

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİKROKANALLARDA BASINÇ DÜŞÜMÜ, CİDAR KAYMA GERİLMESİ VE
PARTİKÜL FOKUSLANMASININ SAYISAL OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ufuk DEMİR

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Isı Akışkan Programı

MAYIS 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİKROKANALLARDA BASINÇ DÜŞÜMÜ, CİDAR KAYMA GERİLMESİ VE
PARTİKÜL FOKUSLANMASININ SAYISAL OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Ufuk DEMİR
503101126**

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Isı Akışkan Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Hasan GÜNEŞ

MAYIS 2015

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 503101126 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Ufuk DEMİR, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**MİKROKANALLARDA BASINÇ DÜŞÜMÜ, CİDAR KAYMA GERİLMESİ VE PARTİKÜL FOKUSLANMASININ SAYISAL OLARAK İNCELENMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Hasan GÜNEŞ**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Yrd. Doç. Dr. Sertaç ÇADIRCI**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Oktay YILMAZ

 Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **04 Mayıs 2015**
Savunma Tarihi : **28 Mayıs 2015**

Aileme,

ÖNSÖZ

Başta yüksek lisans eğitimim boyunca gerçekleştirdiğim tüm akademik çalışmalarda ilgisini ve desteğini esirgemeyen, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Hasan Güneş'e,

Bana bu projede çalışma imkanını vererek, deneyim ve bilgilerini paylaşan değerli hocam Prof. Dr. Levent Trabzon'a,

Gösterdikleri yakınlık ve arkadaşlıkları ile bana destek olan, bilgi ve deneyimlerini cömertçe paylaşan Yrd. Doç. Dr. Sertaç Çadircı, Arş. Gör. Mustafa Özsipahi, Arş. Gör. Umut Can Coşkun'a,

En çok da tüm hayatım boyunca sevgi, destek ve özverilerini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Mayıs 2015

Ufuk Demir
(Deniz Subayı)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ	1
1.1 Mikroakışkan Sistemleri	2
1.2 Mikroakışkanların Temel Prensipleri.....	2
1.3 Tezin Amacı	4
1.4 Endotel Hücre Sistemi.....	4
1.5 Mikroakışkanlarda Partikül Fokuslanması.....	5
1.6 Literatür Araştırması	6
2. MİKROKANALLARDA KAYMA GERİLMESİ VE BASINÇ DÜŞÜMÜNÜN İNCELENMESİ	15
2.1 Amaç	15
2.2 Sayısal Modelleme	16
2.2.1 İki boyutlu geometriler.....	16
2.2.1.1 Yönetici denklemler.....	16
2.2.1.2 Analitik çözüm	17
2.2.1.3 Çözüm ağı	18
2.2.1.4 Sınır şartları ve çözüm yöntemi	18
2.2.1.5 Analiz sonuçları	19
Düz mikrokanal.....	19
Simetrik kıvrımlı mikrokanal	22
Bir cidarı kaviteli mikrokanal	24
2.2.2 Üç boyutlu geometriler	28
2.2.2.1 Yönetici denklemler.....	28
2.2.2.2 Analitik çözüm	28
2.2.2.3 Çözüm ağı	29
2.2.2.4 Sınır şartları ve çözüm yöntemi	30
2.2.2.5 Analiz sonuçları	31
Düz mikrokanal.....	31
Dar-Geniş mikrokanal.....	36
Simetrik kıvrımlı mikrokanal	42
Köşe kıvrımlı mikrokanal	44
Bir cidarı kaviteli mikrokanal	46
3. MİKROKANALLARDA PARTİKÜL FOKUSLANMASI.....	51
3.1 Giriş.....	51
3.2 Sayısal Modelleme	55

3.2.1 Yönetici denklemler	55
3.2.2 Sınır şartları ve çözüm yöntemi	57
3.2.3 Analiz sonuçları.....	57
3.2.3.1 Partikül çapının fokuslanmaya etkisi	60
4. SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER.....	63
KAYNAKLAR.....	67
ÖZGEÇMİŞ.....	71

KISALTMALAR

DPM	: Discrete Phase Model
ΔP	: Basınç Farkı
HAD	: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
Pa	: Pascal
SIMPLE	: Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations
μm	: Mikrometre
μl	: Mikrolitre

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Suyun termofiziksel özellikleri..	18
Çizelge 2.2 : Düz mikrokanal için debi, hız ve konum değerleri	19
Çizelge 2.3 : Sayısal ve analitik sonuçlar	19
Çizelge 2.4 : Simetrik kıvrımlı mikrokanal debi, hız ve analiz sonuçları	22
Çizelge 2.5 : Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları	24
Çizelge 2.6 : Konfigürasyon-2 için analiz sonuçları	24
Çizelge 2.7 : Düz mikrokanal için analiz sonuçları	31
Çizelge 2.8 : $A=0.5$ için analiz sonuçları	32
Çizelge 2.9 : Düz mikrokanal için iki ve üç boyutlu analiz sonuçları	32
Çizelge 2.10 : Düz mikrokanal için iki ve üç boyutlu basınç düşümleri	33
Çizelge 2.11 : Konfigürasyon-1 ($L = 1000 \mu\text{m}$) için analiz sonuçları	37
Çizelge 2.12 : Konfigürasyon-2 ($L = 2700 \mu\text{m}$) için analiz sonuçları	40
Çizelge 2.13 : Konfigürasyon-3 ($L = 4500 \mu\text{m}$) için analiz sonuçları	41
Çizelge 2.14 : Simetrik kıvrımlı ve düz mikrokanal için analiz sonuçları	43
Çizelge 2.15 : Konfigürasyon-2 ($L = 12 \text{ mm}$) için analiz sonuçları	43
Çizelge 2.16 : Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları	45
Çizelge 2.17 : Konfigürasyon-2 için analiz sonuçları	45
Çizelge 2.18 : Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları	46
Çizelge 2.19 : Üç mikrokanal için analiz sonuçları	50
Çizelge 3.1 : Hacimsel debi, Reynolds sayısı ve Dean sayısı değerleri	58

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Mikro ve Nano Akışkan sistemler [1].	1
Şekil 1.2 : PDMS tabanlı mikroakışkan sistem [2].	2
Şekil 1.3 : Knudsen sayısına bağlı akış rejimleri [3].	3
Şekil 1.4 : Damar iç yüzey kesiti [4].	5
Şekil 1.5 : Isı alıcısındaki basınç dağılımı [7].	7
Şekil 1.6 : Hücreler üzerindeki kayma gerilmesi [13].	8
Şekil 1.7 : Spiral mikrokanal [21].	11
Şekil 1.8 : Farklı boyuttaki partiküllerin ayrışması [23].	11
Şekil 1.9 : Dean akışının düşey kesit görüntüsü [26].	12
Şekil 1.10 : Fokusanmanın şematik gösterimi [27].	13
Şekil 2.1 : Cidara hücre ekiminin şematik gösterimi [33].	16
Şekil 2.2 : Sabit hız profilinden parabolik hız profiline geçiş [50 µl/dak].	20
Şekil 2.3 : Kanal boyunca basınç değişimi [50 µl/dak].	20
Şekil 2.4 : Giriş ve tam gelişmiş akış bölgeleri [50, 150 ve 250 µl/dak].	21
Şekil 2.5 : Simetrik kıvrımlı mikrokanal.	22
Şekil 2.6 : 100 µl/dak. debi değeri için x hızı kontürü [m/s].	23
Şekil 2.7 : 100 µl/dak. debi değeri için y hızı kontürü [m/s].	23
Şekil 2.8 : Bir cidarı kaviteli mikrokanal.	24
Şekil 2.9 : 150 µl/dak. debi değeri, b/a= a) 2 ve b) 3 için x hızı kontürü [m/s].	25
Şekil 2.10 : 150 µl/dak. debi değeri, b/a=2 ve 3 cidar kayma gerilmeleri [Pa].	25
Şekil 2.11 : 150 µl/dak. debi değeri, b/a=2 için basınç düşümü [Pa].	26
Şekil 2.12 : 300 µl/dak. debi değeri, b/a=2 ve 3 basınç düşümü [Pa].	26
Şekil 2.13 : b/a=2 için bütün debi değerlerinde basınç düşümü [Pa].	27
Şekil 2.14 : 50 µl/dak. debi değeri için basınç düşümleri [Pa].	27
Şekil 2.15 : Basınç düşümünün eleman sayısına göre değişimi.	30
Şekil 2.16 : Üç boyutlu Düz mikrokanal geometrisi.	31
Şekil 2.17 : Kanal boyunca basınç düşümü [50 µl/dak.].	34
Şekil 2.18 : Sabit hız profilinden parabolik hız profiline geçiş [50 µl/dak.].	34
Şekil 2.19 : Giriş ve tam gelişmiş akış bölgeleri [50, 150 ve 250 µl/dak.].	35
Şekil 2.20 : Cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak.].	36
Şekil 2.21 : Dar-geniş mikrokanal genel görünüm.	36
Şekil 2.22 : Konf.-1 için bütün debi değerlerinde basınç düşümü [E=3].	38
Şekil 2.23 : Üç E değeri için cidar kayma gerilmesi profilleri [300 µl/dak.].	38
Şekil 2.24 : Konf.-1 için 300 µl/dak. değerinde basınç düşümü [Pa].	39
Şekil 2.25 : Konfigürasyon-1 için alt cidar kayma gerilmesi.	39
Şekil 2.26 : Konfigürasyon-2 için cidar kayma gerilmesi profilleri.	40
Şekil 2.27 : Üç konf. için cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak.].	41
Şekil 2.28 : Simetrik mikrokanal genel görünüm.	42
Şekil 2.29 : Konf.-1 için kanal boyunca basınç düşümü [Pa].	43
Şekil 2.30 : Konfigürasyon-1 için alt cidar kayma gerilmesi.	44

Şekil 2.31 : Köşe kıvrımlı mikrokanal genel görünüm.....	44
Şekil 2.32 : Konf.-1 için kanal boyunca basınç düşümü [Pa].....	45
Şekil 2.33 : Bir yan cidarı kaviteli mikrokanal genel görünüm.....	46
Şekil 2.34 : Kanal boyunca basınç düşümü [50 µl/dak.].....	47
Şekil 2.35 : Alt cidar boyunca kayma gerilmesi [50 µl/dak.].....	47
Şekil 2.36 : Bütün debi değerleri için basınç düşümü [Pa].....	48
Şekil 2.37 : Bütün debi değerleri için cidar kayma gerilmesi profilleri.....	48
Şekil 2.38 : Üç mikrokanal için cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak.].....	49
Şekil 2.39 : 50 µl/dak. için üç mikrokanalda basınç düşümü [Pa].....	50
Şekil 3.1 : Partikül üzerine etki eden kuvvetler [41].....	52
Şekil 3.2 : Dean akışının şematik gösterimi [26].....	54
Şekil 3.3 : Simetrik kıvrımlı mikrokanal kesiti.....	58
Şekil 3.4 : 10 µm çapındaki partiküllerin Reynolds sayısına göre konumları.....	59
Şekil 3.5 : 10 µm çapındaki partiküllerin Dean sayısına göre konumları.....	59
Şekil 3.6 : 5, 7 ve 10 µm çapındaki partiküllerin Re sayısına göre konumları.....	60
Şekil 3.7 : 5, 7 ve 10 µm çapındaki partiküllerin Dean sayısına göre konumları.....	61
Şekil 3.8 : Farklı boyutlardaki partiküllerin fokuslanma konumları [30].....	62

MİKROKANALLARDA BASINÇ DÜŞÜMÜ, CİDAR KAYMA GERİLMESİ VE PARTİKÜL FOKUSLANMASININ SAYISAL OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Bu tez çalışmasının amaçlarından ilki, endotel ve immun sistem hücrelerinin farklı fiziksel koşullar altında sergiledikleri davranışları inceleyebilmek için üretilmesi amaçlanan bir mikroakışkan sistemin, üretim aşamasından önce tasarımının yapılarak basınç farklılıkları ve cidar kayma gerilmesi profillerinin Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) analizlerinin yapılarak incelenmesidir.

Çalışmanın ikinci amacı ise, hücre/partikül zenginleştirme/ayırıştırma işleminin bir önceki basamağı olarak görülen partikül fokuslanma işlemi üzerinde farklı debi değerleri ve partikül boyutları kullanılarak Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) analizlerinin yapılarak incelenmesidir. Bu çalışmanın ilk kısmında elde edilen sayısal sonuçlar, literatürde yer alan deneysel çalışmalar ile karşılaştırılmıştır.

Her iki çalışma içinde sayısal analizler Ansys-Fluent yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Analizlerde akışkan olarak su (water-liquid) kullanılmıştır.

Tez çalışmasının ilk kısmında analizler iki ve üç boyutlu olarak yapılmıştır. İki boyutlu analizlerde üç farklı mikrokanal geometrisi üzerinde incelemeler yapılırken üç boyutlu analizlerde beş farklı mikrokanal modeli kullanılmıştır. Mikrokanal modelleri belirlenirken detaylı literatür araştırması ve belirlenen kanalın üretilebilirliği faktörleri göz önünde bulundurulmuştur.

Modellerin belirlenmesini müteakiben Ansys-Design Modeler yazılımı kullanılarak mikrokanal geometrileri oluşturulmuş daha sonra sayısal analizler için uygun çözüm ağları oluşturulmuştur. Çözümün ağdan bağımsız hale getirilmesi için farklı çözüm ağlarıyla birçok analiz yapılmıştır. Farklı hacimsel debiler ile birlikte farklı “aspect ratio” (en/boy) ve “expansion ratio” (genişleme oranı) değerleri kullanılarak sürekli rejim şartları altında HAD analizleri gerçekleştirilerek akışkanın mikrokanal giriş ve çıkışı arasındaki basınç farkı değerleri ile cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir.

Ayrıca düz mikrokanal geometrisi için analitik çözüm yapılmış ve sayısal olarak elde edilen basınç farkı ve cidar kayma gerilmesi değerleri analitik sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

İkinci kısımda simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde 150 µl/dak. debi değerinden başlanarak 1100 µl/dak. değerine kadar olan hacimsel debi değerlerinde partiküllerin davranışları incelenmiştir. Bu kapsamda 60 adet yarım daireden oluşan simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisi oluşturulmuştur. HAD analizleri için Ansys Fluent yazılımında ayrık faz modeli (DPM-Discrete Phase Model) kullanılmıştır.

Bu bölümde ilk olarak 10 µm çapındaki partiküllerin çeşitli hacimsel debi değerlerindeki davranışları ve fokuslanma çizgileri sayısal olarak incelenmiş, elde edilen sonuçlar deneysel verilerle karşılaştırılmıştır.

Daha sonra 5, 7 ve 10 μm çaplarındaki partiküller kullanarak partikül çapının fokuslanma üzerindeki etkisi sayısal olarak incelenmiştir. Bu bölümde partikül fokuslanması üzerinde etkin rol oynayan birçok parametre ile ilgili teorik bilgide verilmiştir. Yapılan deneysel alışmalar sonucunda fokuslanmanın sağlanmasına ynelik elde edilen bazı bulgular sayısal olarak doğrulanmıştır.

NUMERICAL INVESTIGATION OF PRESSURE DROP, SHEAR STRESS AND PARTICLE FOCUSING IN MICROCHANNELS

SUMMARY

In this thesis, numerical investigation of microchannel flows at various geometries has been performed in order to determine the optimum channel geometry for a possible microfluidic device. In addition three-dimensional numerical investigation of particle laden flow in a microchannel was performed using a finite volume based flow solver, Ansys-Fluent.

First aim of this study was design of a microfluidic device which is specific for observing biological responses and behaviours of endothelial and immune system cells which play a crucial role in comprise of atherosclerosis plaques, under different shear stress and pressure drop by changing flow rate.

The second aim was numerical investigation of particle focusing in symmetric curved microchannels. The addition of curvature to a straight microchannel allows an secondary flow known as a Dean flow. That's why curved microchannels were used commonly for passive particle separation. The effects of flow rate and particle diameter in focusing were investigated in this part.

Several microchannel geometries were created after an extensive literature review. All of the microchannel geometries were designed in Ansys-Design Modeler. To obtain reliable numerical results, intensive mesh independence tests have been performed for all microchannel geometries. The pressure difference between the inlet and outlet boundaries of the microchannel was obtained and compared with each other. Water-liquid was used as fluid in all of the simulations. The flow was assumed to be steady, incompressible, laminar and fluid had constant thermo-physical properties.

For the first part of the study, early two dimensional three different geometries were created, namely straight channel, symmetric curved channel and straight channel with one side cavity. Then three dimensional five different geometries were created which are straight microchannel, microchannel with ER, symmetric curved microchannel, sharply curved microchannel and straight microchannel with one side expansion respectively.

Momentum equations were solved for both two dimensional and three dimensional straight microchannels analytically. Thus pressure drop and shear stress values obtained both numerically and analytically for this model. The boundary conditions were velocity inlet for 2D, mass flow rate for 3D at the inlet, zero gage pressure at the outlet and no-slip conditions on all walls. The solver algorithm was selected SIMPLE (Semi-Implicit-Pressure-Linked-Equations). The continuity and momentum equations have been discretized using second order upwind schemes.

In order to reveal the effects of channel geometry over pressure drop and shear stress, different aspect ratios (A: 1,2,3) were used in straight microchannels and different expansion ratios (E: 3,5,7) were used in microchannel with ER.

After the analyses, due to the frictional forces cause that the pressure drops, low pressure region obtained at outlet of the channel when high pressure region obtained at the inlet.

On the other hand a linear relation obtained between wall shear stress and flow rate for straight microchannel, channel with ER and microchannel with one side expansion. For sharply curved microchannel, pressure drop got higher values than the other geometry types which had same total length due to the 90° bends. In microchannel with ER and microchannel with one side expansion, two different wall shear stress profile obtained. It is considered that cells behaviour will be different in the wide and narrow regions for both microchannels.

For the second part of the study, symmetric curved microchannel which formed 60 semicircles was created. Each of the semicircles had 350 μm width and 50 μm height. In order to achieve mesh independency in the analyses, several numerical grids were generated with different number of mesh elements.

The boundary conditions were mass flow rate at the inlet, zero gage pressure at the outlet and no-slip conditions on all walls. The boundary conditions for particles were escape at the inlet-outlet and reflect condition on all walls. The solver algorithm was selected SIMPLE (Semi-Implicit-Pressure-Linked-Equations). Two-phase flow has been analyzed using Discrete Phase Model (DPM) approximation. The continuity and momentum equations have been discretized using second order upwind schemes.

Second part of the thesis consisted of two main sections, first one effects of different Reynolds number and the second one effects of different particle size (also different particle confinement ratio) were investigated numerically.

In order to reveal the effects of Reynolds number in particle focusing several analyses performed with 10 μm particle and flow rates ranging from 100 to 1200 μl/min..

After the results were examined, dean drag force was found to be inefficient at low flow rates so inertial lift force dominated the flow ($F_L \geq F_D$) and particles started to move through center to the channel wall. With increased flow rate, Dean drag force began to emerge and particles started to move their equilibrium positions. In a specific flow rate range two focusing line obtained but at a certain flow rate single focusing line achieved ($R_f \sim 1$).

Streak behaviour at high U_{avg} was investigated also in this section. At high flow rates Dean drag force got higher values than inertial lift force and caused that the particles loss the balance and breakdown of focusing occurred finally. Experimental results and numerical results for particle positions in the microchannel were compared each other on the graphic at the end of this section.

In order to reveal the effects of particle size and particle confinement ratio in particle focusing several analyses performed with 5, 7 and 10 μm particle and flow rates ranging from 150 to 1100 μl/min..

After the results were examined, at low flow rates it can be seen that all three particles exhibit close behaviours. With increased flow rates particles began to move

their own equilibrium positions which were close to the channel walls and finally formed two focusing lines.

Single focus line was formed initially by 10 μm particles and after 7 μm particles. Single focus line could not be obtained for 5 μm particles and breakdown of focusing could not formed for 7 μm particles.

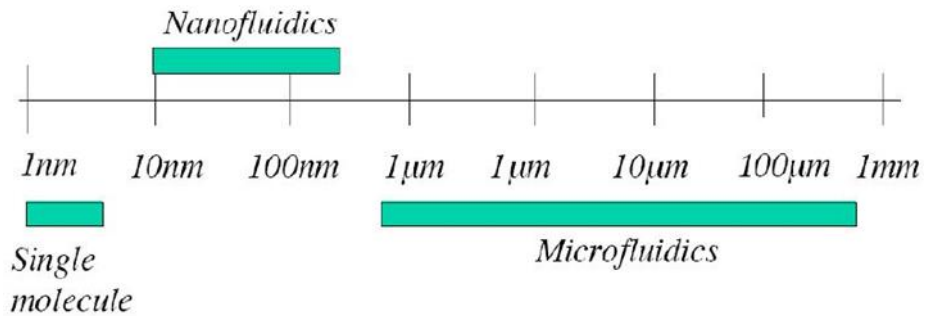
Consequently, some of the findings about particle focusing which were obtained in many experimental studies, were verified with this numerical study.

1. GİRİŞ

İnsanoğlu var olduğundan bu yana kendisini hep bir yaşam mücadelesi içinde bulmuştur. Dış cephede doğa, hayvanlar ve kendi türü ile mücadelesini sürdürürken, iç cephede amansız hastalıklarla mücadele etmiş ve etmektedir. Her bir mücadele; yeni bir arayışı ve çözümü beraberinde getirmiştir. Sahip olduğumuz düşünebilme ve üretebilme yetileri bizi hep bir üst seviyeye taşımıştır. Gelişen hayat şartları, hayal gücümüzü kullandığımız alanları da genişletmiş ve bize yepyeni ufuklar açmıştır.

“Bir kum tanesinin sırrını çözmeyi başarsaydık, bütün dünyanın sırrını öğrenmiş olurduk.” Ünlü teorik fizikçi Albert Einstein’da bu söylemiyle hayalgücünün herhangi bir ölçeği olmadığına dikkat çekmiştir.

M.Ö. 200 lü yıllarda Arşimet’in hidrostatik ve mekaniğin temellerini atarak başlattığı bayrak yarışı, 20. Yüzyılda Max Planck’ın “enerjinin paketçiklerden oluştuğu” teorisi ile ortaya çıkan kuantum mekaniği ile birlikte farklı bir boyuta geçmiştir. Kuantum mekaniğindeki gelişmeler bizlere mikro dünyanın kapılarını açarak bu boyuttaki olayları daha iyi kavramamızı sağlamıştır. Ancak bu boyutta elle tutulabilir çalışmalar yapmak, yapay zekanın ve bilgisayar biliminin babası olarak gösterilen Alan Turing’in bilgisayarlara düşünme yetisi kazandırılabilceğini göstermesi ve bilgisayar biliminin günümüzdeki seviyesine ulaşması ile mümkün olmuştur.



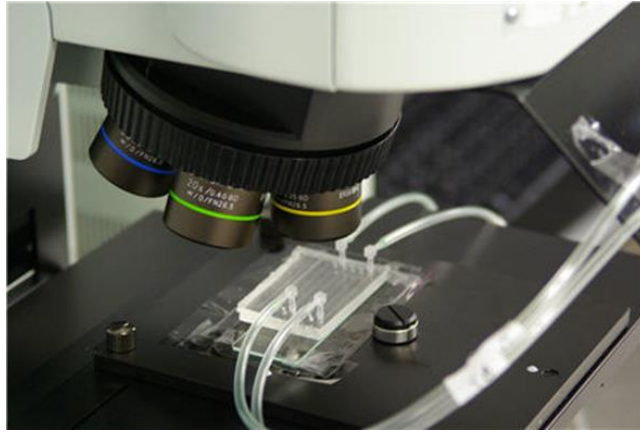
Şekil 1.1 : Mikro ve Nano Akışkan sistemler [1].

Günümüzde, MEMS (mikro elektro-mekanik sistemler) adını taşıyan ve makro boyuttaki mekanik, elektrik sistemlerin mikro boyuta uyarlanmış hali olan sistemler bir çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu, yeni ve sayısız araştırmaya konu olan alanda, akışkanlar dinamiğinde 1990 yılında, “mikroakışkan sistemler” adıyla kendisine yer bulmuştur.

1.1 Mikroakışkan Sistemleri

Mikroakışkan sistemler; en az bir boyutu 1000 μm 'nin altında olan, akışkanları küçük hacimlerde inceleyebileceğimiz sistemlerin dizaynında pratik uygulamalar sunan fizik, mühendislik, kimya, biyokimya, nanoteknoloji ve biyoteknoloji gibi birden çok bilim dalını bir araya getiren çalışma alanıdır.



Şekil 1.2 : PDMS tabanlı mikroakışkan sistem [2].

Mikroakışkan sistemler; düşük maliyet, taşınabilirlik, uyumluluk, düşük analiz süreleri, tehlikeli/pahalı malzemelerin düşük hacimlerde kullanılması, çok az miktarda örnek ve madde kullanımı, az yer kaplama gibi avantajlara sahiptir. Bu sebeplerden dolayı gıda, ilaç, kozmetik, tıp, biyoteknoloji, moleküler biyoloji sektörlerinde, biyolojik/kimyasal etkenlerin tespiti, ilaç üretimi, nokta tanı cihazları, DNA dizilimi, ilaç dağıtımı, çip-üstü-laboratuvar (lab-on-a-chip), tanı ekipmanları, mikro reaktörler, püskürtmeli yazıcılar ve yakıt hücreleri gibi birçok uygulama alanında kendisine yer bulmuştur.

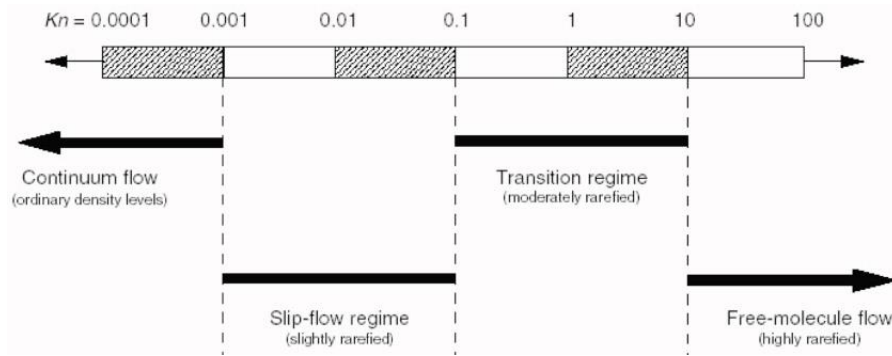
1.2 Mikroakışkanların Temel Prensipleri

Mikrokanal akışı ile ilgili en önemli parametrelerden biri Reynolds sayısıdır. Reynolds sayısını genel bir ifadeyle akışkanın, atalet kuvvetlerinin viskozite (akışkanın akmaya karşı gösterdiği direnç) kuvvetlerine oranı olarak tanımlayabiliriz. Mikroakışkan cihazlarda yüksek bir akış hızı söz konusu olsa bile mikro boyutlardan dolayı viskoz kuvvetler atalet kuvvetlerine oranla çok daha etkindir.

Bunun sonucunda akış düşük Reynolds sayılarında gerçekleşir. Reynolds sayısının akış rejimini belirlediğini göz önüne aldığımızda birçok mikrokanaal akışı için Reynolds sayısı 2100 değerinin çok altındadır ve akış rejimi laminar (stokes) olarak tanımlanır.

$$Re = \frac{\rho V D_h}{\mu} \quad (1.1)$$

Denklem 1.1’de , ρ akışkanın yoğunluğu (kg/m^3), V akışkanın hızı (m/s), D_h kanal hidrolik çapı (m), μ (Pa.s) akışkanın dinamik viskozitesidir. Mikro kanaal akışında önemli olan bir diğer boyutsuz sayı ise “Knudsen” sayısıdır. Klasik Navier-Stokes momentum denklemlerini uygulanabilir kılan bu sayı, akışkanın serbest molekülleri arasındaki ortalama mesafenin, kanal karakteristik uzunluğuna oranı olarak tanımlanır. Çalışmalarımızda karakteristik uzunluk olarak hidrolik çap alınmıştır. Akışkan olarak kullandığımız “su” içindeki moleküllerin birbirine olan uzaklıkları angström seviyelerinde ifade edilirken, hidrolik çap mikron seviyelerindedir. Bu durumda, çalışmalarımızda Knudsen sayısı 0.001 değerinin altındadır ve süreklilik rejimi geçerlidir.



Şekil 1.3 : Knudsen sayısına bağlı akış rejimleri [3].

$$K_n = \frac{\lambda}{L} \quad (1.2)$$

Denklem 1.2’de, λ akışkanın serbest molekülleri arasındaki ortalama mesafe, L ise karakteristik uzunluktur.

