



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



MİKROAKIŞKAN ÇİP TASARIMI VE ANALİZİ

İSMET ÜNALLI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mekatronik Mühendisliği

Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği

Tezli Yüksek Lisans Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. Sezgin ERSOY

EŞ-DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi İshak ERTUĞRUL

İSTANBUL, 2020



MARMARA UNIVERSITY
INSTITUTE FOR GRADUATE STUDIES
IN PURE AND APPLIED SCIENCES



MICROFLUIDICS CHIP DESIGN AND ANALYSIS

İSMET ÜNALLI

MASTER THESIS

Department of Mechatronics Engineering

Thesis Supervisor

Assoc. Prof. Sezgin ERSOY

Thesis CO- Supervisor

Dr. İshak ERTUĞRUL

ISTANBUL, 2020

ÖNSÖZ

“Mikroakışkan Çip Tasarımı ve Analizi” konulu yüksek lisans tez çalışmamda bana yol gösteren, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen ayrıca her konuda destek olan bilgi ve birikimlerini paylaşan değerli tez danışman hocalarım olan, Doç. Dr. Sezgin ERSOY’ a ve Dr. İshak ERTUĞRUL’ a,

Hayatımın her döneminde; gerek eğitim gerekse diğer dönemlerde daima hem yüce sevgilerini hem de varlıklarıyla gurur duyduğum, beni yalnız bırakmayan anne, babama ve kardeşime, Hacer ve Halit ÜNALLI’ a ve Ebru ÜNALLI’ ya,

Tez çalışmam süresince ve hayatımda bana sürekli destek olup desteğini hiçbir zaman esirgemeyen hem eşim hem de yoldaşım olan Hülya ÜNALLI’ ya,

Ayrıca bugünlere ulaşmamı sağlayan ismini sayamadığım tüm çevreme,
Yürekten sevgi ve saygılarımla, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ekim 2020

İsmet ÜNALLI

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	i
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
SEMBOLLER.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Amaç	1
1.2. Mikro Elektro Mekanik Sistemler (MEMS)	1
1.2.1. MEMS Teknolojisinin Tarihçesi.....	2
1.2.2. MEMS Teknolojisinin Avantajları ve Kullanım Alanları	3
1.3. Akışkanların Hesaplanmasında Kullanılan Denklemler	4
1.4. Mikroakışkanlar	6
1.4.1. MEMS Teknolojisinin Gelişmesi	6
1.4.1.1. Entegre Devreler(IC)	7
1.4.1.2. Fotolitografi	7
1.4.2. Mikroakışkanın Tarihçesi	8
1.4.3. Mikroakışkanlar ve Nanoakışkanlar	9
1.4.4. Mikroakışkanın Avantajları	10
1.5. Üretim İçin Temiz Oda	12
1.6. MEMS Fabrikasyon Teknikleri	14
1.6.1. Gövde mikro işleme	14
1.6.1.1. Islak aşındırma – (WER Etching)	14
1.6.1.2. Kuru aşındırma tekniği - (DRIE Etching).....	15
1.6.2. Yüzey mikro işleme	15
1.6.3. Plaka birleştirme ile mikro işleme	16
1.6.4. LIGA mikro işleme	16
1.6.5. Diğer mikro işleme teknikleri	16
1.7. 3B Yazıcı ile MEMS üretim teknikleri.....	17
1.7.1. Mikrostereolitografi (μ SL)	17
1.7.1.1. Projeksiyon mikrostereolitografi (P μ SL)	18
1.7.1.2. İki Foton Polimerizasyonu (2PP).....	18
1.7.1.3. Sürekli Sıvı Faz Üretimi(CLIP)	18
1.7.2. Eklemeli lazer tekniği	18
1.7.2.1. Lazer mikro sinterleme(LMS)	18

1.7.2.2. Lazer içerikli ileri transfer(LIFT)	19
1.7.2.3. Lazer kimyasal buhar biriktirme (LCVD)	19
1.7.3. Mürekkep tabanlı yazıcı tekniği.....	19
1.7.3.1. Mürekkep püskürtmeli yazıcı (INK Jet)	19
1.7.3.2. Eriyik yığıma modelleme(FDM)	20
1.7.3.3. Çok mürekkep tabanlı modelleme	20
1.8. Literatür Çalışmaları	20
1.9. Tez İçeriği	25
2. MATERYAL VE YÖNTEM	26
2.1 Malzeme.....	26
2.1.1. Mikroakışkan çip malzemesi	26
2.1.2. RM120 avantajları ve dezavantajları	27
2.1.3. Mikroakışkan sıvının özellikleri	27
2.2. Mikroakışkanın Modellenmesi	28
2.2.1 Teorik ve Hesaplamalı Akışkanlar Mekaniği	28
2.2.2 Mikroakışkanlar Mekaniği.....	28
2.3. Tasarım Kriteri.....	29
2.3.1. SolidWorks tasarım çalışmaları	30
2.3.2. Cmsol Multiphysics analizi.....	34
2.5.2.1. Cmsol Multiphysics programın başlatılması	34
2.5.2.2. Cmsol Multiphysics programına 3B tasarımın yüklenmesi	36
2.5.2.3. Cmsol Multiphysics programında mesh işleminin yapılması	37
2.5.2.4. Cmsol Multiphysics programında parametrelerin tanımlanması	39
2.5.2.5. Cmsol Multiphysics programında malzeme tanımlanması.....	40
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	41
3.1. Cmsol Multiphysics ile Test	41
3.2. 3 Kanallı Mikroakışkanın Test Sonuçları	41
3.2.1. 3 Kanallı mikroakışkanın zamana bağlı akış yönleri	41
3.2.2. 4 Kanallı mikroakışkanın zamana bağlı akış yönleri	50
3.2.3. 5 Kanallı mikroakışkan zamana bağlı akışkan yönleri	59
3.2.4. Mikroakışkanlardaki basınç - zaman grafikleri	68
3.2.5. Mikroakışkanlardaki hız - zaman grafikleri.....	72
4. SONUÇLAR	76
KAYNAKLAR	77
EKLER.....	82
EK 1-Mikroakışkan Kanal Parametre Hesaplanması Detay	82
EK 2-Cmsol Multiphysics Test Aşamaları	83
ÖZGEÇMİŞ	85

ÖZET

MİKROAKIŞKAN ÇİP TASARIMI VE ANALİZİ

Mikro Elektro-Mekanik Sistemler (MEMS), bileşenlerin özellik boyutunun ve çalıştırılma aralığının mikro ölçekte olduğu bir elektromekanik entegre sistemidir. Geleneksel mekanik işlemenin aksine, MEMS cihazının üretimi, entegre bir devre ile uyumlu olabilen, yüzey mikro işleme ve toplu mikro işleme içeren yarı iletken üretim işlemini kullanır. Bu cihazlar veya sistemler mikro ölçekte algılama, kontrol etme, harekete geçirme ve makro ölçekte etkiler oluşturma yeteneğine sahiptir.

Mikroakışkan çipler, mikro-litre ve hatta daha da küçük seviyelerdeki akışkanların, mikro büyüklükteki(yaklaşık olarak bir metrenin milyonda biri büyüklükte) kanallar içerisindeki akışkanların kontrol edilebilmesini veya hareket ettirebilmesini gerçekleştirebilen sistemlerdir. (Mikroakışkan çipleri büyük ölçekli ürünlere benzetilecek olduğunda su hortumlarına veya su kanallarına benzetebiliriz.) Mikroakışkan çipler büyük ölçekteki örneklerde olduğu gibi akışkan sıvıların hareketini gözlemlemek ve kontrol edebilmek amacı için kullanılan mikro seviyedeki sistemlerdir. Bu sistemler yani mikroakışkan çip teknolojisi, son yıllarda biyokimya ve biyomühendislik gibi alanlarda analizler için oldukça popüler hale gelmiştir. Kimyasal reaktörler, ısı eşanjörleri, ayırıcılar ve karıştırıcılar gibi kimyasal bir proseste yer alan tüm ekipmanlarda bulunmaktadır. Son zamanlarda yapay organ üretimi gibi konularda da giderek popülerliğini artırmaktadır. Aynı zamanda önümüzdeki süreçlerde mikroakışkan teknolojisi hemen hemen her insan da bulunacak ve bu mikroakışkan çipler insan vücudundan nabız, kan akışı, kan basıncı gibi verilerin anlık olarak kontrolünün sağlanması ve gerekli yerlere gerekirse konum-lokasyon gönderimi gibi verileri iletilmesi söz konusu durumdadır.

Bu projede ele alınacak konu ise şu şekildedir, üç farklı mikroakışkan çip tasarlanmıştır. Mikroakışkan tasarımının gerçekleşeceği herhangi bir üç boyutlu çizim ortamına ihtiyaç duyulacaktır. Burada kullanılabilecek olan programlar, Catia, PTC Creo, NX, Inventor ve SolidWorks ve türevleridir. Bu üç boyutlu ortamların herhangi birinde tamamlanan tasarım ile ön analiz ve sanal fiziksel ortamda test edilmesi gerekmektedir (Elektriksel, ısı, basınç, akış gibi birçok farklı analize elverişli olan bir program ile denemeler ve ölçümler gerçekleşecektir.). Yapılacak olan testler ve denemeler için Comsol Multiphysics programından destek alınacaktır. Üç boyutlu ortamda tasarlanan çipin fiziksel basınç, akış gibi testlerini ön izlemek ve değerlendirmek için destek alınacaktır. Yapılan özgün tasarım sonrasında aslında laboratuvar ortamındaki birleştirmelerin bir modellemesine benzetilebilir şekilde ancak hacim konusu çok çok küçük nano ya da mikro litreler seviyesinde örnek akışkan modeli kullanılarak, mikro kanallardan malzemeye ve zamana bağlı olarak basınç ve hız testleri yapılmıştır. Aynı zamanda basıncın değişimine göre giriş kanallarındaki ve çıkış kanalındaki akışkanların akış yönleri de gözlemlenmiştir.

Ekim 2020

İsmet ÜNALLI

ABSTRACT

MICROFLUIDICS CHIP DESING AND ANALYSIS

Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) is an electromechanical integrated system where the feature size and operating range of the components are on a micro scale. Unlike conventional mechanical processing, the production of the MEMS device uses semiconductor manufacturing, which includes surface microprocessing and batch microprocessing, which can be compatible with an integrated circuit. These devices or systems have the ability to detect, control, activate, and create macro scale effects.

Microfluidics chips are systems that enable microliters and smaller volumes of fluids to be controlled and moved within micro-scale (one millionth of a meter) channels. (We can compare it to microfluidics chips on a macro scale, like pipes or plumbing in homes.) Microfluidics chips are small chip systems that are used to monitor, control and control the flow of liquids, as in macro-scale examples, but a millionth of a meter. These systems, microfluidic chip technology, have become very popular for analysis in areas such as biochemistry and bioengineering in recent years. Chemical reactors are found in all equipment involved in a chemical process, such as heat exchangers, separators and mixers. Recently, it has been increasing its popularity in subjects such as artificial organ production. At the same time, microfluidic technology will be found in almost every person in the upcoming processes, and these microfluidic chips are instantly controlled from the human body, such as pulse, blood flow, blood pressure, and transmitting data such as location and location to the required locations.

The subject to be handled in this project is as follows, three different microfluidic chips are designed. Any three-dimensional drawing environment where microfluidic design will take place will be needed. Some programs that can be used here like Catia, PTC Creo, NX, Inventor and SolidWorks and derivatives. The design completed in any of these three-dimensional environments requires preliminary analysis and testing in a virtual physical environment. For test and trials need a program so, we helped a program for testing by Comsol Multiphysics to obtain and preview also evaluate the designed chips in pressure and velocity. After the original design, pressure and velocity tests were carried out depending on the material and time from micro channels by using a sample fluid model, which is similar to a modeling of the combinations in the laboratory environment, but with a very small nano- or micro-liter level. At the same time, the flow directions of the fluids in the inlet and outlet channels are observed according to the change of pressure.

October 2020

İsmet ÜNALLI

SEMBOLLER

α	: Alfa
μ	: Dinamik Viskozite
m^3	: Metreküp
μm	: Mikrometre
μSL	: Mikrostereolitografi
$P\mu SL$	: Projeksiyon Mikrosterolitografi
π	: Pi sayısı
ρ	: Yoğunluk
t	: Zaman(s)



KISALTMALAR

P	: Basınç
D	: Çap
ÇÜL	: Çip Üstü Laboratuvar
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DREI	: Derin Reaktif İyon Dağlama
IC	: Entegre Devreler
FDM	: Eriyik Yığıma Modelleme
keV	: Kiloelektro Volt
kg	: Kilogram
LOC	: Lab-on-chip
LCVD	: Lazer Kimyasal Buhar Biriktirme
LIFT	: Lazer İçerikli İleri Transfer
LMS	: Lazer Mikro Sinterleme
L	: Litre
m	: Metre
MST	: Mikrosistem Teknolojisi
MEMS	: Mikro Elektro Mekanik Sistemler
mm	: Milimetre
NEMS	: Nano Elektro Mekanik Sistemler
N	: Numara
Pa	: Paskal
PDMS	: Polidimetilsiloksan
PZR	: Polimeraz Zincir Reaksiyonu
rad	: Radyan
Re	: Reynold Sayısı
s	: Saniye
sa	: Saat
SLA	: Sterolitografi
CLIP	: Sürekli Sıvı Faz Üretimi
UV	: Ultraviole
vb	: Ve Benzeri
vd	: Ve Diğerleri
d	: Yoğunluk
W	: Watt
2PP	: 2-Foton Polimirezasyonu
3B	: 3 Boyutlu
3D	: 3 Boyutlu

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1 Sürekli Akış Grafiği[7]	5
Şekil 1. 2 Mikroakışkan Zaman Çizelgesi	6
Şekil 1. 3 Entegreler	7
Şekil 1. 4 Mikroakışkan ve Nanoakışkan Boyutların Karşılaştırılması.....	10
Şekil 1. 5 Temiz Oda	12
Şekil 1. 6 a) İzotropik aşındırma, b) Anizotropik aşındırma.....	15
Şekil 1. 7 Mikroakışkan yüzeyleri	16
Şekil 1. 8 Damlacık Tıkalı Bir Mikroakışkan.....	23
Şekil 1. 9 Çok-portlu Mikroakışkan Bağlantı Şeması	24
Şekil 2. 1 Akış Resmi [96].....	28
Şekil 2. 2 3 Kanallı Mikroakışkan Kanal Teknik Resim Görüntüsü	31
Şekil 2. 3 3 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarım Görüntüsü	31
Şekil 2. 4 4 Kanallı Mikroakışkan Tasarımı Teknik Resim Görüntüsü	32
Şekil 2. 5 4 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarımı Görüntüsü	32
Şekil 2. 6 5 Kanallı Mikroakışkan Tasarımı Teknik Resim Görüntüsü	33
Şekil 2. 7 5 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarım Görüntüsü	33
Şekil 2. 8 Comsol Çalışma Ortamı	35
Şekil 2. 9 Comsol Çalışma Ortamı Giriş Parametresi	35
Şekil 2. 10 Bir 3B Tasarımı Comsol Programına Dahil Etme.....	36
Şekil 2. 11 Mesh işlemi	37
Şekil 2. 12 3 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi	37
Şekil 2. 13 4 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi	38
Şekil 2. 14 5 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi	38
Şekil 2. 15 Akışkan Özellikleri.....	40
Şekil 3. 1 $t=0s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	42
Şekil 3. 2 $t=0.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	43
Şekil 3. 3 $t=1s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	44
Şekil 3. 4 $t=1.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	45
Şekil 3. 5 $t=2s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	46
Şekil 3. 6 $t=2.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	47
Şekil 3. 7 $t=3s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	48
Şekil 3. 8 $t=3.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	49
Şekil 3. 9 $t=4s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü	50
Şekil 3. 10 $t=0s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	51
Şekil 3. 11 $t=0.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	52
Şekil 3. 12 $t=1s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	53
Şekil 3. 13 $t=1.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	54
Şekil 3. 14 $t=2s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	55
Şekil 3. 15 $t=2.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	56
Şekil 3. 16 $t=3s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	57
Şekil 3. 17 $t=3.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	58
Şekil 3. 18 $t=4s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü	59
Şekil 3. 19 $t=0s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	60
Şekil 3. 20 $t=0.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	61
Şekil 3. 21 $t=1s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	62
Şekil 3. 22 $t=1.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	63
Şekil 3. 23 $t=2s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	64

Şekil 3. 24 $t=2.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	65
Şekil 3. 25 $t=3s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	66
Şekil 3. 26 $t=3.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	67
Şekil 3. 27 $t=4s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü	68
Şekil 3. 28 3 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği	69
Şekil 3. 29 4 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği	70
Şekil 3. 30 5 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği	71
Şekil 3. 31 3 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği	72
Şekil 3. 32 4 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği	73
Şekil 3. 33 5 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği	74



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. 1 MEMS Kullanım Alanları.....	3
Tablo 1. 2 Mikroakışkan Avantajları	11
Tablo 1. 3 Temiz Oda Standartları	13
Tablo 2. 1 Mikroakışkanların “ α ” değeri tablosu	29
Tablo 2. 2 3 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri	39
Tablo 2. 3 4 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri	39
Tablo 2. 4 5 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri	40
Tablo 3. 1 Basınç-Zaman Tablosu	71
Tablo 3. 2 Hız-Zaman Tablosu	74



1. GİRİŞ

1.1. Amaç

Bu çalışmada, Mikro Elektro-Mekanik Sistemler (MEMS) tabanlı mikroakışkan bir çipi 3 boyutlu tasarım programı olan SolidWorks programıyla yardımı alınarak tasarlanılmıştır. Ayrıca, tasarlanan bu mikroakışkan çip zamana bağlı basınç kontrolü gibi önizlemeli fiziksel testlerin incelenebilmesi için sonlu elemanlar yöntemiyle Comsol Multiphysics programı kullanılmıştır. Testler sonrasında belirtilen mikroakışkan çip üretilmiştir.

Son zamanlarda yapay organ üretimi hakkında birçok çalışmalar yapılıyor ve günümüzde her şeyin giderek daha da küçülmesiyle tüm teknolojiyle çalışan firmalar adeta birbirleriyle tam bir yarış içerisine bulunmaktadır. Bu yarış ise yapıya veya üretilen tüm ürünlerin giderek daha da minyatürüze edilmesidir. Gelecekte ise her insan vücudunda bir adet çip takılarak bu çipten kan basıncı, nabız kontrolü ve konum gibi bilgilerin erişilmesi hedeflenmektedir.

Günümüzde ise mikroakışkanlarla yapılan kornealar vardır, kök hücre üç boyutlu yazıcılarla alınabilecek kadar yumuşak kıvamdadır. Aynı şekilde buna bir benzer örnek ise akciğer modellenmesidir. Bir mikroakışkan içerisine sığdırılan akciğer modeli ise şöyledir, akciğer hücreleri gözenekli ve geçirgen bir yapının üzerine konulmuştur. Alt kısımdan ise akciğerin besin ihtiyacı için ve mikroplara karşı dayanıklılığı için kan hücrelerinin akışının sağlandığı bir alan bırakılmıştır. İnsanın nefes alıp vermesini taklit etmek için ise yan çeperlerden hava verilip, belirli periyotlarla ise bu havayı vakumlama ile tamamen bir insanın nefes alıp verişini taklit edilmesiyle bir organ çip üretilmesi gerçekleştirilmiştir.

Mikroakışkan üretimi için birkaç yöntem bulunmaktadır. Bunlardan birkaçı mikro seviyede şekillendirme, mikro-işleme, lazer mikro üretimi, lazer mikro sinterleme ve fotolitografik tabanlı işlemler sadece bazılarıdır.

Bu çalışmada, bir mikroakışkan çip tasarımının gerçekleştirilmesi için 3 boyutlu tasarım programlarından SolidWorks programı kullanılarak 3-4 ve 5 kanallı olmak üzere 3 farklı mikroakışkan kanal tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu 3 farklı mikroakışkanın ön fiziksel testleri ve incelenmesi için sonlu elemanlar yöntemiyle Comsol Multiphysics programı kullanılarak gerekli zamana bağlı basınç denemeleri yapılmıştır. Yapılan testler sonrasında gerekli incelemeler ve sonuçlarla karşılaştırılarak, literatüre katkı sağlanması hedeflenmiştir.

1.2. Mikro Elektro Mekanik Sistemler (MEMS)

Yarı iletken teknolojilerinin gelişmeye başlamasıyla birlikte, küçük makineler üzerinde çalışmalar yapan firmalar üretimlerini daha da küçültme yarışına girerek ellerinden gelen çabalarla farklı üretim metotlarını kullanarak günümüzdeki Mikro elektromekanik sistemlerin temellerini atmışlardır. Yapılan bu çalışmalar 1959 yıllarında başlamıştır. İsminden de anlaşılacağı gibi mikro ve nano seviyelerde üretilen sistemlerdir. Bunların boyutları yaklaşık olarak birkaç mikrometrelerle(μm) başlayıp birkaç mm'ye kadar farklı ebatlarda bulunmaktadır.

Bu çalışmaların başlamasına temel atan ise silikon malzemesinin gelişmesiyle birlikte başlamıştır. Silikon malzemesi yarı iletken bir materyal olduğu için elektronik mikroçipler de yaygın olarak tercih edilir[1].

1.2.1. MEMS Teknolojisinin Tarihçesi

Yukarıda kısaca MEMS teknolojisinin tanımını yapmıştık, bu bölümde ise MEMS tarihçesine kısaca değinilecektir;

- 1949 yılında, yarı iletkenlerin en büyük habercisi tek bağlantılı transistörlerin bulunması.
- 1959 yılında, Profesör Feynman'ın mikroölçeklerde yaptığı çalışmalarda çok fazla miktarda boşlukların var olduğunu belirtmesi ve tüm dünyayı mikroölçekte çalışmaya teşvik etmesi.
- 1960 yılında, yarı iletken üretim çeşitlerinden birisi olan düzlemsel dolgu-imalatının yönteminin keşfiyle, cihazların maliyetlerinin ve güvenilirliğinin hızla büyümesi. Ayrıca bu düzlemsel metot ile birden fazla yarı iletken cihazın tek bir silisyum üzerinde birleşmesi sağlanmıştır. Bu keşifle birlikte entegre devre endüstrisinin başlangıcı müjdelemiş ve eski düzlemsel yöntemlere göre mm'den daha büyük cihazların üretiminde kullanılabiliriyken, artan cihaz sayısı ile birlikte mikroölçeklerde işlenebileceği bir yöntemdir.[2]
- 1968 yılında, rezonans kapı transistörlerin icadı: bu çalışma sayesinde MEMS aktif bir şekilde üretime geçildiğini belirtilebilir.
- 1971 yılında, dünyanın ilk mikroişlemci olan Intel 4004 mikroişlemcisi Intel tarafından üretilmiştir.
- 1970 ve 1980 'li yıllar arasında, Mems yavaş yavaş bir çığır açarak endüstriye girişiyle birlikte; birçok firma tarafından MEMS ürünleri geliştirilip pazarlarda kullanılmaya başlanmıştır.
- 1986 yılında, Atomsal kuvvet mikroskopunun (AFM) icat edilmesiyle birlikte IBM tarafından geliştirilmiştir. Bu cihaz sayesinde atomların yüzeysel olarak yapısı çıkarılabilmektedir. Bu sayede MEMS cihaz üretiminde teknolojik araştırma ve geliştirmelerin daha da kolay yapılabilmesi sağlanmıştır.
- 1993 yılında, Analog Devices'ın ürettiği ilk ivmeölçer MEMS cihazı üretilmiştir. Bu ürünün kullanım alanı ise otomotiv sanayisinde güvenlik amaçlıdır.
- 1990 ve 2000'li yıllar arasında Optik MEMS ve Biyo MEMS ile ilgili birçok firma biyomedikal ve optik içerikli cihazlar geliştirmiştir. Bu yılların son dönemlerine doğru MEMS çalışmaları giderek daha küçük hal alırken aynı zamanda da verimi de artmaya başlamıştır.
- 2000 ve 2010 yılları arasında çok hızlı bir şekilde 3B yazıcılar üretilmeye ve geliştirilmeye başlamıştır ancak bu gelişmeler MEMS çalışmaları için istenilen mikron seviyelerde üretim gerçekleştirilememiştir.
- 2000 ve 2016 yılları arasında 3B yazıcılar yaklaşık 80-100 mikron seviyelerine kadar boyutlarda çıktı üretimine başlamıştır. Bu sayede bu boyutlarda MEMS üretimi gerçekleştirilebilmiştir.
- 2016 ve günümüz arasında 3B yazıcılar ile birlikte NEMS teknolojisinde 2PP yöntemi kullanılarak artık nano seviyelerde birçok uygulama başlamıştır[3].

