonald JC, Duffy DC, Anderson JR, Chiu DT, Wu H, Schueller OJ, Whitesides GM. "Fabrication of microfluidic systems in polydimethylsiloxane". *Electrophoresis*, 21(1), 27-40, 2000.
- [4] Chang W, Trebotich D, Lee LP, Liepmann D. "Blood flow in simple microchannels". *1st Annual international IEEE-EMBS Special Topic Conference on Micro-Technologies in Medicine and Biology*, Lyon, France, 12-14 October 2000.
- [5] Sharma K, Müller N, Selerowicz W. "Experimental friction factor study for microchannel flows". *6th International Workshop on Micro and Nano Technology for Power Generation and Energy Conversion Applications*, Berkeley, USA, 29 November-1 December 2006.
- [6] Gunnasegaran P, Mohammed H, Shuaib NH. "Pressure drop and friction factor for different shapes of microchannels". *3rd International Conference on Energy and Environment*, Malakka, Malaysia, 7-8 December 2009.
- [7] Hrnjak P, Tu X. "Single phase pressure drop in microchannels". *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 28(1), 2-14, 2007.

- [8] Bahrami M, Yovanovich M, Culham JR. "Pressure drop of fully developed laminar flow in microchannel of arbitrary cross section". *3rd International Conference on Microchannels and Minichannels*, Toronto, Canada, 13-15 June 2005.
- [9] Rossi M, Westerweel J, Ekeberg I, Vennemann P. "In vitro study of shear stress over endothelial cells by micro particle image velocimetry". *13th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics*, Lisbon, Portugal, 26-29 June 2006.
- [10] Tian WC, Finehout E. *Microfluidics for Biological Applications*. 1st ed. Michigan, USA, Springer Science and Business Media, 2009.
- [11] Davies PF. "Flow-mediated endothelial mechanotransduction". *Physiological Reviews*, 75(3), 519-560, 1995.
- [12] Song JW, Gu W, Futai N, Warner KA, Nor JE, Takayama S. "Computer controlled microcirculatory support system for endothelial cell culture and shearing". *Analytical Chemistry*, 77(13), 3993-3999, 2005
- [13] Lehoux S, Castier Y, Tedgui A. "Molecular mechanisms of the vascular responses to haemodynamic forces". *Journal of Internal Medicine*, 259(4), 381-392, 2006.
- [14] Chang WC, Lee LP, Liepmann D. "Biomimetic technique for adhesion based collection and separation of cells in a microfluidic channel". *Lab Chip*, 5(1), 64-73, 2005.
- [15] Lu H, Koo LY, Jensen KF, Wang WM. "Microfluidic shear devices for quantitative analysis of cell adhesion". *Analytical Chemistry*, 76, 5257-5264, 2004.
- [16] Paszkowiak JJ, Dardik A. "Arterial wall shear stress: observations from the bench to the bedside". *Vascular and Endovascular Surgery*, 37(1), 47-57, 2003.
- [17] Kwak B.R., Bäck M., Bochaton-Piallat M.L., Caligiuri G., Daemen M.J.A.P., Davies P.F., Hoefer I.E., Holvoet P., Jo H., Krams R., Lehoux S., Monaco C., Steffens S., Virmani R., Weber C., Wentzel J. J., Evans P. C. "Biomechanical factors in atherosclerosis: Mechanisms and clinical implications". *European Heart Journal*, 35(43), 3013-3020, 2014.
- [18] Cunningham KS, Gotlieb AI. "The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis". *Laboratory Investigation*, 85(1), 9-23, 2005.