1.3 Tezin Amacı

Bu tezin iki ana amacı vardır. Birinci amacı, endotel ve immün sistem hücrelerinin; farklı akış debilerinde, birbirleriyle ilişkisini ve hücrel yanıtlarını moleküler açıdan inceleyebilmek için gerekli hücre kültürü ortamını sağlayabilecek bir mikroakışkan sistemin tasarımının yapılması ve basınç düşümleri ile cidar kayma gerilmesi değerlerinin sayısal olarak incelenmesidir. Bu kapsamda farklı mikrokanal geometrilerinde, farklı akış debilerinde analizler yapılmıştır.

İkinci amacı; partikül/hücre ayırıştırma ve sayma işlemlerinin temeli olarak sayılan pasif yöntem ile (atalet etkisi) odaklama işleminin simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde sayısal olarak incelenmesidir. Analizler sonunda elde edilen değerler deneysel verilerle doğrulanmıştır. Bu amaçla, 60 adet simetrik yarım daire dilimlerinden oluşan mikrokanal geometrisinde, farklı akış debilerinde analizler yapılmıştır.

Bu kapsamda; tezin ikinci bölümünde iki ve üç boyutlu farklı geometrilere sahip mikrokanallarda çeşitli debilerde basınç düşümü ve cidar kayma gerilmesi değerleri incelenmiştir. Düz mikro kanal geometrisi için analitik çözüm yapılmış ve analizler sonucunda elde edilen değerler ile analitik hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır.

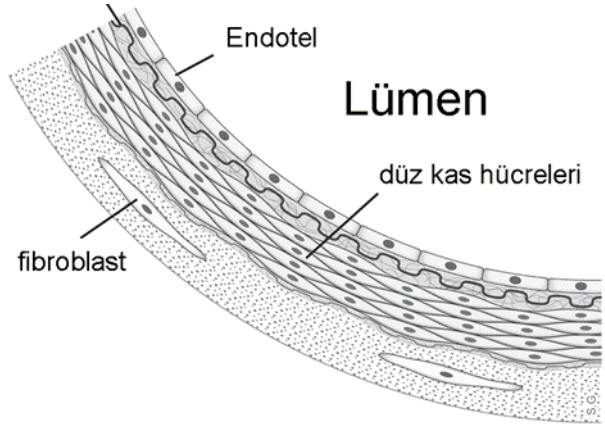
Tezin üçüncü bölümünde; simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisi üzerinde partikül odaklanması değişik parametrelere bağlı olarak incelenmiştir.

Tezin son bölümünde, yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlar yorumlanmış ve ileriye dönük planlı çalışmalar ile ilgili bilgi verilmiştir.

1.4 Endotel Hücre Sistemi

Kan damarlarının iç yüzeyinde, kan ile damar çeperi arasında ince bir tabaka halinde bulunan endotel hücreler, 50 yıl öncesine kadar kan akışını kolaylaştıran basit bir organ olarak tanımlanırken yapılan araştırmalar sonucunda bu hücrelerin birçok vasküler biyolojik olayda rol aldığı tespit edilmiştir. Boyutları 10-20 µm arası değişen ve damar iç çeperine tek sıralı bir katman olarak dizilen endotel hücreler insan vücudunun en geniş alana yayılan organıdır [4]. Özellikle vücudumuzda yaklaşık 40.000 km uzunluğunda bulunan kılcak damar çeperleri büyük ölçüde endotel hücre tabakasından oluşur.

Entodel hücre dokusunun insan sağlığı açısından önemini basitçe açıklamak gerekirse; endotel hücreler, bağışıklık sistemini yönlendiren veya etkinleştiren birçok maddeyle etkileşime girerler [4]. Bu etkileşim sonucunda fizyolojik olarak bir aksaklık meydana gelmezse, damar yollarının korunması, kan akışının normalleşmesi gibi olumlu sonuçlar ortaya çıkar. Ancak tersi bir durum söz konusu olduğunda damar sertleşmesi, damar tıkanıklığı, diyabet, hiper tansiyon gibi kronik rahatsızlıklar ortaya çıkmaktadır.



Şekil 1.4 : Damar iç yüzey kesiti [4].

Vücudumuzda, kan akışından kaynaklanan mekanik kuvvetler hücre ve doku işlevselliği üzerinde önemli rol oynamaktadırlar. Gerilme, basınç ve kayma gerilmesi kuvvetleri hücre üzerine etki eden en önemli mekanik uyarıcılardır. Bu mekanik uyarılar, farklı fizyolojik cevapları tetikleyerek doku dengesinin devamlılığını sağlayabilmek için gerekli olan gen ifadesi, protein sentezi, hücre büyümesi, farklılaşması ve ölümü gibi hücresel işlevlerinin düzenlenmesinde temel rol oynamaktadır [4]. Doku ve organ düzeyinde, fizyolojik olayların sürdürülmesinde büyük oranda etkisi olan ve sürtünme kuvveti olarak tanımlanan kayma gerilmesi, damarların iç yüzünü döşeyen endotel hücrelerinin üzerinde gelişim ve fizyoloji açısından çok büyük öneme sahiptir.

1.5 Mikroakışkanlarda Partikül Fokuslanması

Partikül/hücre ayrıştırması mikroakışkanların kullanıldığı uygulamalardan önemli bir tanesidir. Biyoloji ve tıp alanında üzerinde önemli çalışmalar yapılan partikül/hücre ayrıştırması işlemleri aktif yöntem ve pasif yöntem olmak üzere iki ana başlık altında toplanır. Aktif yöntemlerde mikroakışkan cihaza dış etkenler ile müdahale edilir.

Aktif yöntemlere örnek olarak elektroforez, magnetoforez, akustoforez ve optik yöntemler sayılabilir. Bu yöntem partikül ayırıştırma verimi açısından daha iyi olmasına rağmen mikroakışkan sistemlerin, kolay taşınabilme ve düşük maliyet gibi olumlu özelliklerini ortadan kaldırmaktadır.

Pasif yöntemler ise herhangi bir dış etkene gerek duymadan, mikrokanal geometrisi, akışkan/partikül yoğunluğu, partikül boyutu, partikül tutulma oranı gibi fiziksel parametrelere dayalıdır. Hücre/partikül fokuslanması ise ayırıştırma işleminin ön adımı olarak kabul edilir. En kolay tanımı ile fokuslanma işlemi; mikrokanala dağınık şekilde giren partiküllerin, eğer kanal uzunluğu yeterli ve tasarımı uygun ise, çıkışa doğru çeşitli parametrelere bağlı olarak belirli bir düzen içinde hareket etmelerinin sağlanmasıdır. Partikül yoğunluğu, boyutu yada malzemesi gibi detaylar kullanılacak yöntemde belirlemektedir.

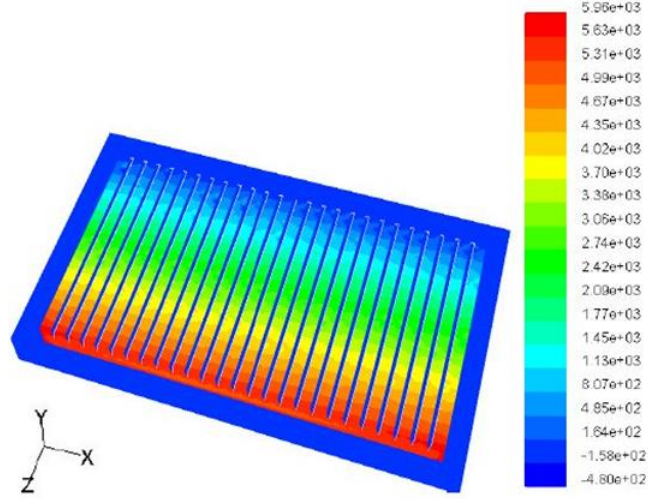
1.6 Literatür Araştırması

Chang ve diğ., (2000) hidroluk çapı 92 μm , toplam uzunluğu 12 mm olan düz, ani genişleyen ve 90⁰ dirsekli mikrokanal olmak üzere üç değişik mikro kanal geometrisinde basınç düşümünü sayısal olarak incelemiştir. Analizlerde akışkan olarak fibrinsiz koyun kanı, debi olarak 2.5 ve 100 $\mu\text{l/dak.}$ arasındaki değerler kullanılmıştır. Basınç düşümü değerleri sayısal ve deneysel olarak karşılaştırmalı verilmiştir. Düz mikrokanal ve ani genişleyen mikrokanal için sayısal sonuçların deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğu ancak 90⁰ dirsekli mikrokanal geometrisinde basınç düşümü değerlerinin sayısal analizlerde elde edilen deneysel sonuçlara göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir [5].

Sharma ve diğ., (2006) hidroluk çapları 144, 240, 360 μm , uzunlukları 3, 1.5, 0.75 mm olan dikdörtgen kesitli 3 farklı düz mikro kanalda deneysel çalışmalar yapmıştır. Deneysel akışkan olarak hava kullanılmıştır. Bu çalışmada farklı kütleli debilerde basınç düşümü ve sürtünme faktörü değerleri elde edilmiştir. Deneysel sonucunda bu konu ile ilgili literatürde yapılan diğer çalışmalar doğrulanmıştır [6].

Gunnasegaran ve diğ., (2009) kesit yüzeyleri ikizkenar yamuk, dikdörtgen ve üçgen şeklinde olan 3 çeşit mikrokanal ısı değiştiricisinde, Reynolds sayısının 100 ile 1000 değerleri arasında değiştiği farklı akış debilerinde basınç düşümü ve sürtünme faktörü değerlerini sayısal olarak incelemiştir.

Analizlerde akışkan olarak su kullanılmıştır. Analizler sonucunda; 3 geometri içinde hidrolik çap değerinin basınç düşümü değeri ile ters orantılı olduğu sonucuna varmışlardır [7].



Şekil 1.5 : Isı alıcıdaki basınç dağılımı [7].

Mudawar ve diğ., (2006) hidrolik çapı 336 μm ve uzunluğu 12 cm olan dikdörtgen kesitli mikrokanal geometri üzerinde, Reynolds sayısının 196 ile 2215 değerleri arasında değiştiği, hem deneysel hem de sayısal çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalarda akışkan olarak su kullanılmıştır. Çalışmada basınç düşümünün Reynolds sayısı ile değişimi deneysel ve sayısal olarak karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Bu çalışmada ayrıca akışın gelişimi de incelenmiştir. Çalışmalar sonucunda sayısal sonuçların, basınç düşümü değerlerinde deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğu görülmüştür [8].

Akbari ve diğ., (2009) kesit yüzeyi uzunluklarının birbirine oranı 0.13 ile 0.76 arasında değişen 5 adet dikdörtgen kesitli mikro kanal geometrisi üzerinde deneysel çalışmalar yapmıştır. Analizlerde akışkan olarak su, debi olarak 40 ile 240 $\mu\text{l}/\text{dak}$. arasındaki değerler kullanılmıştır. Çalışmalar sonucunda Bahrami tarafından geliştirilen dikdörtgen kesitli mikrokanal geometrisinde basınç düşümü deneysel olarak doğrulanmıştır [9].

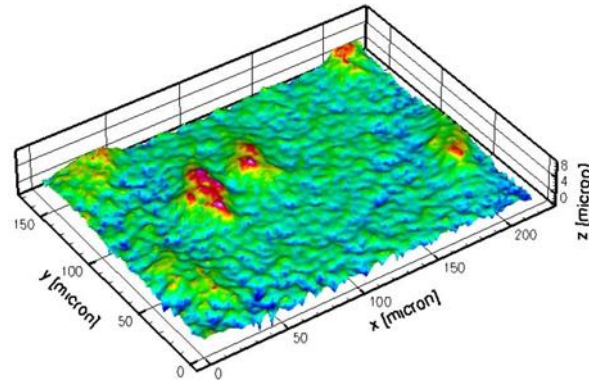
Hrnajak ve Tu, (2007) hidrolik çapları 69.5 ve 304.7 μm arasında değişen dikdörtgen kesitli mikrokanal geometrilerinde R134a soğutucu gaz ile deneyler yapmışlardır. Deneylerde Reynolds sayısı 112 ile 9180 değerleri arasında değişmektedir. Deneylerdeki asıl amaç kanal pürüzlülüğünün akışa olan etkisini incelemektir.

Basınç düşümü değerleri laminar, geçiş ve türbülanslı bölgelerdeki sürtünme faktörünü karakterize etmek için kullanılmıştır. Kanal yüzey pürüzlülük değerinin düşük olduğu durumlarda laminar sürtünme katsayısı ile kritik Reynolds sayısı değerlerinin bilinen değerlere yaklaştığı görülmüştür [10].

Bahrami ve diğ., (2005) çeşitli kesit yüzeyi geometrilerinde deneysel, analitik ve sayısal çalışmalar yapmışlardır. Kendi çalışmalarını daha önce literatürde yapılmış çalışmalar ile kıyaslamışlar ve sonuçların küçük hata payı yüzdeleri ile tutarlı olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmada karakteristik uzunluk olarak hidrolik çapın değilde kesit yüzeyi alanının karekökünün alınması gerektiği tavsiye edilmiştir [11].

Mudawar ve Qu, (2002) hidrolik çapı 350 μm olan dikdörtgen kesitli mikrokana1 ısı değiştiricisinde, 139 ile 1672 değerleri arasında değişen Reynolds sayılarında sayısal ve deneysel çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmada diğerlerine ek olarak sadece akış incelenmemiş aynı zamanda ısı transferide incelenmiştir. Bu çalışmada, sayısal ve deneysel olarak, 2 tip ısı akısı değerinde basınç düşümü değerinin Reynolds sayısı ile değişimi karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Elde edilen sonuçlarda her iki ısı akısı değeri içinde deneysel ve sayısal sonuçların birbirlerine yakın oldukları görülmüştür [12].

Rossi ve diğ., (2006) hidrolik çapı 230 μm olan dikdörtgen kesitli bir mikro akışkan cihazda su akışı yüzünden endotel hücreler üzerine etkiyen kayma gerilmesi kuvveti değerlerini deneysel olarak incelemiştir. Deneysel endotel hücre tabakasına paralel olan bir çok katman üzerinde μPIV cihazı yardımıyla kayma gerilmesi dağılımları hesaplanmıştır. Deneysel 200 $\mu\text{l/dk}$. sabit debi değerini kullanılmış ve kayma gerilmesi değerleri 0.6 ile 1.5 Pa arasında elde edilmiştir [13].



Şekil 1.6 : Hücreler üzerindeki kayma gerilmesi [13].

Lu ve diğ., (2004) hidrolik çapları 47 µm olan 4 ayrı dikdörtgen kesitli düz mikrokanalda deneysel ve sayısal çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalarda akışkan olarak su kullanılmıştır. Kanalların yükseklikleri ve uzunlukları aynı fakat genişlikleri farklıdır. Sayısal çalışmalarda kanal içinde deneysel çalışmalardaki hücre ekimini temsilen, yüksekliği 4 µm olan yarım küre şekiller kullanılmıştır. Deneysel ve sayısal analizler sonucunda düz kanallarda hücrelere uniform kayma gerilmesi etki ettiğini göstermişlerdir. Ayrıca, kanal yüksekliği ile hücre boyutu arasındaki oran azaldıkça, hücreler üzerine etkiyen kayma gerilmesinin kanal cidarındaki kayma gerilmesinden çok daha farklı olduğunu göstermişlerdir [14].

Cioffi ve diğ., (2010) hidrolik çapı 147 µm olan ve alt cidarında değişen ölçülerde kavite bulunan mikroakışkan cihazda, hücre ekimi ve kavitelerdeki kayma gerilmesinin hücre ekimine etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarda akışkan olarak su kullanılmıştır. Çalışmalarda kavite içindeki kayma gerilmesi değerlerinin kanal cidarında oluşan kayma gerilmesi değerlerinden daha düşük olduğu tespit edilmiştir [15].

Steinke ve Kandlikar, (2006) hidrolik çapı 222 µm olan dikdörtgen yüzey kesitli düz mikrokanalda, 14-789 değerleri arasında değişen Reynolds sayılarında, basınç düşümünü deneysel olarak incelemişlerdir. Analizlerde akışkan olarak su kullanılmıştır. Bu çalışmada literatürde yapılan diğer deneysel çalışmalardan farklı olarak ilk kez basınç düşümü hesaplanırken, kanal, akışın geliştiği bölge ve tam gelişmiş akışın olduğu bölge olmak üzere iki bölgede ele alınmıştır. Çalışma sonucunda deneylerde elde edilen basınç düşümü değerlerinin analitik değerler ile uyumlu olduğu görülmüştür [16].

Zhang ve diğ., (2014) elmas şeklindeki mikro akışkan cihazda deneysel ve sayısal çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalarda mikro kanal içerisinde 3 adet çizgi belirlenmiş ve bu çizgilerdeki cidar kayma gerilmesi değerleri incelenmiştir. Ayrıca çizgiler üzerinde yer alan hücrelerin çeşitli debilerde kayma gerilmesine cevap olarak verdikleri yönelimler gözlenmiştir. Çalışmanın sonucunda kanal merkezinde bulunan hücrelerin, cidarlara yakın bölgede yer alan hücrelere göre daha büyük kayma gerilmesine maruz kaldıkları gözlemlenmiştir [17].

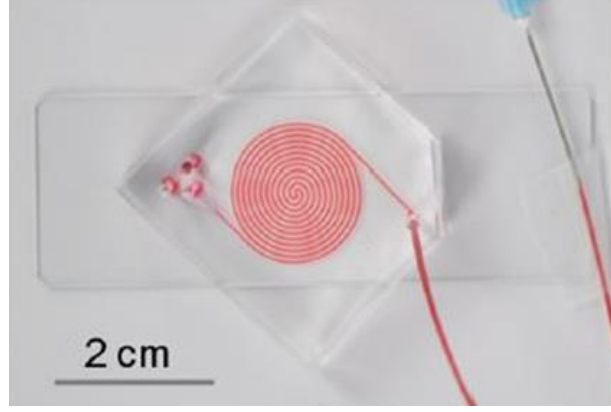
Stone ve Hollins, (2013) kesit alanları dikdörtgen, konik ve yarım daire şeklinde olan 3 farklı mikro kanalda sayısal çalışmalar yapmışlardır. Analizlerde akışkan olarak su kullanılmıştır. Analizlerde cidar kayma gerilmesi ve cidardan hücre boyu kadar (10 μm) yükseklikte oluşan kayma gerilmesi değerlerini incelenmiştir. Analizler sonucunda hücre kültürü için en ideal geometrinin alt cidardaki kıvrımın yüzeye daha çok yapışma olanağı sağlayacağı değerlendirildiğinden dolayı, alt cidarı yarım daire şeklinde olan mikrokanal olduğu tespit edilmiştir [18].

Khan ve Sefton, (2011) karmaşık bir mikro akışkan cihazı bölgelere ayırmış ve bu bölgelerde bulunan hücelere etkiyen kayma gerilmesini deneysel ve sayısal olarak incelemişlerdir. Çalışmalarda, debi değerleri 2-11 mL/dk. olacak şekilde su kullanılmıştır. Belirlenen 2 debi değeri için ortalama kayma gerilmesi değerleri 0.28 ve 1.56 Pa olarak elde edilmiştir [19].

Martel ve Toner, (2013) farklı eğrilik değerine sahip mikrokanallarda, 4.4, 9.9 ve 15 μm çapındaki partiküller ile farklı Reynolds sayılarında deneysel ve sayısal çalışmalar yapmışlardır. Analizler sonucunda düz mikrokanal geometrilerinde laminer akış rejiminde partiküllerin akış çizgilerinden ayrılmadıkları, eğrilik oranının artması ile birlikte çapı büyük olan partiküllerin akış çizgilerinden ayrılarak kanal iç çeperine doğru hareket ettikleri gözlenmiştir [20].

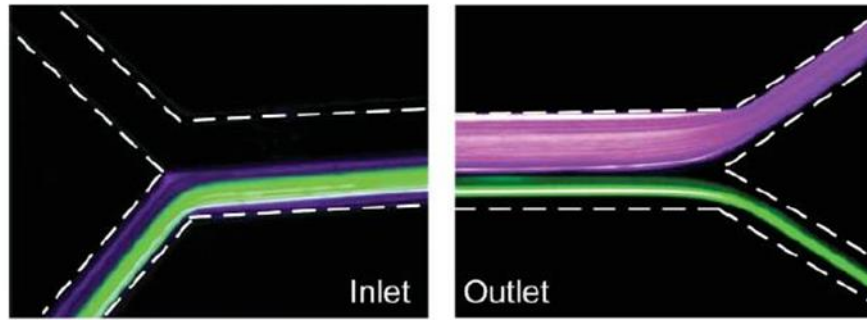
Sun ve diğ., (2013) spiral geometriye sahip mikrokanalda hidrodinamik yöntemlerle, partikül boyut özelliklerini kullanarak ayrıştırma üzerinde deneysel ve sayısal olarak çalışmışlardır. Çalışmalarında tümör hücreleri (15 μm) ve kan hücreleri (5 μm) kullanmışlar ve ayrıştırma işleminde 30 ml/h debisinde % 95 oranında başarılı olmuşlardır [21].

Liu ve diğ., (2014) düz mikro kanal geometrisinde, farklı hidrolik çaplarda, Reynolds sayısının 100 ve 200 değerleri için, 5 ve 15 μm çapındaki partiküller üzerinde odaklama için deneysel ve sayısal çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalar sonucunda, dikdörtgen kesitli mikrokanal geometrisinde daha önceki çalışmalarda elde edilen partiküllerin denge konumlarından farklı olarak yeni denge konumları sayısal analizler sonucunda bulunmuş ve deneysel çalışmalarla doğrulanmıştır [22].



Şekil 1.7 : Spiral mikrokanal [21].

Bhagat ve diğ., (2008) hidrolik çapı $66.6 \mu\text{m}$ olan spiral mikrokanal geometrisinde 5, 10 ve $20 \mu\text{l/dk}$. debilerinde deneysel çalışmalar yapmışlardır. Deneysel olarak, 1.9 ve $7.32 \mu\text{m}$ boyutlarındaki polystyrene partiküllerini Dean sayısının 0.47 değeri için tamamen ayırmayı başarmışlardır [23].



Şekil 1.8 : Farklı boyuttaki partiküllerin ayrışması [23].

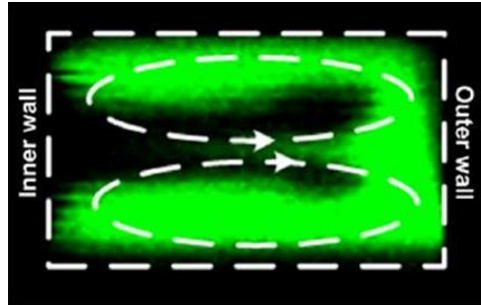
Ookawara ve diğ., (2006) hidrolik çapı $183 \mu\text{m}$, dönellik çapı 20mm olan yarım daire şeklindeki mikrokanal geometrisinde partikül konsantrasyon profillerinin sayısal incelemesini yapmışlardır. Analizlerde $Re=450$ ve $De=30$ değerleri kullanılmıştır. Her simülasyonda çapları 1.8 , 5 , 10 , 15 ve $20 \mu\text{m}$ olan partiküller kullanılmıştır. Analiz sonuçlarında partikül konsantrasyon veriminin, besleme konsantrasyonundaki artışla düştüğü buna karşın daha seyrek konsantrasyonlarda birim değerde kaldığı görülmüştür [24].

Johnston ve diğ., (2014) literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak hidrolik çapı $20 \mu\text{m}$ olan spiral mikro kanal geometrisinde çapları $1-3 \mu\text{m}$ arasında değişen partiküllerin Dean akışı ile odaklanmasını ve ayrışmasını deneysel olarak incelemişlerdir.

Deneylerde 1 μm \AA apındaki partiküllerde başarı sağlanamamış ancak 3.2 μm \AA apındaki partiküllerde % 93, 2.1 μm \AA apındaki partiküllerde % 87 oranında başarı sağlamışlardır [25].

Papautsky ve Nivedita, (2013) spiral mikrokanal geometrisinde 7.32, 10, 15, 20 μm \AA apındaki polistrene partikülleri ile deneysel çalışmalar yapmışlardır. İlk aşamada akışkan olarak su kullanmışlar ve partiküllerin denge konumuna gelip fokuslanmalarında boyutlarının da kanal geometrisi ve akışkan özellikleri kadar önemli olduğunu tespit etmişlerdir. Su ile yaptıkları optimizasyon deneylerinden sonra, erkek balina kanı kullanarak mikroakışkan cihazı test etmişler ve eritrosit ile lökositleri birbirinden ayırma işleminde % 95 başarı sağlamışlardır [26].

Ramachandraiah ve diğ., (2014) hidrolik çapları 50 ile 95 μm arasında değişen U ve S geometrisindeki mikro kanallarda partikül fokuslanmasını deneysel ve sayısal olarak incelemişlerdir. 2 ve 10 μm çapındaki partiküller kullanarak farklı Dean sayılarında yapılan çalışmalar sonucunda Dean sayısındaki artışın partiküllerin daha çabuk denge pozisyonuna ulaşmasını sağladığını tespit etmişlerdir [27].



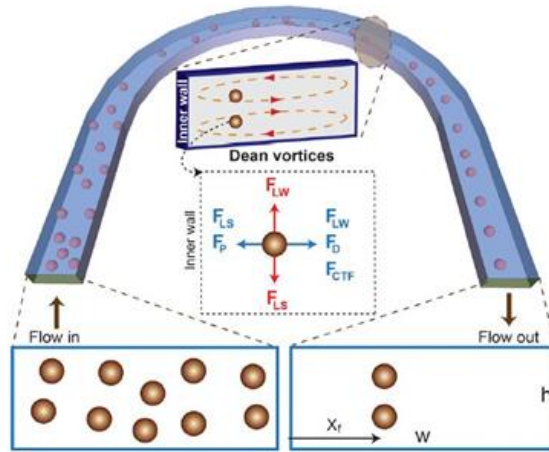
Şekil 1.9 : Dean akışının düşey kesit görüntüsü [26].

Martel ve Toner, (2012) yüksekliği 50 μm ve genişliği 50-400 μm değerleri arasında değişen spiral mikrokanal geometrilerinde sayısal ve deneysel çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalar sonucunda partikül fokuslanmasına etki eden birçok parametreyi geniş bir yelpazede ele almışlardır. Ayrıca düşük yükseklik-genişlik oranlarında yüksek akış hızlarında fokuslanmalarda meydana gelen kırılmaları gözlemlemişlerdir. [28].

Di carlo ve diğ., (2007) düz, simetrik kıvrımlı ve asimetrik kıvrımlı mikrokanal geometrilerinde 10 μm çapındaki partiküller ile deneysel çalışmalar yapmışlardır. Deneylerde kullanılan mikrokanal geometrileri 50 μm genişlikte olup akışkan olarak su kullanılmıştır.

Deney sonuçlarında; düz kanallarda partiküllerin parabolik hız profilinden dolayı akış çizgilerinden ayrıldıkları ve yüzey kesitinden bakıldığında 4 adet denge konumunda toplandıkları, simetrik kıvrımlı mikrokanallarda partiküllerin 2 adet denge konumunda toplandıkları ancak kritik Dean sayısı değerinden sonra bu konumlarda dağınıklıklar gözleendiği, asimetrik kıvrımlı mikrokanalda ise partiküllerin tek bir denge konumunda toplandıkları ancak artan Dean sayısı değerinin bu konumu bozduğu tespit edilmiştir [29].

Bhagat ve diğ., (2009) genişliği 500 μm , yüksekliği 90-140 μm arasında değişen dikdörtgen kesitli spiral mikro kanal geometrisinde, 10, 15, 20 μm çapındaki partiküllerin odaklanması üzerinde çalışmalar yapmışlardır. Çalışmada, odaklanma çizgilerinin Dean sayısı ve kanal yüksekliğine göre değişimi üzerinde durulmuştur. Hidrolik çapı 206 μm olan spiral mikrokanalda, 3 farklı boyuttaki partiküllerin odaklanmasında % 90 başarı sağlamışlardır [30].



Şekil 1.10 : Fokuslanmanın şematik gösterimi [27].