1.2.2. MEMS Teknolojisinin Avantajları ve Kullanım Alanları

Yukarıdaki kısımlarda MEMS teknolojisinin tanımı ve önemi hakkında bilgi verilmiştir. Şimdi MEMS teknolojisinin avantajları ise şu şekilde belirtilebilir;

Bilindiği üzere kendisinin küçük olmasına rağmen birçok işi mikron seviyelerde gerçekleştirebilmesi mümkündür. Bununla birlikte;

- MEMS teknolojisi bize entegrasyon kolaylığı sağlar,
- Mikro fabrikasyon yöntemiyle; birçok farklı adımda yapılabilen bir işi tek başına daha hızlı sonuç verebilir ve daha da ucuz bir üretim yöntemini de sunabilir,
- Son derece hassas ve düşük kayıplıdır,
- Çok küçük boyut ve hacime sahiptirler,
- Kullan at şeklinde özel durumlarda kullanılabilir,
- Optik bileşenlerin hareketlerine ve elektrik gibi fiziksel şekillerin kullanılmasında elverişlidirler.
- Hibrit ortamlara göre lego gibi tasarlanıp kullanılabilir.
- Son derece hassastırlar[4-5].

Aşağıdaki **Tablo 1.1**'de görüldüğü üzere farklı alanlar da kullanımları mevcuttur.

Tablo 1. 1 MEMS Kullanım Alanları

<u>Otomotiv</u>	<u>Elektronik</u>	<u>Tıp</u>	<u>Haberleşme</u>	<u>Savunma</u>
Dahili Navigasyon Sensörleri	Disk Sürücü Başlıklar	Kan Basıncı Sensörleri	Fiber Optik Ağ Bileşenleri	Mühimmat Sevk Sistemleri
Klima Kompresör Sensörleri	Püskürtmeli Yazıcı Başlıkları	İlaç Sevk Sistemleri	Rf Röle, Anahtar Ve Filtreleme	Gözetleme Sistemleri
Fren Güç Sensörleri Ve Süspansiyon Kontrol İvmeölçerleri	Projeksiyon Cihazları Ve Televizyonlar	Deri Altı Basıncı Sensörleri	Mobil Haberleşme İçin Ekranlar	Silah Sistemlerine Entegre Sensörler
Yakıt Seviyesi Ve Atık Gaz Basıncı Sensörleri	Aviyonik Basıncı Sensörleri	Kalp Pilleri	Ayarlanabilir Lazer Sistemler	Gece Görüş Sistemleri

1.3. Akışkanların Hesaplanmasında Kullanılan Denklemler

Bilindiği üzere tüm akış hareketleri, Newton' un cisimlerin hareketleri ile onlar üzerine etkiyen kuvvetler arasındaki ilişkilerle bağdaştırmasıyla ilişkilidir. Akış hareketleriyle bağlantılı olarak Newton ikinci kanununda, bir cismin herhangi bir dış kuvvete maruz kalındığında, bir cismin hızının nasıl değiştiğini açıklamaktadır. Bu dış etki, cismin momentumundaki zamana göre değişim hızına eşit olduğunu belirtmiştir [6].

Bu kurala göre;

$$\sum \vec{F} = \frac{d(m\vec{V})}{dt} = m \cdot \frac{d\vec{V}}{dt} = m \cdot \vec{a} \quad (1.1)$$

Denklem 1.1 de $\vec{F}$ cisme etki eden net kuvveti, $\vec{a}$ ise $\vec{F}$ kuvvetinin etkisindeki cismin ivmesinin belirtmektedir. Herhangi bir cismin kütlesi ile o cismin hızının çarpımı, cismin doğrusal momentumu ya da sadece momentumunu verir.

$$\sum \vec{F} = \frac{d}{dt} \int \rho \vec{V} dv \quad (1.2)$$

Denklem 1.2 de $m = \rho dv$, dv ise diferansiyel hacim elemanının kütlesini, $\rho \vec{V} dv$ ise onun momentumunu göstermektedir. Bu durum hareketsiz ya da sabit hızlı hareket eden koordinat sistemi için geçerlidir[6].

Bir diğer akışla ilgili olan Bernoulli denklemi, basınç, hız ve yükseklik arasındaki ilişkiyi temsil eden yaklaşık bir bağıntıdır ve net sürtünme kuvvetlerinin ihmal edilebilir olduğu daimi, sıkıştırılamaz akış bölgelerinde geçerlidir. Her akışkanın viskozitesi olduğundan, Bernoulli denkleminin türetilmesinde ki temel yaklaşım, viskoz etkilerin atalet, yer çekimi ve basınç etkilerine oranla ihmal edebilir derecede küçük olduğudur [7].

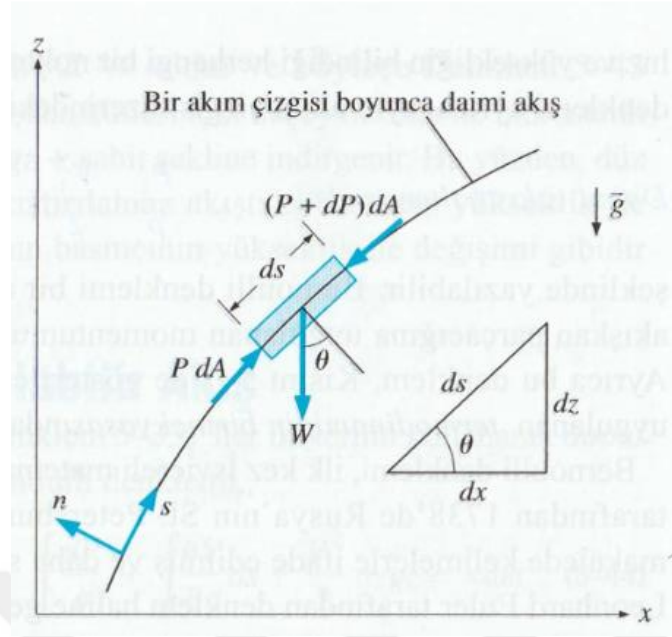
Matematiksel olarak bernoulli denklemini aşağıdaki denklem 1.3 deki gibi ifade edersek, V hızı, s mesafeyi ve t de zamanı belirtir.

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\partial V}{\partial s} \frac{ds}{dt} + \frac{\partial V}{\partial t} \quad (1.3)$$

Sürekli akışta ise $\partial V / \partial t = 0$ 'dır. Böylece $V = V(s)$ olur. Bir akım çizgisi boyunca hareket eden akışkan parçacığının izlenmesi halinde s - yönündeki ivme,

$$\alpha_s = \frac{dV}{dt} = \frac{\partial V}{\partial s} \frac{ds}{dt} = \frac{\partial V}{\partial s} V = V \cdot \frac{dV}{ds} \quad (1.4)$$

denklem 1.4 deki gibi ifade edilir. Burada $V ds/dt$ ' dir. Böylece sürekli akışta ivme, hızın konumuna bağlı değişiminden kaynaklanmaktadır.



Şekil 1. 1 Sürekli Akış Grafiği[7]

Bir akım çizgisi boyunca hareket eden parçacığa s- yönünde Newton' un ikinci yasası(akışkanlar mekaniğinde doğrusal momentumun korunumu bağıntısı) uygulayarak, denklem 1.1 deki gibi, net sürtünme etkilerinin ihmal edilebilir olduğu akış bölgelerinde, s yönündeki etki eden başlıca kuvvetler basınç ve parçacığın s yönündeki bileşenidir. Bu durumda,

$$P dA - (p + dP) dA - W \cdot \sin \theta = m V \frac{dV}{ds} \quad (1.5)$$

Denklem 1.5 deki gibi olur. Burada verilen θ , verilen noktada akım çizgisine dik yön ile düşey z eksenini arasındaki açıyı, $m = \rho V = \rho dA ds$ kütle, $W = mg = \rho g dA ds$ akışkan parçacığını göstermektedir. Ayrıca $\sin \theta$ Şekil 1.1 deki gibi denklem 1.5 deki yerine yazılırsa,

$$-dP dA - \rho g dA ds \frac{dz}{ds} = \rho dA ds V \frac{dV}{ds} \quad (1.6)$$

Denklem 1.6 daki gibi elde edilir. Denklem biraz sadeleştirilirse ve $V dV = \frac{1}{2} d(V)^2$ yerine konulduğunda ortaya çıkan denklem,

$$\frac{dP}{\rho} + \frac{1}{2} d(V)^2 + g dz = 0 \quad (1.7)$$

Denklem 1.7 deki gibidir ve Bernoulli denkleminin denklem 1.8 deki gibi sıkıştırılmaz akışkanlar için kullanılan denklem ortaya çıkar [7].

$$\frac{P}{\rho} + \frac{V^2}{2} + g z = 0 \quad (1.8)$$

1.4. Mikroakışkanlar

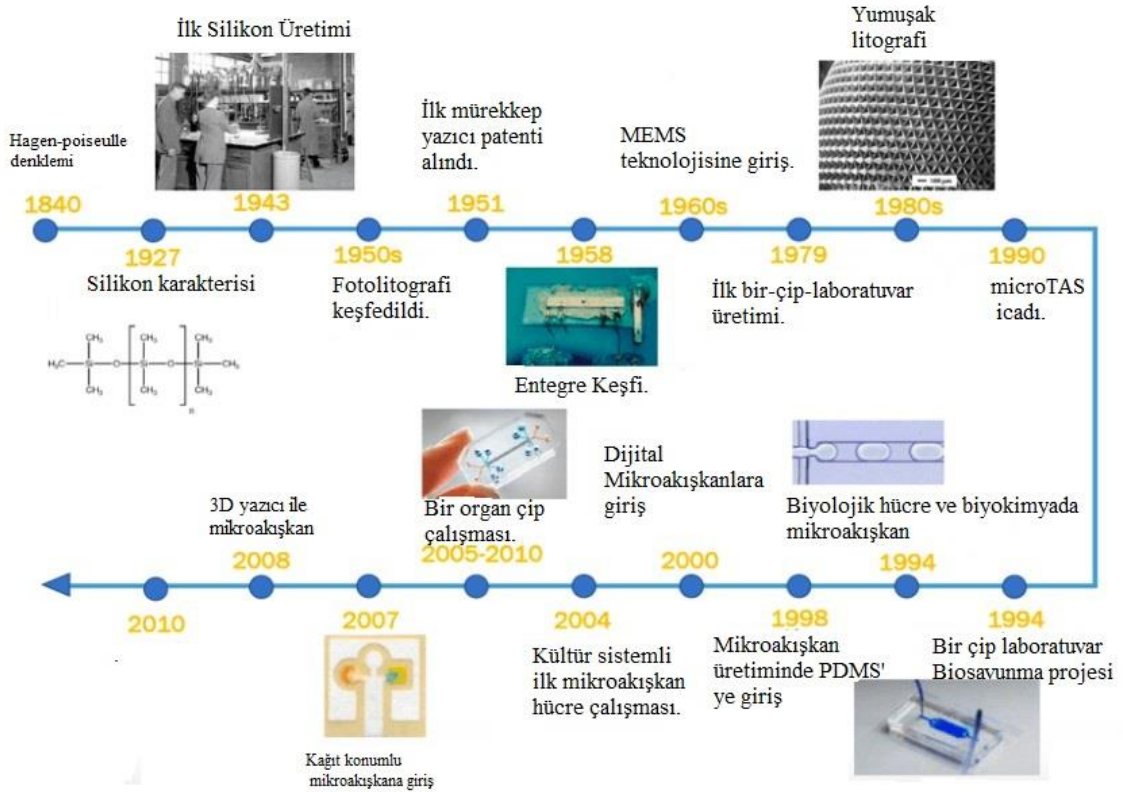
Mikroakışkanlar, bir sistemin dar ve uzun boyutlarından oluşan, başlıca akış ile ilgili bilim ve mühendislik birimlerindeki sıvıların hareket farklılıklarıdır.[8]

Başka bir deyişle Mikroakışkanlar, mikro seviyelerde tasarlanmış içlerinden elektrik akımının gidebileceği gibi küçük mikron seviyelerde tasarlanmış kanallar bulunmaktadır, bu kanallar içerisinden akışkan sıvı, hava veya ısı gibi şeylerin geçtiği yolların birkaç µm'den birkaç mm arasında değiştiği kanalcıklar topluluğu ya da kanallarında bulunduğu bir entegre devre diye tanımlanmaktadır.

1.4.1. MEMS Teknolojisinin Gelişmesi

Mikroakışkan tarihini girmeden aslından onun bu zamana gelmesine neden olan ortamlar ya da onun ortaya çıkabilmesi için oluşan ortamlara değinerek başlanmıştır. Bu nedenle mikroakışkanların gelişiminden bahsederken, doğrudan bu alana bağlı olmayan, ancak kökenlerini anlamada temel olan kelimeler ve isimlerle karşılaşılacaktır.

Bu yüzden ilk olarak, mikroakışkanlardan önce doğan, ancak büyümesini artırmak için uyarlanmış iki eski teknoloji olan **entegre devreler** ve **fotolitografi** hakkında bilgi paylaşımı alt bölümde yapılacaktır.



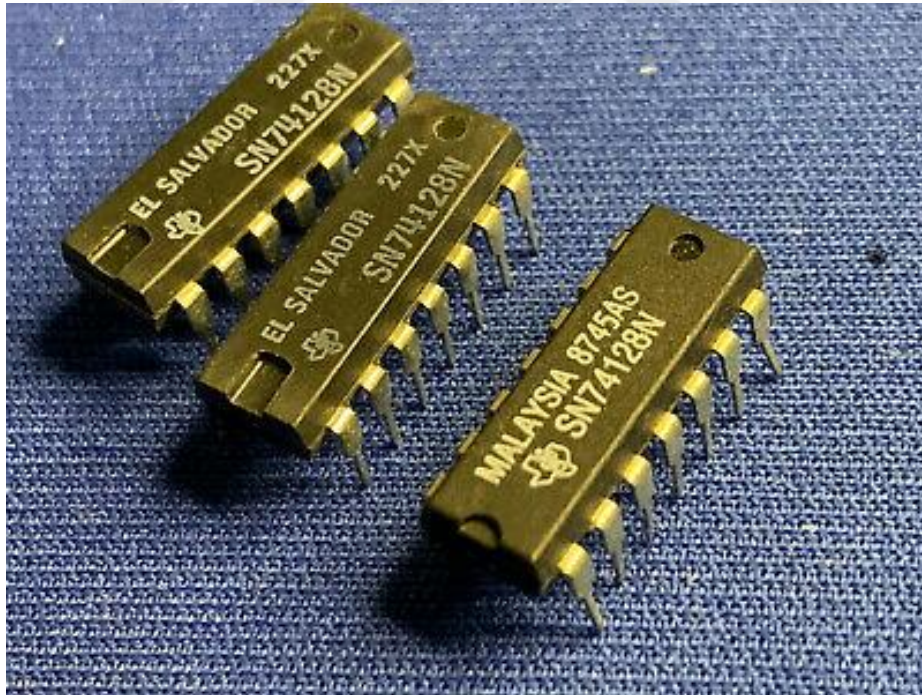
Şekil 1. 2 Mikroakışkan Zaman Çizelgesi

1.4.1.1. Entegre Devreler(IC)

Entegre Devreler (IC) teknolojisi ve fotolitografi geliştirme el ele gider. IC'lerin ilk gelişmeleri 1949'da bir Alman mühendis olan Werner Jacobi ve birkaç yıl sonra İngiliz radar bilimcisi Geoffrey Dummer tarafından gerçekleştirildi. Ancak Jack Kilby ve Robert Noyce, ayrı çalışmasına rağmen IC teknolojisinin ortak mucitleri olarak kabul edilmektedir.

1958 yılında Jack Kilby, Amerikan Ordusu Sinyal Kolordü'nün sponsorluğunda, devreleri yapmak için kolayca monte edilebilecek entegre kablolarla üniform boyut yani bütünleşik kablo(tek kablo) ve şekle sahip bileşenleri geliştirmek için Micro Instruments'da Mikro Modül programında çalışmaya başladı. Aynı dönemde, Kilby laboratuvarında tek başına çalışmaya başladı ve aynı yarı iletken malzeme parçası üzerinde hem pasif (dirençler ve kapasitörler) hem de aktif (transistörler) bileşenlerin yapılabileceği fikrini geliştirdi. Yine aynı yılda, germanyumda yapılan ilk çalışan bütünleşmiş devreyi gösterdi.

Kilby'nin buluşunu patentleştirmesinden altı ay sonra, Fairchild Semiconductor'un fizikçi ve kurucu ortağı olan Robert Noyce, bütünleşik devreler için malzeme olarak germanyumun sınırlarını anladı ve silikon IC'ler üzerinde çalışmaya başladı, bu yüzden IC'lerin iki tane öncüsüne sahip olduğu söylenilmektedir. Ardından bu keşif, tıp, ulaşım, eğlence ve iletişim alanlarındaki uygulamalar için bilgisayarlar ve elektronik cihazlar oluşturmak için kullanılan ve Apollo Moon programı gibi başarılarla izin veren toplumu kökten değiştirmeye sebep olmuştur. Aşağıdaki **Şekil 1.3** de bir adet örnek entegre bulunmaktadır.



Şekil 1.3 Entegreler

1.4.1.2. Fotolitografi

İlk gelen fotolitografiler: Fotolitografi, 1950'lerin başlarında, ABD Ulusal Standartlar Bürosu'nun (NBS, daha sonra ABD Army Diamond Ordnance Fuze Laboratory, DOFL), askeri füzelerine kolayca entegre edilebilen küçük elektronik devreler elde etmek için yeni yöntemler geliştirmek için bir program geliştirdiği 1950'lerin başında icat edildi.

1952'den itibaren Jay Lathrop ve James R. Nall, germanyum oluşturmak için fotorezistleri kullanmaya başladılar. Böylece, minyatürize edilmiş hibrid transistör-seramik devrelere kolayca dahil edilebilecek bir germanyum transistörünü geliştirdiler.

Lathrop ve Nall bir makale yazdılar ve 1958-1959 yıllarında fotolitografi kelimesini kullanarak geliştirdikleri teorileri patentlediler. Lathrop şöyle dedi: “Uygulama aslında litografiyi değil, gravür oymayı içeriyordu. Ancak, fotolitografi bize resmi gravür yapmaktan daha yüksek bir teknoloji gibi geliyor... ve bu yanlış isim o zamandan beri kullanılıyor”. Lathrop ve Nall bu konuda çalışan tek araştırmacı değildi. 1955'ten itibaren Bell Laboratories'deki Andrus Jules ve Walter L. Bond, 1964'te patentli bir buluş olan oksit katmanları kullanarak silikon yarı iletkenler üzerinde desenler üretmek için oyma (foto gravür) teknikleri geliştirdiler[8,9].

1.4.2. Mikroakışkanın Tarihçesi

Üst metinlerde mikroakışkanın ilk temelleri bahsedilmişti, bu kısımda ise geçmiş tarihinden günümüze kadar uzanan süreç hakkında bilgilere değinilmiştir.

İlk olarak 1840'larda Hagen-Poiseuille çalışmalarında Mikroakışkanların üretiminden kullanılan malzeme PDMS'nin kimyasal yapıyla alakalı çalışmayı ele almışlardır. Dow Corning, silikonlar üzerine çalışmak için 1943'te ise Midland' ı kurmuştur ve ilk üreticisidir. Ardından 1950'liler de yarı iletken teknolojisindeki gelişmeler sayesinde minyatür sistemlerin ve bileşenlerin tasarlanmasında bilgi birikimi artmaya başladı. 1958 yılına gelindiğinde Jack Kilby ilk mikro kanallar ile çalışmalara el atmıştır.

Profesör Richard Feynman'ın 1959' da düşünceleriyle ortaya çıkan meşhur konuşmasında geçen şu kelimeler “There's Plenty of Room At The Bottom” söylenmesinden bu yana, insanlık tarihinin en hızlı teknolojik gelişimine, yani elektronik cihazların minyatürleşmesine tanık oldu. Mikroelektronik geçen yüzyılın en önemli olanak sağlayan teknolojisiydi[10-12].

1970'lerin ortalarına gelindiğinde silikon katmanları üst üste konulmasıyla gofret(katman katman üst üste gelecek şekilde) şeklinde bir minyatürize edilmiş ve bu minyatür bir gaz kromatografisi üreten Stanford Üniversitesi'nden Stephen Terry tarafından yapılan bir çalışmada; gaz kromatografisiyle numune enjeksiyon sistemi vasıtasıyla kılcal yol girişleri ve çıkışı olarak minyatür termal iletkenlik detektörünü oluşturarak çip üzerinde laboratuvar(lab on a chip) ismini alan ilk çalışma örneğidir[13,14]. Bu çalışma sayesinde 1993 yılına gelindiğinde, birkaç saniye içerisinde amino asitlerin kılcal elektroforezini(dışardan verilen bir elektrik alan yöntemiyle yüklü bir parçacığın çözelti içerisinde yönlendirilmesiyle oluşan potansiyel farktan oluşan elektrik alan etkisiyle kılcal yollara hareket ettirme) yapabilen bir cam çip geliştirildi. Bu cam çipin boyutları ise yaklaşık olarak 10x30 µm kesitten oluşan kılcal damarlara sahip bir yongadır. Bu çalışmayla birlikte karmaşık analizler için kullanılabilecek bir yonga üzerinde minyatür bir laboratuvar oluşturma olasılığı kapısı açılmıştır.

İlk mikroakışkan cihazlar genellikle silikon ve camdan yapılmıştır. Araştırmacıların o dönemde silikon ve camı kullanmışlardır. Ancak bu ürünlerin bazı kötü yönleride bulunmaktadır, silikonun pahalıdır ve opağı nedeniyle optik mikroskobide birleştirilememesi ve ayrıca hem silikonun hemde camın düşük gaz geçirgenliğine sahip olmasıdır. Bu durum ise silikon ve camın biyolojide kullanılmasında uygunsuz hale getirmiştir. Daha sonra araştırmacılar önceliklere kıyasla optik olarak şeffaf, işlenmesi kolay, esnek ve ucuz olabilecek alternatif geliştirmek için en uygun seçenek olarak organik polimerleri buldu.

1990'larda ise polidimetiloksan(pdms) geliştirildi. Bu gelişmeyle birlikte mikroakışkanlarda en yaygın olarak kullanılan ve halen günümüzde de hala yaygın olarak kullanılmaya yol açmıştır. Diğer mikro elektrikte kullanılan geleneksel malzemelerle karşılaştırıldığında PDMS' nin temel avantajlarından birisi hücrelerle olan uyumluluğu ve basit organizmaların kültürlenmesindeki kolaylıktır. 1990'ların sonlarında hücre ve proteinleri ayırma modelleme de, hücre temelli biyosensörler, kültür ve araştırmaları gibi hücre biyolojisi uygulamaları için mikroakışkan cihazlar oluşturuldu[15,16].

2000'li yıllara doğru, araştırmacılar, ilaç keşfi ve gelişimi için doku ve organ modelleri olarak kullanılabilecek mikroakışkan cihazlar üzerinde çalışmaya başladılar ve patofizyoloji ve biyolojik süreçlerin incelenmesiyle bir çipte organ(the organ-on-a-chip) geliştirmiştir. 2000'li yıllardan bu yana bağırsak, karaciğer, beyin, kalp, göz, cilt, akciğer, kas, kan damarları ve tümörün çip üzerinde birçok doku modeli üzerinde çalışmalar yapılmıştır [17-19].

2010 yılına gelindiğinde yapısal, fonksiyonel ve mekanik yönleriyle akciğer alveoler-kılcal arayüzü taklit edilmesi için bir biyometrik cihaz geliştirilmiştir ve fonksiyonel olarak bir mikro ortamı yeniden oluşturabilen farklı dokuların tek bir çipine entegrasyonu sağlanmıştır. Cihazın, bir tarafında insan alveolar epitel hücreleri ve karşı ya da alt tarafta insan pulmoner-endotel hücreleri bulunmaktadır, böylece epitelyal ve endotel bölmeleri oluşturan , gözenekli bir PDMS mebranı ile ayrılmış iki PDMS mikro-kanaldan oluşuyordu. Alveoların yan çeper ya da duvarlarına hava enjekte edilerek ve ardından vakumlama yapılarak insan nefesi taklidi yapılmıştır [20-22].

2018'li yıllara gelindiğinde ise insan bağırsağı üzerinde yapılan bir organ çip çalışması ise şöyledir, insan bağırsağının en önemli özelliklerinden birisi sindirim ve emilimdir. Aynı zamanda bağırsak mikrobiyomun ve mikropların ortak olarak yaşadığı yerdir. Bu çalışma da ise bağırsaktan alınan bir modelle yapılan bir organ çipte ilaç emilimasyonu denenmiştir. Yapılan mikroakışkan da üst kısma bağırsak örnekleri konulmuş ve alt kısımdan ayıran gözenekli bir membran konularak verilen ilaçların emilip emilmediğini kontrol edilmiştir.