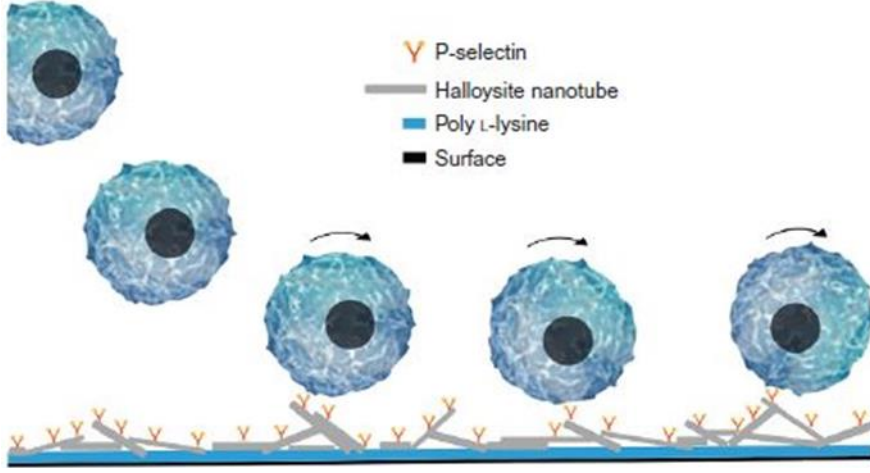
Zuvin ve diğ., (2015) hidrolik çapları 135, 144, 153 ve 158 μm olan 4 adet simetrik kıvrımlı mikro kanal geometrisinde deneysel çalışmalar yapmışlardır. Üretilen her bir mikrokanal tek giriş ve üç adet çıkışa sahiptir. Deneylerde farklı mikro kanal yüzey kesitlerinin ve akış debilerinin, boyutları 15 ve 20 μm olan partiküllerin ayrıştırılması işlemi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Her bir mikrokanal için farklı debilerde belirli hacimsel oranlarda partikül karışımları kullanılmış ve bu partiküllerin boyutlarına göre ayrılarak belirli hacimsel yüzdelerde farklı kanal çıkışlarından geçtikleri tespit edilmiştir [31].

2. MİKROKANALLARDA KAYMA GERİLMESİ VE BASINÇ DÜŞÜMÜNÜN İNCELENMESİ

2.1 Amaç

Kayma gerilmesinin endotel hücre sistemi üzerindeki etkisinden bir önceki bölümde bahsetmiştik. Endotel hücrelerin doğal ortamında maruz kaldıkları akış, simülasyonlarda kullandığımız su akışı değil, kan akışıdır. Akışkanlar viskozitelerinin değişen kayma gerilmesine göre sabit yada değişken olmasına göre Newton tipi ve Newton tipi olmayan olmak üzere iki gruba ayrılır. Newton tipi akışkanlarda kayma gerilmesi ile şekil değiştirme oranı arasında doğrusal bir ilişki bulunur ve viskozite değişmez. Newton tipi olmayan akışkanlarda ise bu ilişki doğrusal değildir ve viskozite artabilir yada azalabilir. Kan ise Newton tipi olmayan bir akışkandır. Ana arterler hariç olmak üzere damarlardaki kan akışı normal şartlarda laminardır ve cidarlardaki kaymazlık koşulu ile parabolik bir hız profiline sahiptir. Bu akış rejimi vücudun çeşitli bölgelerinde değişiklikler göstermektedir. Sağlıklı bir endotel hücre sistemi kan akışını kolaylaştırır. Ancak endotel hücre sistemindeki aksaklıklar zamanla ateroskleroz denilen damar tıkanıklıklarına neden olur. Bu çalışmadaki amacımız belirli akış debilerinde endotel hücrelerin davranışlarını inceleyebileceğimiz bir mikroakışkan sisteminin üretiminden önce tasarımına yön verebilmek için mikrokanalları farklı geometri akış koşulları altında sayısal olarak incelemektir.

Kayma gerilmesi ve basınç düşümü parametreleri kan akışında önemli rol oynarlar. Örnek olarak kayma gerilmesi azaldıkça kanın viskozitesi artar bu da hücreler arasındaki geçirgenliği artırır ve sonuç olarak ateroskleroz oluşumu tetiklenir [32]. Aterosklerozu, insanlarda ve hayvan modellerinde çalışmak uzun süreler gerektirmesinin yanı sıra laboratuvar ortamında başarıyla oluşturabilmek için çok değişik faktör ve hücre tipi gerektirdiğinden, geleneksel yöntemlere göre üretimi kolay, maliyeti düşük ve kısa zamanda çözümlene yapabilme yeteneğine sahip mikroakışkan sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.



Şekil 2.1 : Cidara hücre ekiminin şematik gösterimi [33].

2.2 Sayısal Modelleme

Mikrokanal geometrisi oluşturulurken tasarlanan kanalın üretilebilirliği göz önünde bulundurulmuştur. Mikrokanalın tasarımı için çalışmalara iki boyutlu geometriler ile başlanmıştır. Bu süreçte düz mikrokanal, bir cidarında kaviteler bulunan mikrokanal ve simetrik kıvrımlı mikrokanal ile analizler yapılmıştır. Bunları müteakiben üç boyutlu geometriler üzerinde çalışmalara başlanmıştır. Bu süreçte ise düz mikrokanal, geniş-dar mikrokanal, simetrik kıvrımlı mikrokanal, köşe kıvrımlı mikrokanal ve bir cidarında kaviteler bulunan mikrokanal üzerinde analizler yapılmıştır.

2.2.1 İki boyutlu geometriler

2.2.1.1 Yönetici denklemler

Tez kapsamında adyabatik, daimi, sıkıştırılmaz ve laminar akış modelleri sayısal olarak incelenmiştir. Bunun için iki boyutlu kütle ve momentum korunum denklemleri sayısal olarak çözülmüştür. Modelde kullanılan denklemler, denklem 2.1-2.2'de gösterilmiştir.

Kütlenin korunumu;

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \bar{v}) = 0 \quad (2.1)$$

Momentumun korunumu;

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\bar{v}) + \nabla(\rho\bar{v}\bar{v}) = -\nabla p + \nabla(\bar{\tau}) + \rho\bar{g} + \bar{F} \quad (2.2)$$

2.2.1.2 Analitik çözüm

İki boyutlu düz mikrokanal akışında; sıkıştırılmaz, laminar, daimi akış kabulleri ile birlikte yer çekimi ivmesinide ihmal ettiğimizde Navier-Stokes denklemleri Poisson denklemine indirgenir. Düz mikrokanal akışı için kayma gerilmesi ve basınç düşümünün elde edildiği denklemler, denklem 2.3-2.7’de verilmiştir.

x-momentum;

$$\rho\left(\frac{\partial u}{\partial t} + \underbrace{u\frac{\partial u}{\partial x} + v\frac{\partial u}{\partial y}}_{\text{Konvektif ivme} \approx 0}\right) = \rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu\left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2}\right) \quad (2.3)$$

$$\text{Süreklilik: } \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (\text{tam gelişmiş ; } \frac{\partial u}{\partial x} = 0, v = 0)$$

$$Q = \int_A u(y) dA = b \int_0^h u(y) dy \quad (2.4)$$

$$Q = b \int_{y=0}^{y=h} \frac{dp}{dx} \frac{1}{2\mu} (y^2 - hy) dy = \frac{dp}{dx} \frac{b}{2\mu} \left[\frac{y^3}{3} - \frac{y^2}{2} h \right]$$

$$Q = \frac{dp}{dx} \frac{b}{2\mu} \frac{h^3}{6} \quad (2.5)$$

$$\frac{\Delta P}{l} = \frac{12\mu\dot{m}}{\rho b h^3} \quad (2.6)$$

$$\tau_w = \pm \frac{6\mu\dot{m}}{\rho b h^2} \quad (2.7)$$

2.2.1.3 Çözüm ağı

Akış alanının Ansys-Design Modeler programı ile oluşturulması aşamasından sonra tasarlanan geometri için Ansys-Meshing programı kullanılarak çözüm ağı oluşturulmuştur. HAD analizi için çözüm ağı oluşturulurken, daha az hücre sayısı ile çarpıklık (skewness) seviyesi daha düşük çözüm ağı oluşturulmasını sağlayan ve dörtgen elemanlar kullanan yapısal çözüm ağı kullanılmıştır. Analiz yapılacak her bir geometri için cidar kayma gerilmesi değerleri veya basınç düşümü değerleri hesaplanarak, yüksek debi değerlerinde çözüm ağı analizi yapılmış ve sonuçların çözüm ağından bağımsız olduğu görülmüştür. Cidara yakın bölgelerde, uzak olan bölgelere nazaran hız gradyanları daha büyüktür ve bu bölgelerde sık bir çözüm ağına ihtiyaç duyulur, cidarlardan uzak bölgelerde ise daha kaba bir ağ yapısı yeterli olmaktadır.

2.2.1.4 Sınır şartları ve çözüm yöntemi

Zamandan bağımsız analizlerde kullanılan sınır şartları; giriş sınır şartı olarak (velocity inlet) sabit hız, çıkış sınır şartı olarak sabit basınç (pressure outlet) kullanılmış cidarlarda kaymazlık koşulu (no-slip) uygulanmış ve sistem izotermal olarak kabul edilmiştir. Bütün iki boyutlu mikrokanal geometrilerinde kesit alanı hesaplanırken derinlik değeri 100 μm alınmıştır.

Analizler, Fluent yazılımı ile iki boyutlu, daimi, sıkıştırılamaz akış kabulleri altında yapılmıştır. Basınç ve momentum denklemleri 2. mertebe doğrulukta ayrıklaştırılmış ve basınç-hız bağlanması için SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations) yöntemi kullanılmıştır. Akışkan olarak su kullanılmıştır.

Yapılan sayısal analizlerde kullanılan akışkan özellikleri Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1 : Suyun termofiziksel özellikleri.

	Su
Yoğunluk (ρ)	1000 kg/m ³
Özgül Isı (C_p)	4182 J/kg K
Isıl İletkenlik (k)	0.6 W/m K
Dinamik Viskozite (μ)	1e-03 kg/m.s
Molekül Ağırlığı (M)	18.0152 kg/kg-mol

2.2.1.5 Analiz sonuçları

Düz mikrokanal

Genişliği 50 μm , uzunluğu 1000 μm olan düz bir mikrokanal geometrisi için analizler yapılmıştır. Analizlerde 50, 100, 150, 250 ve 300 $\mu\text{l/dak.}$ debi değerleri kullanılmıştır. Analizler sonucunda, mikrokanalın giriş ve çıkışlarından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir.

Analizlerde kullanılan debi değerleri, giriş hız sınır koşulu değerleri, akışın kanal içinde ulaştığı maksimum hız değerleri ve hidrodinamik giriş uzunluğu değerleri izelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2 : Düz mikrokanal için debi, hız ve konum değerleri.

Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	Giriş hızı (m/s)	U_{max} (m/s)	Hidrodinamik giriş uzunluğu L_h (μm)
50	0.166	0.248	46
100	0.332	0.497	78
150	0.5	0.749	146
250	0.833	1.247	176
300	0.996	1.492	274

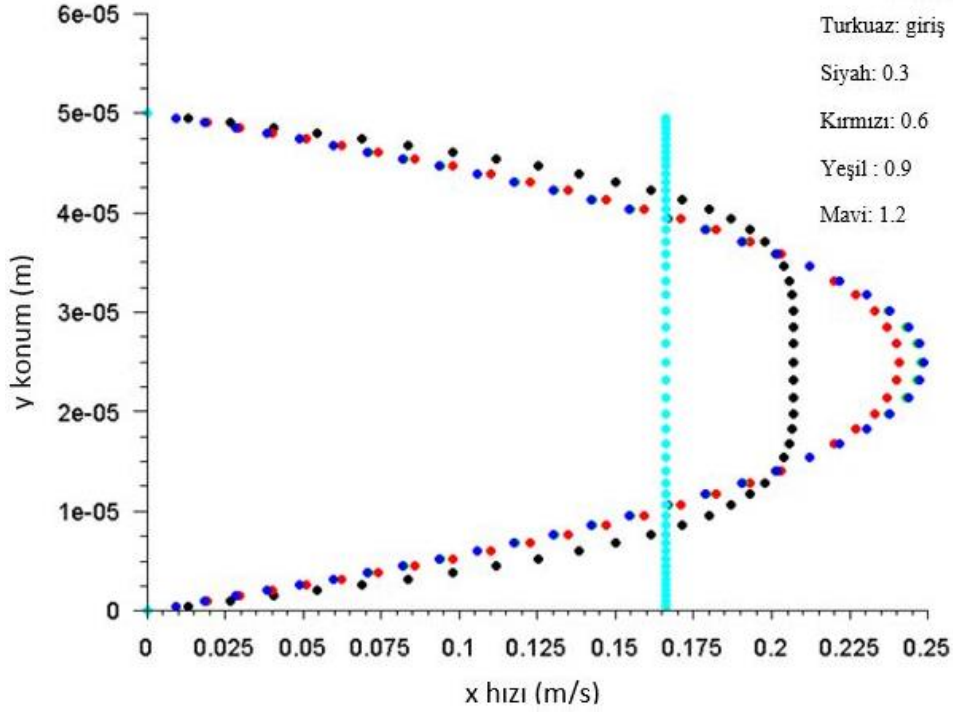
Bütün debi değerleri için sayısal olarak elde ettiğimiz basınç düşümü ve cidar kayma gerilmesi değerlerini analitik çözüm ile hesapladığımızda elde ettiğimiz değerler izelge 2.3’de karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Çizelge 2.3 : Sayısal ve analitik sonuçlar.

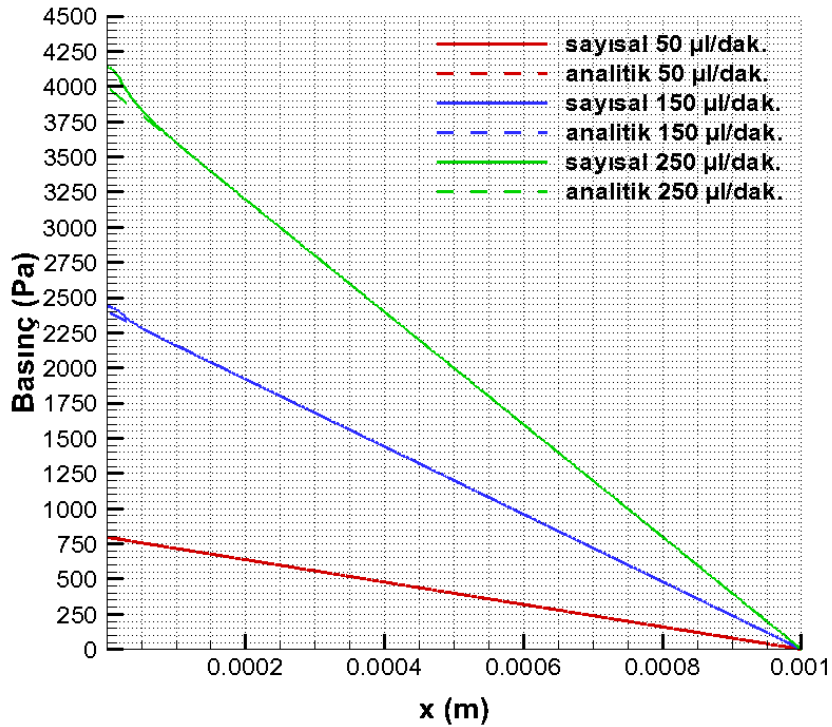
Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	50	100	150	200	250	300
	ΔP (Pa)					
Sayısal	792	1600	2435	3265	4137	4994
Analitik	800	1600	2400	3200	4000	4800
	Kayma Gerilmesi (Pa)					
Sayısal	19,9	39,8	59,93	79,6	99,8	119,4
Analitik	20	40	60	80	100	120

Viskoz etkilerden dolayı kanal içi akışlarda hız sınır tabakası, giriş bölümünden olmak üzere her iki cidarda simetrik olarak gelişmektedir. Kanal girişinden itibaren belli bir mesafe sonra cidarlarda gelişen her iki sınır tabaka birleşir ve akış viskoz etkiler altında kalır. Her iki sınır tabakanın birleştiği noktadan sonraki bölüm “tam gelişmiş akış bölgesi” olarak adlandırılır [34].

Şekil 2.2’de x/w boyutsuz sayısına bağlı olarak hız profilinin sabit profilden, parabolik profile geçişi verilmiştir. x uzunluğu kanal girişinden itibaren hız profilinin alındığı uzunluk, w ise kanal genişliğidir. Şekil 2.3’de kanal boyunca basınç değişimi verilmiştir.

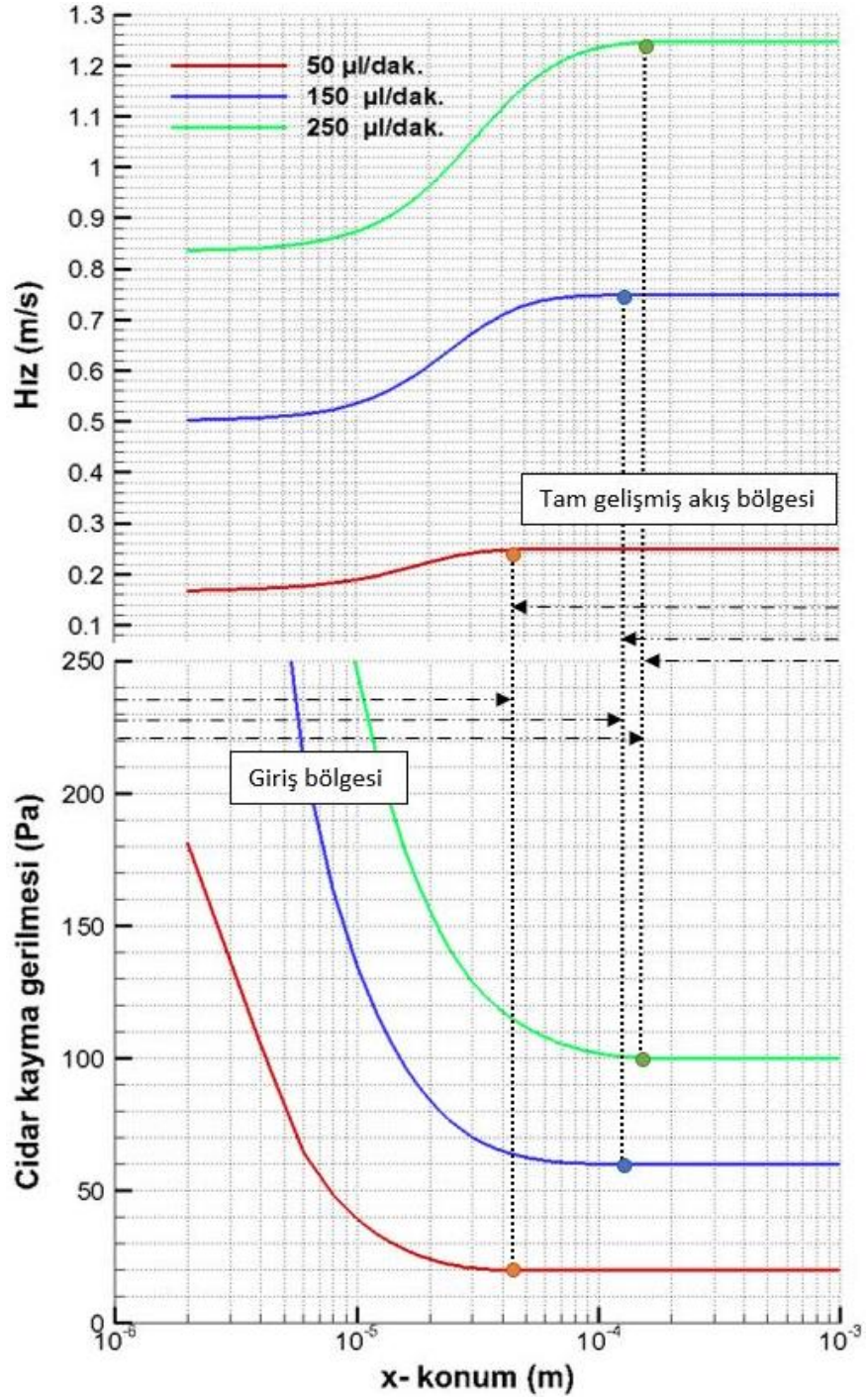


Şekil 2.2 : Sabit hız profilinden parabolik hız profiline geçiş [50 µl/dak].



Şekil 2.3 : Kanal boyunca basınç değişimi [50 µl/dak].

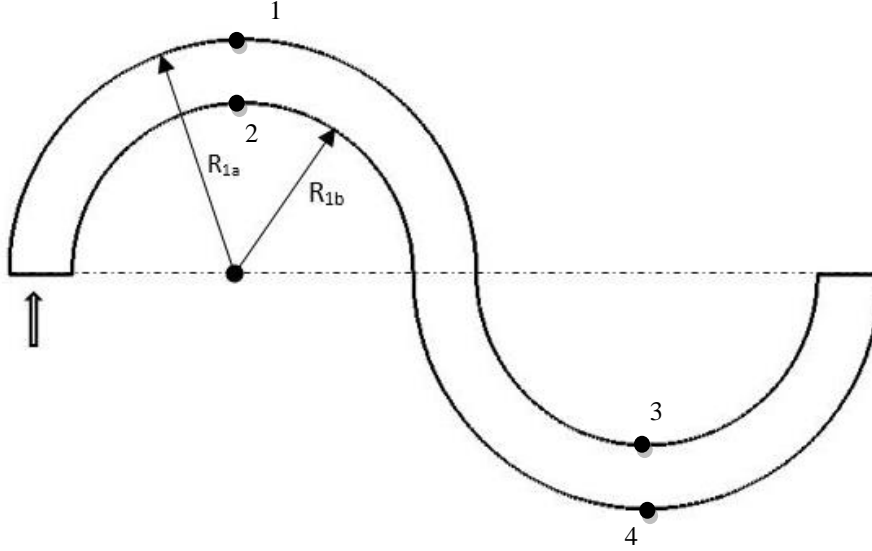
Şekil 2.4’de kanal girişinden itibaren oluşan akış bölgeleri verilmiştir. Görüldüğü üzere debi değeri arttıkça hidrodinamik giriş bölgesi uzunluğuda artmaktadır. Her üç debi içinde akış hızı kanal girişinden itibaren belli bir mesafe sonra maksimum değerine ulaşmakta ve tam gelişmiş akış bölgesi boyunca bu hız değeri sabit kalmaktadır. Cidar kayma gerilmesi değeri de hız gradyanına bağlı olduğu için tam gelişmiş akış bölgesinde gerçek değerini almaktadır.



Şekil 2.4 : Giriş ve tam gelişmiş akış bölgeleri [50, 150 ve 250 µl/dak].

Simetrik kıvrımlı mikrokanal

İç ve dış yarıçapları sırasıyla 135-185 μm olan simetrik kıvrımlı mikrokanal üzerinde analizler yapılmıştır. Analizlerde 50, 100, 150, 200, 250 ve 300 $\mu\text{l}/\text{dak.}$ debi değerleri kullanılmıştır. Analizler sonucunda, mikrokanalın giriş ve çıkışlarından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ve 1, 2, 3 ve 4 numaralı noktalardan alınan cidar kayma gerilmesi değerleri hesaplanmıştır. Mikrokanalın genel görünümü Şekil 2.5’de verilmiştir.



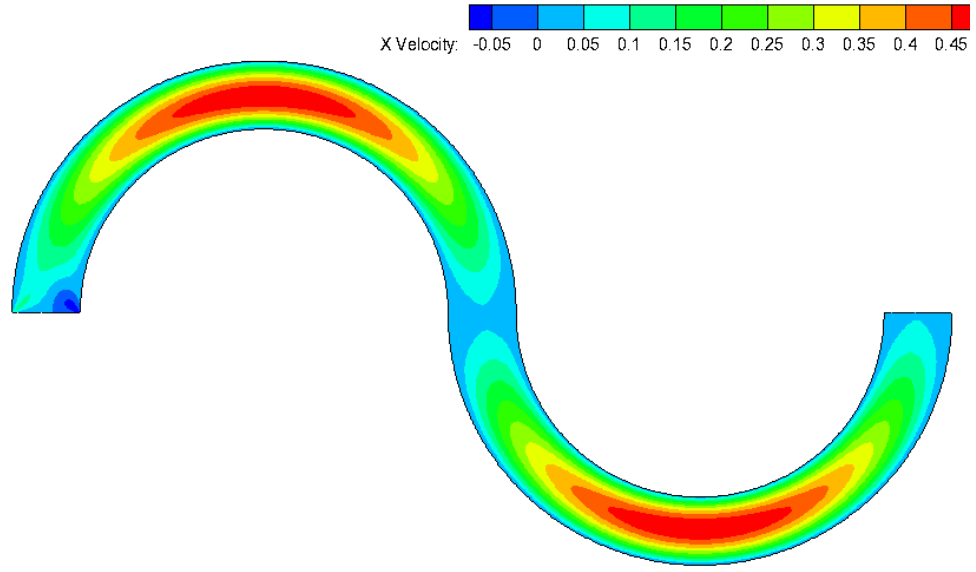
Şekil 2.5 : Simetrik kıvrımlı mikrokanal.

Analizlerde kullanılan debi değerleri, giriş hız sınır koşulu değerleri ve analizler sonucunda elde edilen basınç düşümü ve cidar kayma gerilmesi değerleri Çizelge 2.4’de verilmiştir. Cidar kayma gerilmesi değerleri incelendiğinde 2-3 ve 1-4 noktalarındaki değerlerin simetrik olduğu görülmektedir.

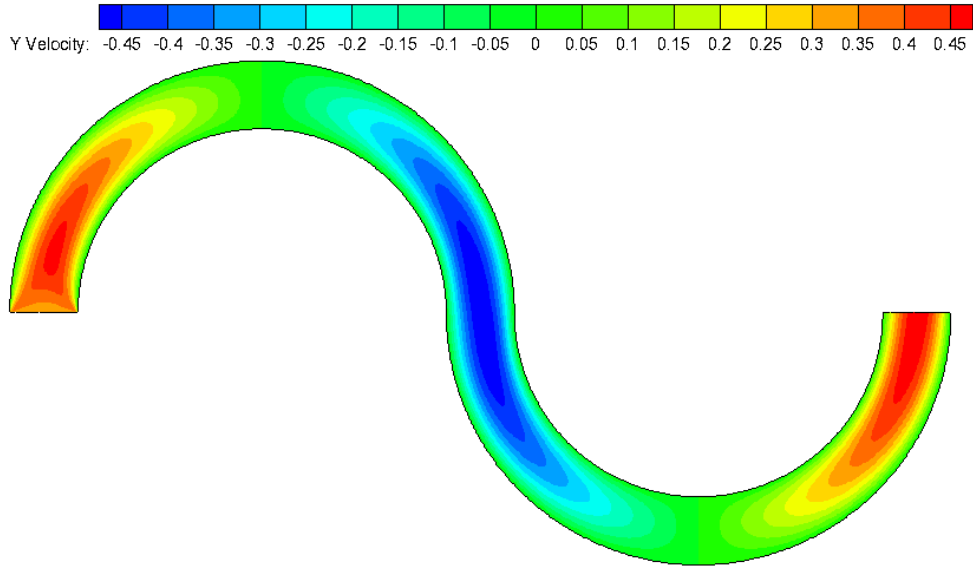
Çizelge 2.4 : Simetrik kıvrımlı mikrokanal debi, hız ve analiz sonuçları.

Debi ($\mu\text{l}/\text{dak.}$)	Giriş hızı (m/s)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi 1 (Pa)	Kayma Gerilmesi 2 (Pa)	Kayma Gerilmesi 3 (Pa)	Kayma Gerilmesi 4 (Pa)
50	0.166	847	18.1	22.1	22.1	18.1
100	0.332	1714	36.1	44.3	44.3	36.1
150	0.5	2614	54.3	66.9	66.9	54.3
200	0.664	3516	72.1	88.9	88.9	72.1
250	0.833	4471	90.4	111.6	111.6	90.4
300	0.996	5416	108.1	133.5	133.5	108.1

Şekil 2.6 ve 2.7’de sırasıyla x-y yönündeki hız kontürleri verilmiştir.



Şekil 2.6 : 100 $\mu\text{l/dak.}$ debi değeri için x hızı kontürü [m/s].

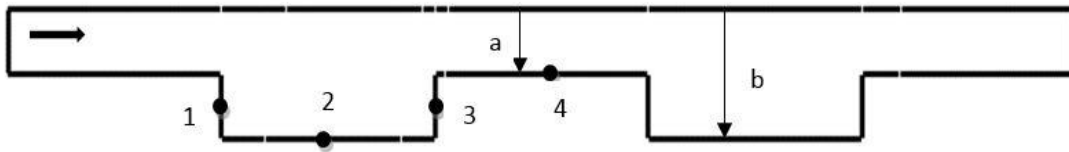


Şekil 2.7 : 100 $\mu\text{l/dak.}$ debi değeri için y hızı kontürü [m/s].

Bir cidarı kaviteli mikrokanal

Bu mikrokanal geometrisi için 2 konfigürasyon kullanılmıştır. İlk konfigürasyonda genişleme oranı (E , $b=100 \mu\text{m}$ / $a=50 \mu\text{m}$) 2 ve ikinci konfigürasyonda genişleme oranı (E , $b=150 \mu\text{m}$ / $a=50 \mu\text{m}$) 3 olacak şekilde oluşturulan mikrokanal geometrileri üzerinde 50, 100, 150, 200, 250 ve 300 $\mu\text{l}/\text{dak.}$ debi değerleri kullanılarak analizler yapılmıştır. Analizler sonucunda, mikrokanalın giriş ve çıkışlarından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ile 1, 2, 3 ve 4 numaralı noktalardan alınan cidar kayma gerilmesi değerleri hesaplanmıştır.