1.4.3. Mikroakışkanlar ve Nanoakışkanlar

Yakın zamana kadar, minyatürleştirilmiş elektronik olmayan cihazların geliştirilmesi, mikro-elektronikteki minyatürleştirme eğiliminin gerisinde kalmıştır. 1970'lerin sonlarında, silikon teknolojisi mekanik mikro cihazların işlenmesi de genişletildi ve daha sonra mikro-elektro-mekanik sistemler (MEMS) olarak bilinir oluşturd.

Ancak günümüzde kullanılan mikro teknoloji terimi olarak MEMS' i kullanmak yaygın olsa da doğru değildir. Mikro-cihazlarda ki akışkan ve optik bileşenlerle, mikro-sistem teknolojisi (MST) daha doğru bir tanım olarak karşımıza çıkmaktadır.

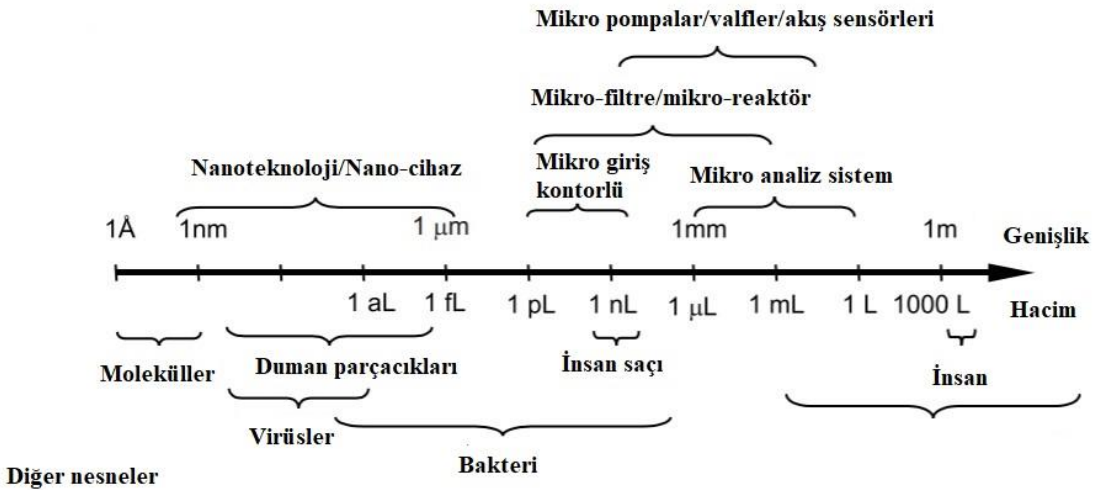
1980'lerin sonlarında mikro-akış sensörleri, mikro-pompalar ve mikro-valflerin gelişimi, mikroakışkanların erken safhasına hakim olmuştur.

Ancak, Manz ve arkadaşlarının katıldığı “Beşinci Uluslararası Katı Hal Sensörleri ve Aktüatörleri” (Beşinci Uluslararası Katı Hal Sensörleri ve Aktüatörleri Konferansı) konferansında, yaşam bilimleri ve kimyanın, Mikroakışkanlar üzerinde ana uygulama alanları olduğunu vurguladılar ve bu sektör ciddi ve hızlı bir şekilde gelişti.

“Mikro-sıvılar”, “MEMS-akışkanlar” veya “Biyo-MEMS” ve “mikroakışkanlar” gibi birçok benzer terim, mikroskopik uzunluk ölçeklerinde taşıma yolları ve sıvı bazlı cihazlarla ilgilenen yeni araştırma disiplininin adı olarak ortaya çıkmıştır. Burada Mikro akışkanlar ya da kabaca MEMS ile nanoakışkanları daha iyi ayırt edebilmemiz için aşağıdaki gibi **Şekil 1.4** de daha iyi anlaşılacaktır.

Aşağıdaki **Şekil 1.4** deki resimde aslına bakılırsa tamamen boyut veya hacim ile bu cihazları birbirinden ayırt edilebilmektedir.

MİKROAKIŞKAN CİHAZ



Şekil 1. 4 Mikroakışkan ve Nanoakışkan Boyutların Karşılaştırılması

1.4.4. Mikroakışkanın Avantajları

Silikon mikro işleme, kanalların ve özelliklerin 1 µm mertebesinde hassasiyetle üretilmesini sağladı. Bu teknolojik başarı, mikro(10^{-6}) litreyi, atto(10^{-18}) litre sıvı hacmine yönlendirmeyi sağlamıştır.

Bu kontrol hem analitik hem de ekonomik açıdan çeşitli avantajlar getirir. Burada, bu kavramların birçoğunun bu bölüm ve metin boyunca daha fazla araştırılacağına dikkat çekerek bu avantajları kısaca özetlenmiştir. Avantajların bir özeti **Tablo 1.2'**de listelenmiştir.

Tablo 1. 2 Mikroakışkan Avantajları

Mikroakışkan Avantajları	Tanımlama
Daha az numune ve reaktif tüketim	Mikroakışkan cihazlar geleneksel yöntem veya analizler için $10^2 - 10^3$ den daha az numune hacmi gerektirir.
Gelişmiş ısı transferi	Mikroakışkan kanalların daha yüksek yüzey alanı / hacim oranı etkili termal dağılımı artırır.
Daha hızlı ayrımlar	Daha yüksek Elektrik alanları daha hızlı örnek geçişine neden olur.
Laminar akış	Düşük Reynolds sayısı akışları numune dağılımını azaltır.
Elektrokinetik yönlendirme	Elektroosmotik akış yalnızca elektrik alanları üzerine uygulanan hız profillerinin düz “plug-like” ile akışkanların pompalanmasına olanak sağlar.
Düşük güç tüketimi	Daha az bileşen ve gelişmiş ısı dağılımı daha az güç girişi gerektirir.
Parallelleştirme	Birkaç tahlil karıştırılabilir veya tek bir çip üzerinde paralelde analiz edilebilir.
Taşınabilirlik	Sistem entegrasyonu ve düşük güç tek elde tutulabilen taşınabilir iletkenliği olan analizler yapılabilir.
Geliştirilmiş Ayırma Verimliliği	Elektroforetik ve kromatografik ayırmalardaki verimlilik L / d ile orantılıdır.

Minyatürleştirme yoluyla birkaç analitik performans ölçüsü geliştirilebilir. Daha küçük kanal boyutlarının belki de en belirgin avantajlarından biri, daha az atık ve daha verimli testler sağlayan reaktif tüketiminin azalmasıdır. Azalan reaktif tüketimi, reaktiflerin çok pahalı olabileceği ve numune hacimlerinin genellikle sınırlı olduğu birçok biyolojik uygulama için özellikle avantajlı hale gelir. Ek olarak, kromatografik ve elektroforetik sistemlerin ayırma verimliliği L / d ile orantılıdır (ayırma kanalının çapı üzerindeki uzunluğu). Bu nedenle, uzun ve dar kanallar gelişmiş tepeden tepeye çözünürlüğü sağlamaktadır.

Çok dar oldukları için mikroakışkan kanallar da çok düşük Reynolds sayılarına sahip akışlara sahiptir, yani $Re < 1$ akış laminardır. Bu tür laminar akışlar, ilave dağılımın, ayrı bir tıpanın bant genişliğini etkilemesini engeller. Bununla birlikte, difüzyon daha küçük ölçeklerde daha belirgindir ve çok laminar akışa rağmen, karıştırma işleminin sadece difüzyon yoluyla yapılabildiği karıştırma uygulamaları için avantajlıdır. Dar kanallar ayrıca ısıyı daha verimli bir şekilde dağıtır ve ayırma verimliliği üzerinde olumsuz Joule ısıtma etkileri olmadan elektroforetik sistemlerde daha yüksek elektrik alanlarına izin verir.

Sonuç olarak, daha yüksek elektrik alanları daha hızlı ayrılmalara yol açtığından testler daha az zaman alacaktır.

Mikroakışkan cihazlar genellikle birkaç mekanik olan, testin makro ölçeği üzerindeki karmaşıklığını ve güç tüketimini önemli ölçüde azaltabilen bileşenler ile sıvı taşınmasını sağlar. Örneğin, elektroosmoz, bir kanaldaki dökme elektrolitik sıvının, bir elektrik alanının uygulanması altında doğal olarak yüklü bir kanal duvarının yanındaki iyonları taşıyarak viskozite yoluyla sürüklendiği bir işlemdir [23].

1.5. Üretim İçin Temiz Oda

Temiz oda sistemi, üretim veya bilimsel araştırmalarda kullanılan ve içerisinde düşük düzeyde çevresel kirlenimler bulunan bir sistemdir. Temiz oda sisteminde istenilen düzeyde temizlik sağlamak için bazı özel önlemler alınması gerekmektedir. Temiz odalar birçok sektörde kullanılmaktadırlar[24]. Bu çalışmada MEMS için oldukça öneme sahip olan yarıiletken cihaz imalat amacıyla kullanılmaktadır.

Modern temiz oda sistemi, Amerikan fizikçi Willis Whitfield tarafından icat edilmiştir. Bu çalışması, Sandia National Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Whitfield, çalışmasında filtre sistemini etkili kullanarak temiz oda sisteminin modern bir şekilde geliştirmiştir. Daha önceki temiz oda sistemleri, öngörülemeyen hava akışlarıyla ilgili birçok probleme sahiptilerdi[24-26].

Temiz odalar küçük seviyelerdeki parçacıkların üretim sürecini olumsuz şekilde etkileyebilecek her türlü endüstriyel alanlarda kullanılmaktadır. Boyut ve karmaşıklık açısından farklılık gösterebilmektedirler. Temiz oda sistemleri birçok alanda kullanıldığı gibi başlıca; biyoteknoloji, yarı iletken üretimi, yaşam bilimleri, ilaç sanayi ve tıbbi cihaz üretimlerinde kullanılmaktadırlar[24, 25, 27, 28]. **Şekil 1.5**'de bir temiz oda sistemi görülmektedir.



Şekil 1. 5 Temiz Oda

Temiz odada sistemleri birçok uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu yüzden, kullanım alanlarına göre birçok temiz oda sınıfı bulunmaktadır. HVAC (Heating, Ventilating and Air Conditioning) tasarımı da buna göre yapılır. HVAC havalandırma ile ilgili birçok alanı ilgilendirmektedir.

Temiz oda sistemleri kullanım kolaylığı bakımından sınıflandırılmıştır. Ancak günümüzde birçok sınıflandırma standardı bulunmaktadır. Bu sınıflandırma çeşitlerinden en çok kullanılanı ise Federal Standart 209E'dir. ISO 14644 Temiz Oda Standardı, temiz oda sistemleri ve temiz odada ortamlarıyla ilgili hazırlanmıştır. TSE tarafından gerekli dönüşümler sağlanarak ve ülkemiz koşullarına uygun hale getirilen standart ise TS 11605'dir[30].

Tablo 1.3' de verildiği gibi örneğin, ISO 9 sınıfına karşılık gelen yaşanabilir ortam havası metreküp başına 0,5µm ve daha büyük çapta 35200000 parçacık içermektedir. ISO 4 sınıfı bir temiz oda ise metreküp başına 0.5µm ve daha büyük sadece 352 adet parçacığa izin verir. Bu çalışmamızdaki aktüatör de ISO 4 no'lu sınıfta üretilmiştir.

Tablo 1. 3 Temiz Oda Standartları

ISO Class number (N)	Maximum allowable concentrations (particles/m ³) for particles equal to and greater than the considered sizes, shown below ^a					
	0,1 µm	0,2 µm	0,3 µm	0,5 µm	1 µm	5 µm
1	10 ^b	d	d	d	d	e
2	100	24 ^b	10 ^b	d	d	e
3	1 000	237	102	35 ^b	d	e
4	10 000	2 370	1 020	352	83 ^b	e
5	100 000	23 700	10 200	3 520	832	d, e, f
6	1 000 000	237 000	102 000	35 200	8 320	293
7	c	c	c	352 000	83 200	2 930
8	c	c	c	3 520 000	832 000	29 300
9g	c	c	c	35 200 000	8 320 000	293 000

Fabrikasyon süreçlerinin kontrolü için validasyon işlemleri yapılmaktadır. Validasyon işlemleri, sistemlerin kontrolü ve belgeleme olarak tanımlanabilmektedir. Ayrıca validasyon işleminin temel amacı fabrikasyon süreçlerinin her bölümünü kontrol etmektir [30].

Temiz oda sistemleri hava, nem, ısı ve sıcaklık kontrollerine dayanıp, sınıf çeşitlerine göre belirli parçacıkları içerisinde bulundurabilmesidir. Temiz oda ile ilgili birçok test yapılmaktadır. Bu testlerin amacı sistemin doğru bir şekilde çalıştığını anlamaktır. Aksi takdirde yapılacak uygulamaya göre sıkıntılar ortaya çıkabilmektedir. Yapılan belli başlı testler şunlardır:

- Parçacık sayısı ile ilgili ölçümler
- Basınç gösterge işlemleri ile ilgili ölçümler
- Nem ve sıcaklık işlemleri
- Kontrol testleri
- Hava kontrol testleri
- Filtre(Hepa) kontrol testleridir[30].

1.6. MEMS Fabrikasyon Teknikleri

Yarı iletken teknolojilerinin gelişmeye başlamasıyla birlikte, MEMS üretimi teknikleri de gelişmeye başlamıştır. MEMS üretim tekniği entegre devreler(IC) ile üretim mantığı aynıdır. Mikro fabrikasyon ile birlikte çok miktarda daha ucuz maliyetli ürünlerin üretilmesi sağlanmıştır. Geleneksel üretim teknikleri ile üretilemeyen MEMS cihazları için özel mikro işleme teknikleri geliştirilmiştir. Bu üretim teknikleri teknolojinin gelişmesiyle birlikte ilerlemiştir. Bu bölümde en çok tercih edilen mikro işleme tekniklerine değinilecektir[31].

- Gövde Mikro İşleme – “Bulk Micromachining”
- Yüzey Mikro İşleme – “Surface Micromachining”
- Plaka Birleştirme İle Mikro İşleme – “Wafer Bonding”
- Liga Mikro İşleme – “Lithographie, Galvanoformung, Abformung”
- Diğer Mikro İşleme Teknikleri

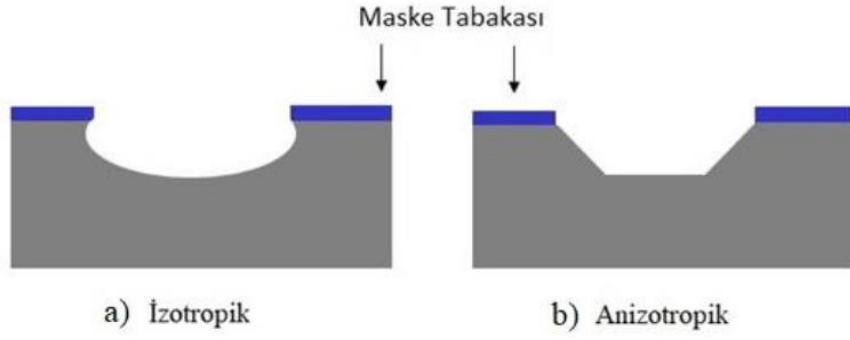
1.6.1. Gövde mikro işleme

Bu teknik en eski mikro işleme tekniği olarak kullanılmaktadır. Bu işlem de bazı adımlar kullanılarak malzemenin istenilen sınırlar içerisinde elde edilmektedir. Yaygın şekilde kullanılmasıyla birlikte MEMS teknolojisinde de çok fazla tercih edilir. Gövde mikro işleme genel olarak ıslak ve kuru aşındırma şeklinde 2 farklı şekilde yapılır[32].

1.6.1.1. Islak aşındırma – (WER Etching)

Yaygın olarak kullanılan yöntem asit temelli sıvı kullanılarak, belirlenen malzemenin aşındırılmasıdır. Bu yöntem ıslak aşındırma diye tanımlanabilmektedir. Islak aşındırma hızlı ve seçiciliği yüksek olması nedeniyle MEMS’ te oldukça çok kullanılmaktadır. Tabi ki aşındırma hızı birçok faktöre göre de değişebilmektedir. Malzemenin kristal yapısı, çözeltide kalma süresi, katkılama türü vb. birçok faktör etki etmektedir [32].

Gövde mikroişlemede 2 tip ıslak kimyasal aşındırma vardır. Bunlar izotropik ve anizotropik olarak sınıflandırılmıştır. İzotropik ıslak aşındırmada, aşındırma oranı malzemenin kristal yapısına bağlı olmadığı için aşındırma her yöne ve eşit olarak dağılır. Hidroflorik asit (HF), HCl (Hidroklorik asit) gibi kimyasal maddeler ile yapılmaktadır. **Şekil 1.6 a** ve **b**’de görüldüğü gibi aşındırma bütün yönlerde aynı hızda ilerler ve malzeme üzerinde yuvarlak şekilli yapılar elde edilmektedir. Anizotropik aşındırma ise aşındırma oranı malzemenin kristal yapısına bağlı olduğu için her yöne eşit olarak yayılmaz. Potasyum hidroksit (KOH) ve Tetramethylammonium Hydroxide (TMAH) gibi çözeltiler kullanılarak yapılmaktadır. **Şekil 1.6 a** ve **b**’de görüldüğü gibi farklı kristal doğrultularında farklı aşındırma yapmaktadır. Atomik yoğunluğuna göre aşındırma hızları da değişmektedir.



Şekil 1. 6 a) İzotropik aşındırma, b) Anizotropik aşındırma

Herhangi bir aşındırma işlemi, alt tabaka malzemesine göre yüksek bir seçiciliğe sahip olan bir maskeleme malzemesi gerektirmektedir. İzotropik ıslak aşındırma için yaygın maskeleme malzemeleri arasında silikon dioksit ve silisyum nitrür bulunur. Silikon nitrür, silikon dioksit ile karşılaştırıldığında daha düşük bir aşınma oranına sahiptir ve bu nedenle daha sık kullanılır [32].

1.6.1.2. Kuru aşındırma tekniği - (DRIE Etching)

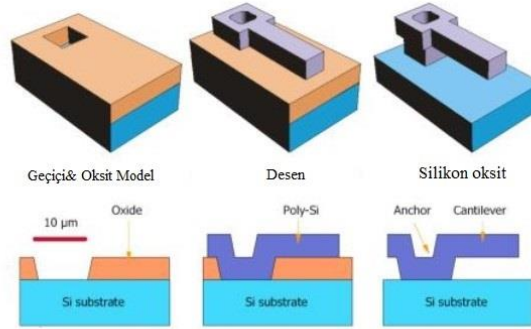
Gövde mikro işleme tekniğinde en çok kullanılan yöntem, kuru aşındırma ile Derin Tepkili İyon Aşındırma (Deep Reactive-Ion Etching) yani DRIE' dir. DRIE, MEMS cihaz üretiminin yeni teknolojilerinden biridir. Bu teknolojiyle birlikte, çok yüksek aşındırma derinliği ve yüksekliği elde edilebilmektedir. Kullanılan plakanın silikon olduğu varsayılırsa, bu yöntem ile aşındırma derinliği binlerce mikron olabilmektedir [32].

1.6.2. Yüzey mikro işleme

Yüzey mikro işleme, silikon plaka üzerinde ince tabakaları kaplama yapılmasıyla oluşturulmaktadır. Gövde mikro işlemede bu durum tam tersidir ki ve malzeme çıkarma ile yapılar oluşturulmaktadır. Şekil 1.6'de gösterildiği gibi önce bir plaka üzerine geçici olarak (örneğin: silikon dioksit) bir kaplama yapılmaktadır. Ardından bu yapının üzerinde ince film kullanarak son nihai üretilcek MEMS cihazın malzemesi kaplanmaktadır. Bu işlemlerin tamamlanmasıyla geçici malzemenin bazı çözeltilerde çıkartılır ve gerçek malzemenin kalması sağlanır.

Şekil 1.7' daki yüzey mikro işleme adımları incelendiğinde biraz karmaşık ve problem çıkarma olasılığı yüksek gibi görülebilir. Bu teknikte kullanılacak tüm malzeme ve çözeltilerin özelliklerinin bu yöntem için uygun olup olmadığı detaylı bir şekilde karşılaştırılmalıdır. Bu teknikte en önemli durumlardan biri ise geçici tabakanın kaldırılmak için uygulanacak çözeltinin, kalıcı malzemeye hasarına karşı çok dikkat edilmelidir. Aşındırma işlemlerinin çok hızlı ve etkili olmasından kaçınılmalıdır.

Yüzey Mikro İşleme



Son Malzeme : Silikon Oksit

Yapısal Malzeme : Polycrystalline Si

İzolasyon malzemesi : Silikon Nitrit

Şekil 1. 7 Mikroakışkan yüzeyleri

1.6.3. Plaka birleştirme ile mikro işleme

Mikro seviyelerdeki benzer, birden fazla tabakaların birleştirilmesiyle, çoklu bir tabaka oluşturma yöntemine plaka birleştirme ile mikro işleme tekniği denir. Üç farklı tip mikro işleme tekniği vardır; doğrudan birleştirme, anadik bağ ve ara katman kullanarak birleştirme olarak ayrıştırılabilir. Bu tabakaların birleştirilebilmesi için tabakaların pürüzsüz ve temiz olması gerekir[32].

Anadik birleştirme, sodyum cam tabaka ve silikon tabakalar için kullanılır. Belirli sıcaklık ve gerilim uygulanarak bu ilişki kurulur. Ara katman kullanılarak birleştirme tekniği, isminden de anlaşıldığı üzere birleştirme tekniğinde bir de ara katman kullanılmaktadır. Bu ara plakalar için; metal, polimer veya cam plaka kullanılır. Direkt birleştirme yöntemi ise silikon katmanların yapıştırılmasıyla elde edilir [33,34].

1.6.4. LIGA mikro işleme

“Litografi, Elektro kaplama, Presle kalıplama” gibi kelimelerin birleşiminden oluşan bir mikro işleme tekniğidir[25]. Gelişen MEMS cihazlarının isteğine yanıt verebilmek ve ihtiyaçlarını karşılayabilmek için ortaya çıkan tekniklerden bir diğeridir. Silikon işleme teknikleriyle yapılamayan MEMS cihazlarını, 3B üretilebilmesini sağlayan yöntemdir. Plastik yapılar, metal seramikler vb. yapıları ortaya çıkarmak için LIGA tekniği kullanılmaktadır.

1.6.5. Diğer mikro işleme teknikleri

Yukarıda belirttiğimiz mikro işleme tekniklerinin yanı sıra birçok farklı üretim tekniği de bulunmaktadır. Bunlar sırasıyla;

Lazer mikro işleme, lazer tipine bağlı olarak; dalga boyu, enerji, güç gibi etkenler vasıtasıyla çok kısa ışık gönderilmesiyle yoğun bir şekilde oluşturularak gerekli alana enerji uygulayarak üretilen bir tekniktir. Elektro deşarj mikro işleme, elektrik iletkenliği olan malzemelerde yaygın olarak tercih edilen bir diğer mikro işleme tekniklerinden biridir. Karışık sistemlerde özellikle tercih edilir. Odaklanmış iyon ışını ile mikro işleme, bu teknik çok küçük boyutlarda(nano) seviyelerde tercih edilir. Bu teknikteki mikro işlemenin ana unsuru voltaj yükselip düşmesidir. Voltajlar birkaç kiloelektron volt[keV]'dan yüz kat kiloelektron volta[keV]'a yükselebilir[32].

1.7. 3B Yazıcı ile MEMS üretim teknikleri

Son zamanlarda MEMS üretim yöntemleri gelişmesiyle birlikte, bu cihazların üretiminin hem daha düşük maliyette olması hem de üretiminin kolaylaştıran katmanlı üretim tekniği olan 3B yazıcılar, bu durumda oldukça tercih edilebilir hale gelmiştir. Hâlihazırda süregelen MEMS üretiminde kullanılan temel iş akışı ve temiz oda gibi gereksinimler üretim işlemlerini zaman zaman zorlaştırmaktadır. Ancak bu durum Katmanlı üretim yöntemiyle herhangi bir ev ortamı gibi oda da üretilmesine olanak sağlayabilmektedir.

Bu kısımda aşağıdaki başlıklara yer verilecektir.