Mikrokanalın genel görünümü ve kesit ayrıntıları Şekil 2.8’de verilmiştir.



Şekil 2.8 : Bir cidarı kaviteli mikrokanal.

Konfigürasyon-1 ve 2 için analizlerde kullandığımız debi, hız değerleri ve analiz sonuçları Çizelge 2.5 ve 2.6’da verilmiştir.

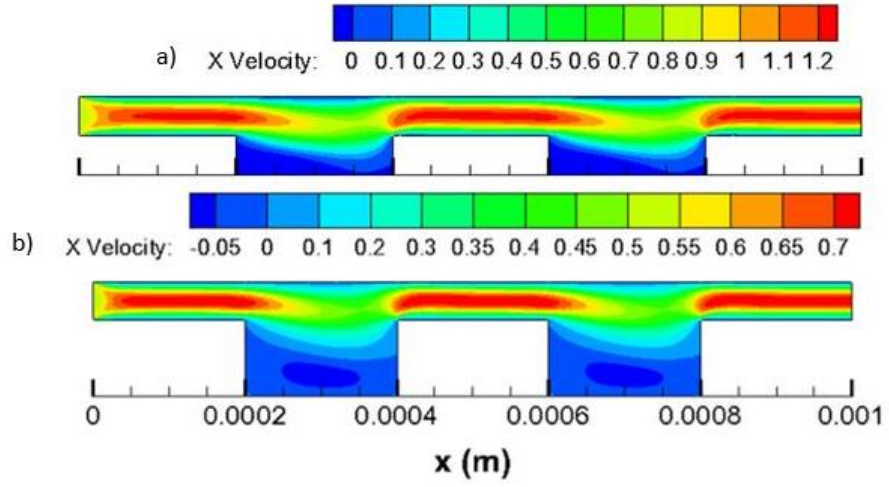
Çizelge 2.5 : Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları.

Debi ($\mu\text{l}/\text{dak.}$)	Giriş hızı (m/s)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi 1 (Pa)	Kayma Gerilmesi 2 (Pa)	Kayma Gerilmesi 3 (Pa)	Kayma Gerilmesi 4 (Pa)
50	0.166	585	1.4	4.6	1.76	19.9
100	0.332	1210	4.5	6	4.6	39.8
150	0.5	1885	7.4	2.5	6.8	59.5
200	0.664	2583	9.5	4.5	6.8	78.5
250	0.833	3339	11.1	12.8	4.1	98.1
300	0.996	4098	12.3	20	1.93	117.5

Çizelge 2.6 : Konfigürasyon-2 için analiz sonuçları.

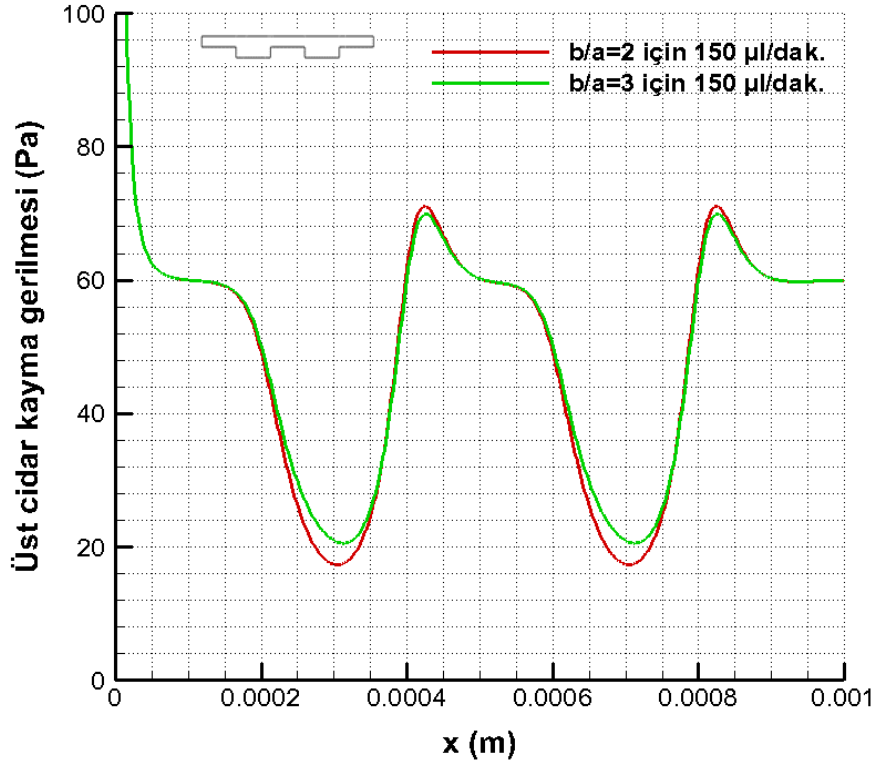
Debi ($\mu\text{l}/\text{dak.}$)	Hız (m/sn)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi 1 (Pa)	Kayma Gerilmesi 2 (Pa)	Kayma Gerilmesi 3 (Pa)	Kayma Gerilmesi 4 (Pa)
50	0.166	580	0.97	0.36	1.1	19.9
100	0.332	1212	3	2.7	0.2	39.8
150	0.5	1903	4.3	5.8	5.1	59.5
200	0.664	2615	5	7.6	11.5	78.5
250	0.833	3377	5.2	8.8	18.4	98.4
300	0.996	4137	5.4	9.5	24.8	118

Şekil 2.9'da $b/a=2$ ve 3 için oluşan akış (x) yönü hız kontürü verilmiştir.



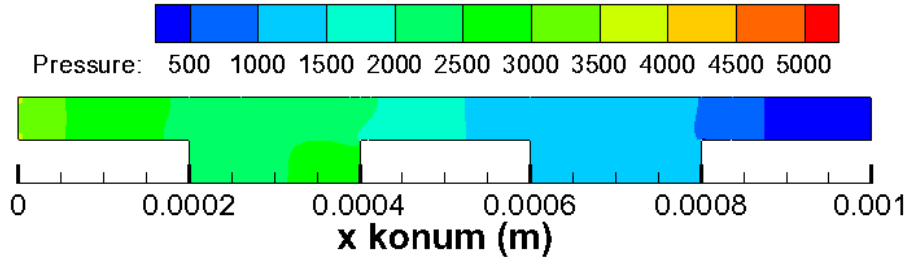
Şekil 2.9 : 150 $\mu\text{l/dak.}$ debi değeri, $b/a=$ a) 2 ve b) 3 için x hızı kontürü [m/s].

Şekil 2.10'da $b/a=2$ ve 3 için aynı debi değerinde üst cidar kayma gerilmesi profilleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Kavitedeki genişlemenin üst cidar kayma gerilmesini artırdığı görülmektedir.



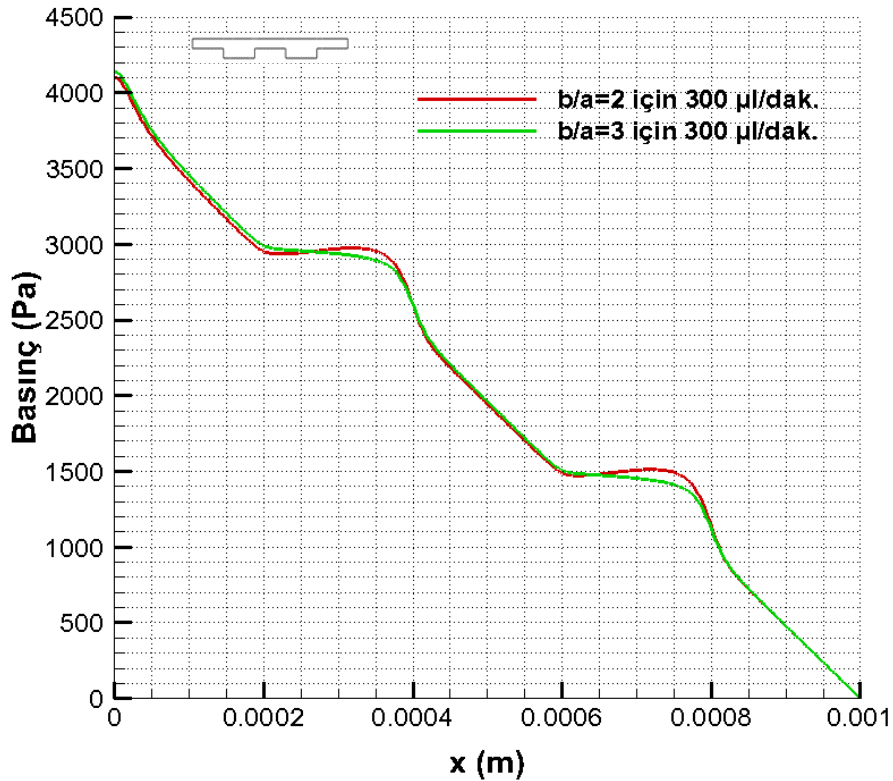
Şekil 2.10 : 150 $\mu\text{l/dak.}$ debi değeri, $b/a=2$ ve 3 cidar kayma gerilmeleri [Pa].

Şekil 2.11’de $b/a=2$ için $150 \mu\text{l/dak.}$ debi değerinde basınç düşümü profili verilmiştir.



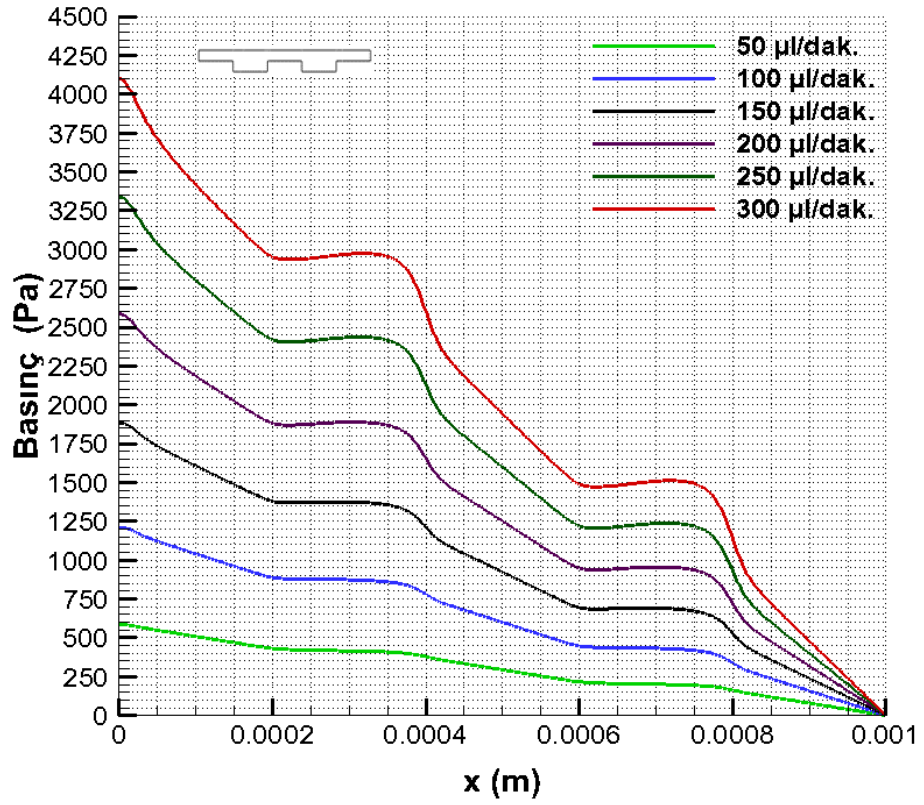
Şekil 2.11 : $150 \mu\text{l/dak.}$ debi değeri, $b/a=2$ için basınç düşümü [Pa].

Şekil 2.12’de $b/a=2$ ve 3 için aynı debi değerinde kanal boyunca basınç düşümü profilleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Kavitedeki genişlemenin toplam basınç düşümünü çok etkilemediği ancak genişleme bölgelerine bakıldığında daha küçük genişleme bölgesine sahip geometride hız-basınç gradyanlarının daha büyük olduğu görülmektedir.

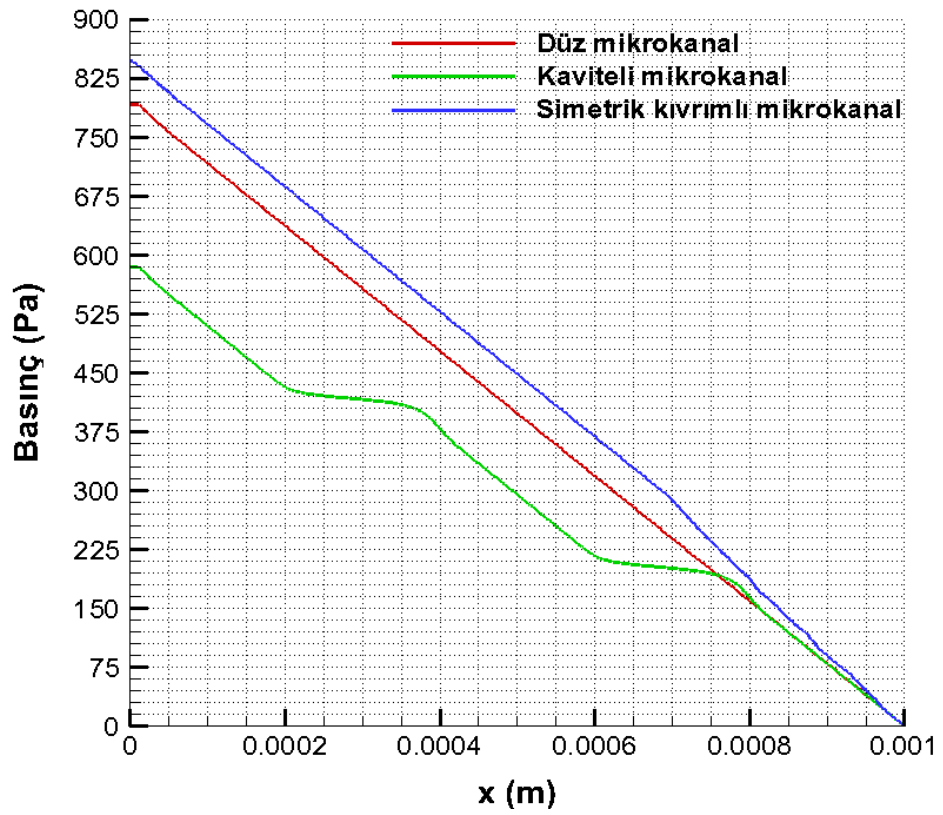


Şekil 2.12 : $300 \mu\text{l/dak.}$ debi değeri, $b/a=2$ ve 3 basınç düşümü [Pa].

Şekil 2.13’de $b/a=2$ için 6 farklı debi değerinde kanal boyunca basınç düşümü profilleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Grafik incelendiğinde büyük hacimsel debilerde kavite bölgelerindeki basınç gradyanlarının büyük olduğu görülmektedir.



Şekil 2.13 : $b/a=2$ için bütün debi değerlerinde basıñç düşümü [Pa].



Şekil 2.14 : 50 µl/dak. debi değeri için basıñç düşümleri [Pa].

Şekil 2.14’de iki boyutlu olarak analiz yapılan her üç mikrokanal için 50 µl/dak. debi değerinde, kanal boyunca basınç düşümleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Aynı hacimsel debi değeri ve eşit kanal uzunluğu göz önüne alındığında en az basınç kaybının kaviteli mikrokanal geometrisinde elde edildiği görülmektedir. Bunun sebebi basınç farkı değerinin denklem 2.6’da verildiği üzere kanal genişliği ile ters orantılı olmasıdır. Bu sebeple kaviteli mikrokanal geometrisinin genişleme bölgelerinde kanal genişliği diğer geometrilerin aynı bölgelerine göre arttığı için bu bölgelerde oluşan basınç farkı diğerlerine göre daha düşüktür.

2.2.2 Üç boyutlu geometriler

2.2.2.1 Yönetici denklemler

Tez kapsamında adyabatik, daimi, sıkıştırılamaz ve laminar akış modelleri sayısal olarak incelenmiştir. Bunun için üç boyutlu kütle ve momentum korunum denklemleri sayısal olarak çözülmüştür. Modelde kullanılan denklemler, denklem 2.10-2.17’de gösterilmiştir.

Kütlenin korunumu;

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \bar{v}) = 0 \quad (2.10)$$

Momentumun korunumu;

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \bar{v}) + \nabla(\rho \bar{v} \bar{v}) = -\nabla p + \nabla(\bar{\tau}) + \rho \bar{g} + \bar{F} \quad (2.11)$$

2.2.2.2 Analitik çözüm

x- momentum;

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = \rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.12)$$

Konvektif ivme ≈ 0

Sınır şartları;

$$\frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = \frac{dp}{dx} \frac{1}{\mu} \quad \text{Boyutsuzlaştırma; } y^* = \frac{y}{a}, \quad z^* = \frac{z}{a}, \quad \gamma^* = \frac{b}{a}, \quad u^* = \frac{u}{u_0}$$

Sadeleştirmeler sonucunda denklem;

$$\nabla^2 u^* = \frac{dp}{dx} \frac{1}{\mu} \frac{a^2}{u_0} = k = sbt. \quad (2.13)$$

Boyutsuz sınır şartları;

$$u(z=a)=0 \quad u^*(z^*=1)=0$$

$$u(y=b)=0 \quad u^*(y^*=\gamma)=0$$

$$u(z=0)=0 \quad u^*(z^*=0)=0$$

$$u(y=0)=0 \quad u^*(y^*=0)=0$$

$$u(y, z) = \sum_i^{\infty} b_i(z) * \sin \frac{i\pi y}{\gamma} \quad (2.14)$$

$$\int_0^{\gamma} u(y, z) * \sin \frac{i\pi y}{\gamma} dy = \sum_i^{\infty} \int_0^{\gamma} b_i(z) * \sin \frac{i\pi y}{\gamma} * \sin \frac{i\pi y}{\gamma} dy \quad (2.15)$$

$$b_i(z) = \frac{2}{\gamma} \int_0^{\gamma} u(y, z) * \sin \frac{i\pi y}{\gamma} dy \quad (2.16)$$

$$u^*(y^*, z^*) = \sum_{i=1,2,..}^{\infty} \frac{4\gamma^2}{(i\pi)^3} \frac{dp}{dx} \frac{1}{\mu} \frac{a^2}{u_0} \left[\frac{\sinh(i\pi(1-z)) + \sinh i\pi z}{\sinh i\pi} - 1 \right] * \sin \frac{i\pi y}{\gamma}$$

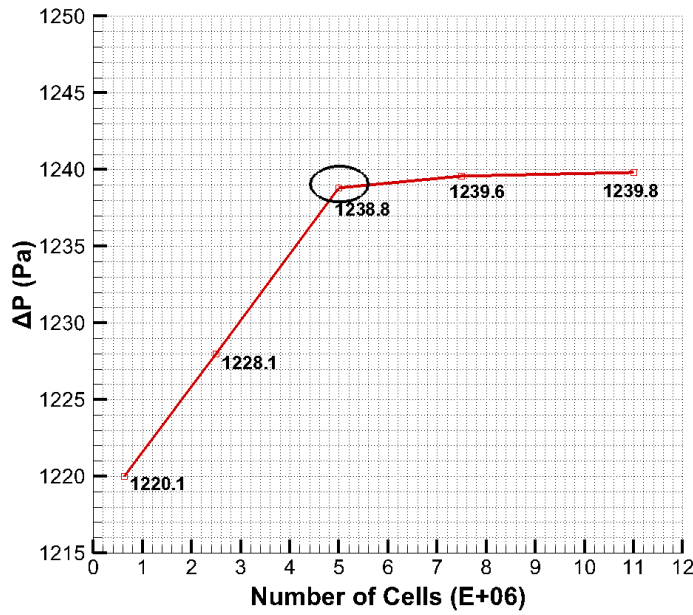
$$\dot{m} = \rho Q = \rho a^2 u_0 \int_0^a \int_0^b u^*(y^*, z^*) dy^* dz^* \quad (2.17)$$

2.2.2.3 Çözüm ağı

Akış hacminin Ansys-Design Modeler programı ile oluşturulması aşamasından sonra tasarlanan geometri için Ansys-Meshing programı kullanılarak çözüm ağı oluşturulmuştur. HAD analizi için çözüm ağı oluşturulurken, iki boyutlu geometrilerde olduğu gibi, daha az hücre sayısı ile çarpıklık (skewness) seviyesi daha düşük çözüm ağı oluşturulmasını sağlayan ve dörtgen elemanlar kullanan yapısal çözüm ağı kullanılmıştır.

Analiz yapılacak her bir geometri için cidar kayma gerilmesi değerleri veya basınç düşümü değerleri hesaplanarak, yüksek debi değerlerinde çözüm ağı analizi yapılmış ve sonuçların çözüm ağından bağımsız olduğu görülmüştür. Örnek olarak kesit alanı $5000 \mu\text{m}^2$ ve uzunluğu 1 mm olan üç boyutlu düz mikrokanalda analizlerin çözüm ağından bağımsızlığını göstermek için eleman sayıları yaklaşık 625.000 ile 11.500.000 arasında değişen 5 farklı çözüm ağı oluşturulmuştur. Bu çözüm ağlarının kullanıldığı, sabit giriş kütleli debisi ve sabit çıkış basıncı altında HAD analizleri gerçekleştirilmiş, giriş-çıkış kesitleri arasındaki basınç farkı değerleri elde edilmiştir.

Şekil 2.15'de farklı çözüm ağları için eleman sayısı-basınç farkı grafiği verilmiştir.



Şekil 2.15 : Basınç düşümünün eleman sayısına göre değişimi.

2.2.2.4 Sınır şartları ve çözüm yöntemi

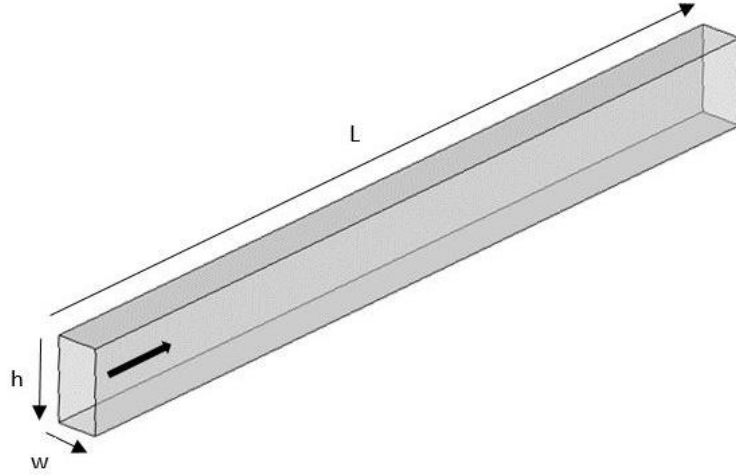
Zamandan bağımsız analizlerde giriş sınır şartı olarak (mass flow inlet) sabit kütleli debi, çıkış sınır şartı olarak sabit basınç (pressure outlet) kullanılmış cidarlarda kaymazlık koşulu (no-slip) uygulanmış ve sistem izotermal olarak kabul edilmiştir. Analizler, Fluent yazılımı ile üç boyutlu, daimi ve sıkıştırılmaz akış kabulleri altında yapılmıştır. Basınç ve momentum denklemleri 2. mertebe doğrulukta ayrıştırılmış ve basınç-hız bağlanması için SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations) yöntemi kullanılmıştır. Akışkan olarak su kullanılmıştır. Yapılan sayısal analizlerde kullanılan akışkan özellikleri bir önceki bölümde, Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

2.2.2.5 Analiz sonuçları

Bu bölümde 5 farklı mikro kanal geometrisi için yaptığımız analizler sonucunda elde ettiğimiz değerler ayrı başlıklar altında verilmiştir.

Düz mikrokanal

Üç boyutlu düz mikrokanal geometrisi için 50, 100, 150, 250 ve 300 $\mu\text{l}/\text{dak.}$ debi değerlerinde analizler yapılmıştır. Şekil 2.16'da mikrokanalın genel görünümü verilmiştir.



Şekil 2.16 : Üç boyutlu Düz mikrokanal geometrisi.

Konfigürasyonlar, en/yükseklik oranı (aspect ratio, $A=w/h$) 0.5, 1 ve 1.5 olacak şekilde belirlenmiştir. Bu durumda sabit yükseklik değerinde 100 μm , genişlik değerleri sırasıyla 50, 100 ve 150 μm olmaktadır.

Çizelge 2.7'de farklı en/yükseklik oranları için 250 $\mu\text{l}/\text{dak.}$ debi değerinde elde edilen analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.7 : Düz mikrokanal için analiz sonuçları.

en/yükseklik, A	Debi ($\mu\text{l}/\text{dak.}$)	D_h (μm)	Re	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi (Pa)
0.5	250	66	55	6095	107
1	250	100	42	1259	40
1.5	250	120	33	595	24

Yapılan bu ilk çalışmanın ardından $A=0.5$ için, kullanılan debi sayısı artırılarak yeni bir çalışma yapılmıştır. Çizelge 2.8'de $A=0.5$ geometrisi için yapılan analizlerde kullanılan değerler ve analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.8 : A=0.5 için analiz sonuçları.

Debi (µl/dak.)	Kütlesel debi (kg/s)	Re	U _{max} (m/s)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi (Pa)
50	8.33e-07	11	0.33	1157	21
100	16.6e-07	22	0.66	2340	42
150	25e-07	33	0.99	3570	64
250	41.6e-07	55	1.65	6095	107
300	5e-06	66	1.98	7420	129

Yukarıdaki sonuçlarda görüldüğü üzere sabit hidrolik çap için debi ile basınç düşümü ve kayma gerilmesi değerleri de yaklaşık olarak lineer artış göstermektedir. Çizelge 2.9’da düz mikrokanal geometrisi için iki ve üç boyutlu analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.9 : Düz mikrokanal için iki ve üç boyutlu analiz sonuçları.

	Debi (µl/dak.)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi (Pa)
2 boyut	50	792	19.9
	300	4990	120
3 boyut	50	1157	21
	300	7420	129

Çizelge 2.9’da görüldüğü üzere iki ve üç boyutlu düz mikrokanal geometrilerinde basınç farkları arasında yaklaşık 1.5 kat fark bulunurken cidar kayma gerilmesi değerleri birbirine çok yakındır. Akışa karşı direnç cidarlardaki kaymama sınır koşulundan kaynaklanır ve bu da basınç farkına neden olur.