- Microstereolithography - Mikrostereolitografi (μ SL)
 - Projection Microstereolithography (P μ SL), Projeksiyon Mikrostereolitografi
 - Two-Photon Polymerization (2PP), İki-Foton Polimerizasyonu
 - Continuous Liquid Phase Production (CLIP) Sürekli Sıvı Faz Üretimi
- Additive Laser Direct - Write Techniques- Eklemeli Lazer Tekniği
 - Laser Micro Sintering (LMS) - Lazer Mikro Sinterleme
 - Laser-Induced Forward Transfer(LIFT) - Lazer İçerikli İleri Transfer
 - Laser Chemical Vapor Deposition(LCVD) - Lazer Kimyasal Buhar Biriktirme
- Ink-Based Printing-Mürekkep Tabanlı Yazıcı
 - Ink-Jet Printing-Mürekkep Püskürtmeli Yazıcı
 - Fused Deposition Modelling (FDM) - Eriyik Yığılma Modelleme
 - Multi-Jet/ Poly-Jet Modelling - Çok Mürekkep Tabanlı Modelleme

1.7.1. Mikrostereolitografi (μ SL)

1984'ler de ortaya çıkan “stereolitografi” kelimesinin kökenlerine indiğimiz zaman, “stereo = katı”, “litografi = baskı” kelimelerinin birleşimidir. O dönemlerde Hull bu teknolojiye kazanç sağlamış ve “3D Systems” adlı firmasının temelini atarak ürünün patentini de almıştır.

Ardından Ikuta ve Hirowatari microstereolithography sistemini geliştirerek 3B mikro seviyelerde cihazlar üretebilmişlerdir. MEMS fabrikasyon için kullanılan mikrostereolitografi üretim tekniklerini 3 grupta incelenmiştir;

- Projeksiyon Mikrostereolitografi
- İki Foton Polimerizasyonu
- Sürekli Sıvı Faz Üretimi

1.7.1.1. Projeksiyon mikrosterolitografi (PμSL)

3B mikrofabrikasyon ile karmaşık olan mikro 3b seviyelerdeki polimer yapıları, elektroliz veya reçine katkı maddelerini kullanarak seramik ürünlerin hızlı bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlayan hem çok fonksiyonlu hem de düşük maliyetli bir süreçtir[26].

Projeksiyon mikrosterolithografi(PμSL), karmaşık olan 3B mikro seviyelerdeki yapıların, katman katman olacak şekilde hızlı olarak üretilmesini sağlamaktadır. Ayrıca PμSL hem dijital hem de dinamik olan kalıplara sahip en gelişmiş dijital mikro ekran teknolojisine kullanılmaktadır. Bu yöntem, yaygın olan Stereolitografinin(SLA) ve projeksiyon litografinin ön planda tutulan özelliklerinin birleştirilerek, mikro seviyede katman çözünürlükte bir UV ışığı ile tüm yapıların hızlı foto polimerizasyonunu oluşturmaktadır. Üretim işlemi sırasında kullanılan malzemeler kolaylıkla değiştirilebilir[35].

1.7.1.2. İki Foton Polimerizasyonu (2PP)

Bu yöntem de, fabrikasyon üretiminin hızlı ve basit bir şekilde yapılmasıyla, birçok karmaşık ürünlerin çıktılarının alınabilmesini mümkün kılar. Ayrıca, çıktılardaki yüksek çözünürlük bu tekniği ön planda tutmayı sağlar[36].

2PP yönteminde, ışığa duyarlı olan malzemenin 100nm'ye kadar çözünürlüğüyle birlikte polimerizasyon olmasını mümkün kılan tepkimelerdir. Bu koşullarla malzeme sadece femtosaniye (10^{-15} saniye) süre bazında lazer ışınına maruz kalır[37].

1.7.1.3. Sürekli Sıvı Faz Üretimi(CLIP)

Bu üretim tekniğinde mikrostereolitografi malzeme içerisinde sadece fotopolimerler ile ürün çıktısı sağlanabilmektedir. Bununla birlikte μSL de uzun süreli üretim süresi ve her baskı tabakası arasında kademeli bir ara yüzün olmasıdır.

Ancak gelişen teknolojiyle birlikte “CLIP” olarak tanımlanan “sürekli sıvı faz üretimi” ile az önce belirtilen sorunları tamamen yok etmiştir. Bu teknikte, katman olmadan 3B mikro seviyelerde ve mezo şekillerin yüksek hızda ve de dikey ekstrüzyon kullanılabilmektedir. Bu teknikte en göze çarpan özellik ise fotopolimerizasyonu engelleyen oksijen açısından bol, oksijen geçirgenliğini sağlamasıdır. Yani bu teknikte sürekli homojen bir şekilde üretim söz konusudur[24,38, 38].

Ayrıca bu teknoloji vasıtasıyla, elastik seramik ve biyolojik malzemelerin ürün çıktıları alınabilmektedir. Büyük genişlikteki MEMS cihazlarında prototipleme ve seri üretim de tercih edilebilir[24].

1.7.2. Eklemeli lazer tekniği

1.7.2.1. Lazer mikro sinterleme(LMS)

Deckard ve Beaman tarafından plastik tozdan döküm modelleri yapmak için geliştirilmiş bir toz metalürjisi tekniğidir. Kökeni 1980'li yıllara dayanmaktadır ve buna Selective laser sintering - (SLS)Seçici lazer sinterleme tekniği denir [40, 41].

Çalışma sistemi ise şu şekildedir, bir yatakta bulunan metal tozlardan oluşan toz grupları bir lazer ışını tarafından eritilir ya da sinterlenir. Bu işlem, bilgisayarda üretilen bir 3d model, daha önceden belirlenmiş bir modele katı bir parça ya da ek yapmak için yapılan toz kaynağı işlemidir.[42] Bu teknikte kullanılan tozların çoğunluğunu metaller (Ag, Al, Cu ve paslanmaz çelikler) ya da polimerler oluşturulur. Ayrıca bazı seramikler de bu teknik kullanılarak işlem yapılabilir[40].

1.7.2.2. Lazer içerikli ileri transfer(LIFT)

Bohandy ve arkadaşları tarafından 1986 yılında, ortaya atılan LIFT' in bir türevi olan matrix-assisted pulse laser evaporation – “matris destekli darbeli lazer buharlaştırma” tekniğini geliştirmiştir. Bu teknik doğrudan lazeri kullanılarak bir düzlemde katman oluşturmada kullanılır[24]. Çalışma mantığı ise şöyledir, bir adet alıcı bir adet de vericiden oluşur. Verici madde şeffaftır ve kaplama, püskürtme gibi ince film yöntemi kullanılır. Veri katmanında tercih edilen dalga boyunu absorbe edebilecek şekilde olması ve sürekli baskı olması durumunda, hızlı bir şekilde yeterli şekilde malzeme temininin elde edilmesini sağlayabilen iki önemli özelliği bulunmaktadır[43,44]. Birçok farklı türde bulunan krom, tungsten, altın, nikel, alüminyum, bakır, vanadyum, gibi metallerin kaplanabilmesi gerçekleştirilebilir[45-47].

1.7.2.3. Lazer kimyasal buhar biriktirme (LCVD)

Birçok farklı türdeki malzemeleri kaplayabilen ve karmaşık yapıdaki parçaların üretiminde Lazer kimyasal buhar kaplama(LCVD) kullanılır. LCVD prosesi genel olarak öncü bir gazın tarama esnasında lazer ışını vasıtasıyla yapı üzerinde biriktiği zaman, yan ürünün ayrışmasıyla bir vakum odasında oluşur. Pyrolytic LCVD ve photolytic LCVD olarak ikiye ayrılan iki lazer destekli grup vardır. Öncü gazın katman üzerinde lazer ısı ile termal olarak ayrıştırıldığı işleme pyrolytic LCVD işlemi denir. Foton enerjisinin öncü gaz vasıtasıyla absorbe yapıldığı işleme photolytic LCVD işlemi denir[24].

Metal biriktirme işlemi için genellikle karbonil, alkil, halojen ve oksihalit vb öncü gazlar tercih edilirken, yarı iletkenlerde genellikle alkiler veya alkil halojenler tercih edilir[48-52].

1.7.3. Mürekkep tabanlı yazıcı tekniği

1.7.3.1. Mürekkep püskürtmeli yazıcı (INK Jet)

Foto-monomerler, kolloidal süspansiyon, nanoparçacık olduğu çözelti ve organik veya inorganik çözücüler içinde birkaç farklı türde bulunabilen mürekkepler, metalik ve metalik olmayan bileşen içerir.

Mürekkep damlacıklarının bir yüzey ile temas etmesi için termal aktüatör ya da piezo elektrik aktüatörü yaygın olarak kullanılır. Bu kısımda mürekkep damlacıkları zaman zaman ayrı damlacıklar şeklinde (a dropen- demand (DoD) method) ya da kullanılmayan mürekkep sıvısının geri dönüştürülmesiyle sürekli bir döngü halinde (a continuous inkjet(CIJ) method) kullanılabilir. DoD' da dağıtılan malzeme için kontrol alanı daha geniş olduğundan dolayı mikro fabrikasyon için daha uygundur[24,53].

1.7.3.2. Eriyik yığma modelleme(FDM)

Bu model 1992 yılında Scott Crumb tarafından ilk profesyonel ürün çıktısı alınmıştır. Katmanlı üretim tekniğinde ticari olarak en yaygın olan, Eriyik yığma modelleme (FDM) ve çoklu jet modelleme(MJM) kullanılmaktadır. FDM teknoloji vasıtasıyla birçok karmaşık geometrik model ve prototip modeller üretmek mümkündür [24].

Burada polimer malzeme yaklaşık 180° ve 220° arasında ısıtılarak üst üste, katman konularak istenilen ürün modeli elde edilmektedir. Burada en çok termo-plastik malzemeler tercih edilmektedir. Ayrıca bu ürünlere boyama da yapılabilmektedir [55,56].

FDM teknolojisi güncel olarak;

- ARGE/ÜRGE aşamalarında,
- Prototip çalışmalarında,
- Eğitim sektöründe(üniversite, lise vb.) kullanılmaktadır.

1.7.3.3. Çok mürekkep tabanlı modelleme

Multi Jet teknolojisi, mürekkep püskürtmeli ve stereolitografi 3B baskı yöntemlerini birleştirir. Model yapı üzerine katmanlı olarak foto polimer reçineleri püskürterek oluşturur. PolyJet malzemeler UV ışınlarla kısa süreli karşı karşıya kalmaları sonucunda sertleşerek katmanlaşmalar ardından ürün oluşur. Multi Jet teknolojisi özellikle pürüzsüz, daha hassas ve daha yüksek çözünürlüklü ürünlerin çıktısını sağlamaktadır.

Ayrı 3B baskı da plastik, esnek ve şeffaf malzeme türevlerini karıştırılarak hibrit ürünlerin çıktısı da alınabilir [54-56].

Multi Jet ve FDM teknolojileriyle 3D ürün çıktısı almak günümüzde kolaydır ancak bu durum 70-200 mikron arasındadır. Bu ölçek ise MEMS cihazları için çok uygun değildir.

1.8. Literatür Çalışmaları

MEMS sistemleri 1970 li yıllardan beri geliştirilen ve günlük yaşamamızda her alanda yer alan teknoloji çeşididir. Günümüzde; cep telefonlarında [57-59], araçların lastik ve hava yastıklarında [60-62], tıp alanında [63-65], yazıcı sistemlerinde [66,67], sensör sistemlerinde [68,69] ve optik cihazlarında [70-72] MEMS ürünleri oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Günümüzde hala geleneksel MEMS imalat yöntemleri kullanılarak bu cihazların üretimi olmaktadır. MEMS için en çok kullanılan imalat yöntemleri ise yüzey mikro-işleme[73], gövde mikro-işleme[74] ve LIGA (Litografi, Elektro-kaplama, Presle Kalıplama) [75] yöntemleri sayılabilmektedir. Bu yöntemler bazı kimyasallar da kullanılarak MEMS ürünlerinin daha ayrıntılı ve net çıkmasını sağlamaktadır. Tüm bu işlemler için temiz oda gereksinimi bulunmaktadır. Ayrıca MEMS işlemleri bazen deneme yanılma ile üretilmesi nedeniyle profesyonel ve deneyimli personellerin bu laboratuvarlarda çalışması gerekmektedir. Bu yönüyle geleneksel MEMS üretim yöntemleri incelendiğinde yüksek maliyetler karşımıza çıkmaktadır. Bu maliyetlerin ve iş yükünün azaltılması için son yıllarda oldukça fazla çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar da genellikle 3B yazıcılar üzerine olmaktadır.

Keçili, mikroakışkan cihaz üretiminde kullanılan klasik üretim yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldıran 3B yazıcı teknolojisini kullanarak, hızlı ve kolay bir şekilde cihazların prototiplenmesini sağlamak ve yeni yapıştırma yöntemleri kullanarak 3B olarak üretilmiş mikro akışkan cihazların optik olarak şeffaflığını arttırmaktır. 3B yazının performans analizini yapmak için, farklı şekil ve ölçülerde mikro akışkan kanallar ve kalıplar tasarladı ve üretti. Ayrıca üretim sonrası, tasarlanıp ve üretilen kanal ölçüleri karşılaştırıldığında min. 50 µm ölçüye sahip yapılar başarılı bir şekilde üretmiştir. Üretilen 3B yapıları optik olarak iyileştirmek için, iki farklı üretim yöntemi geliştirildi. Bu yöntemlerde, 3B yapılar poli(dimetilsiloksan) (PDMS) ve Formlabs Clear Reçine ara katmanlarıyla cam yüzeylere yapıştırıldı. Cam yüzey ile 3B yapılar arasındaki yapışma, reçine için UV uygulaması, PDMS için ise yükseltilmiş sıcaklık ile sağlamıştır. PDMS ve reçine ara katmanlarının farklı kalınlıkları için, üretilen kanalların bağlanma kuvveti incelendi. Bu kanalların aydınlık alan ve floresan görüntüleme özellikleri de analiz edildi. Önerilen üretim yöntemi, klasik plazma ile sağlanan PDMS-cam yüzey yapışmasına nazaran iki kat artırılmış bağlanma kuvveti ve karşılaştırılabilir görüntüleme kapasitesi gösterdi. Ayrıca, sunulan üretim yöntemi kullanılarak, 3B yapılar protein ile kaplanmış cam yüzeylerle proteinin fonksiyonelliğini bozmadan bütünleştirebilmiştir.[76] Böylece, bu tarz MEMS ürünlerinin; mikro akışkanlar [76,77], mikro mekanik sistemler [78], optik sistemler [79], hücre yapıları [80] ve biyomedikal cihazlar [80,81] olarak sıralanabilmektedir. Dikkat edilirse, günümüzde geleneksel MEMS yöntemleriyle üretilen hemen hemen tüm uygulamalar artık 3B yazıcı yöntemleriyle üretilmektedir.

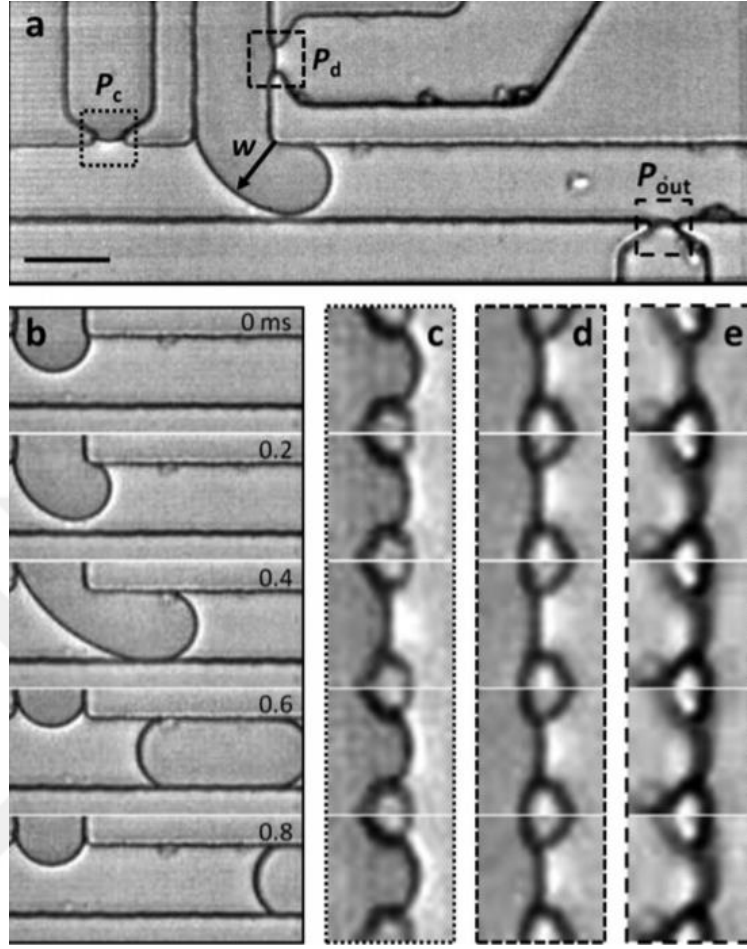
Ülkemizde de mikroakışkan çip teknolojisinin ilerleyen zamanlarda daha da önemli olacağını ve hatta bu durumu çocukların seviyelerine indirebilmek için farklı uygulamalar yapılması için öncülük başlatılmıştır. Bu çalışma Tübitak Bilim Genç dergisinde de yayınlanmıştır. Yıldız ve Sözmén basit seviye de mikroakışkanın temel olarak nasıl yapıldığını ve nasıl tasarlandığını açıklamış hem de üzerinde uygulamalar yapmıştır. Yaptığı uygulama da 2 farklı türde çalışma yapmıştır burada litografi yöntemi kullanmıştır. Hemen hemen herkesin kolayca erişebileceği şekilde kalıp malzemelerini temin ederek yapmıştır. Ayrıca çalışmasında viskozite ve laminar akıştan da bahsetmiştir. Bu iki konu akışkanlar için çok önemlidir.

Viskozite ise Newton Tipi akışkanlar ve Newton Tipi olmayan akışkanlar olarak ikiye ayrılmaktadır. Newton tipi akışkanlar üzerine etki eden bir kuvvet uygulandığı zaman akışkanın viskozitesi değişmez. Bu tür akışkanlar Newton Viskozitesi' ne uyarlar. Örneklendirecek olursak su, benzin ve alkol vb. Newton tipi olmayan akışkanların üzerine herhangi bir kuvvet uygulandığı zaman ve uygulama süresince akışkanın viskozitesi değişir. Basitçe tanımlamak gerekirse nişasta-su gibi veya ketçap gibidir. Akış hareketi ise Laminer ve Türbülanslı olarak ikiye ayırmıştır, bu konu detaylı olarak materyal ve yöntem bölümünde detaylı olarak anlatılmıştır. Ayrıca bu çalışmanın temel amacı ise mikroakışkan çiplerin gelecekte, DNA çiplerin üretiminde, biyolojik tahlillerde ve kimyasal sentezler gibi alanlarda kullanılacağını vurgulamaktır[84].

Düven, Çetin ve Kışla çip üstü laboratuvar(ÇÜL) teknolojisiyle gıda mikrobiyolojisindeki uygulamalar adlı çalışmalarında mikro-kanallar ve mikro litreler mertebesindeki mikroakışkanları işlemek için çip üstü laboratuvarları kullanarak konveksiyonel yöntemlere bir alternatif oluşturmayı amaçlamışlardır. Bu sayede mikro - yapılardaki akışkanların, çip üstü laboratuvarlar sistemleriyle kendine has özelliklerini kullanarak, daha karmaşık olan analizleri, yaygın kullanılan yöntemlerle kıyaslama yapıldığında, hem daha az maliyetle birlikte daha az enerji hem de daha az kimyasal kullanarak, daha çok verimli bir şekilde yapabilmekte olduğunu da vurgulamıştır. Ayrıca öne çıkan bu yönleriyle tıp, eczacılık, kimya, biyomedikal, gıda, tarım vb. gibi birçok alanda kullanılabileceğini belirtmiştir. Çalışmalarında Düven vd. ÇÜL teknolojisi içerisinde gıda mikrobiyolojisini kullanabilmek için homojen bir gıda karışımının oluşması gerektiğini ayrıca bu karışımı elde edebilmek için ÇÜL teknolojisiyle birlikte entegre olması durumunda (ön zenginleştirme, zenginleştirme, ayırma-saflaştırma, homojenat hazırlama vb.) çok daha faydalı olabileceğini; az örnekleme alınması, uzman personele ihtiyaç duyulmaması, hızlı sonuç verebilmesi büyük önem taşıdığını belirtmiştir. ÇÜL teknolojisi Polimeraz Zincir Reaksiyonu' nu(PZR) ile birlikte kullanıldığında mikroçiplerin hızlı ve hassas mikroorganizma tespiti yapabilen yöntem olduğunu belirtmektedir. Kısaca PZR enjektesinden birkaç dakika sonra termal liziz ve DNA serbest bırakabilmekte olduğunu açıklamıştır. Bu sayede gıda üzerinde ÇÜL teknolojisinin kullanıma elverişli olduğunu, hızlı sonuç, taşınması kolay, maliyet düşüklüğü, yüksek hassasiyet ve doğruluk verebilen cihazların geliştirilebileceğini ve bu sistemlerin gıdalarda mikroorganizma sayım ve tespitinde kullanılabileceği görülmüştür[85].

Crowley ve Pizziconi çip üzerinde laboratuvar uygulamaları için düzlemsek mikro filtreler kullanarak plazmanın tam kandan izolasyon çalışmalarında kan gibi karmaşık sıvıların mikro-analizi için aktif olarak gelişen cihazlar yerine mikroakışkanları bir filtreleme kullanarak plazmayı ayırmayı hedeflemişlerdir. Minyatür olarak kandaki plazmanın tam olarak ayrıştırılabilmesi için kılcal etki, enine akışlı mikrofiltre cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu düzlemsel mikrofiltreleri kullanarak, kan minimal hücre lizizi ile kontrol edilerek parçalanabilir. Yenilikçi mikroakışkan teknolojisiyle dakikalar içerisinde yapılan bu işlem saniyelere düştüğünü göstermektedir. Burada kullanılan mikrofiltrenin verimliliği, benzer koşullar altında mikro gözenekli mebranlar için öngörülen ayırma verimliliklerinden yaklaşık 3 kat daha yüksek olduğunu tespit etmiştir. Ayrıca çalışmasında kullanılan mikro ölçekli kan filtrasyon tasarımı ve ayırma bilimi alanında geniş etkileri olabileceğini belirtmiştir[86].

Abate ve arkadaşları mikroakışkanlar üzerindeki “T” bağlantılarının zamanla tıklandığını deneysel olarak çalışmalarında bulmuşlardır. Mikroakışkanlardaki bu bağlantılar da zaman zaman damlacık şeklinde olan akışkanların “T” dönüşlerini tıkadığı tespit edilmektedir. Bu durum ise istenmeyen basınç artışına, hıza, ivmesine gibi birçok probleme sebep olmaktadır ve bu tarz sonuçlar istenmemektedir. Mikroakışkanlar içerisinde kullanılan akışkanlara göre viskozite değişkenlik göstermektedir. Bu mikroakışkan kanallarda ise viskozite tutunma şartlarını iyi bir şekilde sağlar. Çünkü mikro seviyelerdeki kanallar için bu durum kaçınılmaz olabilmektedir. Aşağıdaki **Şekil 1.4** zamana bağlı olarak bir mikroakışkandaki tıkanma durumu detaylı olarak verilmiştir. **Şekil 1.4 a'** da görüldüğü üzere “T” üzerinden çıkış aniden 8 µm seviyesine inmektedir. 0.8ms de geldiği kanalda içerisinde damlacık şeklinde tıkanma yapmaktadır. Bu yüzden, bu tarz dönüş veya bağlantı noktalarındaki damlacık tıkanma sorununu çözmek için Laplace sensörleri kullanmışlardır. **Şekil 1.8** de gösterildiği gibi “w” yarıçapında bir dönüş koyulmuş ve bu sayede kullanılan alan da akış yukarı yönlü olmasına rağmen kanallarda daralmalar gerçekleşmemiştir[87].



Şekil 1. 8 Damlacık Tıkalı Bir Mikroakışkan[87]

Chien ve Parce Lab on a chip mikroakışkan cihazlar için çok portlu akış kontrol çalışmasında zaman sabitini azaltabilmek ve basınçları hesaplayarak bir algoritma geliştirmeyi hedeflemiştir ve bunun için harici basınç artırıcı çok portlu girişe sahip ek cihaz yerleştirmiştir. Bu deney içerisinde boya karışımı ve enzim tahlili gibi basınçla çalışabilen akışkanlar kullanmışlardır. Aşağıdaki **Şekil 1.8** de yapılan sistem de kullanılan şırıngalar vasıtasıyla bilgisayar kontrollü(voltaj/akım kontrollü) çok hazneli bir basınç kontrol ünitesi veya vakum kontrol ünitesi yapılmıştır. Yapılan bu deneyle dışardan verilen basınç kontrolü ve ön görülen beklentiler birbirlerine çok yakın olduğu ortaya çıkmıştır. Bu sayede lab on a chip ile biyokimyasal deneyler için yeni bir yol açabileceğini vurgulamışlardır. Ayrıca mikroakışkan içerisinde akan sıvıları kontrol etme yeteneği her zaman önde gelen bir özellik olduğunu açıklamışlardır. Ayrıca çoklu port sistemi kullanarak birçok akışkan kanallar içerisinde yönlendirebilmenin mümkün olduğunu da yaptıkları çalışmada göstermişlerdir[88].