İki boyutlu analizler yeterince derin kanal kabulü ile yapıldığından derinlik eksenine boyunca hız değişimi olmaz ve derinlik eksenine dik cidarlar basınç kaybı hesabına dahil edilmez. Ancak üç boyutlu analizlerde akış dört cidar arasında gerçekleştiği için her bir cidar akışa karşı direnç oluşturur. Üç boyutlu düz mikrokanal ile iki boyutlu düz mikrokanalda elde edilen basınç farkı değerlerinin birbirine yakın olması için üç boyutlu mikrokanalda h değerini sonsuza yaklaştırmamız gerekir. Dairesel olmayan borularda laminer akış için geçerli olan basınç kaybı denklem 2.18’de verilmiştir [34].

$$\Delta P_L = \frac{1}{2} \rho f \frac{L}{D} V_{ort}^2 \quad (2.18)$$

Yukarıdaki denklemde f Darcy-Weisbach sürtünme faktörü olup laminar akış için denklem 2.19'daki gibi tanımlanır.

$$f = \frac{64}{\text{Re}} \quad (2.19)$$

Aynı debi değeri için iki ve üç boyutlu analizlerde ortaya çıkan basınç farkı değeri sürtünme katsayısı içinde bulunan Re sayısından kaynaklanmaktadır. Aynı debi değeri için iki ve üç boyutlu sürtünme faktörü değerlerini oranladığımızda denklem 2.20 elde edilir.

$$\frac{f_{3D}}{f_{2D}} = \frac{64\mu / \rho \bar{V} (2wh/(w+h))}{64\mu / \rho \bar{V} 2w} = \frac{w+h}{h} \quad (2.20)$$

Denklem 2.20'de h değeri sonsuza ne kadar yaklaşırsa oranda 1 değerine yaklaşır. Denklem 2.20'yi kullanarak iki ve üç boyutlu mikrokanallarda basınç düşümü için aşağıdaki bağıntı yazılabilir.

$$\frac{\Delta P_{3D}}{\Delta P_{2D}} \cong \frac{w+h}{h} \quad (2.21)$$

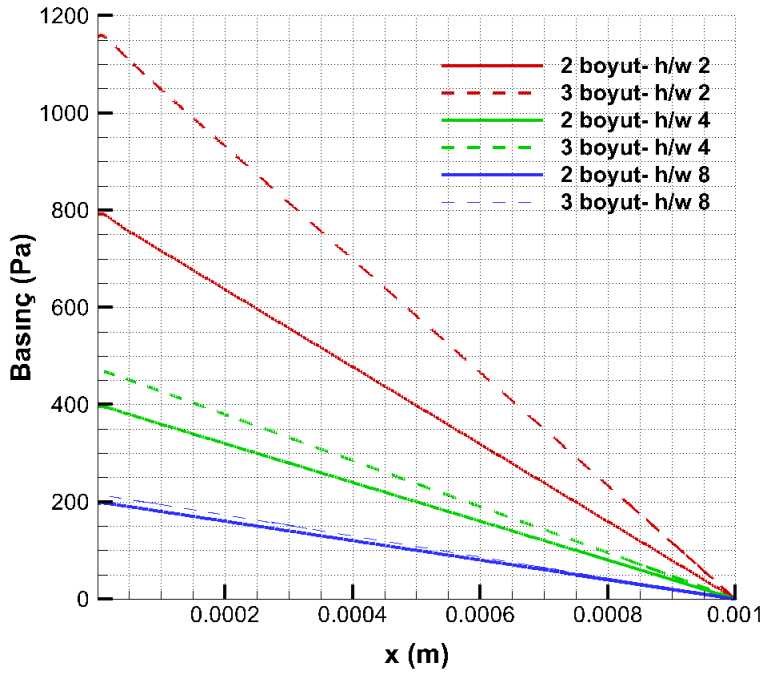
Çizelge 2.10'da sabit hacimsel debi değerinde (50 µl/dak.) farklı h/w oranları ve $(w+h)/h$ değerlerinde iki ve üç boyutlu düz mikrokanal geometrilerinde yapılan analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.10 : Düz mikrokanal için iki ve üç boyutlu basınç düşümleri.

h/w	$(w+h)/h$	V_{ort} (m/s)	ΔP_{2D} (Pa)	ΔP_{3D} (Pa)
2	1.5	0.833	792	1157
4	1.25	0.0833	395	466
8	1.125	0.04165	197	212

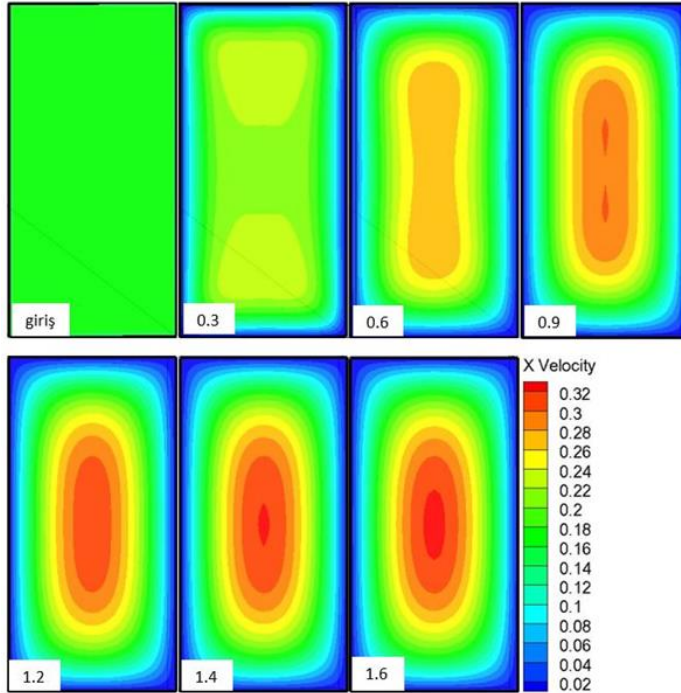
Tabloda görüldüğü üzere h/w değerindeki artış iki ve üç boyutlu mikrokanallarda oluşan basınç düşümlerinin birbirine olan oran katsayısında düşürmektedir.

Şekil 2.17’de iki ve üç boyutlu mikrokanallarda 50 µl/dak. hacimsel debi değeri için farklı h/w oranlarında elde edilen basınç düşümleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



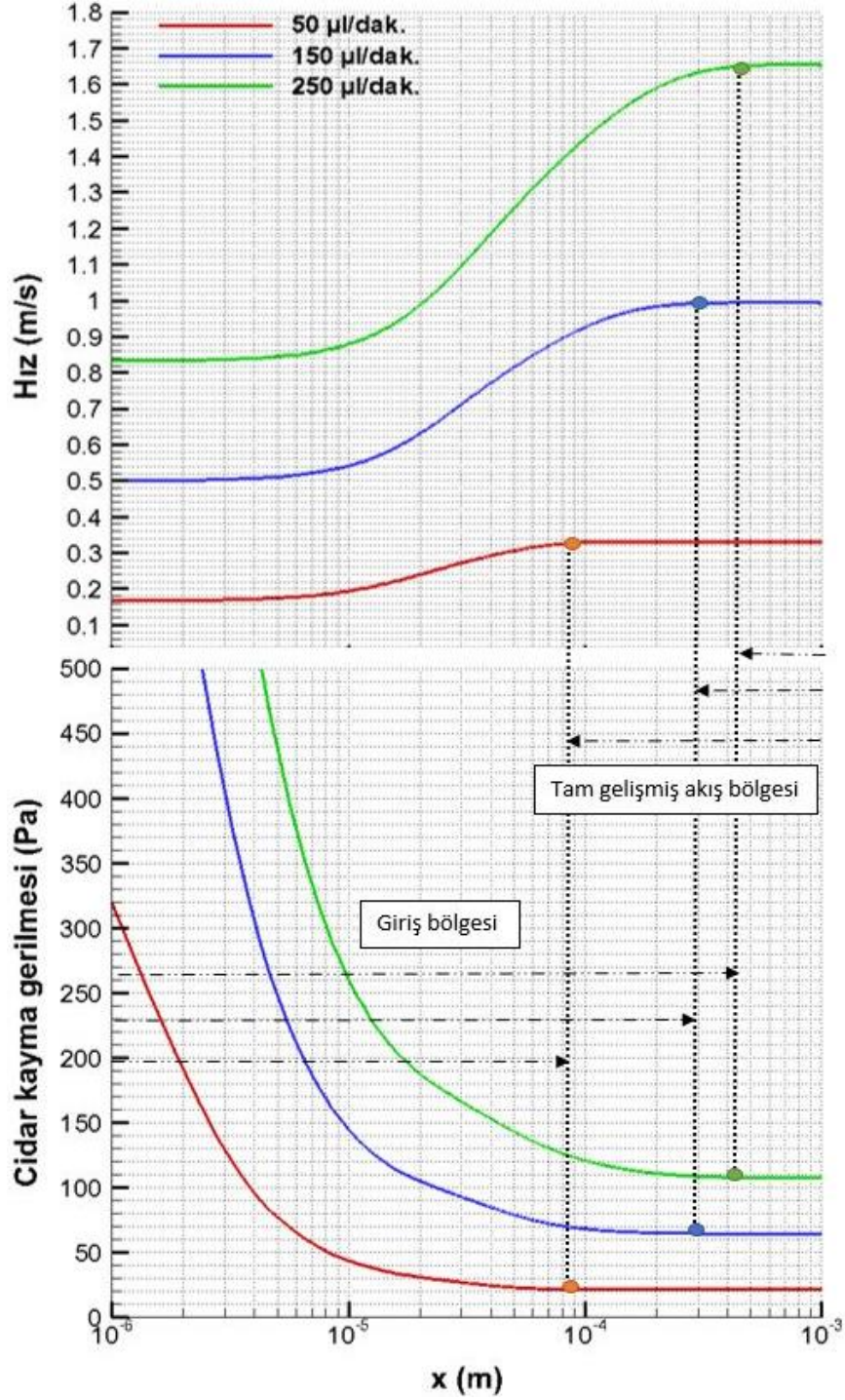
Şekil 2.17 : Kanal boyunca basınç düşümü [50 µl/dak.].

Şekil 2.18’de hız profilinin kanal girişinden itibaren farklı x/w değerlerinde sabitten, parabolik hız profiline geçişi verilmiştir.



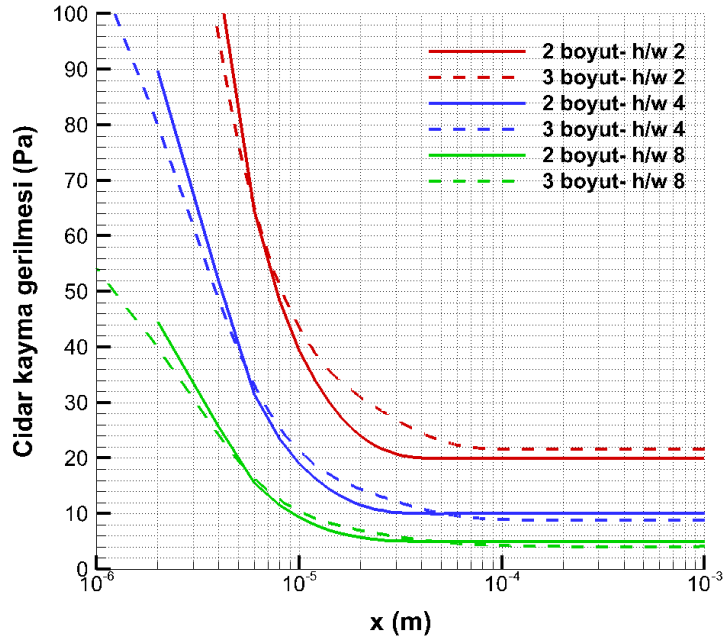
Şekil 2.18 : Sabit hız profilinden parabolik hız profiline geçiş [50 µl/dak.].

Şekil 2.18'de 50, 150 ve 250 $\mu\text{l/dak.}$ debi değerlerinde kanal içinde oluşan akış bölgeleri verilmiştir. İki boyutlu düz mikrokanal analizlerine benzer olarak üç boyutlu düz mikrokanal geometrisinde de debi değerindeki artış giriş bölgesi uzunluğunu artırmaktadır.



Şekil 2.19 : Giriş ve tam gelişmiş akış bölgeleri [50, 150 ve 250 $\mu\text{l/dak.}$].

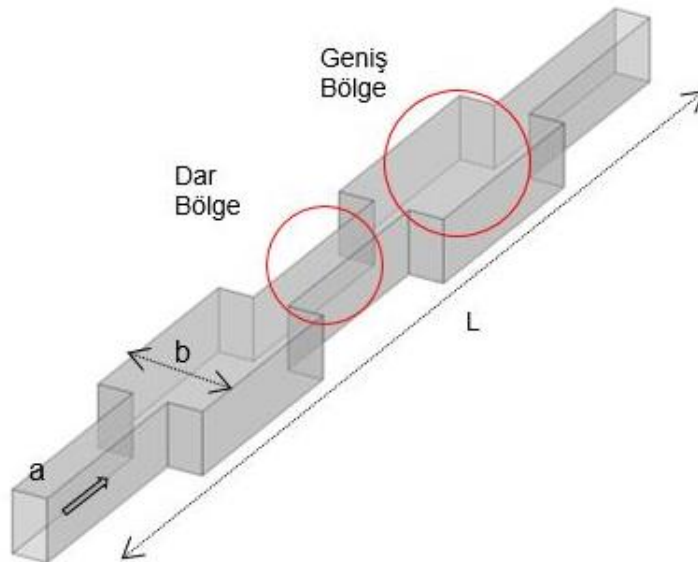
Şekil 2.20’de iki ve üç boyutlu cidar kayma gerilmeleri verilmiştir.



Şekil 2.20 : Cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak.].

Dar-Geniş mikrokanal

Bu kısımda ani genişleyen mikrokanal geometrisi üzerinde, farklı genişleme oranlarında ($E=b/a$), üç farklı konfigürasyon kullanılarak 50-400 µl/dak. debi değerleri arasında analizler yapılmıştır. Mikrokanalın genel görünümü Şekil 2.21’de verilmiştir.



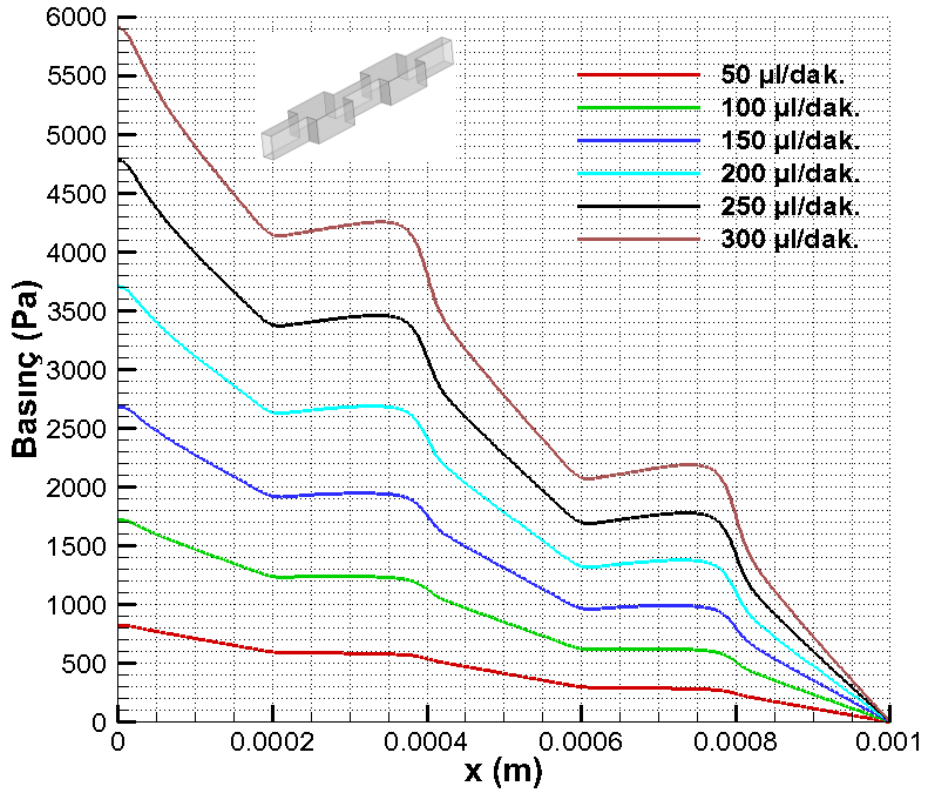
Şekil 2.21 : Dar-geniş mikrokanal genel görünüm.

Konfigürasyonlar mikrokanalın uzunluk değeri (L) esas alınarak sırasıyla 1000, 2700 ve 4500 μm olacak şekilde belirlenmiştir. Konfigürasyon 1 için 50-300 $\mu\text{l/dak.}$ debi değerleri arasında 3 farklı genişleme oranı ($E=3, 5, 7$) kullanılarak çalışmalar yapılmıştır. Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları ve konfigürasyon özellikleri Çizelge 2.11’de verilmiştir.

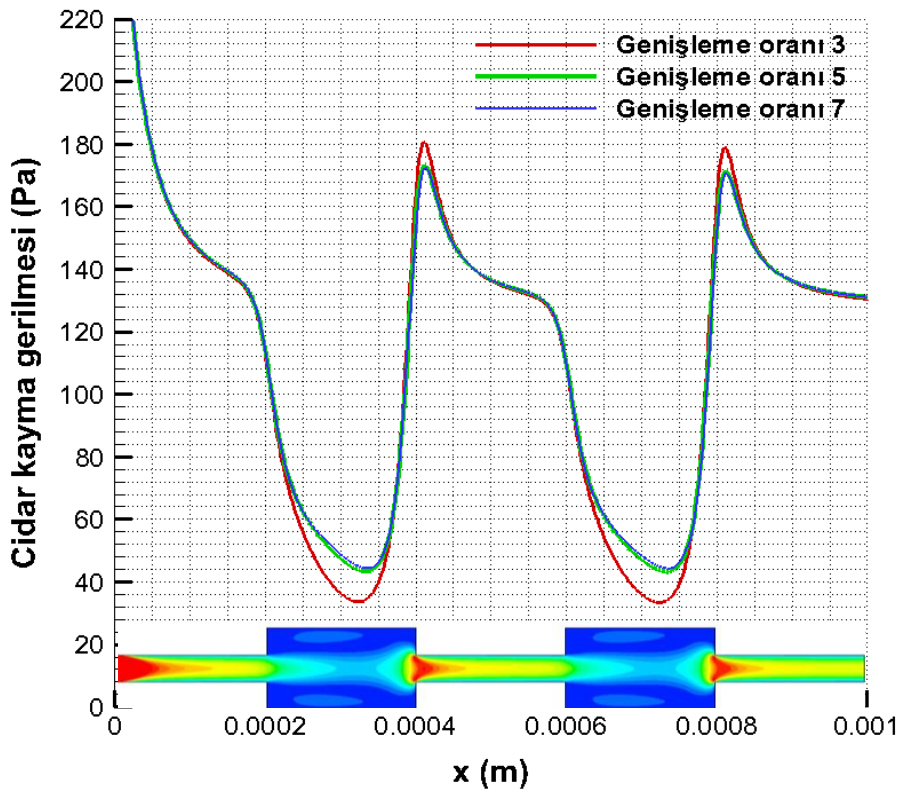
Çizelge 2.11 : Konfigürasyon-1 ($L=1000 \mu\text{m}$) için analiz sonuçları.

Genişleme oranı,E	Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar-(Pa)	Kayma Gerilmesi geniş-(Pa)
3	50	820	21	6
5	50	820	21	4
7	50	820	21	4
3	100	1717	42	9
3	150	2684	65	13
3	200	3703	86	19
3	250	4780	114	25
3	300	5905	135	33
5	300	5924	135	43
7	300	5924	135	43

Konfigürasyon-1’de 2 adet geniş bölge bulunmaktadır ve bir tanesinin uzunluğu 200 μm ’dir. Tabloda görüldüğü gibi aynı debi değerlerinde, bütün E oranlarında kayma gerilmesi dar kesimlerde aynı kalırken genişleme bölgelerinde düşük debi değeri için E-5 ve E-7 oranlarında E-3’e göre azalmakta fakat yüksek debi değerinde artmaktadır. Diğer yandan E-5 ve E-7 oranlarında genişleme bölgelerindeki cidar kayma gerilmesi değerleri birbirine eşittir. Sabit kanal uzunluğunda ve debi değerinde, genişleme bölgesindeki artışın kanal giriş ve çıkışı arasındaki basınç farkını etkilemediği görülmektedir. Şekil 2.22’de konfigürasyon-1’de kullanılan bütün debi değerleri için kanal boyunca basınç düşümü verilmiştir. Grafik incelendiğinde genişleme bölgesindeki basınç gradyenlerinin debi değerinin artmasıyla birlikte arttığı görülmektedir. Şekil 2.23’de konfigürasyon-1’de kullanılan üç genişleme oranı için 300 $\mu\text{l/dak.}$ debi değerinde, kanal boyunca oluşan cidar kayma gerilmesi profilleri verilmiştir.

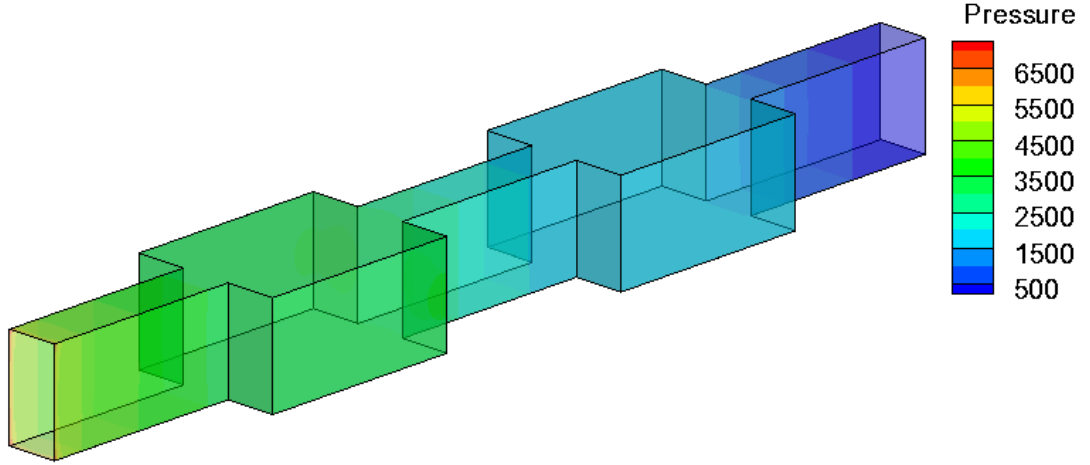


Şekil 2.22 : Konf.-1 için bütün debi değerlerinde basınç düşümü [E=3].

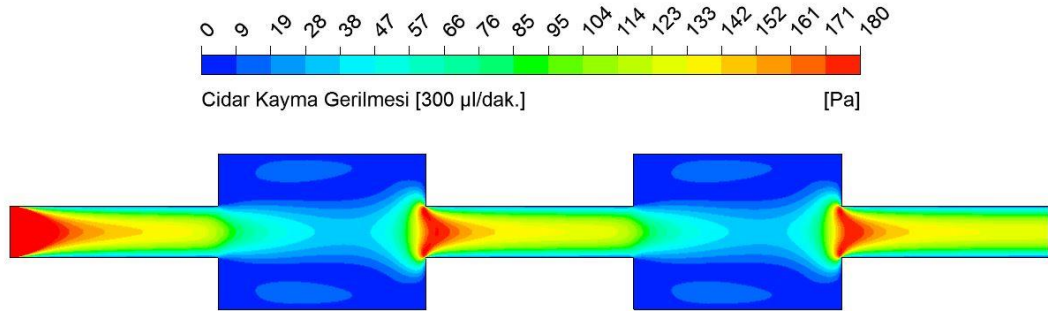


Şekil 2.23 : Üç E değeri için cidar kayma gerilmesi profilleri [300 µl/dak].

Şekil 2.24’de konfigürasyon-1 için 300 µl/dak. debi değerinde, kanal boyunca basınç düşümü verilmiştir. Basınç kontüründe incelendiğinde, genişleme bölgelerinde basınç düşümünün çok büyük olmadığı ancak dar bölgelerde basınç gradyeninin daha büyük olduğu görülmektedir.



Şekil 2.24 : Konf.-1 için 300 µl/dak. değerinde basınç düşümü [Pa].



Şekil 2.25 : Konfigürasyon-1 için alt cidar kayma gerilmesi.

Şekil 2.25’de konfigürasyon-1 için 300 µl/dak. debi değerinde, alt cidar boyunca oluşan cidar kayma gerilmesi kontürü verilmiştir.

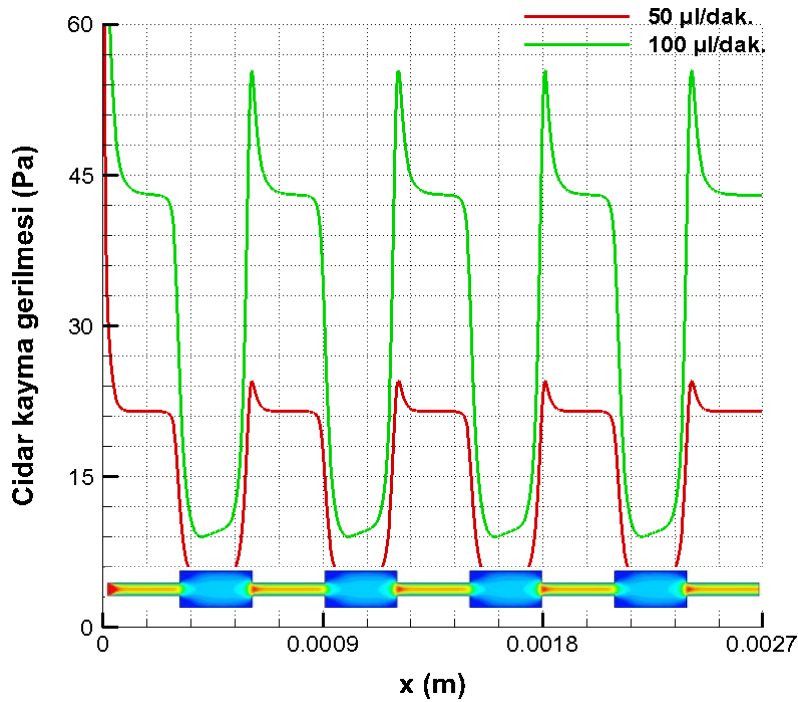
Konfigürasyon-2’de 4 adet geniş bölge bulunmaktadır ve bir tanesinin uzunluğu 300 µm’dir. Konfigürasyon-2 için 50-400 µl/dak. debi değerleri arasında analizler yapılmıştır.

Çizelge 2.12’de konfigürasyon-2 için analiz sonuçları ve konfigürasyon özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.12 : Konfigürasyon-2 (L=2700 µm) için analiz sonuçları.

Genişleme oranı,E	Debi (µl/dak.)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar-(Pa)	Kayma Gerilmesi geniş-(Pa)
3	50	2047	21	6
3	100	4213	42	9
3	200	8930	86	19
3	400	19543	180	36

Kayma gerilmesi değerleri incelendiğinde aynı debi değerleri için konfigürasyon-1 ile aynı oldukları görülmektedir. Şekil 2.26’da konfigürasyon-2 için 50 ve 100 µl/dak. debi değerlerinde, kanal alt cidarı boyunca oluşan cidar kayma gerilmesi profilleri verilmiştir.



Şekil 2.26 : Konfigürasyon-2 için cidar kayma gerilmesi profilleri.

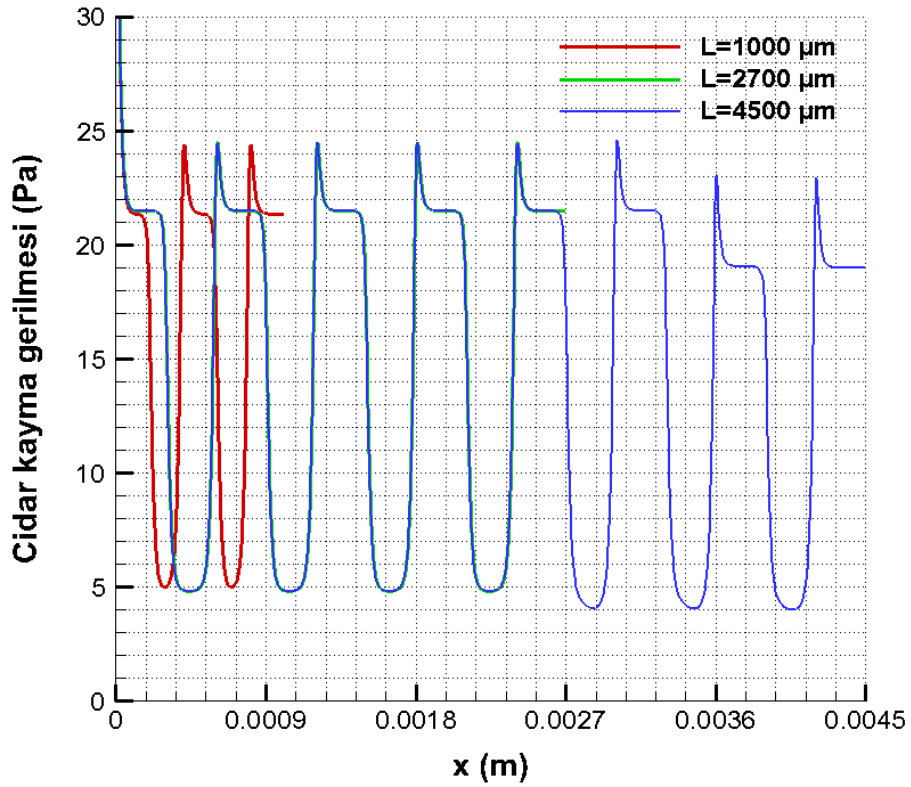
Konfigürasyon-3’de bir tanesinin uzunluğu 300 µm olan 8 adet genişleme bölgesi bulunmaktadır. Konfigürasyon-3 için 50-400 µl/dak. debi değerleri arasında analizler yapılmıştır. Çizelge 2.13’de konfigürasyon-3 için analiz sonuçları ve konfigürasyon özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.13 : Konfigürasyon-3 (L=4500 µm) için analiz sonuçları.

Genişleme oranı,E	Debi (µl/dak.)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar-(Pa)	Kayma Gerilmesi geniş-(Pa)
3	50	3315	21	6
3	100	6828	42	9
3	200	14488	86	19
3	400	31643	180	36

Bu konfigürasyondaki cidar kayma gerilmesi değerleri incelendiğinde konfigürasyon-1 ve 2'deki değerler ile aynı oldukları görülmektedir. Bu sonuçlara göre genişleme bölgelerinin sayısı artırılarak mikrokanal boyu uzatıldığında dar ve geniş bölge yüzeylerinde elde edilen kayma gerilmesi değerlerinin sabit kaldığı söylenebilir.

Şekil 2.27'de her üç konfigürasyon için 50 µl/dak. debi değerinde cidar kayma gerimesi profilleri verilmiştir.



Şekil 2.27 : Üç konf. için cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak].

Sonuç olarak ani genişleyen mikrokanal geometrisi üzerinde yaptığımız analizlerde aynı anda hem yüksek kayma gerilmesine sahip hem de düşük kayma gerilmesine sahip bölgeler oluşturulabilmektedir.

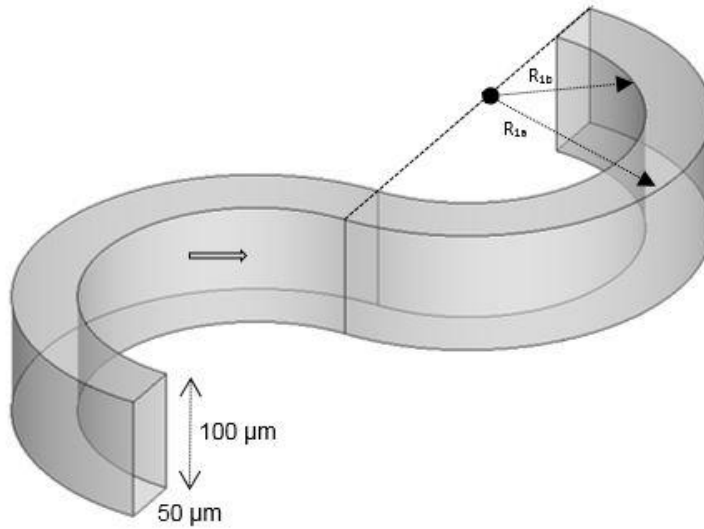
Bu durum bize aynı geometri üzerinde farklı kayma gerilmesi profillerine sahip bölgelerde bulunan hücrelerin davranışlarını aynı anda gözleme fırsatı verecektir.

Simetrik kıvrımlı mikrokanal

Bu kısımda, hidrolik çapı $66.6 \mu\text{m}$ olan simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde farklı uzunluk, debi ve yarıçap değerlerinde analizler yapılmıştır. Bu kapsamda simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisi için 2 adet konfigürasyon belirlenmiştir. Konfigürasyon-1'de toplam gezinme uzunluğu $1000 \mu\text{m}$ ve iç-dış yarıçapları sırasıyla $135-185 \mu\text{m}$ olan simetrik kıvrımlı mikrokanal üzerinde 50 ve $300 \mu\text{l/dak.}$ debi değerlerinde analizler yapılmıştır.

Konfigürasyon-2'de toplam gezinme uzunluğu 12 mm ve iç-dış yarıçapları sırasıyla $950-1000 \mu\text{m}$ olan simetrik kıvrımlı mikrokanal üzerinde $50, 100, 200$ ve $400 \mu\text{l/dak.}$ debi değerlerinde analizler yapılmıştır.

Analizler sonucunda, kanalın giriş ve çıkışından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir. Şekil 2.28'de mikrokanalın genel görünümü verilmiştir.



Şekil 2.28 : Simetrik mikrokanal genel görünüm.

Çizelge 2.14'de konfigürasyon-1 için analiz sonuçları ve geometrik özellikler verilmiştir. Bu kısımda bulunan değerler aynı hidrolik çapa ve uzunluğa sahip düz mikrokanal geometrisinde, aynı debilerle yapılan analizlerle karşılaştırıldığında düz mikrokanalda çıkan sonuçların simetrik kıvrımlı mikrokanala göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Çizelge 2.14 : Simetrik kıvrımlı ve düz mikrokanal için analiz sonuçları.

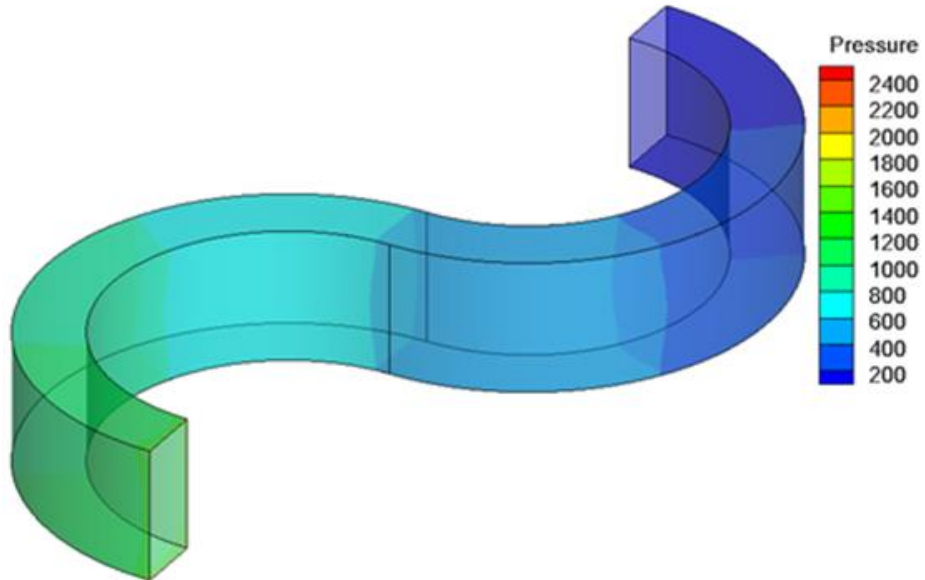
$R_{1a}=135 \mu\text{m}$ $R_{1b}=185 \mu\text{m}$	Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	Re	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi(Pa)
	50	11	1252.4	17.19
	300	66	8627.3	122.7
Düz kanal	50	11	1157	21
	300	66	7420	129

Çizelge 2.15’de konfigürasyon-2 için analiz sonuçları ve geometrik özellikler verilmiştir.

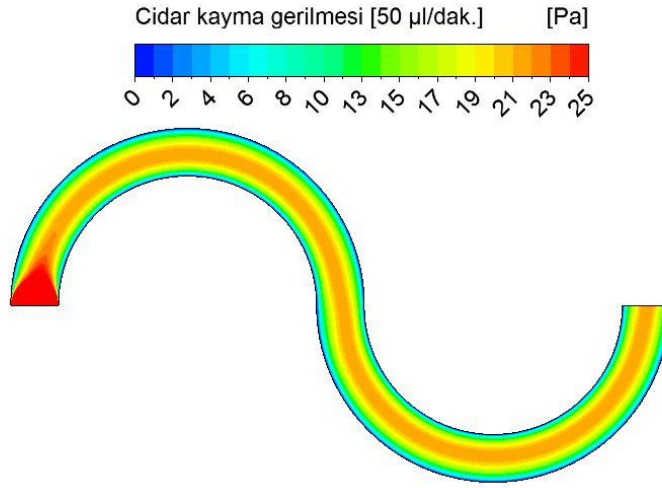
Çizelge 2.15 : Konfigürasyon-2 (L=12 mm) için analiz sonuçları.

$R_{1a}=950 \mu\text{m}$ $R_{1b}=1000 \mu\text{m}$	Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	Re	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi(Pa)
	50	11	14264	16
	100	22	28540	32
	200	44	57168	64
	400	88	115780	130

Şekil 2.29’da konfigürasyon-1 için kanal boyunca basınç düşümü ve Şekil 2.30’da alt cidar kayma gerilmesi kontürü verilmiştir.



Şekil 2.29 : Konf.-1 için kanal boyunca basınç düşümü [Pa].

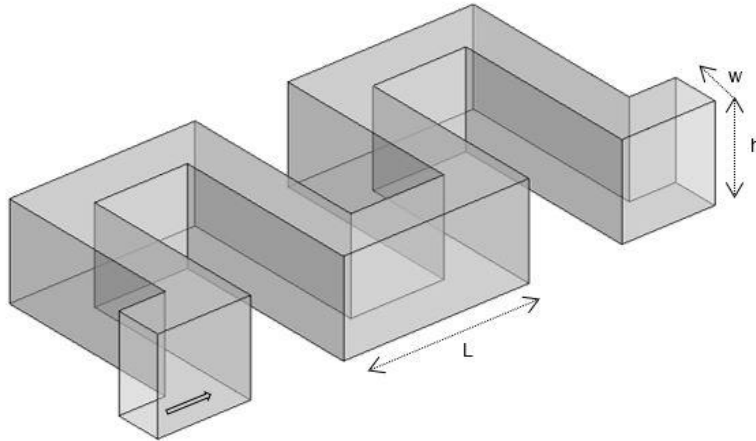


Şekil 2.30 : Konfigürasyon-1 için alt cidar kayma gerilmesi.

Köşe kıvrımlı mikrokanal

Bu kısımda, hidrolik çapı $66.6 \mu\text{m}$ ve $75 \mu\text{m}$ olan köşe kıvrımlı mikrokanal üzerinde farklı dönüş uzunlukları ve debilerde analizler yapılmıştır. Bu kapsamda köşe kıvrımlı mikrokanal geometrisi için 2 adet konfigürasyon belirlenmiştir. Konfigürasyon-1’de toplam gezinme uzunluğu $1200 \mu\text{m}$ ve dönüş uzunluğu (L) $100 \mu\text{m}$ olan mikrokanal üzerinde 50 ve $300 \mu\text{l/dak.}$ debi değerlerinde analizler yapılmıştır.

Konfigürasyon-2’de toplam gezinme uzunluğu $2960 \mu\text{m}$ ve dönüş uzunluğu (L) $280 \mu\text{m}$ olan mikrokanal üzerinde $50 \mu\text{l/dak.}$ debi değerinde analiz yapılmıştır. Analizler sonucunda, kanalın giriş ve çıkışından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir. Şekil 2.31’de mikrokanalın genel görünümü verilmiştir.



Şekil 2.31 : Köşe kıvrımlı mikrokanal genel görünüm.

Çizelge 2.16’da konfigürasyon-1 için analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.16 : Konfigürasyon-1 için analiz sonuçları.

Debi (µl/dak.)	Re	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi(Pa)
50	11	1627	16
300	66	14171.4	137.16

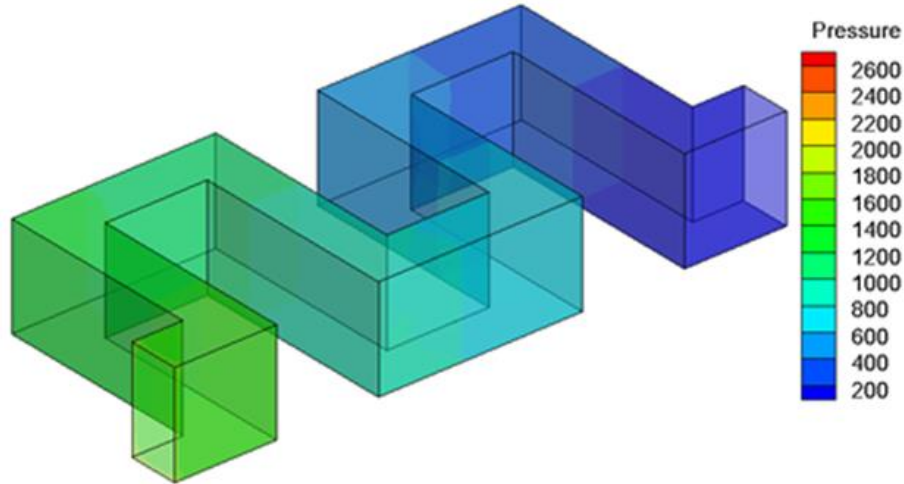
Bir önceki kısımda, çizelge 2.11’deki basınç düşümü değerleri ile yukarıdaki değerleri karşılaştırdığımızda bu çalışmadaki basınç düşümü değerlerinin çok yüksek olduğunu görürüz. Bunun nedeni bu geometride dönüş bölgelerinin 90^0 olmasından dolayı kayıpların çok yüksek olmasıdır.

Çizelge 2.17’de konfigürasyon-2 için analiz sonucu verilmiştir.

Çizelge 2.17 : Konfigürasyon-2 için analiz sonuçları.

Debi (µl/dak.)	Re	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi(Pa)
50	10.4	2250	11.9

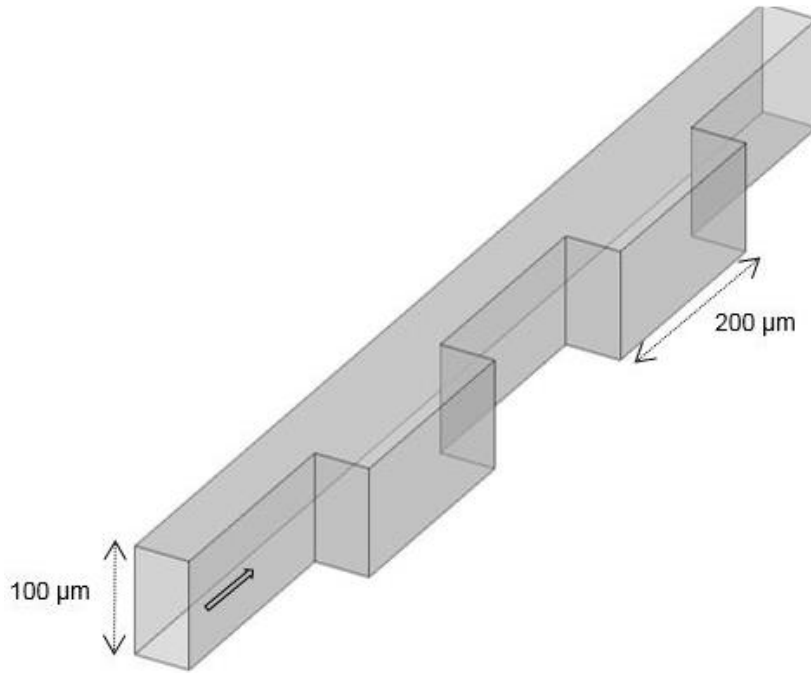
Şekil 2.32’de 50 µl/dak. debide sırasıyla konfigürasyon-1 için kanal boyunca basınç değişimi verilmiştir.



Şekil 2.32 : Konf.-1 için kanal boyunca basınç düşümü [Pa].

Bir cidarı kaviteli mikrokanal

Bu kısımda bir yan cidarında kaviteler bulunan mikrokanal geometrisi üzerinde analizler yapılmıştır. Bahse konu kanalın hidrolik çapı $66.6 \mu\text{m}$, genişleme bölgesinin uzunluğu $200 \mu\text{m}$ ve toplam uzunluğu $1000 \mu\text{m}$ 'dir. Analizlerde $50\text{-}300 \mu\text{l/dak.}$ arasındaki debi değerleri kullanılmıştır. Analizler sonucunda, kanalın giriş ve çıkışından alınan toplam basınç değerleri arasındaki fark (basınç düşümü) ve cidar kayma gerilmesi değerleri elde edilmiştir. Şekil 2.33'de mikrokanalın genel görünümü verilmiştir.



Şekil 2.33 : Bir yan cidarı kaviteli mikrokanal genel görünüm.

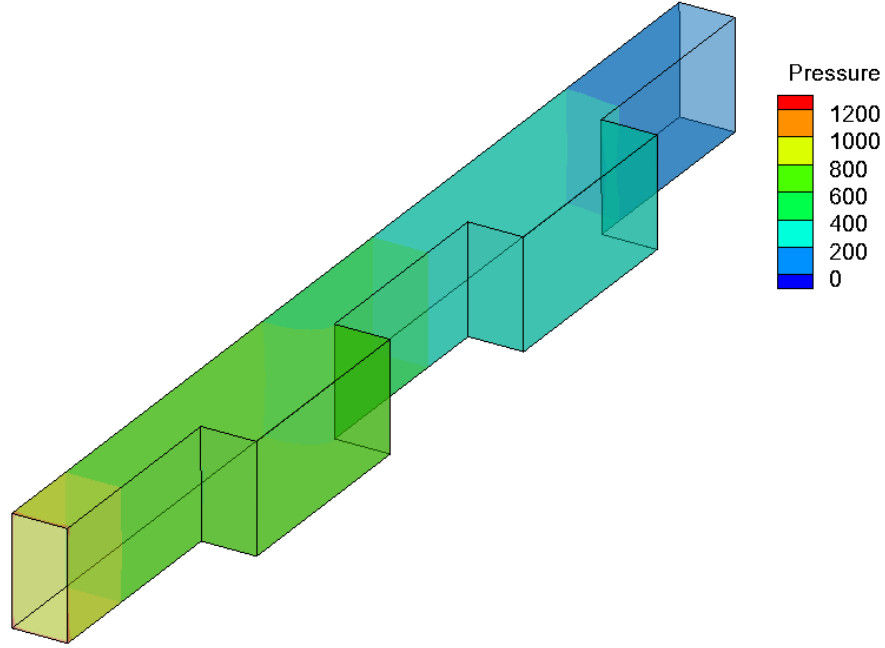
Kullanılan debi değerleri ve analiz sonuçları Çizelge 2.18'de verilmiştir.

Çizelge 2.18 : Kaviteli mikrokanal için analiz sonuçları.

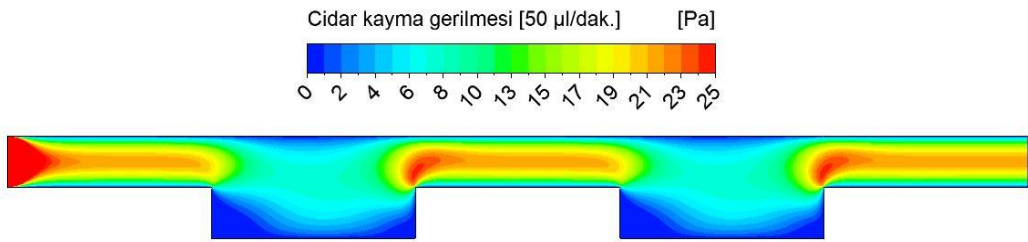
Debi ($\mu\text{l/dak.}$)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar-(Pa)	Kayma Gerilmesi geniş-(Pa)
50	887	21	6
100	1834	42	13
150	2864	65	20
200	3928	86	27
250	5072	114	36
300	6263	135	47

Bu geometride dar-geniş mikrokanal geometrisi gibi bize aynı kanal üzerinde farklı kayma gerilmesi profillerine sahip bölgelerde çalışma imkanı tanımaktadır.

Ancak bu geometride genişleme bölgesindeki yüzey alanının daha küçük olması nedeniyle kayma gerilmesi değerleri dar-geniş mikrokanal geometrisine göre daha yüksektir. Sonuç olarak elde ettiğimiz kayma gerilmesi profilinin değer aralığı dar-geniş mikrokanala göre daha küçüktür. Şekil 2.34’de kanal boyunca basınç düşümü ve Şekil 2.35’de alt cidar boyunca kayma gerilmesi kontürü verilmiştir.

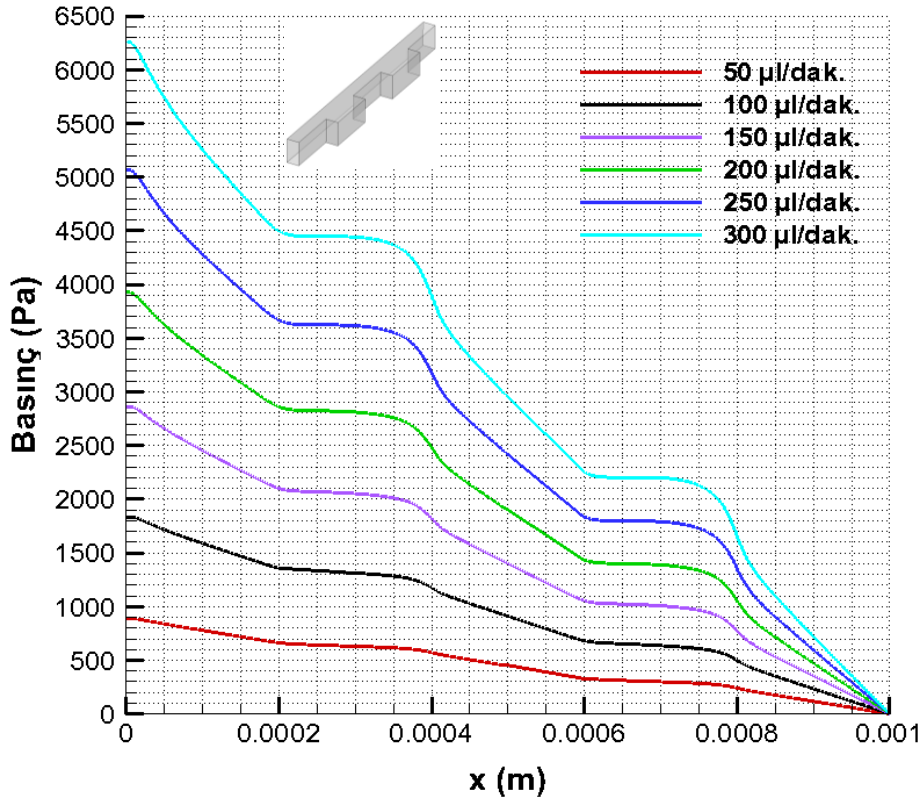


Şekil 2.34 : Kanal boyunca basınç düşümü [50 µl/dak.].

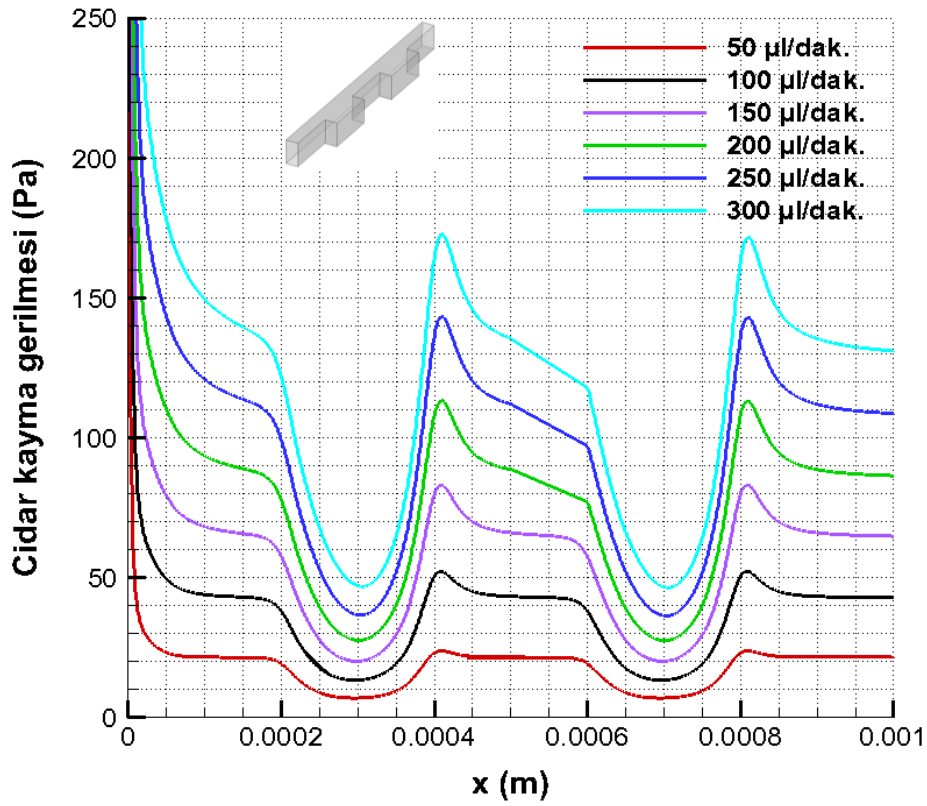


Şekil 2.35 : Alt cidar boyunca kayma gerilmesi [50 µl/dak.].

Şekil 2.36 ve 2.37’de sırasıyla analizlerde kullanılan bütün debi değerleri için cidar kayma gerilmesi profilleri ve basınç düşümü profilleri verilmiştir.



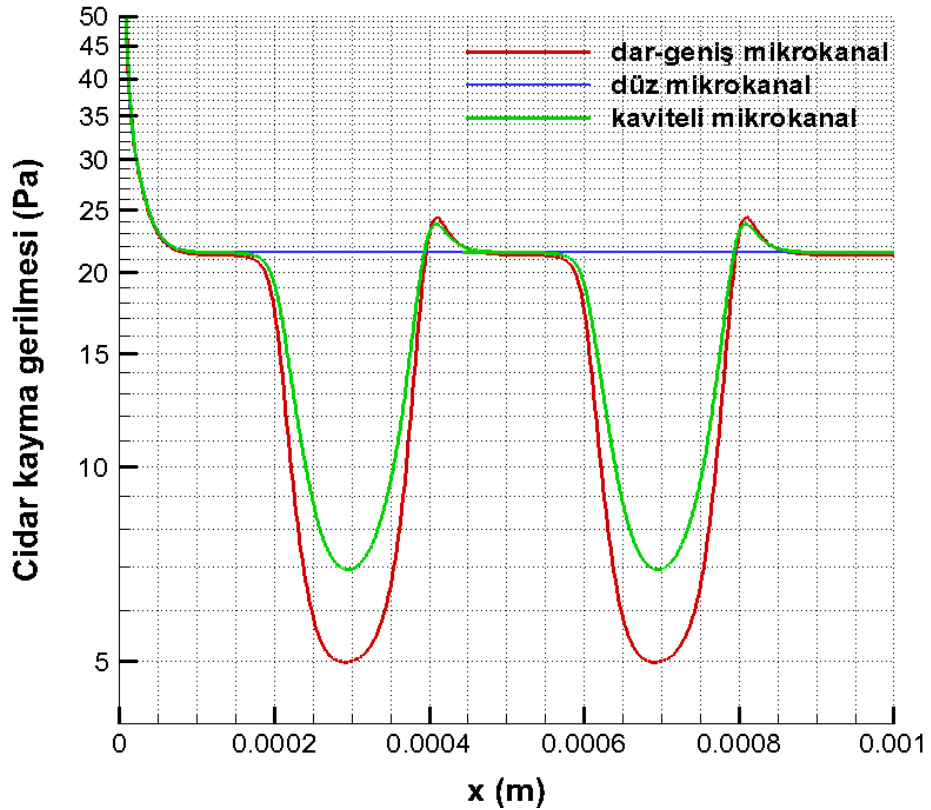
Şekil 2.36 : Bütün debi değerleri için basınç düşümü [Pa].



Şekil 2.37 : Bütün debi değerleri için cidar kayma gerilmesi profilleri.

Bu bölümde genel olarak literatürde yer alan çalışmalarda kullanılan mikrokanal geometrilerinden daha küçük hidrolik çapa sahip geometriler üzerinde farklı debi değerlerinde iki ve üç boyutlu olmak üzere sayısal analizler yapılmıştır. Analizler sonucunda hücre ekimi için mümkün olduğunca kayıpların minimum seviyede olduğu mikrokanal geometrilerinin kullanılması gerektiği tespit edilmiştir. Köşe kıvrımlı mikrokanalda akış hattında meydana gelen ani değişikliklerden dolayı hücrelerin kanal tabanına homojen olarak dağılamayacağı öngörülmektedir. Bununla birlikte dar-geniş tipi bir mikrokanal geometrisinde hücreler için farklı ortamlar oluşturulabileceği değerlendirilmektedir.

Şekil 2.38’de dar-geniş, kaviteli ve düz mikrokanallar için cidar kayma gerilmesi profilleri karşılaştırılmalı olarak verilmiştir. Grafik incelendiğinde dar-geniş ve kaviteli mikrokanalların dar bölümleri ile düz mikrokanalın tamamında oluşan cidar kayma gerilmesi profillerinin aynı olduğu görülmektedir. Diğer yandan dar-geniş mikrokanalın genişleme bölgelerinde oluşan cidar kayma gerilmesi değerleri kaviteli mikrokanala göre daha düşüktür.