Bilgehan çeşitli mikrokanallardaki akışkan akışı ve ısı transferinin 3 boyutlu sayısal simülasyonu çalışmasında düz yüzeyli kanallarla birlikte, farklı yüzey pürüzlülük özelliklerine sahip, iki boyutlu birbirine paralel plakalardan oluşan 3 boyutlu eşkenar yamuk kesitli kanallar oluşturmuştur. Akış ve ısı transferi simülasyonunları Comsol Multiphysics programında gerçekleştirmiştir. Sonuç olarak pürüzlü geometrilerdeki sürtünme karakteristikleri, oluşan yüzeylerin karmaşıklık seviyesiyle doğrusal olmayan bir davranış sergilediğini tespit etmiştir [91].

Saateh gerçek zamanlı impedimetrik mikroakışkan damlacık ölçümü çalışmasında damlacıkların boyutları ve hızları üzerinde durmuştur. Bu ölçümler için impedimetrik yönteminden destek alarak farklı modlarda düzlemsel elektrotlar kullanmıştır. Damlacıkların boyutlarını ölçeklendirebilmek için 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinden destek almıştır. Tasarladığı bir bilgisayar programı vasıtasıyla impedimetrik ve optiksel ölçüm gereçlerinin de yaptığı analizler sonucunda mikroakışkanların uzunluk, boyut ve karalılık gibi durumlarını ve damlacık oluşumunu detaylandırmıştır[92].

Özkan damlacık mikroakışkanları da kullanılan mems tabanlı ilaç etkisi – analiz çalışmasında, lösemi hücrelerin ilaç etkisi üzerindeki tepkileri gözlemlemek için 300 mikron çapında bir çip üstü laboratuvar tasarlamıştır. Lösemi hücresine verilen ilaçlar doğrultusunda oluşabilecek durumları floresan mikroskop altında gözlemlemiş ve incelemiştir [93].

1.9. Tez İçeriği

Bu tez çalışmasında 4 ana başlık altında incelenmiştir. Bunlar;

- Giriş Bölümü,
- Materyal ve Yöntem Bölümü,
- Bulgular ve Tartışma Bölümü,
- Sonuçlar Bölümü’ dür.

İlk olarak giriş bölümünde bu yüksek lisans çalışması hakkında bazı genel ve temel olarak önemli bilgilere yer verilmiştir. Daha sonra MEMS hakkında özellikle tarihçesi, avantajları, kullanım alanlarına değinilmiştir. Üçüncü bölümde akışkanların hareketlerinin hesaplanabilmesinde kullanılan denklemlere yer verilmiştir. Dördüncü olarak bu tez çalışması Mikroakışkanlar ile ilgili olduğu için mikroakışkanlar üzerinde gerekli açıklamalar, kökenleri, kullanım alanlarına, mikroakışkanlar ve nanoakışkanlar arasında ki temel farklara yer verilmiştir. Beşinci bölümde üretim için olması gereken temiz oda hakkında bilgi verilmiştir. Altıncı ve yedinci bölümde ise üretim tekniklerini hakkında bilgilere yer verilmiştir. Sekizinci bölümde daha önce yapılmış olan literatür çalışmaları hakkında detaylı bilgilere yer verilmiştir.

Son olarak tez içeriği tanımlanarak giriş bölümü tamamlanmıştır.

Materyal ve yöntem bölümü içerisinde; MEMS sensörlerinin üretim koşullarının nasıl olduğu, hangi koşulların gerektiğini ve hangi yöntemler ile üretilbildiğini detaylı olarak anlatılmıştır. Ayrıca yapılacak olan mikroakışkan sensör için hangi matematiksel modellerin kullanıldığı üzerine değinilmiştir. Ardından bu matematiksel modeller göz önüne alınarak gerekli tasarımlar belirtildiği üzere 3B bir tasarım ortamında tasarlanmıştır ve ardından Comsol Multiphysics programına import edilerek programda mesh işlemini uygulanması, uygulanacak denklemin tanımlanması, akışkanın tanımlanması gibi işlemler yapılmıştır.

Bulgular ve tartışma bölümünde, Comsol Multiphysics programından alınan hacim akışının yönü, hız- zaman ve basınç-zaman grafiklerinin elde edilmesi sağlanmıştır. Testler sonrasında ele geçen grafiklerin karşılaştırılması yapılmıştır. Sonuçlar bölümünde bu tez çalışmasında yapılan işlemlerin sonuçlarına değinilmiştir. Karşılaştırma ve bulguların bu çalışmada ki tüm özetini içermektedir.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacının gerçekleştirilebilmesi için deneysel ortam ve tekniklerin belirtilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada MEMS teknolojisi kullanılarak tasarlanan 3 farklı mikroakışkan çiplerin çıkış kanalındaki zaman bağlı basınç değerleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada su ya da kan gibi akışkan bir malzeme örnek alınmıştır.

Öncelikli olarak mikroakışkan çipi tasarlayabilmek için matematiksel modele ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada Navier-Stoke denkleminde yararlanarak gerekli tasarım koşulu 3B tasarım programı olan SolidWorks ile gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan 3 farklı mikroakışkan çipler sanal ortamda fiziksel analizleri test etmek ve gözlemlemek için Comsol Multiphysics programı ile zamana bağlı basınç ve hız grafikleri karşılaştırılmıştır.

2.1 Malzeme

2.1.1. Mikroakışkan çip malzemesi

Tasarım, 3B DLP yazıcısıyla baskı alınması durumunda RM120 reçine kullanılacaktır.

Üretim esnasında,

Dalga boyu: 385-405nm

Kür süresi: 120W için 3saat, 240W için ~1s,

Üretim için katman kalınlığı 20 μm ,

Büzülme: <%1,

Şartlarını desteklemektedir.[94]

2.1.2. RM120 avantajları ve dezavantajları

RM120 reçinesinin özellikleri çalışma koşulları bakımından 120°C dereceye sıcaklık dayanımına sahip, yüksek hassasiyet çözünürlük veren silikon/kauçuk karışımıdır. Sertlik 95 Shore' a kadar dayanmaktadır. Üretim sırasında her bir katman yaklaşık yarım saniye sürmektedir. Küçük ve çok detaylı olmayan çalışmalar için hızlı bir tekniktir. Üretim için yaklaşık 20µm katman kalınlığı bulunmaktadır. Ancak bu bizim tasarımı için çok düzgün yüzeyli bir baskı çıktısı için yeterli gelmemektedir. Aynı şekilde MEMS teknolojisi birkaç µm seviyelerinde de çalışma göstermektedir bu durumda ise bu üretim yöntemi yeterli gelmemektedir. Daha yüksek mukavemet istenilen çalışmalar için tercih edilen reçine sertliği yetersiz gelmektedir.

2.1.3. Mikroakışkan sıvının özellikleri

Mikroakışkan çipler içerisinde geçecek olan akışkan modeli doymuş su özelliklerine göre belirlenmiştir. Dinamik viskozitesi 1e-3 Ns/m² ve yoğunluğu ise 1000 kg/m³ dür.

Matematiksel modele geçmeden önce Reynold sayısına değinilmiştir, akışların laminar veya türbülanslı mı olduğunu belirlemek için kullanılır. Bu sayının tanımı kısaca atalet kuvvetlerin viskoz kuvvetlere oranıdır[95].

$$Re = \frac{\rho \cdot u \cdot D}{\mu} = \frac{\text{Atalet Kuvvetleri}}{\text{Viskoz Kuvvetler}} \quad (2.1)$$

Denklem 2.1 de verilen ifadeler;

$$\rho = \text{yoğunluk, } \frac{kg}{m^3}$$

D = geometrik karakteristiğin uzunluğunu, m

$$u = \text{akış hızını, } \frac{m}{s}$$

$$\text{Dikdörtgen kanallar için; } D = \frac{2ab}{a+b},$$

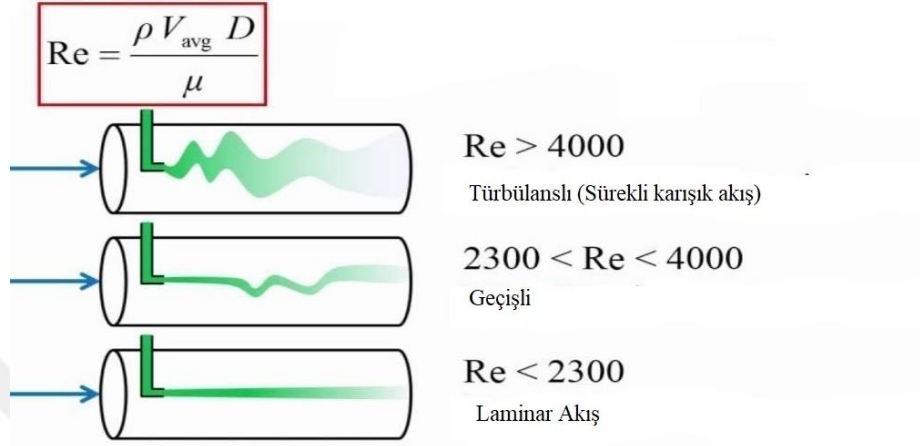
$$\text{Kare Kanallar için; } D = a(\text{kenar uzunluğu}),$$

$$\text{Dairesel kanallar için; } D = D(\text{iç çap}) \text{ olarak hesaplanır.}$$

- $Re \leq 2300$ ise laminar akış olarak kabul edilir.
- $2300 \leq Re \leq 4000$ ise geçişli akış yani, her iki akış da rastgele değişebilmektedir.
- $Re \geq 4000$ ise türbülanslı akış olarak kabul edilir[95].

Kanalların iç kısmında akan sıvı akışkanlar içerisinde üç farklı akış bulunmaktadır. Bunlar **Şekil 2.4** de gösterildiği gibi laminar, geçişli ve türbülanslıdır.

Türbülanslı Akış, Geçişli Akış ve Laminer Akış



Şekil 2. 1 Akış Resmi [96]

2.2. Mikroakışkanın Modellenmesi

2.2.1 Teorik ve Hesaplamalı Akışkanlar Mekaniği

Akışkanlar dinamiğine günlük hayatta her yerde rastlamak mümkündür. Başta vücudumuzda olmak üzere, vücut içerisinde akan kanlar, musluktan akan su ve klimadan esen serin hava bunlar birer örnektir. Akışkanlar mekaniğinin temellerine inildiği zaman giriş bölümünde yer alan Newton'un II. Yasasına dayanmaktadır.

$$\Sigma \vec{f} = \overrightarrow{f_{yerçekimi}} + \overrightarrow{f_{basınç}} + \overrightarrow{f_{viskoz}} = \rho \cdot \frac{d\vec{u}}{dt} \quad (2.2)$$

Buradak kuvvetler birim hacim başına kuvvetlerdir; yer çekimi kuvveti, basınç kuvveti ve viskoz kuvvet, u sıvı hızı ve ρ ise yoğunluktur. Yer çekimi aşağıdaki denklem 2.3 gibi hesaplanır.

$$\overrightarrow{f_{yerçekimi}} = \rho \cdot \vec{g} \quad (2.3)$$

Denklem 2.3 de yer çekimi kuvveti verilmiştir. Ancak yerçekimi kuvvetine zıt herhangi bir kuvvet yönünde mikroakışkan kanal içerisinde akış bulunmadığından dolayı bu durum yok sayılmıştır.

2.2.2 Mikroakışkanlar Mekaniği

Bu bölümde matematiksel modelleme ve mikro-kanallarda sıvı akışkanları tanımlamak için, akışkanlar mekaniğinin köşe taşı olan Navier-Stoke denkleminde yardım alınmıştır.

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} - \rho u \cdot \nabla u + \nabla p - \mu \nabla^2 \vec{V} = 0 \quad (2.4)$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (2.5)$$

Denklem 2.4 deki verilen ifadeler aşağıdaki gibidir;

u =hız, (m/s)

ρ =yoğunluk, (kg/m³)

μ =dinamik viskozite (m²/s)' yi tanımlamaktadır.

p = basınç(Pa)' dır.

Akışkan kanal içerisinde herhangi bir elektrik alan olmadığından ve hidrostatik basınç etkisiyle kanal içi kuvvetleri yok sayılmıştır.

$$\mu \nabla^2 \vec{V} = 0 \quad (2.6)$$

$$p = p_i \quad (2.7)$$

Mikro seviyelerde yapılan işlemler dolayısıyla denklem 2.6 numaralı denklemde bulunan viskozitenin yapacağı karşı kuvveti göz ardı edilmiştir. Bundan dolayı p basıncımız set basıncımız olarak zamana bağlı denklem 2.8 da aşağıdaki gibidir.

$$p_i = 50 + 10 \cdot \sin(\pi \cdot t + \alpha) \quad (2.8)$$

Bu çalışmada tasarlanan 3, 4 ve 5 kanallı mikro akışkan için “ α ” değerleri sırasıyla **Tablo 2.1** ‘ de verilmiştir;

Tablo 2. 1 Mikroakışkanların “ α ” değer tablosu

Mikroakışkan Giriş Kanal Sayısı	α değerleri				
	Giriş 1	Giriş 2	Giriş 3	Giriş 4	Giriş 5
3 kanallı	$\alpha = 0$	$\alpha = \pi / 2$	$\alpha = \pi$		
4 kanallı	$\alpha = 0$	$\alpha = \pi / 4$	$\alpha = 3\pi / 4$	$\alpha = \pi$	
5 kanallı	$\alpha = 0$	$\alpha = \pi / 4$	$\alpha = \pi / 2$	$\alpha = 3\pi / 4$	$\alpha = \pi$

" t " Değeri “0-4” s aralığında değerlendirilecektir. Ayrıca su ve sulu çözeltiler gibi sıvı akışları, mikroakışkan kanallarda sıkıştırılamaz, yani sabit yoğunluklu ρ olarak varsayılır [51]. Burada çıkış kanal “0” olarak ayarlanmıştır. Diğer tüm sınırlar içerisinde x , y ve z eksenlerinde sürtünme kuvvetleri dahil edilmemiştir.

2.3. Tasarım Kriteri

Lab on a chip(LOC) çalışmaları son zamanlarda giderek biyokimya ve biyo-mühendislik gibi alanlarda popüler hale gelmiştir. Çeşitli teknik veya yöntemlerle kimyasal reaktörler, ısı eşanjörleri, ayırıcılar ve karıştırıcılar gibi kimyasal süreçlerin tümünü dahil edebilmektedir.

Bu tez çalışmasında 3, 4 ve 5 kanal girişe sahip ve tek çıkışlı olan üç farklı mikroakışkanın tasarım çalışması yapılmıştır. Modellenme sonrasında infüzyon basıncının, mikro-kanal tasarımının ve zaman kontrolünün optimizasyonu ele alınmıştır.

- 3, 4 ve 5 kanal girişine sahip olabilecek ve bir tek çıkışlı bir mikroakışkan tasarımı
- 3 farklı mikroakışkan kıyaslaması, zamana bağlı olacağı için bir uygun 3B geometrik çizim

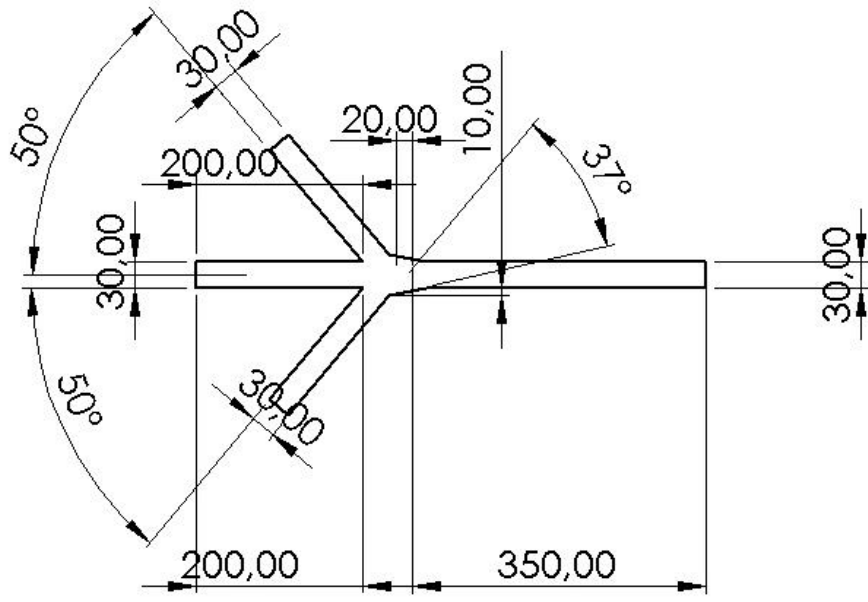
2.3.1. SolidWorks tasarım çalışmaları

İnsanoğlu gerçek bir modeli ortaya çıkarmadan önce, gerçeğe en yakın şekilde ön izleme yapabilmek için ürün modelini çizimine ihtiyaç duyar. Bunun sebebi tasarımın ön izlemesi üzerinden eksik herhangi bir kısım var mı varsa o kısımları tekrar değiştirebilir. Ayrıca çizimler herhangi bir doküman üzerinden ustaların torna, freze, cnc gibi tezgâhlardan ürünün son halini alabilmek için tezgâhtar ve tasarımcı arasındaki bir de ürün çıktı alma dilidir denilebilir.

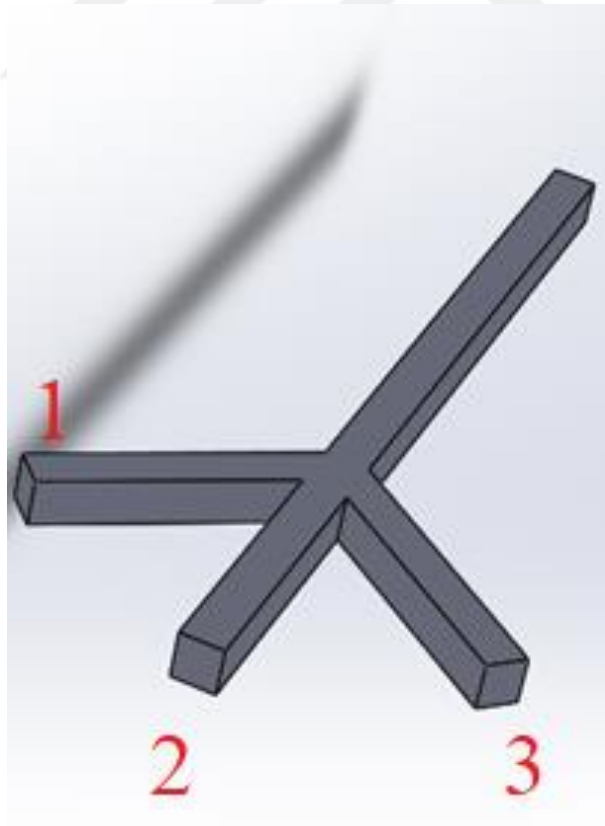
İlk zamanlar bu tasarımlar sadece kağıt üzerinde yapılabiliyordu, hata yapıldığı zaman geri dönüş daha zor oluyordu, hatta zaman zaman bu durum tüm dökümanı yeniden çizme durumuna kadar gidebiliyordu. Ancak gelişen 3B tasarım programlarıyla birlikte bu durum giderek kolaylaştı. Yaygın olarak kullanılan birkaç tane endüstriyel tasarım programları bulunmaktadır. Bu çalışmada SolidWorks tasarım programından destek alınmıştır.

Massachusetts, Concord’ de 1993 yılında Jon Hirschtick öncülüğüyle SolidWorks Corporation kuruldu. 1995 yılında şirketin ilk yazılımı pazara girdi ve şirket 1997 yılında Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp. ‘a Vèlizy tarafından satın alındı. Windows işletim sistemiyle çalışabilen ilk 3B katı tasarım programıdır. Tüm ürünlerdeki kılavuzların, hem daha kaliteli hem de daha geniş içerik sunabilen 3DVIA Composer ve 3B CAD tasarım modellemeye ilişkili olarak gerekli kılavuzları oluşturmak ve ürünlerdeki yeni güncellemeleri kataloglardaki kalıplar da dahil olmak üzere güncellenmektedir. Şimdi ise gelişen bu tasarım programlarıyla sadece 3B tasarımı desteklemenin yanında elektrik alan, yük analizi gibi bazı sonlu elemanlar analizini, sanal ortamda fiziksel olarak yapabilmektedir[98].

Yukarıda belirtildiği gibi basınç analizi birkaç farklı çalışmada zamana bağlı olarak yapılacağı için 3,4 ve 5 kanallı mikroakışkan tasarımı yapılmıştır.

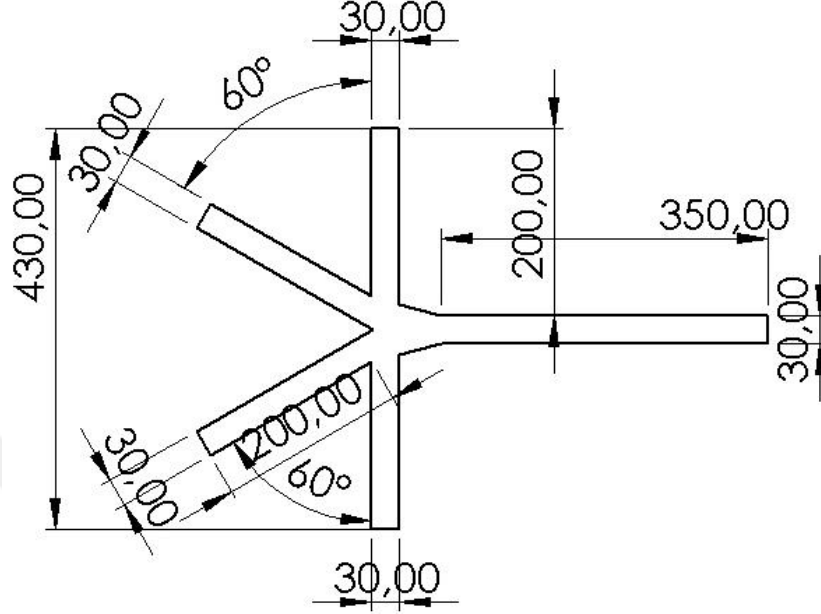


Şekil 2. 2 3 Kanallı Mikroakışkan Kanal Teknik Resim Görüntüsü

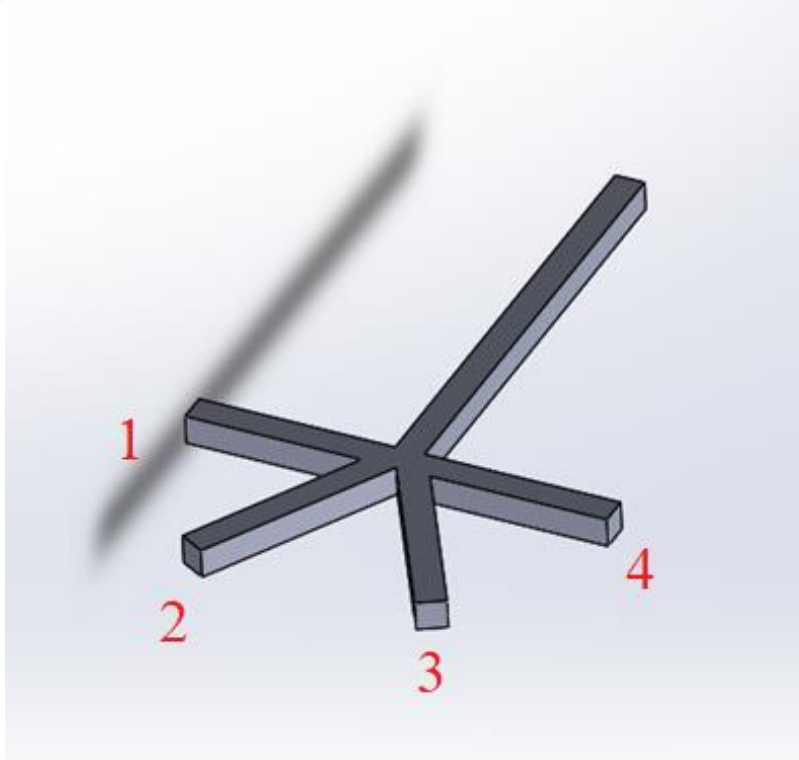


Şekil 2. 3 3 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarım Görüntüsü

Şekil 2.2 ve Şekil 2.3 de 3 kanallı mikroakışkan tasarımının detay görüntüleri verilmiştir. Kanal genişliği 30x30 μ şeklindedir. Birbirine yakın bulunan kanallar giriş kanalı olarak belirlenmiştir ve tek olan kanalda toplanıp çıkış kanalı olacaktır.