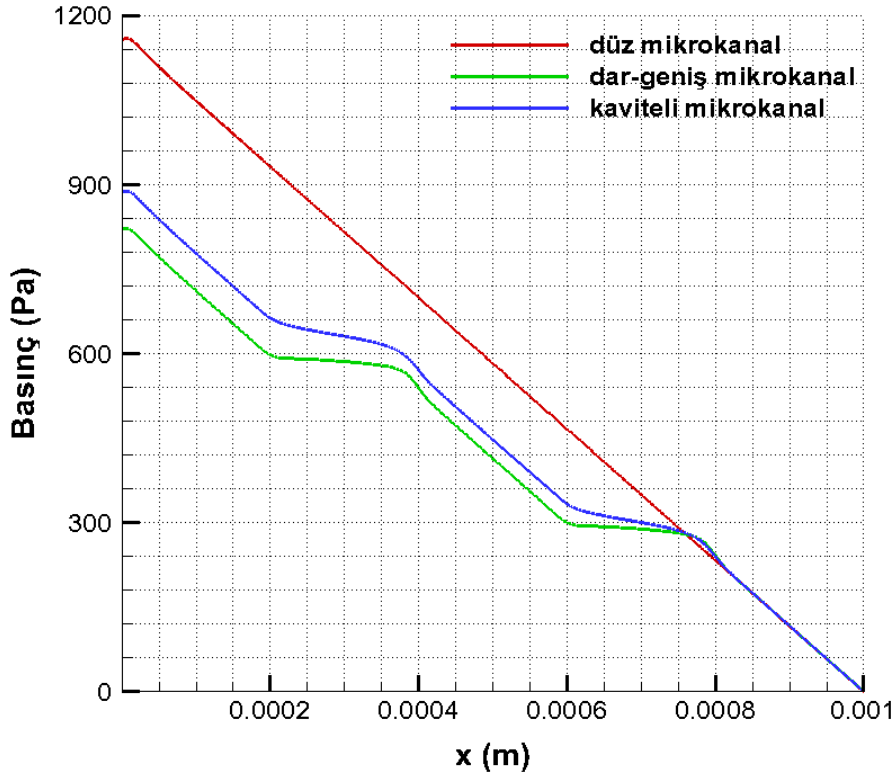


Şekil 2.38 : Üç mikrokanal için cidar kayma gerilmesi profilleri [50 µl/dak.].

Şekil 2.39’da kanal boyunca basınç düşümleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Grafik incelendiğinde aynı kanal uzunluğu ve debi değerlerinde en düşük basınç farkının dar-geniş mikrokanalda meydana geldiği görülmektedir. Çizelge 2.19’da dar-geniş, kaviteli ve düz mikrokanallar için bütün debilerde analiz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 2.19 : Üç mikrokanal için analiz sonuçları.

Debi ($\mu\text{l}/\text{dak}$)	Düz mikrokanal		Dar-geniş mikrokanal			Kaviteli mikrokanal		
	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi (Pa)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar- (Pa)	Kayma Gerilmesi geniş- (Pa)	ΔP (Pa)	Kayma Gerilmesi dar- (Pa)	Kayma Gerilmesi geniş- (Pa)
50	1157	21	820	21	6	887	21	6
100	2340	42	1717	42	9	1834	42	13
150	3570	64	2684	65	13	2864	65	20
250	6095	107	4780	114	25	5072	114	36
300	7420	129	5905	135	33	6263	135	47



Şekil 2.39 : 50 $\mu\text{l}/\text{dak}$. için üç mikrokanalda basınç düşümü [Pa].

3. MİKROKANALLARDA PARTİKÜL FOKUSLANMASI

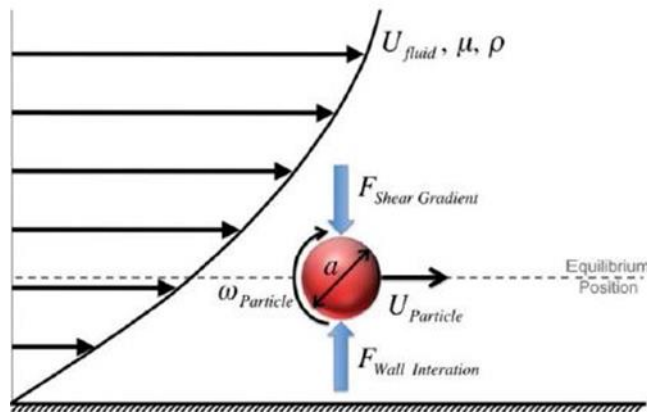
3.1 Giriş

Kapalı alan akışlarında, atalet etkilerinden dolayı partiküllerin hareket değişimleri 1961 yılında ilk olarak Segre ve Silberberg [35] tarafından bulunmuştur. 1 cm çapındaki silindirik kanal üzerinde yaptıkları deneylerde, 1 mm çapındaki partiküllerin kanalın merkezinden duvarlara doğru hareket ettiklerini gözlemlemişlerdir. Bunun ardından birçok kuramcı akış içindeki partiküllerin hareketlerini açıklamak için çeşitli girişimlerde bulunmuştur. Rubinow ve Keller, Magnus kuvveti adında bir teori ortaya atmışlardır. Ancak bu kuvvet partiküller üzerinde sürekli kanal merkezine doğru etki yaptığından Segre ve Silberberg'in deney sonuçlarına tam olarak açıklık getirememiştir [36]. 1965 yılında Saffmann, partikül hızıyla, akışkan hız profili arasındaki farktan kaynaklanan teorik bir kaldırma kuvveti olduğunu ortaya koymuştur. Bu teoride deneysel sonuçların bir kısmına açıklık getirirse de, partiküllerin denge konumuna nasıl geldiklerini tam olarak açıklayamamıştır [37]. 1974 yılında Ho ve Leal ile 1976 yılında Vasseur ve Cox dörtgen kesitli kanal akışlarına aynı analitik yöntemleri uygulamışlar ve partiküller üzerine parabolik hız profilinden dolayı cidarlara doğru etkiyen bir kuvvet bulmuşlardır. Bu kuvvet daha önce bulunan ve partiküller üzerinde cidarlardan merkeze doğru etkisi olan kuvvet ile birleştirildiğinde Segre ve Silberberg'in deney sonuçlarına tam anlamıyla açıklık getirmiştir [38][39]. Daha sonra yapılan çalışmalarda, teknolojinin gelişmesi ve sayısal hesaplama olanaklarının artmasıyla birlikte teoride karşılaşılan sınırlar (özellikle Reynolds sayısında) ortadan kalkmıştır. 2006 yılında Chun ve Ladd, belirli kuvvetler altında partikül davranışlarının incelenebileceği üç boyutlu dikdörtgen kesitli mikrokanal modelini geliştirmişlerdir. Çalışmalarında Newton tipi akışkan akışını simüle etmek için Navier-Stokes denklemleri yerine Lattice-Boltzmann denklemlerini kullanmışlardır. Chun ve Ladd [40] çalışmalar sonucunda dikdörtgen kesitli düz bir mikrokanalda 8 adet denge noktası oluştuğunu tespit etmişlerdir.

Dikdörtgen kesitli mikrokanalda partikül fokuslanması ile ilgili ilk deneysel çalışmalar ise 2007 yılında Di carlo ve diğ. tarafından yapılmış ve bu deneylerde

Chun ve Ladd'in elde ettiği 8 denge pozisyonunun 4 tanesi doğrulanmıştır. Deneylede elde edilen bir diğer sonuç ise partiküllerin sadece kesit yüzeyinde denge pozisyonuna gelmedikleri aynı zaman da aralarındaki hidrodinamik etkileşimlerden dolayı aksel akış yönünde de tek sıra halinde dizilmeleri olmuştur [29]. Yapılan bu çalışmalar sonucunda düz kanallarda fokuslanma olayı için iki büyük problem ortaya çıkmıştır. Bunlardan ilki kanal içinde çok fazla denge pozisyonu oluşması ikincisi ise aspect ratio'nun (h/w) 1'den az veya çok olduğu durumlarda partiküle etki eden kuvvetlerin akış hız profilineki değişimden dolayı zayıflamasıdır. Bahse konu problemlerin ortadan kalkması için ana akışa ek olarak kanal içinde ikinci bir akış profili oluşturulması gerekliliği doğmuştur [41]. Böylece bu akış sayesinde partiküller üzerinde yeni bir sürüklenme kuvveti yaratılabilecek ve partikülleri kontrol imkanı sağlayacaktır. Bu akışı oluşturmak için kullanılan en geçerli yöntem düz mikrokanaalı kıvrımlı hale getirmektir. Kanalı kıvrımlı hale getirmek bu ikinci akışın oluşmasını sağlamakla kalmayıp aynı zamanda spesifik bir bölgede kullandığımız kanalın boyunu da uzatmaktadır. Kanal içindeki ana akış yönüne dik bir şekilde oluşan ve kesitten bakıldığında 2 ayrı girdap şeklinde oluşan bu ikinci akışa Dean akışı adı verilir [41].

Bu çalışmada, simetrik kıvrımlı mikrokanaal geometrisinde farklı hacimsel debilerde partikül hareketleri incelenmiştir. Mikrokanaallarda hız profili paraboliktir ve cidarlarda kaymama sınır şartı uygulanır. Bu durum cidarlarda hızın sıfır olması anlamına gelir ve kanal cidarlarıyla orta kesim arasında hız gradyanları oluşturur.



Şekil 3.1 : Partikül üzerine etki eden kuvvetler [41].

Akış içinde serbest biçimde bulunan partiküllere bu hız gradyanı nedeniyle kanal cidarlarına doğru ($F_{sheargradient}$) atalet kaldırma kuvveti etki eder.

Buna karşılık kanal cidarına yaklaşan partiküle, akış yönünde yarattıkları yatay akım ile oluşan girdaplar sonucunda ortaya çıkan ve cidar normaline doğrultusunda etki eden ikincil bir kaldırma kuvveti etki eder ($F_{wall\ interaction}$).

$$F_{shear\ gradient} = f_L \rho U_{max}^2 \frac{a^3}{D_h} \quad (3.1)$$

$$F_{wall\ interaction} = f_L r U_{max}^2 \frac{a^6}{D_h^4} \quad (3.2)$$

Bu iki zıt kuvvet partiküllerin denge konumuna gelmesini sağlayan net bir kaldırma kuvveti ortaya çıkarır (F_L) [42]. Bu kuvvetin yönünün kanal çeperlerine doğru olmasının sebebi $F_{shear\ gradient}$ değerinin $F_{wall\ interaction}$ değerinden büyük olmasıdır.

$$G = \frac{U_{max}}{D_h} \quad U_{max} = \frac{3}{2} U_{avg} \quad D_h = \frac{2wh}{w+h}$$

$$F_L = \rho G^2 C_L a^4 \quad (3.3)$$

C_L : kaldırma katsayısı, G : ortalama kayma hızı

C_L kaldırma katsayısı, partikülün kanal içinde bulunduğu pozisyona ve kanal Re sayısı değerine bağlıdır. Ancak $Re < 100$ durumunda bu katsayının 0.5 olduğu kabul edilir. 100'den büyük Reynolds sayılarında ki bu akışkan hızında arttığı anlamına gelmektedir, bu katsayı azalır.

Düz kanallarda bu iki kuvvetin dengelenmesi partiküllerin denge pozisyonuna gelmeleri ve fokuslanmaları için yeterlidir. Partiküllerin denge konumuna gelmesindeki bir diğer önemli faktör ise partikül çapının kanal hidrolik çapına oranıdır (λ). Yapılan çalışmalarda bu oranın 0.07 değerine eşit veya büyük olması durumunda atalet etkilerinin partikülleri denge konumuna sokmak için yeterli olacağı değerlendirilmiştir [29].

$$\lambda = \frac{a_p}{D_h} \geq 0.07 \quad (3.4)$$

Fokuslanma işleminde diğer bir önemli parametre ise kanal uzunluğudur.

Fokuslanma için gerekli olan minimum kanal uzunluğu (L_f);

$$L_f = \frac{D_h}{f_L \text{Re}_p} = \frac{\pi \mu D_h^2}{\rho U_{\max} a^2 f_L} \quad (3.5)$$

$$\text{Re}_p = \text{Re} \left(\frac{a}{D_h} \right)^2$$

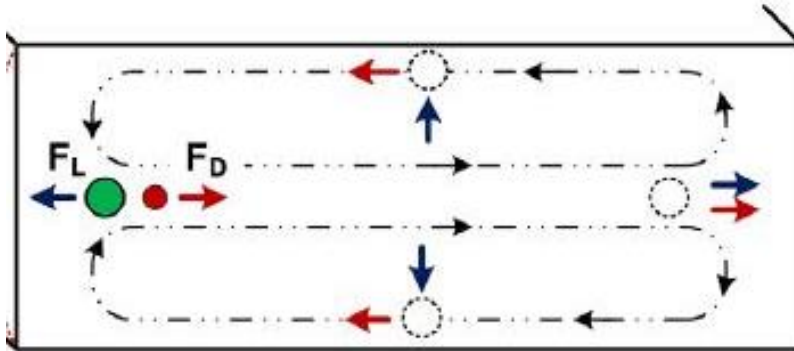
Re_p partikül Reynolds sayısıdır. Değişen kanal yüzey kesiti (kare, daire, dikdörtgen vs.) sadece partiküllerin denge konumuna geldikleri konumlar üzerinde etkili olur. Buna karşılık dönellik özelliğine sahip mikrokanal geometrilerinde yukarıda bahsettiğimiz kuvvetlere ek olarak partiküller üzerinde etkisi olan ve Dean sürüklemesi kuvveti olarak bilinen yeni bir kuvvet ortaya çıkar. Dean akışı, parabolik hız profiline sonucunu olarak, merkezdeki yüksek hız profiline getirdiği ekstra momentumun dönüş bölgelerinde, hızın sıfır olduğu cidarlara doğru hareket etmesi sonucunda ortaya çıkar. Korunum kanunlarından dolayı akışkanın bu hareketi kesit yüzeyinden bakıldığında akış içinde 2 ayrı girdap oluşturur.

$$De = \text{Re} \sqrt{\frac{D_h}{2R}} \quad (3.6)$$

$$U_{\text{dean}} = 1.8 * 10^{-4} De^{1.63}$$

$$F_{\text{deandrag}} = 3\pi\mu a U_{\text{dean}} \quad (3.7)$$

Dean sürüklemesi kuvveti (F_{deandrag}) mikro kanalın kesit yüzeyinden bakıldığında kanal kesitinin alt ve üst kısımlarında oluşan sürüklemesi akımıdır.



Şekil 3.2 : Dean akışının şematik gösterimi [26].

Bu kuvvet partiküllerin boyutlarına göre iç dönüş cidarı ile dış dönüş cidarı arasında konumlanmalarına sebep olur. Net atalet kaldırma kuvveti ve Dean sürüklenme kuvvetinin birbirine oranı partiküllerin akış çizgisinden ayrılıp denge pozisyonuna gelmelerinde etkindir ($R_f \sim 1$). Dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise akışkan hızı çok arttırıldığında partikül üzerindeki net atalet kuvveti (F_L) içerisindeki C_L katsayısı düşerken G değerinin artmasıdır. Bu durumda net atalet kuvveti (F_L) değerinde bir artış olacaktır ancak Dean sürüklenme kuvveti (F_D) içerisinde bulunan U_{dean} değerinde hızın artmasından dolayı bir artış gösterecektir. Nitekim Dean sürüklenme kuvveti değerindeki artış $De^{1.63}$, den dolayı net atalet kaldırma kuvvetinde oluşan artıştan daha fazla olacaktır. Bu durumda Dean sürüklenme kuvveti net atalet kuvvetinden daha baskın hale gelir ve $R_f \sim 1$ şartı bozulur ($R_f < 1$). Bu durumda partiküller Dean akışı içerisinde karışmaya başlar ve fokuslanma bozulur [42][43].

$$R_f = \frac{F_L}{F_D} = \frac{\rho G^2 C_L a^3}{3\pi\mu U_{dean}} \quad (3.8)$$

Sonuç olarak mikrokanal içerisinde partikül fokuslanmasını etkileyen; net atalet kaldırma kuvvetlerinin (F_L) Dean sürüklenme kuvvetine (F_D) oranı (R_f), partikül çapının kanal hidrolik çapına oranı (λ) ve fokuslanma için gerekli kanal uzunluğu (L_f) olmak üzere 3 önemli parametre söz konusudur.

3.2 Sayısal Modelleme

3.2.1 Yönetici denklemler

Mikrokanal içerisindeki sıvı akışına partikül eklediğimizde çift fazlı bir akış ortaya çıkmaktadır. Bu kapsamda yaptığımız sayısal modellemelerde çok fazlı akışa uygun modeller kullanılmıştır. Çok fazlı akışların sayısal hesaplamalarında, Euler-Lagrange ve Euler-Euler olmak üzere iki farklı genel yaklaşım vardır (Fluent theory guide, 2011). Çalışmalarımızda euler-lagrange yaklaşımı altında bulunan ayrık faz modeli (discrete phase model) kullanılmıştır. Ayrık faz modeli (discrete phase model), partikül fokuslanması ve ayrıştırılması üzerine yapılan analizlerde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Analizlerde partiküller ile akışkan arasında ve partiküllerin kendi aralarında herhangi bir etkileşimin olmadığı kabulü yapılmıştır.

Bu yöntemi uygulamak için yapılan bir diğer kabul ise hacim oranının yüzde 12'den az olmasıdır. Ayrık faz modelinde, sıvı faz için, süreklilik kabulü altında Navier-Stokes denklemleri çözülürken ayrık faz ise hesaplanmış akış alanı üzerinden birçok partikül veya su damlasının takip edilmesiyle çözümlenir (Fluent theory guide, 2011). Fluent yazılımı partikülün akış yolunu parçacık üzerine etkileyen denge kuvvetleri birleştirerek hesaplar. Bu kuvvet dengesi partikülün kendi atalet kuvvetleri ile partikül üzerine uygulanan diğer kuvvetleri birbirine eşitler. Bahse konu denklem, denklem 3.11'de verilmiştir. Bu denklemde F_D sürüklenme kuvveti, \vec{F} ise ek kuvvetleri ifade etmektedir (Fluent theory guide, 2011).

Kütlenin korunumu;

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \bar{v}) = 0 \quad (3.9)$$

Momentumun korunumu;

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \bar{v}) + \nabla(\rho \bar{v} \bar{v}) = -\nabla p + \nabla(\bar{\tau}) + \rho \bar{g} + \vec{F} \quad (3.10)$$

Partikül üstüne etkiyen kuvvetler;

$$\frac{d\bar{u}_p}{dt} = F_D(\bar{u} - \bar{u}_p) + \frac{\bar{g}(\rho_p - \rho)}{\rho_p} + \vec{F} \quad (3.11)$$

F_D sürüklenme kuvveti;

$$F_D = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \frac{C_D \text{Re}}{24} \quad (3.12)$$

Partiküle etkiyen ek kuvvetler (\vec{F});

Sanal kütle kuvveti (virtual mass force);

$$\vec{F} = C_{vm} \frac{\rho}{\rho_p} (\bar{u}_p \nabla \bar{u} - \frac{d\bar{u}_p}{dt}) \quad (3.13)$$

Basınç kuvveti gradyeni;

$$\bar{F} = \frac{\rho}{\rho_p} \bar{u}_p \nabla \bar{u} \quad (3.14)$$

3.2.2 Sınır şartları ve çözüm yöntemi

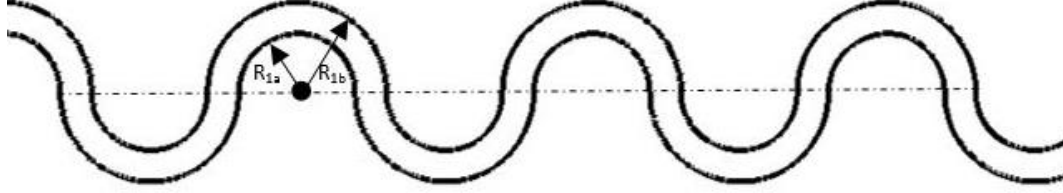
Zamandan bağımsız analizlerde kullanılan sınır şartları; giriş sınır şartı olarak (velocity inlet) sabit hız, çıkış sınır şartı olarak sabit basınç (pressure outlet) kullanılmış cidarlarda kaymama koşulu (no-slip) uygulanmış ve sistem izotermal olarak dikkate alınmıştır. Partiküller için sınır şartları ise cidarlarda yansıma (reflect), kanal giriş ve çıkışında ise kaçış (escape) olarak uygulanmıştır. Analizler, Fluent yazılımı ile; su fazı için üç boyutlu, daimi, sıkıştırılmaz akış kabulleri altında yapılmıştır. Basınç ve momentum denklemleri 2. mertebe doğrulukta ayrıklaştırılmış ve basınç-hız bağlanması için SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations) methodu kullanılmıştır. Partiküller için ise ayrık faz modeli (DPM-Discrete Phase Model) kullanılmıştır. Bu kapsamda partiküllere etkiyen ek kuvvetler için sanal kütle kuvveti (virtual mass force) ve basınç gradyeni kuvveti (pressure gradient force) etkinleştirilmiştir. Bu iki kuvvet akışkanın yoğunluğu partikülün yoğunluğundan çok düşük olduğunda etkin değildir. Ancak akışkan yoğunluğunun partikül yoğunluğuna oranı (ρ / ρ_p) 1'e yaklaştıkça bu iki kuvvet etkin hale gelir. Yapılan analizlerde akışkan ve partikül yoğunluklarının oranı 0.95 olduğu için bahse konu iki kuvvet etkin hale getirilmiştir. Sürüklenme kanunu için partiküllerin küresel olduğu kabulü yapılmıştır (spherical drag law). Yapılan sayısal analizlerde kullanılan akışkan özellikleri çizelge 2.1'de gösterilmiştir. Analizlerde kullanılan polistren partikülün yoğunluğu $1,05 \text{ g/cm}^3$ tür.

3.2.3 Analiz sonuçları

Çalışmalarda üç boyutlu simetrik kıvrımlı kanallar üzerinde $10 \text{ }\mu\text{m}$ çapında partiküller kullanılmıştır. Kanal hidrolik çapı $87.5 \text{ }\mu\text{m}$ 'dir. Bu durumda partikül çapının kanal hidrolik çapına oranı $\lambda = 0.114$ değerini alır.

Partikül konsantrasyonu çok düşük olduğundan, akış içindeki varlıklarının akışkan özelliklerinde ve buna bağlı olarak akış hacimlerinde bir değişiklik yapmadıkları kabul edilmiştir. Analizlerde 150 ile $1200 \text{ }\mu\text{l/dak.}$ debi değerleri arasındaki debiler

kullanılmıştır. Bütün analizlerde akışkan olarak su kullanılmıştır ($\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ ve $\mu = 10^{-3} \text{ Ns/m}^2$). İç ve dış yarıçapları sırasıyla 650-1000 μm , kanal genişliği 350 μm ve yüksekliği 50 μm olan yarım daire dilimlerinden 60 adet olacak şekilde bir mikrokana1 oluşturulmuştur.



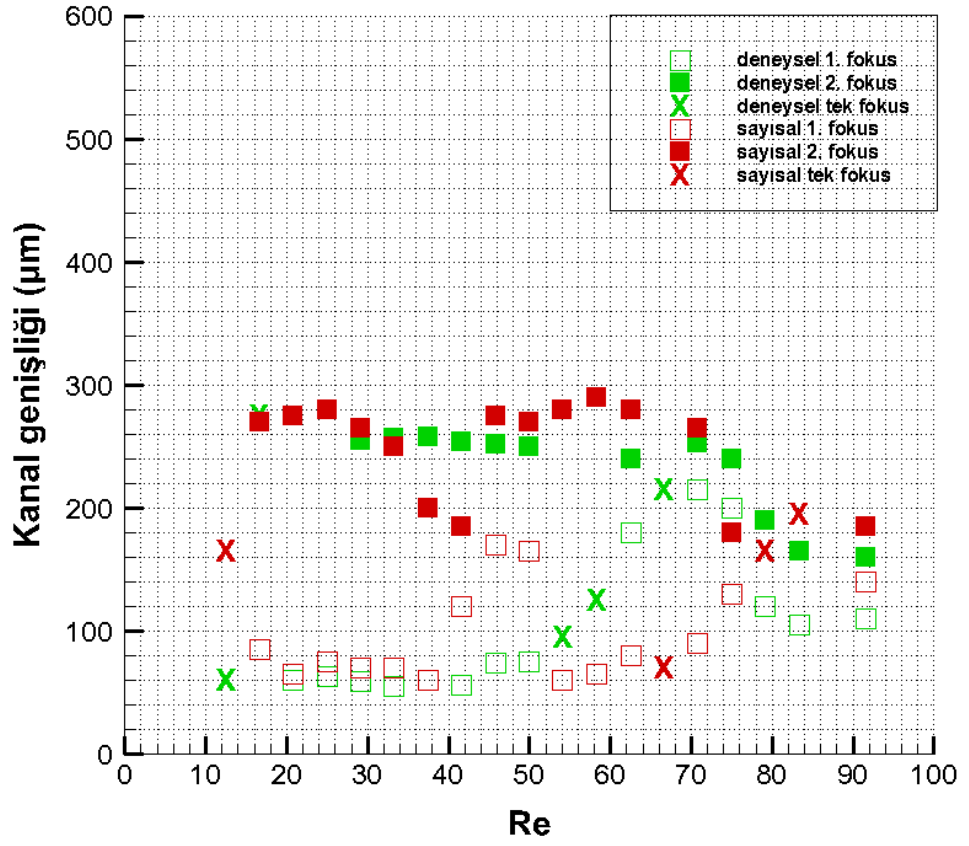
Şekil 3.3 : Simetrik kıvrımlı mikrokana1 kesiti.

Çalışmada kullanılan hacimsel debi değerleri ve diğer parametrelerden bazıları Çizelge 3.1’de verilmiştir.

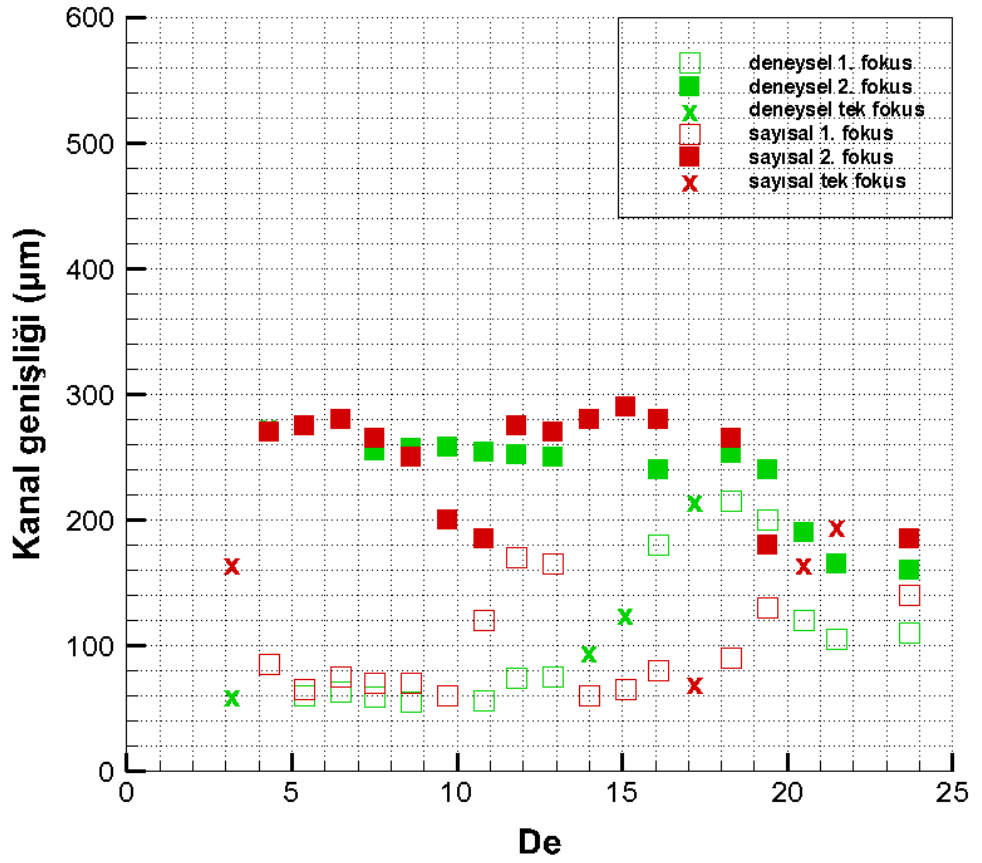
Çizelge 3.1 : Hacimsel debi, Reynolds sayısı ve Dean sayısı değerleri.

Q ($\mu\text{l/dk.}$)	Re	De
150	12.5	3.2
300	25	6
600	50	13
850	70.8	18.3
1100	91.6	23.7

Analizler üç boyutlu simetrik mikrokana1 geometrisinde, 150 $\mu\text{l/dk}$ değerinden başlanarak 50 $\mu\text{l/dk}$ artışlarla 1200 $\mu\text{l/dk}$ değerine kadar tekrarlanmıştır. Analiz sonuçlarında, düşük debi değerlerinde, Dean sürüklenme kuvvetinde (F_D) düşük olmasından dolayı partiküller üzerinde net atalet kaldırma kuvvetinin (F_L) çok daha etkin olduğu ($F_L > F_D$) bu yüzden partiküllerin kana1 cidarlarına doğru hareket ettikleri görülmektedir. Debi değerinin artmasıyla birlikte partiküller üzerine etkiyen Dean sürüklenme kuvvetide artmaya başlamış ve partiküllerin iç ve dış dönüş cidarlarına yakın bölgelerde çift fokus oluşturmalarını sağlamıştır. Debi değeriyle orantılı olarak artan Dean sayısı belirli bir mertebeye ulaştığında artık partiküller üzerindeki her iki kuvvette dengelenmiş ($R_f \sim 1$) ve partiküller tek bir fokus çizgisi oluşturmuşlardır. Debi değerini daha da arttırdığımızda artık Dean akışından dolayı oluşan sürüklenme kuvveti net atalet kaldırma kuvvetlerine göre çok büyümüş ve tek bir fokus çizgisi halinde olan partiküller dengesiz hale gelerek fokus bozulmuştur.