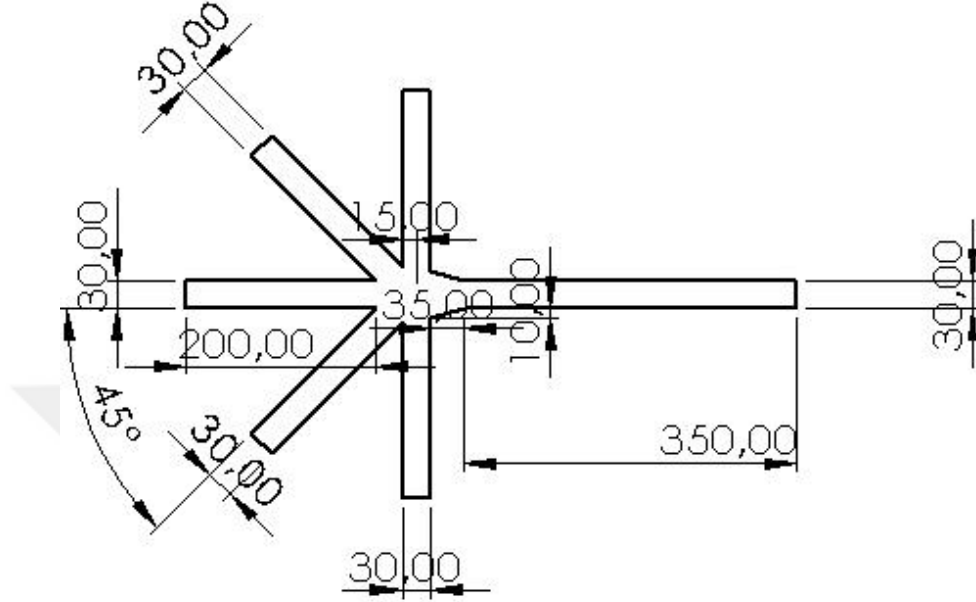


Şekil 2. 4 4 Kanallı Mikroakışkan Tasarımı Teknik Resim Görüntüsü

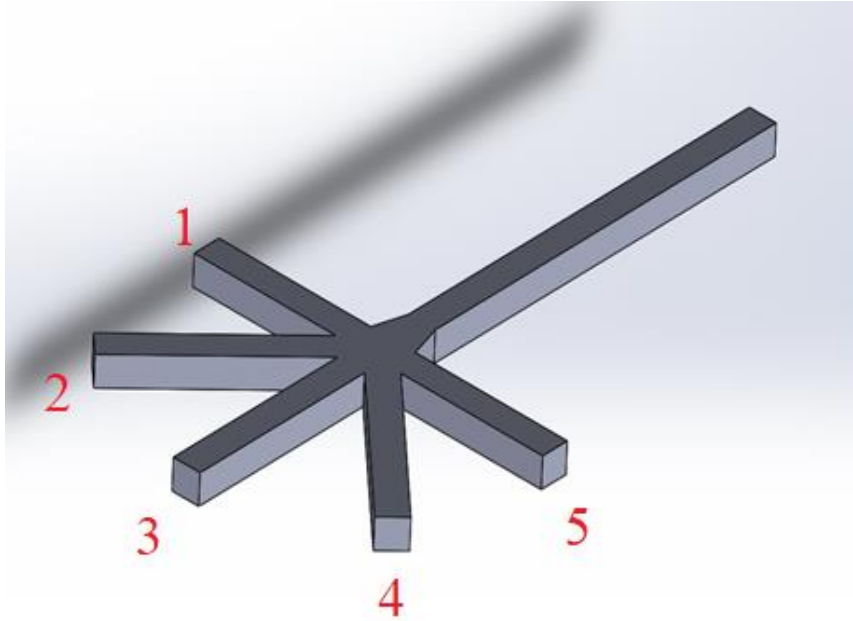


Şekil 2. 5 4 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarımı Görüntüsü

Şekil 2.4 ve Şekil 2.5 de 4 kanallı mikroakışkan tasarımı yapılmıştır, burada da 30x30 μ kanal genişliği göz önüne alınmıştır. 4 kanal giriş olarak belirlenip diğer tek olan kanal ise çıkış olarak ayrılmıştır.



Şekil 2. 6 5 Kanallı Mikroakışkan Tasarımı Teknik Resim Görüntüsü



Şekil 2. 7 5 Kanallı Mikroakışkan 3B Tasarım Görüntüsü

Şekil 2.6 ve **Şekil 2.7** de belirtilen çizim de ise 5 kanallı mikroakışkan tasarımı yapılmıştır. Bu tasarım da diğer iki çalışma gibi 30x30 µ olarak tasarlanmıştır. Bu kısımda 5 kanal giriş olarak belirlenmiştir ve diğer tek kanal çıkış kanalıdır.

2.3.2. Cmsol Multiphysics analizi

Bu tez çalışmasında, yukarıda tasarlanmış olan 3 farklı mikroakışkanın sonlu elemanlar yöntemi kullanarak basınç zaman ilişkisi kurulmuştur. Bu ilişki COMSOL Multiphysics programıyla MEMS araç kutusu kullanarak değerlendirilmiştir.

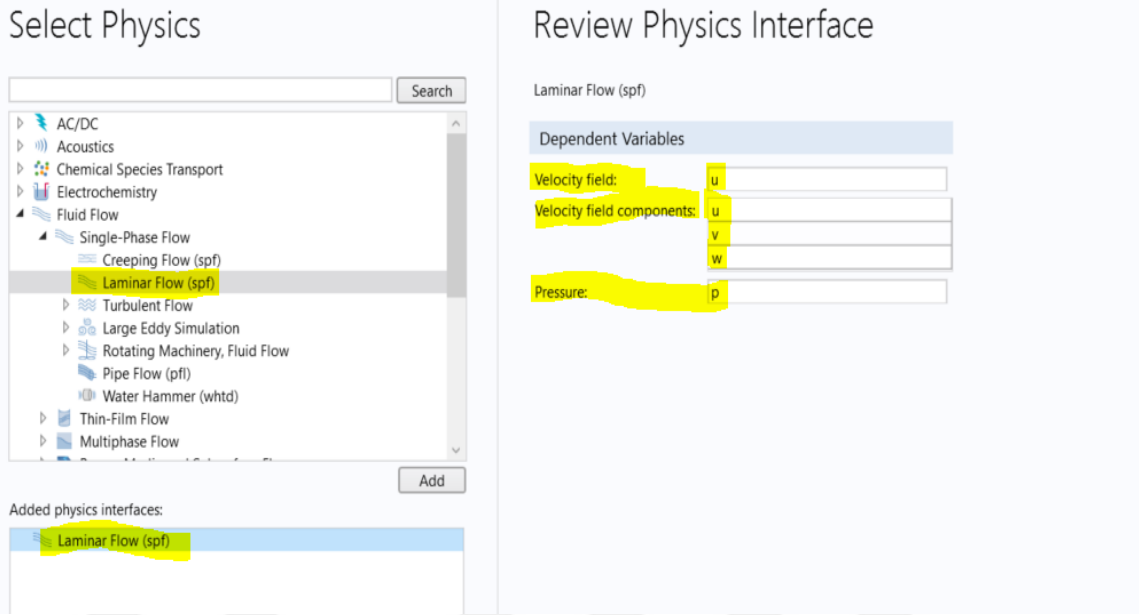
Cmsol Multiphysics programını kullanılarak; gerek 3 boyutlu çizim programlarında yapılan(SolidWorks, Catia ya da PTC Creo gibi üç boyutlu modelleme programları) mikroakış kanallarının oluşturulduğu bir çip doğrultusunda gerekse Cmsol Multiphysics programı içerisinde üç boyutlu ya da iki boyutlu mikro akış kanallarının çizilmesiyle, Cmsol Multiphysics programında test edilmesi gereken parametreler girilerek öncelikle uygulanması gereken test ve analizlerin yapılması mümkündür. Yapılan bu analizler sensörü ya da çipi üretmeden istenilen analiz ve sonuçları bize verebilir. Bu sayede elimize aldığımız veriler doğrultusunda gerekli yerlerde değişikliklerin yapılması mümkün olacaktır. Cmsol Multiphysics programında fizik konularıyla alakalı birçok analiz yapmak mümkündür. Bu sayede kendimize özgü tasarlanmış olan mikroakışkan için gerekli testleri sanal ortamda fiziksel olarak kıyaslamak mümkün olacak ve kılcal damarlar ya da akışkanlar için kanallara zamana bağlı farklı malzemelerde incelemeyi bize sağlamaktadır.

Cmsol Group şirketi 1986 yılında Svante Littmarck ve Farhad Saiedi tarafından kurulmuştur. Ardından şirket 1980 yıllarında, Cmsol Multiphysics' in serisi ile birlikte pazara girmiştir. Yapısal mekanik, yüksek ve düşük frekanslı elektromanyetik, akışkan akışı, ısı transferi, kimyasal reaksiyonlar, MEMS vb. gibi birçok farklı araç kutusuna sahip ürünleri geliştirmiştir. Cmsol programı MEMS analizleri için endüstri pazarı içerisindeki birçok programdan daha iyidir[99].

- Program Setup(Initializtion) – Programın Başlatılması
- Import Geometry –Tasarımların Yüklenmesi
- Defining Mesh- Mesh işleminin Yapılması
- Defining Parameters - Parametrelerin Tanımlanması
- Defining Materials – Malzemenin Tanımlanması
- Configuring Study – Sonuçların Gerçekleştirilmesi

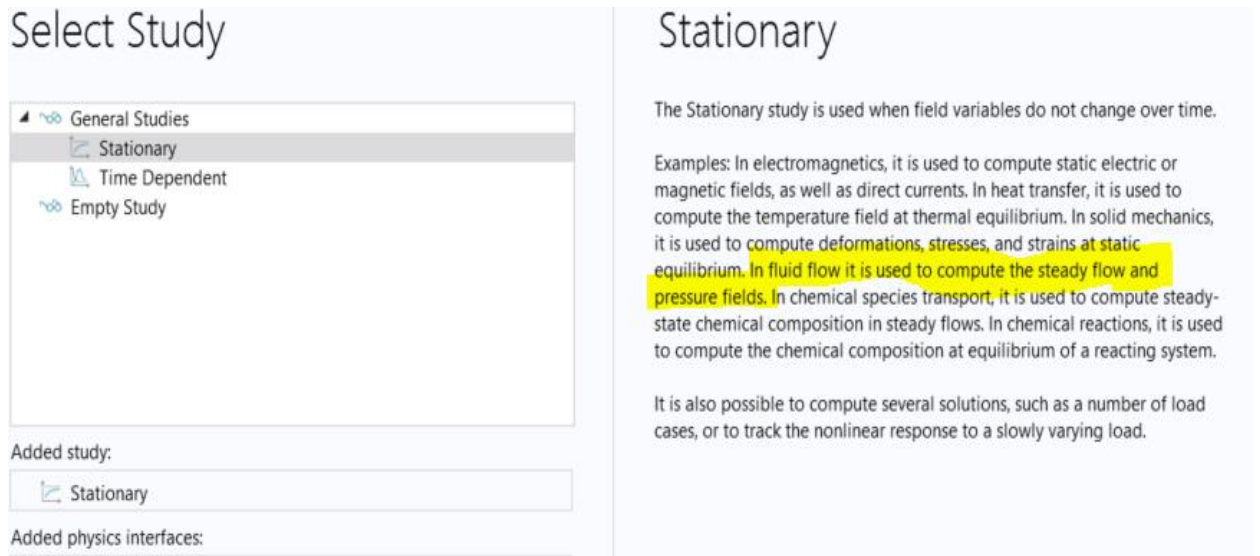
2.5.2.1. Cmsol Multiphysics programın başlatılması

Cmsol programını başlattıktan sonra çalışma ortamımız akışkanların üzerine yapılacağı için ona uygun sanal fiziksel ortamımız **Şekil 2.8** da belirtildiği gibi tanımlanmıştır.



Şekil 2. 8 Comsol Çalışma Ortamı

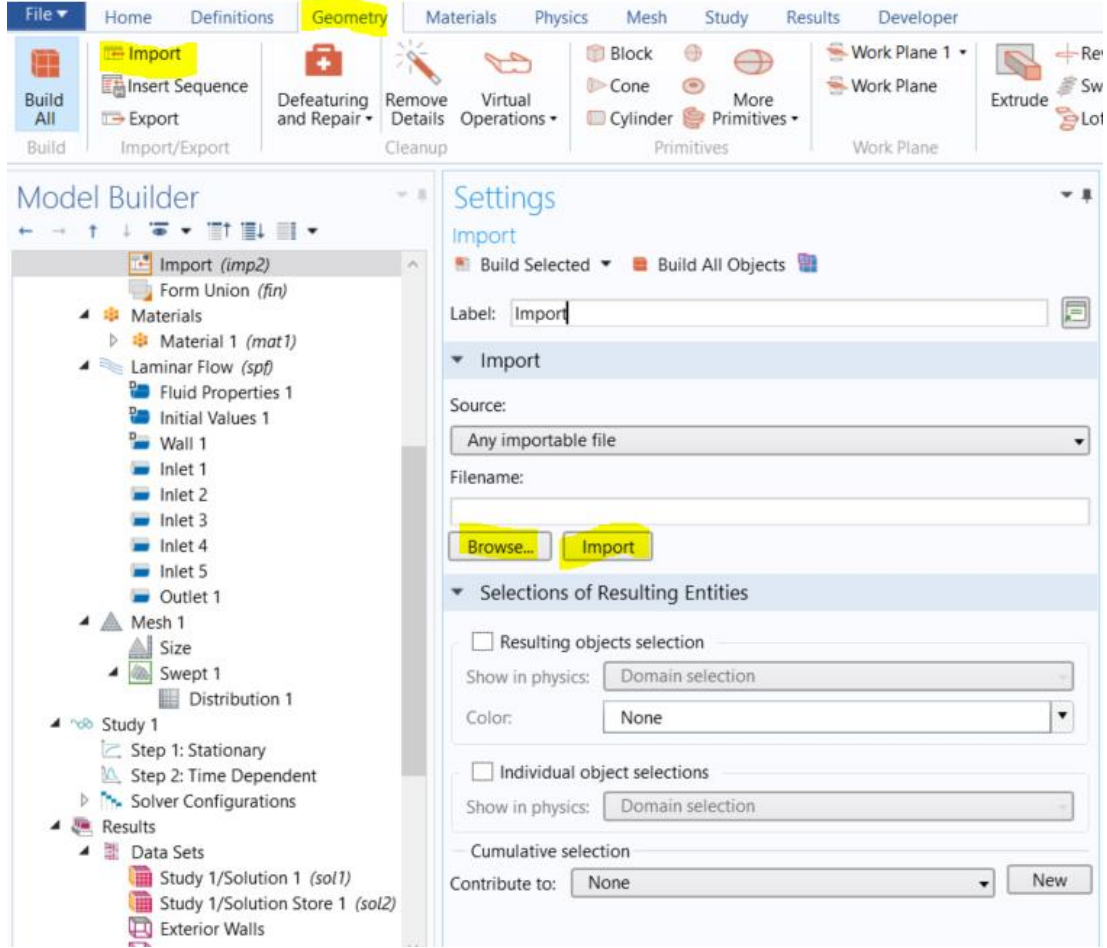
Şekil 2.8 da gösterildiği gibi sanal fiziksel ortam seçmek için “Select Physics” kısmından “Laminar Flow” olarak tanımlanan Laminer akış seçilmiştir ve yan kısımda ise seçilen Laminer Akış ile alakalı olarak hız parametresi olan “u” ve bileşenlerinden “u, v, w”(x, y, z de ki hız yönleri) ve ayrıca basınç değeri olarak “p” parametrelerini içermektedir. Fiziksel arayüze “Add” ile eklenmektedir.



Şekil 2. 9 Comsol Çalışma Ortamı Giriş Parametresi

Şekil 2.9 de ise Comsol programının ilk çalışma parametresini belirledikten sonra bu pencereden gerekli çalışma alanını seçilmesi gerekmektedir. Burada ise “stationary” seçeneği seçilmiştir. Bunun sebebi ise sıvı akışkanlarda basınç alanlarının ve akışın sabit olduğu yerlerde kullanılmaktadır. Yani akış süresi boyunca herhangi bir deformasyon olmayacağı göz önüne alınmıştır.

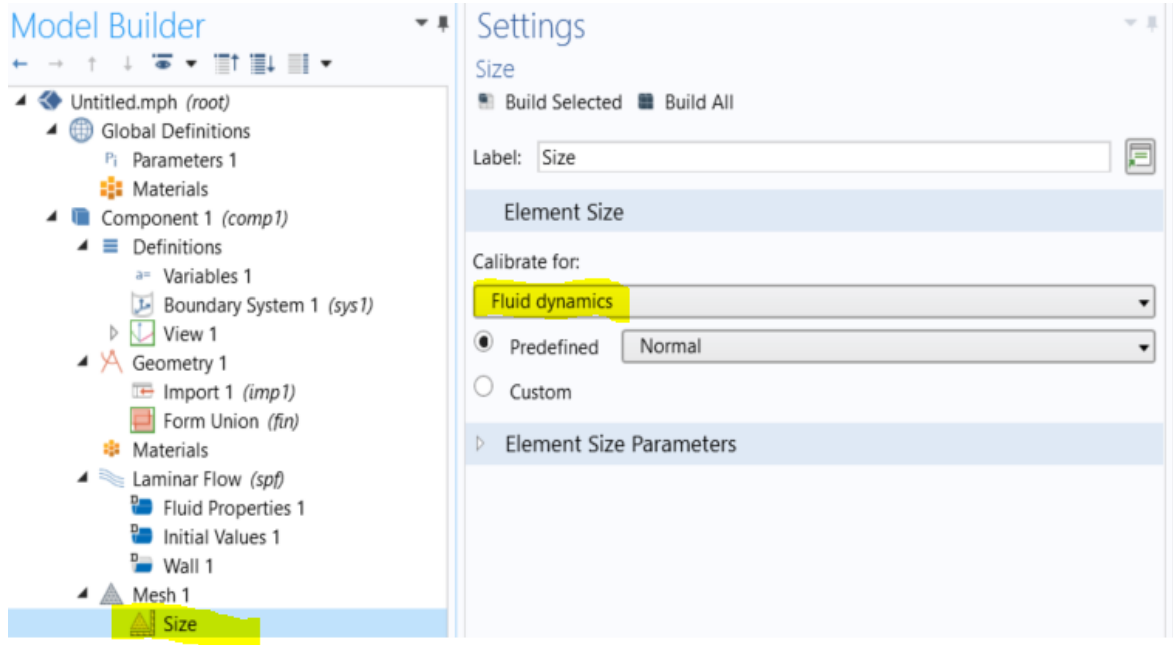
2.5.2.2. Comsol Multiphysics programına 3B tasarımın yüklenmesi



Şekil 2. 10 Bir 3B Tasarımı Comsol Programına Dahil Etme

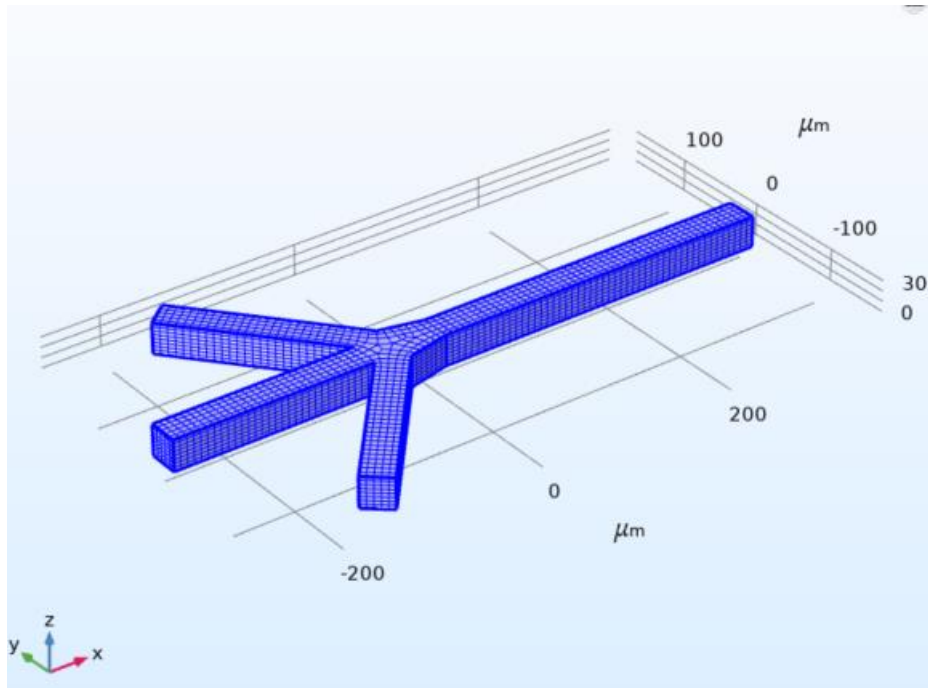
Herhangi bir 3b tasarımı Comsol programında açabilmek için açılan Comsol penceresi içerisinde Şekil 2.10 de gösterildiği gibi üst kısımda bulunan “Geometry” kısmına tıklanarak, altta açılan araçlar penceresinden “Import” kısmına tıklanarak, “Setting Import” penceresi açılmıştır. Ardından bu pencerede Comsol programı içerisine dahil etmek istediğimiz 3B tasarımımızın konumunu bulmak için “Browse” butonuna tıklanmıştır. Ardından son olarak “Import” seçeneğine tıklayarak belirtmiş olduğumuz tasarım program içerisine dahil olacaktır.

2.5.2.3. Comsol Multiphysics programında mesh işleminin yapılması

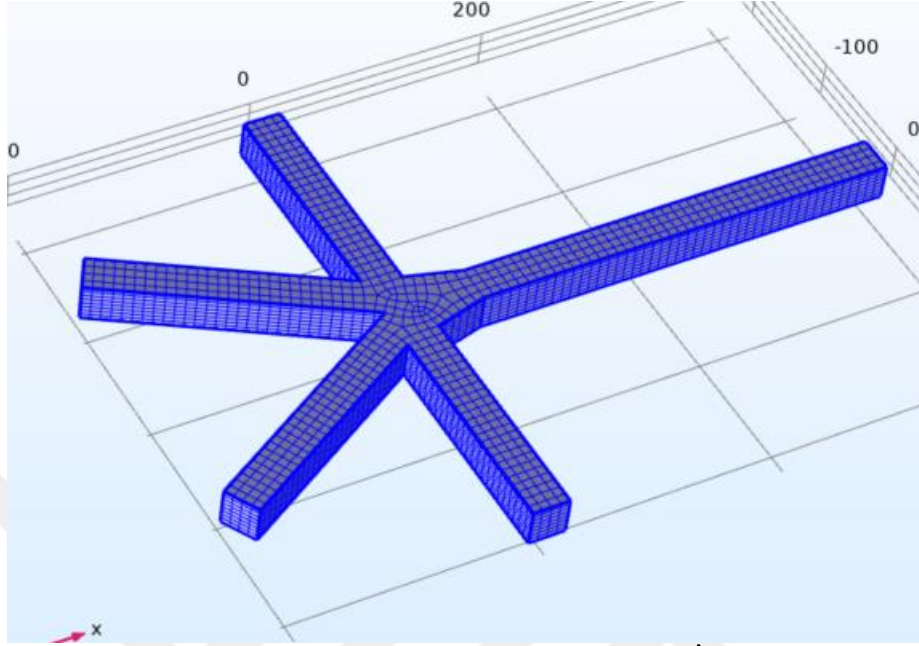


Şekil 2. 11 Mesh işlemi

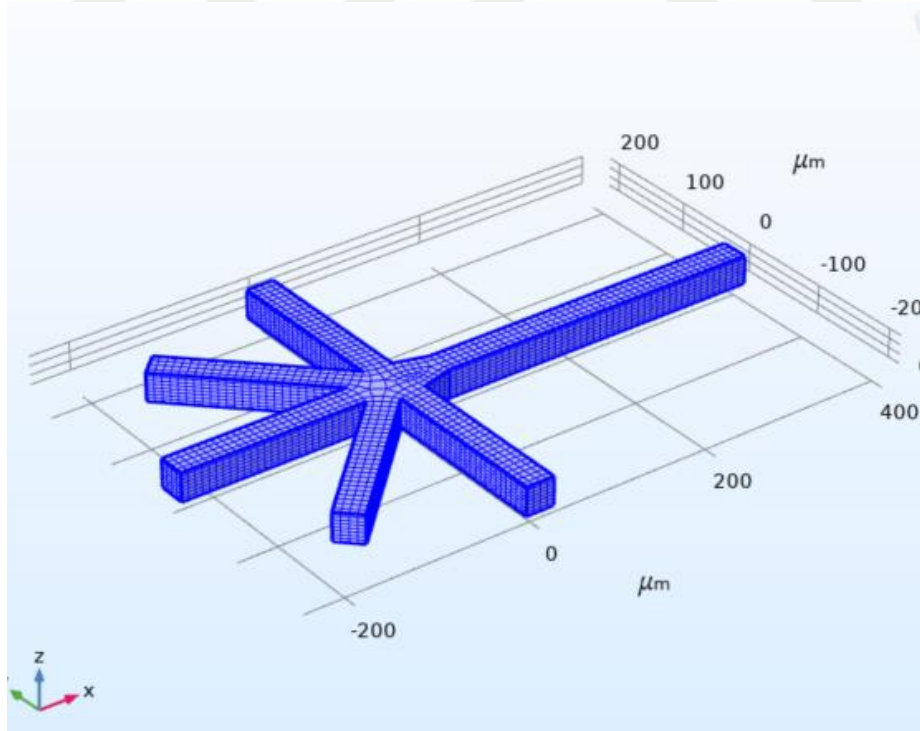
Comsol programına herhangi bir tasarımı dahil ettikten sonra Mesh-dilimleme işlemi yapılmaktadır. Burada Şekil 2.11 de gösterildiği gibi “Model Builder” kısmından “Component 1” ‘in altında bulunan “Mesh” sekmesinin hemen altındaki “Size” a tıkladıktan sonra yan tarafta açılan “Setting” kısmından “Calibrate for” sekmesinden “Fluid dynamics” seçilmelidir. Bu sayede akış hareketine uygun olarak dilimleme işlemi yapılmış olacaktır.