Şekil 3.4 : 10 µm çapındaki partiküllerin Reynolds sayısına göre konumları.

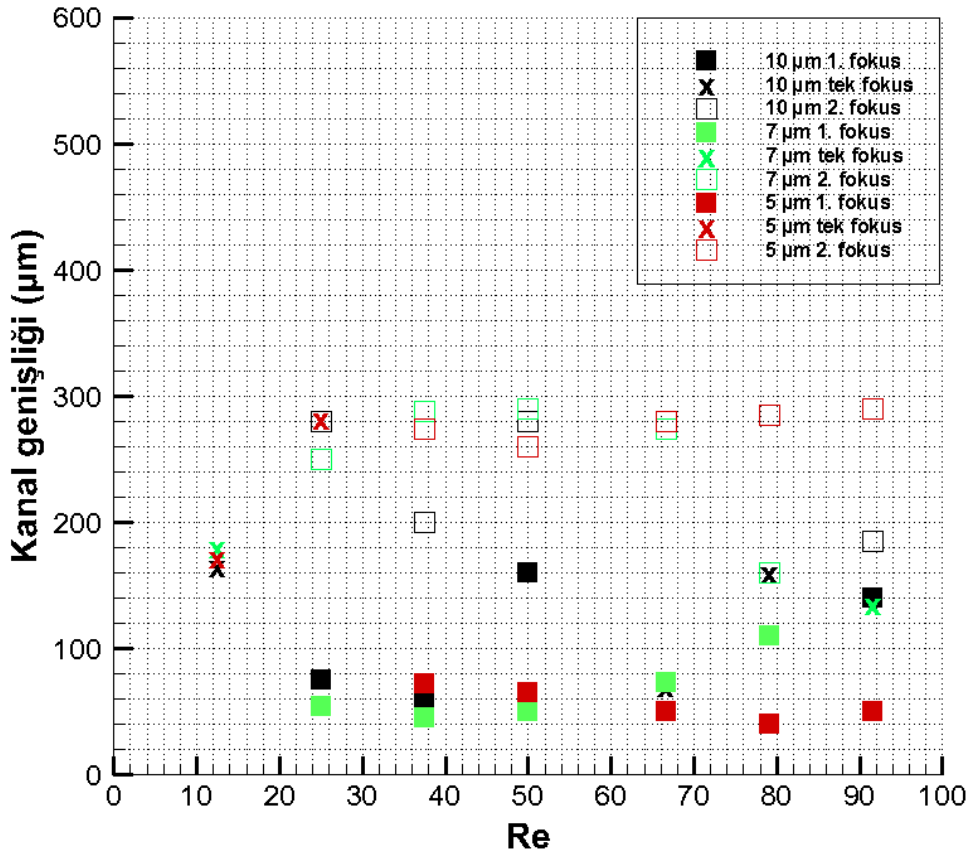


Şekil 3.5 : 10 µm çapındaki partiküllerin Dean sayısına göre konumları.

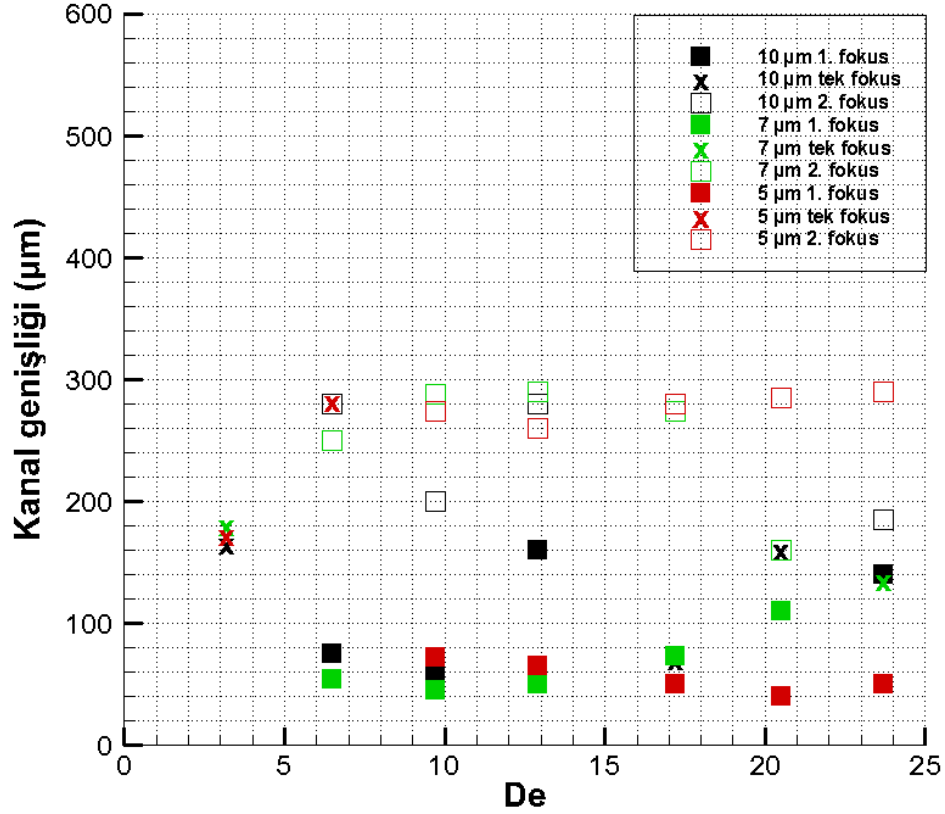
Analiz sonucunda elde edilen değerler ile deneysel çalışmalarda elde edilen değerler [45] Şekil 3.4 ve 3.5’de verilmiştir.karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

3.2.3.1 Partikül çapının fokuslanmaya etkisi

Yukarıda simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde 10 µm boyutundaki partiküllerin fokuslanması üç boyutlu olarak sayısal olarak incelenmiş ve deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada ise aynı geometri üzerinde farklı boyutlardaki partiküller için fokuslanma olayı incelenmiştir. Bu kapsamda boyutları 5, 7 ve 10 µm olan partiküller ile analizler yapılmıştır. Partikül çapları değiştiği için λ değeri de değişmiştir. Buna göre λ değeri; 5 µm çapındaki partiküller için 0.057, 7 µm çapındaki partiküller için 0.08 ve 10 µm çapındaki partiküller içinde 0.114 değerini almaktadır. Bu durumda 5 µm çapındaki partiküller için λ değerinin literatürde belirtilen 0.07 değerinden düşük olduğu görülmektedir. Analiz sonuçları her üç partikül çapı içinde karşılaştırmalı olarak Şekil 3.6 ve 3.7’de verilmiştir.



Şekil 3.6 : 5, 7 ve 10 µm çapındaki partiküllerin Re sayısına göre konumları.



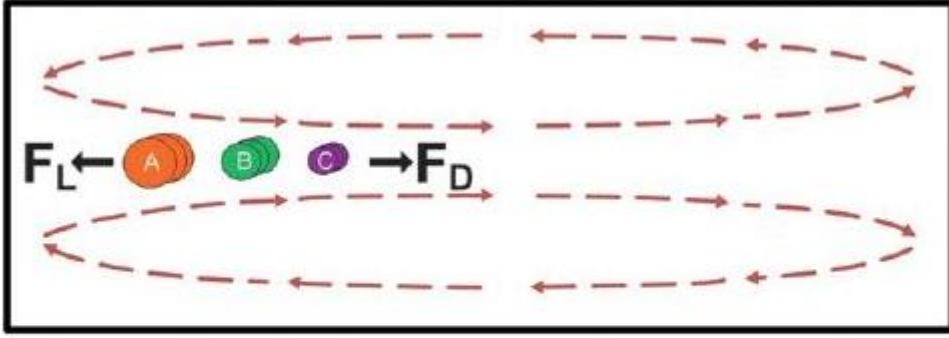
Şekil 3.7 : 5, 7 ve 10 µm çapındaki partiküllerin Dean sayısına göre konumları.

Grafikler incelendiğinde, düşük Reynolds sayılarında her üç partikülünde birbirine yakın davranışlar sergiledikleri görülmektedir. Buna karşın Reynolds sayısını artırdığımızda farklı partikül boyutlarından dolayı etkiyen net atalet kaldırma kuvveti ve Dean sürüklenme kuvveti değerleri de değişik olacağından partiküllerin akış içindeki davranışları değişiklik göstermektedir.

Reynolds sayısındaki artış ile birlikte 10 µm boyutundaki partiküllerin kanal içindeki konumlarına bakılacak olursa diğer partiküllere göre Dean sürüklenme kuvvetinden daha çok etkilendikleri bu yüzden çift fokus çizgilerinin diğerlerine göre kanal iç dönüş cidarına doğru daha erken yakınlaştığı ve $Re=66$ değerinde tek fokus oluşturabildikleri görülmektedir.

Re sayısını daha da artırdığımızda bu partikül boyutunda tek fokus çizgisinin bozulmaya başladığını ve partiküllerin yeniden çift fokus halinde birbirlerinden uzaklaştıkları gözlemlenmiştir. Bu da Dean sürüklenme kuvvetinin net atalet kaldırma kuvvetine göre çok daha baskın olduğunu ve Dean vortekslerinin dengesizleştiğini göstermektedir ($R_f < 1$). 7 µm çapındaki partiküllerin hareketlerine bakıldığında tek fokus çizgisinin $Re=91$ değerinde elde edilebildiği görülmektedir.

λ değeri teorik olarak verilen 0.07 değerinden küçük olan 5 μm çapındaki partiküllerin kanal içindeki konumları incelendiğinde, Reynolds sayısının artışıyla birlikte iç ve dış cidarlara yakın olacak şekilde çift fokus olarak hareketlerine devam ettikleri tek fokus çizgisi oluşturmadıkları görülmektedir.



$$\left[\frac{F_L}{F_D} \right]_A > \left[\frac{F_L}{F_D} \right]_B > \left[\frac{F_L}{F_D} \right]_C$$

Şekil 3.8 : Farklı boyutlardaki partiküllerin fokuslanma konumları [30].

4. SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER

Tez çalışması kapsamında çeşitli mikrokanal geometrilerinde cidar kayma gerilmesi ve basınç düşümü parametreleri ile simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde partikül fokuslanması sayısal olarak incelenmiştir.

Tezin ikinci bölümünde endotel hücreler için önemli olan cidar kayma gerilmesi ve basınç düşümü parametrelerini incelemek için iki ve üç boyutlu geometrilerde analizler yapılmıştır. Analiz sonuçları aşağıda özetlenmiştir.

İki boyutlu düz mikrokanal geometrisinde farklı debilerde analizler yapılmıştır. Ayrıca her debi için hidrodinamik giriş uzunluğu hesaplanmıştır.

İki boyutlu simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde farklı debilerde analizler yapılmıştır. Analizler sonucunda kanalın aynı uzunluğa sahip çeperlerinde oluşan cidar kayma gerilmesi değerlerinin eşit olduğu görülmüştür.

İki boyutlu kaviteli mikrokanal geometrisinde kavite uzunluğu değiştirilerek iki farklı konfigürasyon oluşturulmuş ve farklı debi değerlerinde analizler yapılmıştır. Analizler sonucunda kavite uzunluğundaki artışın kavite cidarlarında meydana gelene cidar kayma gerilmesini düşürdüğü tespit edilmiştir.

İki boyutlu olarak üzerinde çalışmalar yapılan mikrokanallarda oluşan basınç düşümü değerleri karşılaştırıldığında en az basınç farkının kaviteli mikrokanal geometrisinde gerçekleştiği görülmüştür.

Üç boyutlu düz mikrokanal geometrisinde farklı kanal yükseklik/genişlik oranı (Aspect Ratio, A) değerlerinde ve farklı debi değerlerinde analizler yapılmıştır. Düz mikrokanal geometrisinde kanalın giriş ve çıkışı arasındaki basınç düşümü değeri kanal uzunluğuna ve akışkan debisine bağlıdır. Cidar kayma gerilmesi değerleri ise kanalın kesit yüzey alanı ve akışkan debi değeri ile değişmektedir. Kanal cidarında tek tip bir cidar kayma gerilmesi profili oluşturulabilmektedir. İki boyutlu düz mikrokanal geometrisinde elde edilen basınç düşümü değerleri ile üç boyutlu düz mikrokanal geometrisinde elde edilen basınç düşümü değerleri karşılaştırılmış ve arada oluşan farkın kanak yüksekliği ile değişimi gösterilmiştir.

Üç boyutlu dar-geniş mikrokanal geometrisinde dar bölgeden geniş bölgeye ve geniş bölgeden dar bölgeye olacak şekilde iki farklı basınç düşümü profili bulunmaktadır. Aynı şekilde cidar kayma gerilmesi profilleride dar bölge ve geniş bölge olmak üzere 2 farklı şekilde oluşmaktadır. Bu da kullanıcıya tek bir mikroakışkan sistemde farklı cidar kayma gerilmesi değerleri altında hücre davranışlarını inceleme imkanı sunmaktadır. Bu geometri tipinde genişleme oranının (Expansion Ratio, E) bahse konu iki parametreye olan etkileride incelenmiş ve genişleme bölgesindeki yüzey alanı artışının cidar kayma gerilmesi değerini düşürdüğü fakat toplam basınç düşümü değerinde büyük farklılıklar oluşturmadığı tespit edilmiştir. Son olarak kanal uzunluk değerindeki değişimin basınç düşümü ve cidar kayma gerilmesi parametreleri üzerindeki etkisi incelenmiş ve uzunluk değerindeki artışın basınç farkı değerini artırdığı, cidar kayma gerilmesi değerlerini ise etkilemediği bulunmuştur.

Üç boyutlu simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde farklı debi ve uzunluk değerlerinde analizler yapılmıştır. Bu geometride kanal uzunluk değerindeki artışın basınç düşümünü çok artırdığı, cidar kayma gerilmesi değerlerinin ise debi değeri ile değiştiği tespit edilmiştir. Düz mikrokanal ve kıvrımlı mikrokanal geometrilerinde aynı uzunluk değeri, yüzey kesit alanı ve debi değerlerinde yapılan analizler karşılaştırıldığında basınç düşümü değerinin kıvrımlı geometride daha fazla olduğu (kayıp daha çok) ancak cidar kayma gerilmesi değerinin düz mikrokanala göre daha düşük olduğu görülmüştür. Bu geometri için önemli bir diğer husus ise yüksek Reynolds sayılarında Dean akışınında ortaya çıkmasıdır.

Üç boyutlu köşe kıvrımlı mikrokanal geometrisinde farklı uzunluk ve debi değerlerinde analizler yapılmıştır. Bu geometride dönüşlerin 90^0 olması kayıpları oldukça arttırmış buna bağlı olarakta basınç düşümü aynı uzunluktaki düz mikrokanal ve simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrilerine göre yüksek çıkmıştır. Cidar kayma gerilmesi değeri ise diğer iki geometriye göre daha düşük çıkmıştır. Analiz sonuçlarında akışkan hız değerlerinin keskin dönüş bölgelerinde iç ve dış cidara yakın bölgelerde farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir. Bu durumun yüksek akış hızlarında hücrelerin dönüş bölgelerinde dış cidara yakın bölgelerde toplanmasına neden olacağı öngörülmektedir.

Üç boyutlu bir yan cidarında kaviteler bulunan mikrokanal geometrisinde farklı debilerde analizler yapılmıştır.

Bu geometri için elde edilen sonuçlar dar geniş mikrokanal geometrisinde elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında, basınç farkı değerlerinin ve geniş bölgedeki cidar kayma gerilmesi değerlerinin daha yüksek değerlere ulaştığı sonucu elde edilmiştir.

Tezin üçüncü bölümünde ilk olarak simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde geniş bir debi yelpazesinde partikül fokuslanması incelenmiş daha sonra ise aynı geometri üzerinde belirli debilerde 3 farklı partikül çapı kullanılarak fokuslanma olayı incelenmiştir. Analiz sonuçları aşağıda özetlenmiştir.

Simetrik kıvrımlı mikrokanal geometrisinde, 150 µl/dak. değerinden başlanarak 50 µl/dak. artışlar ile 1100 µl/dak. debi değerine kadar 10 µm boyutundaki partiküller ile analizler yapılmıştır. Analiz sonuçlarında partiküllerin farklı Reynolds sayılarında mikrokanal geometrisinin son kıvrımındaki fokuslanma bölgeleri tespit edilmiştir. Düşük Reynolds sayılarında partiküllerin iç ve dış cidarlara yakın bölgelerde çift fokus oluşturdukları, Reynolds sayısındaki artış ile birlikte bahse konu çift fokus çizgilerinin gittikçe birbirlerine yaklaştıkları ve belli bir Reynolds sayısı değerinde partiküllerin tek bir fokus çizgisinde birleştikleri görülmüştür. Reynolds sayısı daha da arttırıldığında Dean sürüklenme kuvvetinin çok baskın hale gelmesinden dolayı tek focus çizgisinin bozulmaya başladığı ve partiküllerin yeniden birbirlerinden uzaklaşmaya başladığı tespit edilmiştir.

Aynı geometri üzerinde farklı boyutlardaki partiküller (5, 7 ve 10 µm) kullanılarak partikül çapının fokuslanmaya olan etkisi sayısal olarak incelenmiştir. Analizlerde 150, 300, 450, 600, 800, 950 ve 1100 µl/dak. olmak üzere 7 farklı debi değeri kullanılmıştır. Analiz sonuçlarında 5 µm'lik partiküllerin diğerlerine göre net atalet kaldırma kuvvetinden daha az etkilendiğini göstermektedir. Bu sonuç deneysel araştırmalar sonucunda ortaya çıkan, partikül çapının kanal hidrolik çapına oranı (λ) değerinin 0.07 veya büyük olması durumunda atalet etkilerinin partikülleri denge konumuna sokmak için yeterli olacağı şartını doğrulamaktadır. Diğer yandan 7 ve 10 µm'lik partiküllerin konumlarına bakıldığında 10 µm'lik partiküllerin diğerine göre daha erken tek fokus oluşturabildikleri görülmektedir.

Gelecek çalışmalarda; partikül yoğunluğunun fokuslanma üzerine etkisinin sayısal olarak incelenmesi, partikül fokuslanmasından sonra partiküllerin fiziksel özelliklere

bağlı olarak ayrıştırılmalarının sayısal olarak incelenmesi, kanal hidrolik çapındaki değişimlerin fokuslanma üzerindeki etkilerinin sayısal olarak incelenmesi ve boyutu kanal boyunca sabit kalmayan partiküllerin fokuslanma ve ayrıştırılmalarının sayısal olarak incelenmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Kumacheva, E.**, (2012). Microfluidics. *Polymers in Soft and Biological Matter*.
- [2] <http://www.mems.itu.edu.tr>.
- [3] <http://www.lorenzopareschi.com/2010/07/numerical-solution-of-kinetic-equations.html>.
- [4] **Benam, A. A. ve Korakianitis, T.**, (2013). Atherosclerotic plaques: Is shear stress the only factor. *Medical Hypotheses*, **81**, 235-239, doi: 10.1016/j.mehy.2013.04.041.
- [5] **Chang, W., Trebotich, D., Lee, L. P., Liepmann, D.**, (2000). Blood flow in simple microchannels. 1st Annual international IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology, Lyon, Fransa, 12-14 Ekim.
- [6] **Sharma, K., Müller, N., Selerowicz, W.**, (2006). Experimental friction factor study for microchannel flows. 6th international workshop on micro and nano technology for power generation and energy conversion applications, Berkeley, U.S.A, 29 Kasım-1 Aralık.
- [7] **Gunnasegaran, P., Mohammed, H., Shuaib, N. H.**, (2009). Pressure drop and friction factor for different shapes of microchannels, Proceedings of ICEE 3rd International conference on energy and environment, Malacca, Malaysia, 7-8 Aralık.
- [8] **Mudawar, I., Qu, W., Lee, S. Y., Wereley, S. T.**, (2006). Experimental and computational investigation of flow development and pressure drop in a rectangular microchannel. *Journal of Electronic Packaging*, **128**.
- [9] **Akbari, M., Sinton, D., Bahrami, M.**, (2009). Pressure drop in rectangular microchannels as compared with theory based on arbitrary cross section. *Journal of Fluids Engineering*, **131**, doi: 10.1115/1.3077143.
- [10] **Hrnjak, P. ve Tu, X.**, (2007). Single phase pressure drop in microchannels. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, **28**, 2-14, doi: 10.1016/j.ijheatfluidflow.2006.06.005.
- [11] **Bahrami, M., Yovanovich, M., Culham, J. R.**, (2005). Pressure drop of fully developed laminar flow in microchannel of arbitrary cross section, Proceedings of ICMM 3rd International conference on microchannels and minichannels, Toronto, Kanada, 13-15 Haziran.
- [12] **Mudawar, I. ve Qu, W.**, (2002). Experimental and numerical study of pressure drop and heat transfer in a single phase microchannel heat sink. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, **45**, 2549-2565.
- [13] **Rossi, M., Westerweel, J., Ekeberg, I., Vennemann, P.**, ve diğ. (2006). 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, Portekiz, 26-29 Haziran.

- [14] **Lu, H., Koo, L. Y., Jensen, K. F., Wang, W. M.,** ve diğ. (2004). Microfluidic shear devices for quantitative analysis of cell adhesion, *Analytical Chemistry*, **76**, 5257-5264, doi: 10.1021/ac049837t.
- [15] **Cioffi, M., Moretti, M., Manbachi, A.,** ve diğ., (2010). A computational and experimental study inside microfluidic systems: role of shear stress and flow recirculation in cell docking. *Biomedical Microdevices*, doi:10.1007/s10544.010.9414.5.
- [16] **Steinke, M. E. ve Kandlikar, S. G.,** (2006). Single phased liquid friction factors in microchannels. *International Journal of Thermal Sciences*, **45**, 1073-1083, doi:10.1016/j.ijthermalsci.2006.01.016.
- [17] **Zhang, X., Huk, D. J., Wang, Q.,** ve diğ. (2014). A microfluidic shear device that accomodates parallel high and low stress zones within the same culturing chamber. *Biomicrofluidics*, **8**, doi: 10.1063/1.4894783.
- [18] **Stone, S. D. ve Hollins, B. C.,** (2013). Modelling shear stress in microfluidic channels for cellular applications. 29th Southern biomedical engineering conference, doi:10.1109/SBEC.6710.1063/1.4774311.
- [19] **Khan, O. F. ve Sefton, M. V.,** (2011). Endothelial cell behaviour within a microfluidic mimic of the flow channels of a modular tissue engineered construct. *Biomedical Microdevices*, doi: 10.1007/s10544.010.9472.8.
- [20] **Martel, J. M. ve Toner, M.** (2013). Particle focusing in curved microfluidic channels. *Scientific Reports*, **3**, doi: 10.1038/srep03340.
- [21] **Sun, J., Liu, C., Li, M., Wang, J., Xianyu, Y.,** ve diğ. (2013). Size based hydrodynamic rare tumor cell separation in curved microfluidic channels. *Biomicrofluidics*, **7**, doi: 10.1063/1.4774311.
- [22] **Liu, C., Hu, G., Jiang, X., Sun, J.,** (2014). Inertial focusing of spherical particles in rectangular microchannels over a wide range of Reynolds numbers. *Lab on a Chip*, doi: 10.1039/c4lc01216j.
- [23] **Bhagat, A. A. S., Kuntaegowdanahalli, S. S., Papautsky, I.,** (2008). Continuous particle separation in spiral microchannels using dean flows and differential migration. *Lab Chip*, **8**, 1906-1914, doi: 10.1039/b807107a.
- [24] **Ookawara, S., Street, D., Ogawa, K.,** (2006). Numerical study on development of particle concentration profiles in a curved microchannel. *Chemical Engineering Science*, **61**, 3714-3724, doi: 10.1016/j.ces.2006.01.016.
- [25] **Johnston, I. D., McDonnell, M. B., Tan, C. K. L.,** ve diğ., (2014). Dean flow focusing and separation of small microspheres within a narrow size range. *Microfluid Nanofluid*, **17**, 509-518, doi: 10.1007/s10404.013.1322.6.
- [26] **Papautsky, I., Nivedita, N.,** (2013). Continuous separation of blood cells in spiral microfluidic devices. *Biomicrofluidics*, **7**, doi: 10.1063/1.4819275.

- [27] **Ramachandraiah, H., Ardabili, S., Faridi, A. M.,** ve diğ., (2014). Dean flow coupled inertial focusing in curved channels. *Biomicrofluidics*, **8**, doi: 10.1063/1.4884306.
- [28] **Martel, J. M. ve Toner, M.,** (2012). Inertial focusing Dynamics in spiral microchannels. *Physics of Fluids*, **24**, doi: 10.1063/1.3681228.
- [29] **Di Carlo, D., Irimia, D., Tompkins, R. G., Toner, M.,** (2007). Continuous inertial focusing, ordering and separation of particles in microchannels. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* **104**, 18892-18897, doi: 10.1073/pnas.0704958104.
- [30] **Bhagat, A. A. S., Kuntaegowdanahalli, S. S., Papautsky, I., Kumar, G.,** (2009). Inertial microfluidics for continuous particle separation in spiral microchannels. *Lab Chip*, **8**, 2973-2980, doi: 10.1039/b908271a.
- [31] **Zuvin, M., Mansur N., Birol. S. Z.,** ve diğ., (2015). Human breast cancer cell enrichment by Dean flow driven microfluidic channels. *Microsystem Technologies*, doi: 10.1007/s00542.015.2425.7.
- [32] **Toplan, S.** (2012). Hemoreoloji ders notları, Sf. 384-391.
- [33] **Hughes, A. D. ve King, M. R.,** (2010). Use of Naturally Occurring Halloysite Nanotubes for Enhanced Capture of Flowing Cells. *Langmuir*, **26**, 12155-12164, doi: 10.1021/la101179y.
- [34] **Çengel, Y. A. ve Cimbala, J. M.,** (2015). Akışkanlar Mekaniği, çev. H. Güneş, S. Canbazoğlu, A. Özalp, Ş. Çeşmeci, Palme yayıncılık.
- [35] **Segre, G. ve Silberberg, A.,** (1962). Behaviour of macroscopic rigid spheres in Poiseuille flow part 2. Experimental results and interpretation. *Journal of Fluid Mechanics*, **14**, 136-157.
- [36] **Rubinow, S. I. ve Keller, J. B.,** (1961). The transverse force on a spinning sphere moving in a viscous fluid. *Journal of Fluid Mechanics*, **11**, 447-459.
- [37] **Saffmann, P. G.,** (1965). The lift on a small sphere in a shear flow. *Journal of Fluid Mechanics*, **22**, 385-400.
- [38] **Ho, B. ve Leal, L.,** (1974). Inertial migration of rigid spheres in two dimensional unidirectional flows. *Journal of Fluid Mechanics*, **65**, 365-400.
- [39] **Vasseur, P. ve Cox, R.,** (1976). The lateral migration of a spherical particle in two dimensional shear flows. *Journal of Fluid Mechanics*, **78**, 385-413.

- [40] **Chun, L. ve Ladd, A.**, (2006). Inertial migration of neutrally buoyant particles in a square duct: An investigation of multiple equilibrium positions. *Physics of Fluids*, **18**, p.031704.
- [41] **Martel, J. M.**, (2013). *Particle focusing in microchannels*. (doktora tezi). Adres: <http://nrs.harvard.edu/urn-3:HUL.InstRepos:11744420>.
- [42] **Asmolov, E.**, (1999). The inertial lift on a spherical particle in a plane Poiseuille flow at large channel Reynolds number. *Journal of Fluid Mechanics*, **381**, 63-87.
- [43] **Di Carlo, D., Edd, J., Irimia, D., Tompkins, R. G., Toner, M.**, (2008). Equilibrium and filtration of particles using differential inertial focusing. *Analytical Chemistry*, **80**, p.2204.
- [44] **Di Carlo, D., Amini, H., Lee, W.**, (2014). Inertial microfluidic physics. *Lab Chip*, **14**, 2739-2761, doi: 10.1039/c4lc00128a.
- [45] **Özbey, A.**, (2013). *PDMS tabanlı mikroakışkan platformları oluşturmak ve karakterize etmek*. (yüksek lisans tezi). İTÜ.
- [46] **Ansys Fluent 14.0** (2011). Theory Guide.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Ufuk DEMİR

Doğum Yeri ve Tarihi: BAYBURT 18.08.1984

E-Posta: d.ufuk@hotmail.com

Lisans: Deniz Harp Okulu / Makina Mühendisliği (2003-2007)