Şekil 2. 12 3 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi



Şekil 2. 13 4 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi



Şekil 2. 14 5 Kanallı Mikroakışkan Mesh İşlemi

SolidWorks tasarım kısmında belirtilen **şekil 2.12**, **şekil 2.13** ve **şekil 2.14**' da verilen 3B tasarımların tamamı tek tek Comsol içerisine “import” edilerek eklenmiştir. Ardından her mikroakışkan akış dinamiğine uygun olacak şekilde mesh işlemi **Şekil 2.12**, **Şekil 13** ve **Şekil 14** deki gibi akış dinamiğine uygun olarak uygulanmıştır.

2.5.2.4. Comsol Multiphysics programında parametrelerin tanımlanması

Mesh- dilimleme işlemi tamamlandıktan sonra mikroakışkan için kullanılacak giriş parametrelerinin tanımlanması gerekmektedir. Bu bölüm de gerekli parametreler de **Denklem 2.8** ve **Tablo 2.1'** e uygun olacak şekilde programda, aşağıdaki **Tablo 2.2**, **Tablo2.3** ve **Tablo 2.4'** deki gibi programa girilmiştir. Ayrıca parametrelerin girilmesiyle birlikte “inlet-outlet” kanal için giriş yerleri ve çıkış yerleri program da tanımlanmıştır.

Tablo 2. 2 3 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri

No:	Tanımlama	Basınç Denklemi	Birim
1	p_in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi)$	Pa
2	p_in_c	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi/2)$	Pa
3	p_in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t)$	Pa

Tablo 2.2' de belirtildiği gibi 3 adet giriş parametresi bulunmaktadır. Burada kullanılan parametreleri mikroakışkan üzerindeki girişten gelen kanalları tanımlamaktadır. Giriş kanallarının açıklamaları ise şu şekildedir;

- p_in_rm : **Şekil 2.3'** de 3 numara ile gösterilen giriş
- p_in_c : **Şekil 2.3'** de 2 numara ile gösterilen giriş
- p_in_lm : **Şekil 2.3'** de 1 numara ile gösterilen girişi göstermektedir.

Tablo 2. 3 4 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri

No:	Tanımlama	Basınç Denklemi	Birim
1	p_in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi)$	Pa
2	p_in_il	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+3*\pi/4)$	Pa
3	p_in_ir	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi/4)$	Pa
4	p_in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t)$	Pa

Tablo 2.3' de belirtilen giriş parametreleri 4 kanallı mikroakışkan kanal tasarımının giriş parametrelerini tanımlamaktadır, burada mikroakışkan kanal içerisinden giren parametreleri sırasıyla aşağıdaki gibidir;

- p_in_rm : **Şekil 2.5'** de gösterilen 4 numaralı giriş kanalı
- p_in_ir : **Şekil 2.5'** de gösterilen 3 numaralı giriş kanalı
- p_in_il : **Şekil 2.5'** de gösterilen 2 numaralı giriş kanalı
- p_in_lm : **Şekil 2.5'** de gösterilen 1 numaralı giriş kanalını göstermektedir.

Tablo 2. 4 5 Kanallı Mikroakışkan Giriş Parametreleri

No:	Tanımlama	Basınç Denklemi	Birim
1	p_in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi)$	Pa
2	p_in_il	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+3*\pi/4)$	Pa
3	p_in_c	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi/2)$	Pa
4	p_in_ir	$p_0+p_1*\sin(\omega*t+\pi/4)$	Pa
5	p_in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega*t)$	Pa

Tablo 2.4' de belirtilen giriş parametreleri 5 kanallı mikroakışkan kanal tasarımının giriş parametrelerini tanımlamaktadır, burada da diğer 2 mikroakışkan gibi girilen parametreleri aşağıdaki gibi tanımlamaktadır, bunlar sırasıyla;

- p_in_rm : Şekil 2.7' de gösterilen 5 numaralı giriş
- p_in_ir : Şekil 2.7' de gösterilen 4 numaralı giriş
- p_in_c : Şekil 2.7' de gösterilen 3 numaralı giriş
- p_in_il : Şekil 2.7' de gösterilen 2 numaralı giriş
- p_in_lm : Şekil 2.7' de gösterilen 1 numaralı girişi göstermektedir.

2.5.2.5. Comsol Multiphysics programında malzeme tanımlanması

Comsol programı içerisinde test etmek için bir akışkan olması gerekmektedir. Bunun için akışkanın özelliklerini tanımlanması gerekmektedir. Şekil 2.18 de gösterildiği gibi “**Density**(yoğunluk)” ve “**Dynamic viscosity**(dinamik viskozite)” tanımlanmıştır. Birimler de Şekil 2.18 de gösterildiği gibi **Denklem 2.8** ya uygun olarak tanımlanmıştır. m^3

Material Contents					
»	Property	Variable	Value	Unit	Property c
☒	Density	rho	1000	kg/m ³	Basic
☒	Dynamic viscosity	mu	1e-3	Pa-s	Basic

Şekil 2. 155 Akışkan Özellikleri

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1. Comsol Multiphysics ile Test

Materyal ve yöntemde yapılan tasarım çalışmalarının tamamlanmasıyla birlikte zamana bağlı basınç analizlerinin tamamlanması için bir önceki bölümde belirtildiği gibi sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bazı testler yapılmıştır. Önceki bölümde ilk olarak yapılması gerekenler tasarlanan LOC'lerin programa dahil edilmesi, ardından sınır şartları için gerekli basınç parametrelerinin girilmesi ve akışkan bilgisi için dinamik viskozite ve yoğunluk tanımlanmıştır. Son olarak Mesh işlemi yapılmıştır. Aynı şekilde mikroakışkanlar üzerinde belirlenen girişler(inlet) ve çıkışların (oulet) belirlenmesiyle gerekli testler başlamıştır.

3.2. 3 Kanallı Mikroakışkanın Test Sonuçları

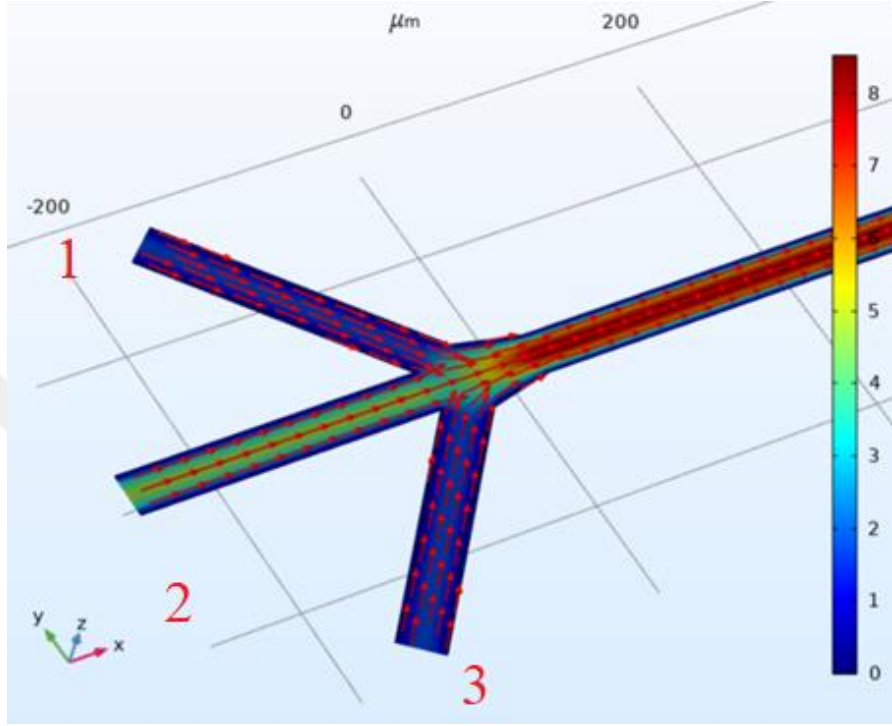
Burada 3 kanallı mikroakışkan için akış yönlerinin gösterilmesi ile birlikte hız ve basınç grafikleri üzerindeki bulgular ile ilgili tartışılacaktır.

3.2.1. 3 Kanallı mikroakışkanın zamana bağlı akış yönleri

Bu bölüm içerisinde önce zamana bağlı akış yönleri üzerinden tartışmalar yapılacaktır. Zamana bağlı olarak;

- $t=0s$,
- $t=0.5s$,
- $t=1s$,
- $t=1.5s$,
- $t=2s$,
- $t=2.5s$,
- $t=3s$,
- $t=3.5s$,
- $t=4s$ deki durumlar tek tek incelenmiştir.

➤ $t=0s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



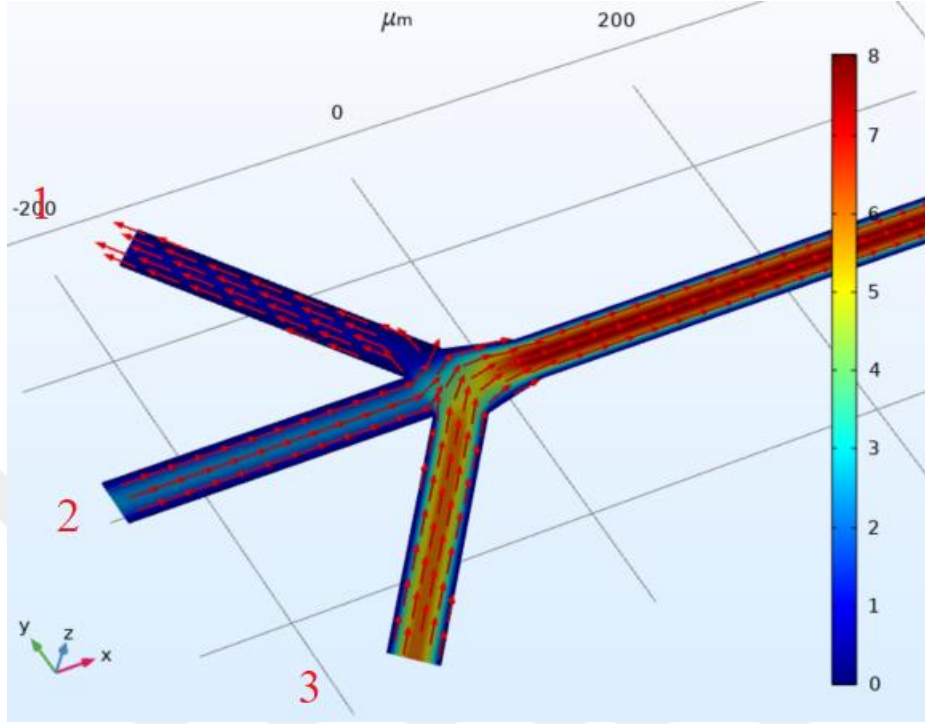
Şekil 3. 1 $t=0s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.1 de gösterildiği gibi $t=0$ s' deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=0$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa, dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.1** de gösterilmiştir.

- $t = 0.5s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



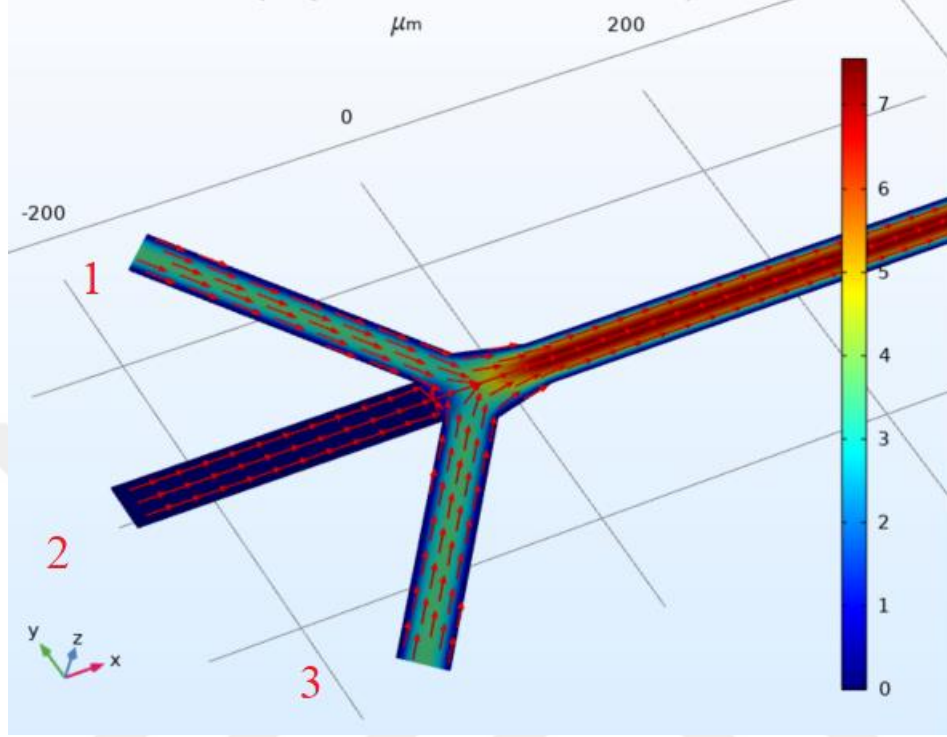
Şekil 3. 2 $t=0.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.2 de gösterildiği gibi $t=0.5$ s' deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=0.5$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa, dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı Şekil 3.2 de gösterilmiştir. 1 numaralı kanaldan gelen basınç değeri diğer 2 ve 3 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha küçük olduğundan dolayı akış yön değiştirmek zorunda kalmıştır.

➤ $t = 1$ s için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



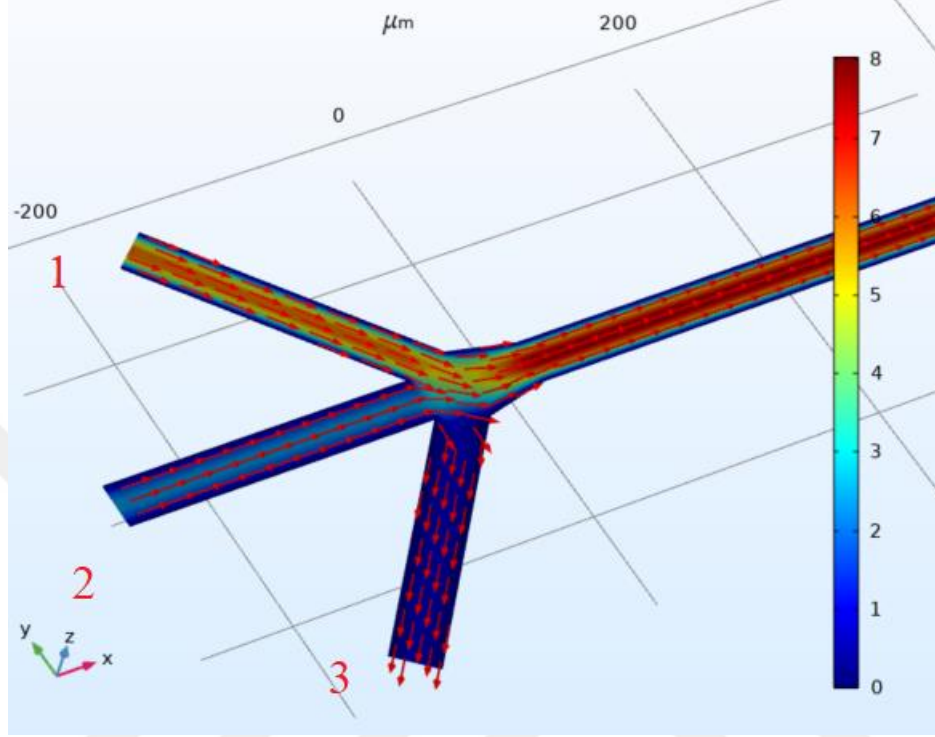
Şekil 3.3 $t=1$ s için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.3 de gösterildiği gibi $t=1$ s' deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=1$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa, dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı Şekil 3.3 de gösterilmiştir. 1 ve 3 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 2 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha yüksektir. Ancak burada mikroakışkanın tasarımından dolayı 1 ve 3 numaralı girişler birbirine basınç değerlerini dengeleyerek 2 numaralı kanal içerisinde de akışın devam etmesini sağlamıştır.

➤ $t = 1.5s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



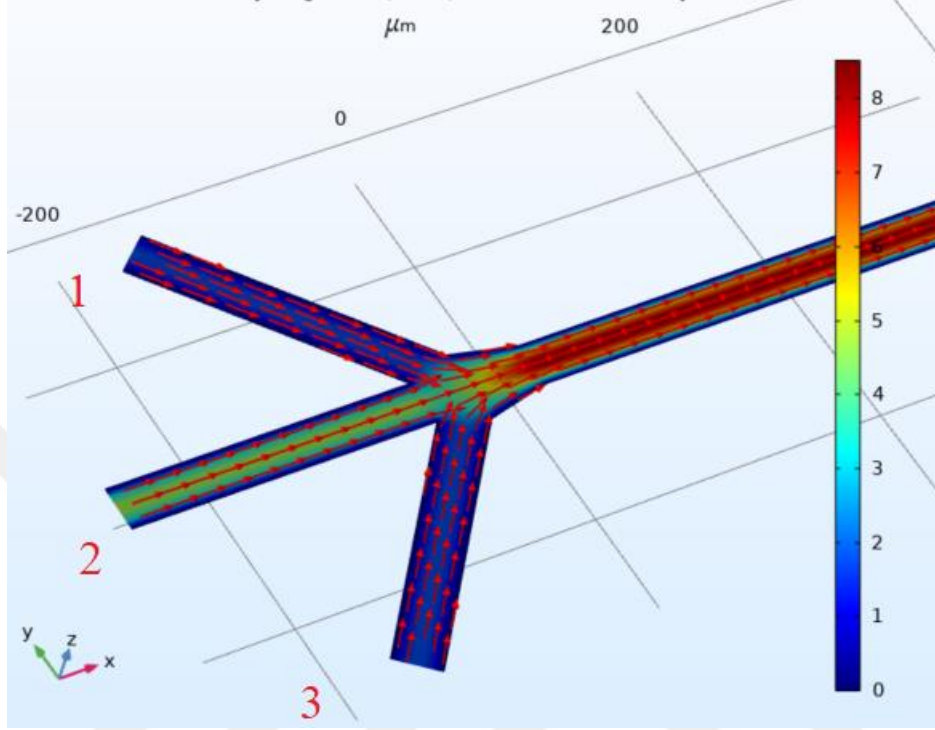
Şekil 3. 4 $t=1.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.4 de gösterildiği gibi $t=1.5 s'$ deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=1.5$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa, dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı Şekil 3.4 de gösterilmiştir. 1 ve 2 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 3 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha yüksektir. Ayrıca çıkış kanalındaki basınç da yüksek olduğundan dolayı 3 numaradan gelen basınç 40Pa yetersiz kalarak akış yönü geri olmuştur. Burada $t=0.5s$ anına benzer bir durum bulunmaktadır.

➤ $t = 2s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



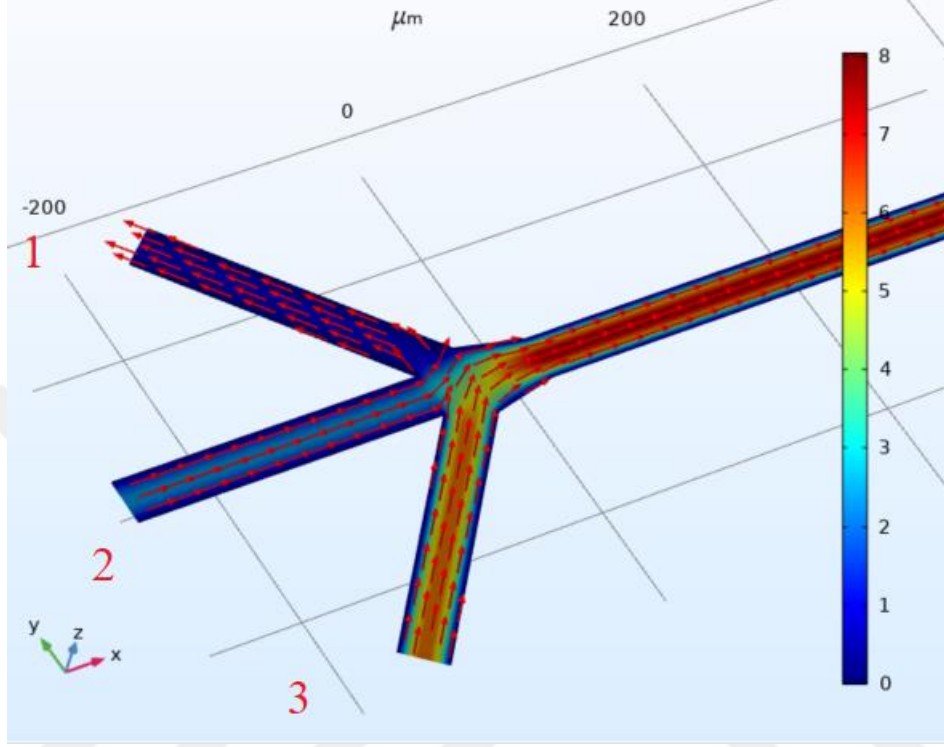
Şekil 3. 5 $t=2s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.5 de gösterildiği gibi $t=2$ s' deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=2$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.5** de gösterilmiştir. 1 ve 3 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 2 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha düşüktür. 1 ve 3 numaralı girişten gelen akışkanların basınçları birbirini dengelemiştir, bu durum ise 2 numaralı kanal içerisinde akışın daha yoğun olarak akmasına sebep olmuştur.

- $t = 2.5s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



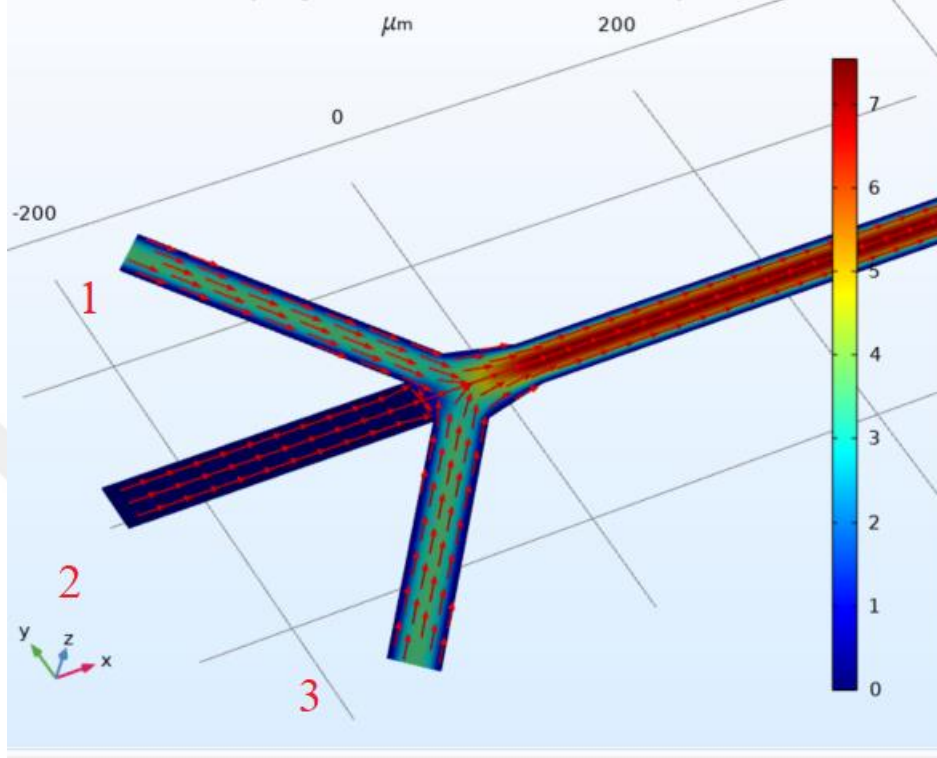
Şekil 3. 6 $t=2.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.6 de gösterildiği gibi $t=2.5 s'$ deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=2.5$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.6** de gösterilmiştir. 2 ve 3 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 1 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha yüksektir. Özellikle çıkışta karşı karşıya kalan akışkanların yön değiştirmesine sebep olmuştur. Burada $t=0.5s$ durumuna benzer bir durum bulunmaktadır. 3 numaralı kanaldan gelen basınç diğerlerinden daha yüksek olması sebebiyle en çok bu durumdan o kanaldan akış sağlanmıştır.

➤ $t = 3s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



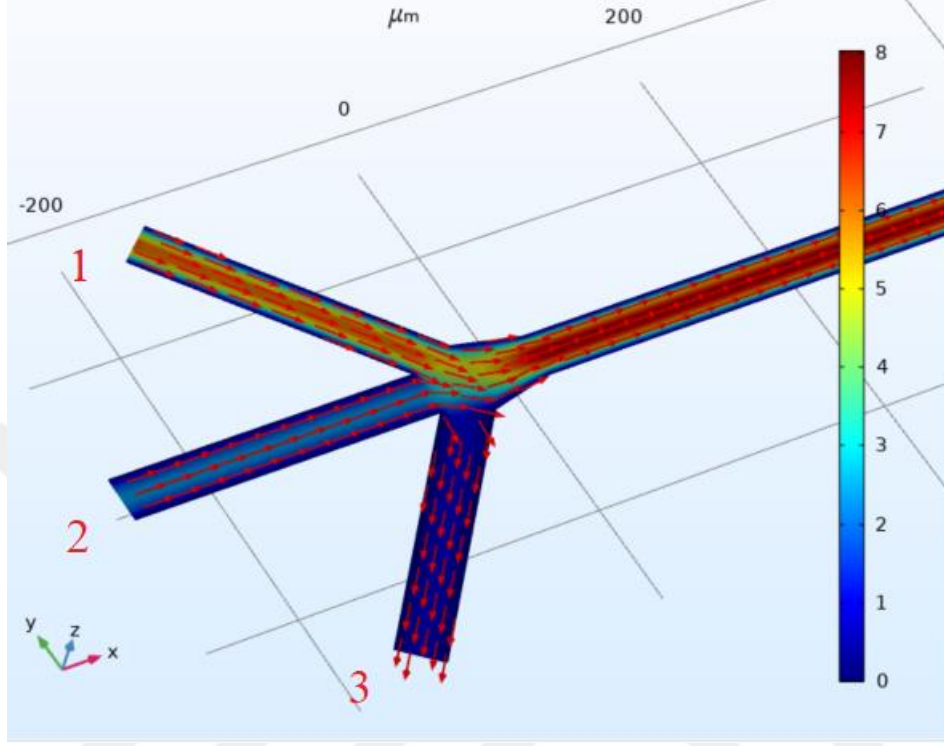
Şekil 3. 7 $t=3s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.7 de gösterildiği gibi $t=3 s'$ deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t=3$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.7** de gösterilmiştir. 1 ve 3 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 2 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha yüksektir. Ancak burada 1 ve 3 numaralı girişten gelen akışkanların basınçları birbirini dengelemiştir, birazda olsa burada 2 numaralı kanaldan gelen akışkanın hızını kesmiştir ancak kanal tasarımı nedeniyle akış bu kanal içerisinden de devam etmiştir. Bu grafikten alınan sonuçları diğerlerine benzetecek olursak burada $t=1s$ anına benzemektedir.

- $t = 3.5s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



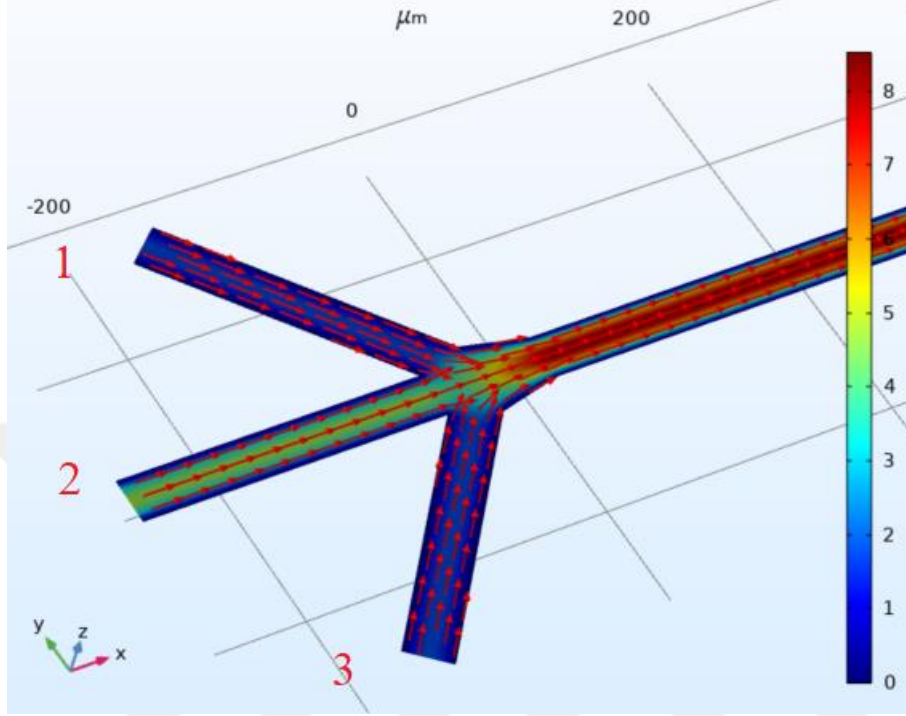
Şekil 3. 8 $t=3.5s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.8 de gösterildiği gibi $t = 3.5 s$ ' deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 3.5$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40Pa dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.8** de gösterilmiştir. 1 ve 2 numaralı kanaldan gelen basınç değeri 2 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha yüksektir. 1 numaralı kanaldan gelen basınç diğerlerinden daha yüksek olması basınç farkından dolayı en çok bu kanaldan akışın akmasına sebep olmuştur. Ayrıca 3 numaralı kanaldan akış yönünü normale zıt şekilde yönlendirmiştir. Aynı zaman da 2 numaralı kanaldan akan akışkanı da bir miktar yönlendirmiştir.

➤ $t = 4s$ için 3 kanallı mikroakışkan yönleri;



Şekil 3. 9 $t=4s$ için 3 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.9 de gösterildiği gibi $t = 4 s$ ’ deki 3 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.2** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 4$ anı için,

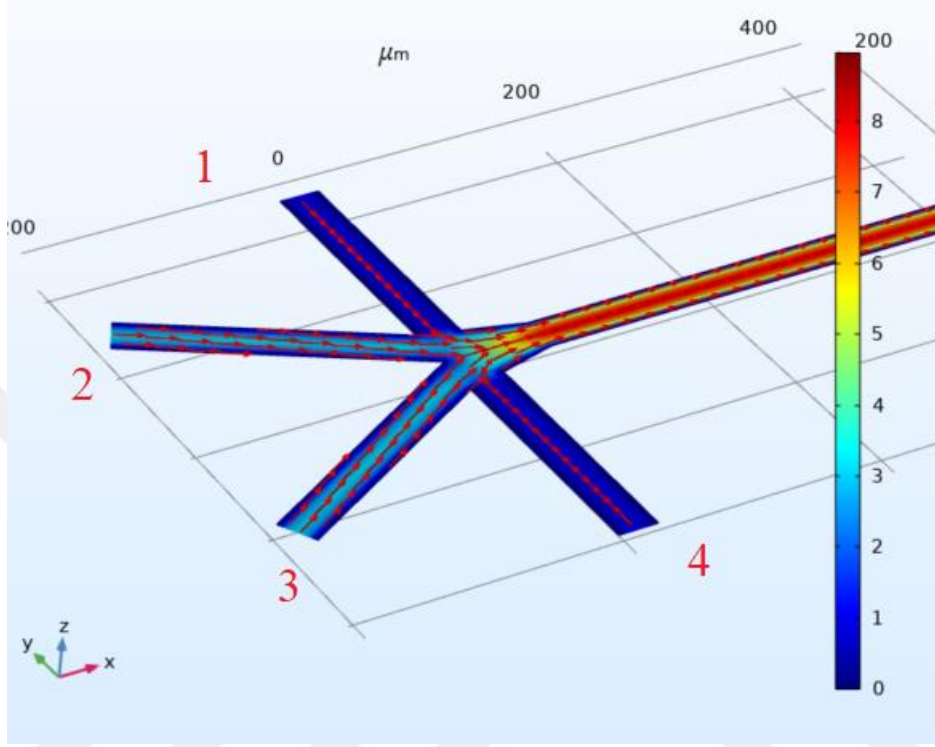
- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 60Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50Pa dır.

Buna dayalı olarak kanal içerisinde basınca bağlı renk dağılımı **Şekil 3.9** de gösterilmiştir. 1 ve 3 numaralı kanaldan gelen basınç değerleri 2 numaralı kanallardan gelen basınç değerlerinden daha düşüktür. 2 numaralı kanaldan gelen basınç diğerlerinden daha yüksek olması, basınç farkından dolayı en çok bu kanaldan akışın akmasına sebep olmuştur.

3.2.2. 4 Kanallı mikroakışkanın zamana bağlı akış yönleri

Bu bölümde 4 kanallı mikroakışkandaki çıkış noktası içerisinde alınan referanslara göre $t = 0-0.5-1-1.5-2-2.5-3-3.5$ ve $4s$ arasındaki akış yönleri ve basınç değerleri incelenmiştir.

➤ $t = 0$ s için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



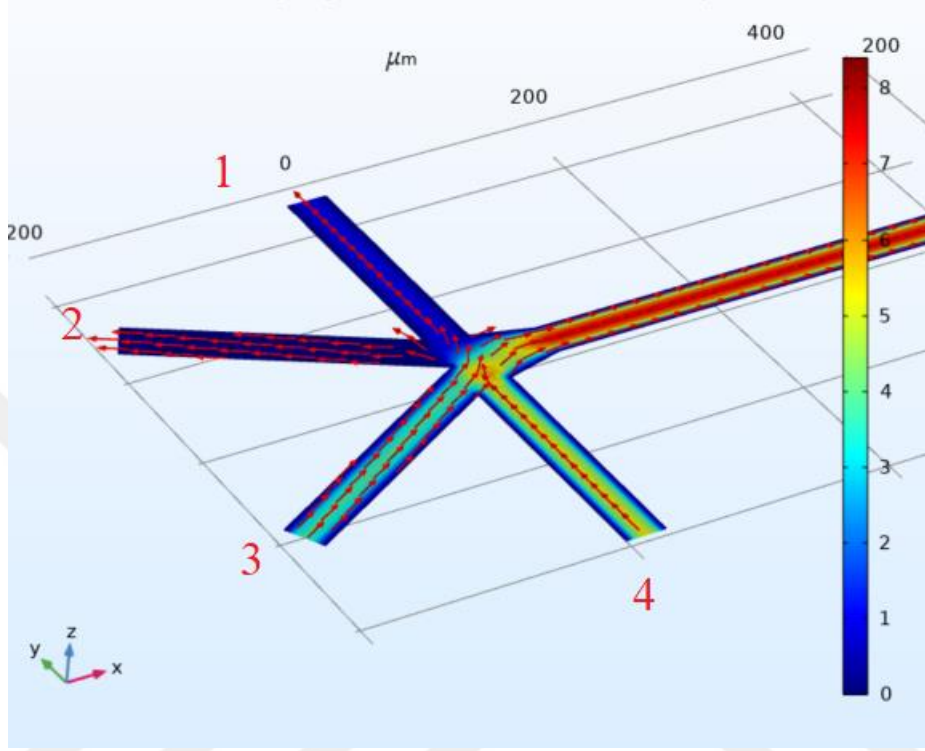
Şekil 3.10 $t=0$ s için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.10 de gösterildiği gibi $t = 0$ s' deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 0$ s anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 0$ s anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.10** de gösterilmiştir. 1 ve 4 numaralı kanaldan gelen basınç değerleri birbirine zıt yönlü fakat aynı büyüklüktedir. Öte yandan 2 ve 3 numaralı girişten gelen basınç değerleri hemen hemen birbirleriyle aynı büyüklüktedir. 2 ve 3 numaralı kanallardan gelen basıncın büyüklüğü ve doğrultusu daha büyük olduğundan ve çıkış yönüne en yakın doğrultu üzerinde bulunduğu için akışın büyük çoğunluğu bu iki kanal içerisinde sağlanmaktadır.

- $t = 0.5s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



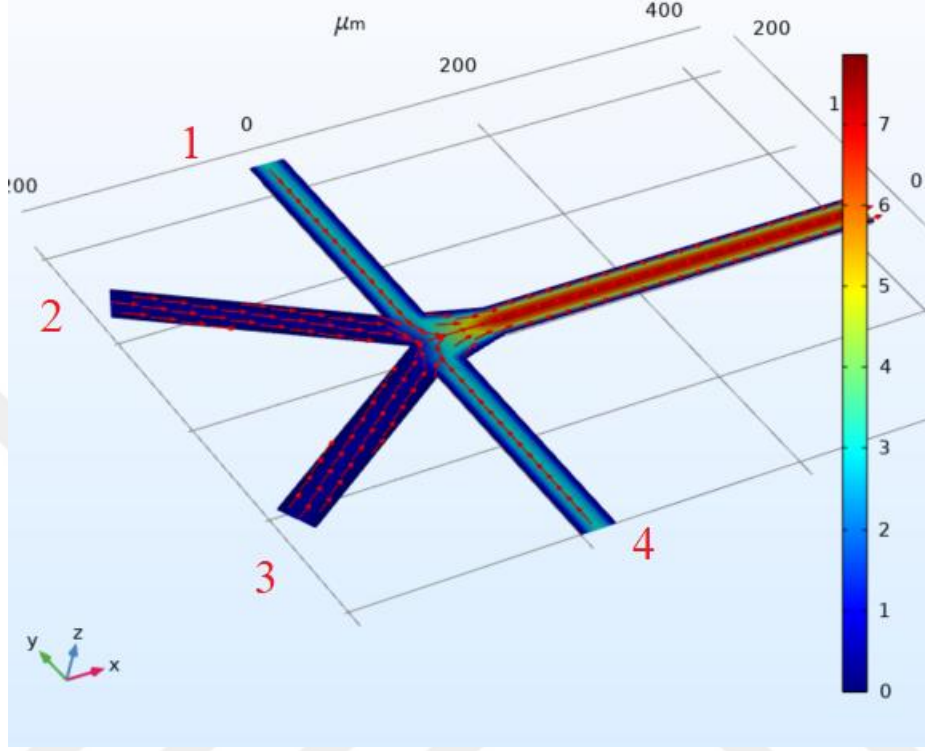
Şekil 3. 11 $t=0.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.11 de gösterildiği gibi $t = 0.5 s$ ’ deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 0.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa’ dır.

$t = 0.5s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.11**’de gösterilmiştir. 3 ve 4 numaralı kanaldan gelen basınçların büyüklükleri diğer 1 ve 2 numaralı girişten gelen basınç değerlerinden daha büyüktür. Özellikle 4 ve 1 arasında oluşan basınç farkından dolayı 1 numaralı girişten gelen akışın yönü değişmektedir. Aynı zamanda 1 numara gibi 2 numaradan gelen basınç değeri küçük olduğu için çıkışa akışkan gelmeden boğaz içerisinde geri dönmektedir.

➤ $t = 1\text{ s}$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



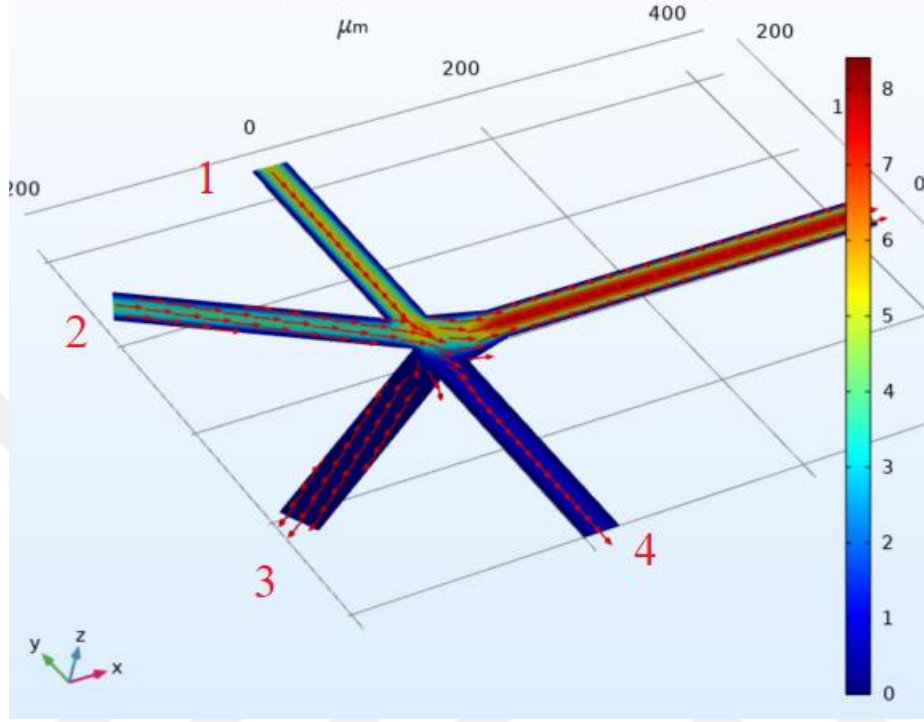
Şekil 3. 12 $t=1\text{ s}$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.12 de gösterildiği gibi $t = 1\text{ s}$ ' deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. Tablo 2.3 de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 1\text{ s}$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 1\text{ s}$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.12 de gösterilmiştir. 1 ve 4 numaralı girişten gelen akışkan basınçları birbirine eşit büyüklüktedir ve en yüksek basınç bu iki kanal içerisinde gerçekleşmektedir. Ancak bu zıt yönlü eşit büyüklük birbirini dengelemektedir. Burada 2 ve 3 numaralı kanal içerisinden gelen akışkanlar 1 ve 4 den gelen akışkanlara yön vererek çıkışa sürüklemektedir.

- $t = 1.5s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



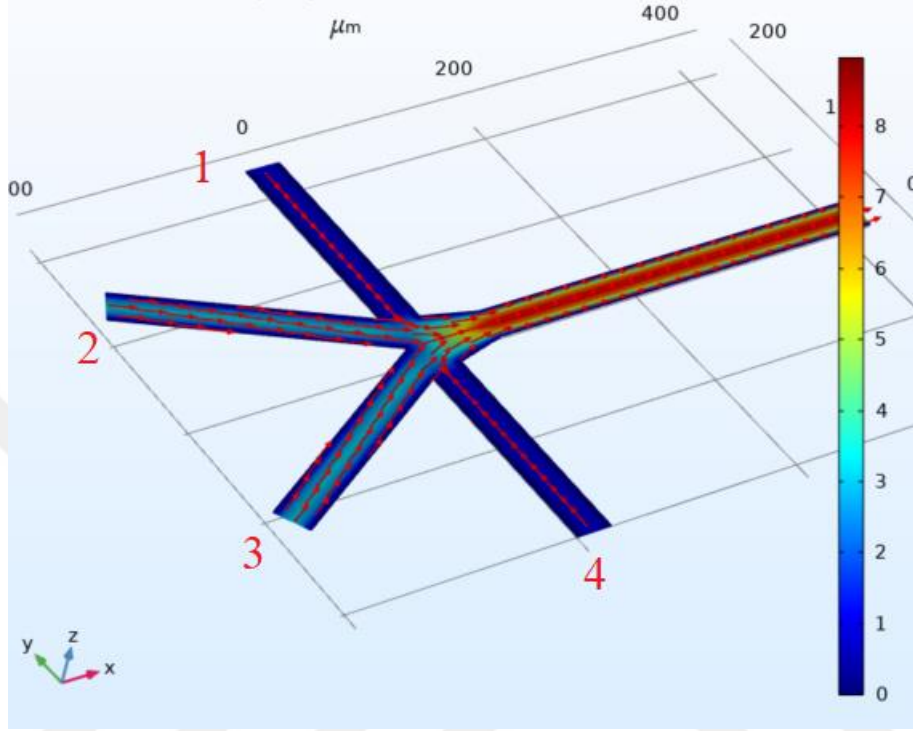
Şekil 3. 13 $t=1.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.13 de gösterildiği gibi $t = 1.5 s$ ’ deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 1.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa’ dır.

$t = 1.5 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.13**’te gösterilmiştir. 1 numaralı kanaldan 4 numaralı kanala doğru bakıldığında basıncın azaldığı görülmektedir. Bu durumda 1 ve 2 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın basınç değeri yüksek olduğu için 3 ve 4 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın büyüklüğü çıkış kanalından geçemeyecek kadar az olduğundan, diğer giriş kanallarından gelen basınç değerine karşı koyamamıştır ve giriş yönüne zıt olarak hareket etmektedir.

➤ $t = 2s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



Şekil 3. 14 $t=2s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

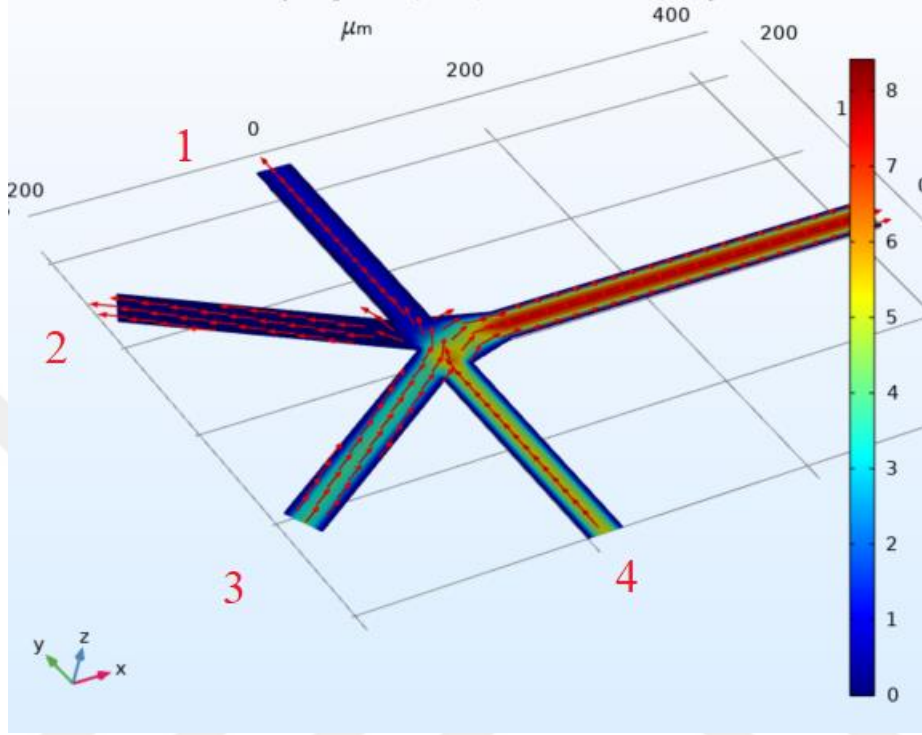
Şekil 3.14 de gösterildiği gibi $t = 2 s'$ deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 2s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 2s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.14 de gösterilmiştir.

1 ve 4 numaralı girişten gelen akışkan basınçları birbirine eşit büyüklüktedir ama en yüksek basınç 2 ve 3 numaralı kanal içerisinde gerçekleşmektedir. Ancak bu zıt yönlü eşit büyüklük birbirini dengelemektedir. Burada 2 ve 3 numaralı kanal içerisinden gelen akışkanlar 1 ve 4 den gelen akışkanlara yön vererek çıkışa sürüklemektedir.

- $t = 2.5s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



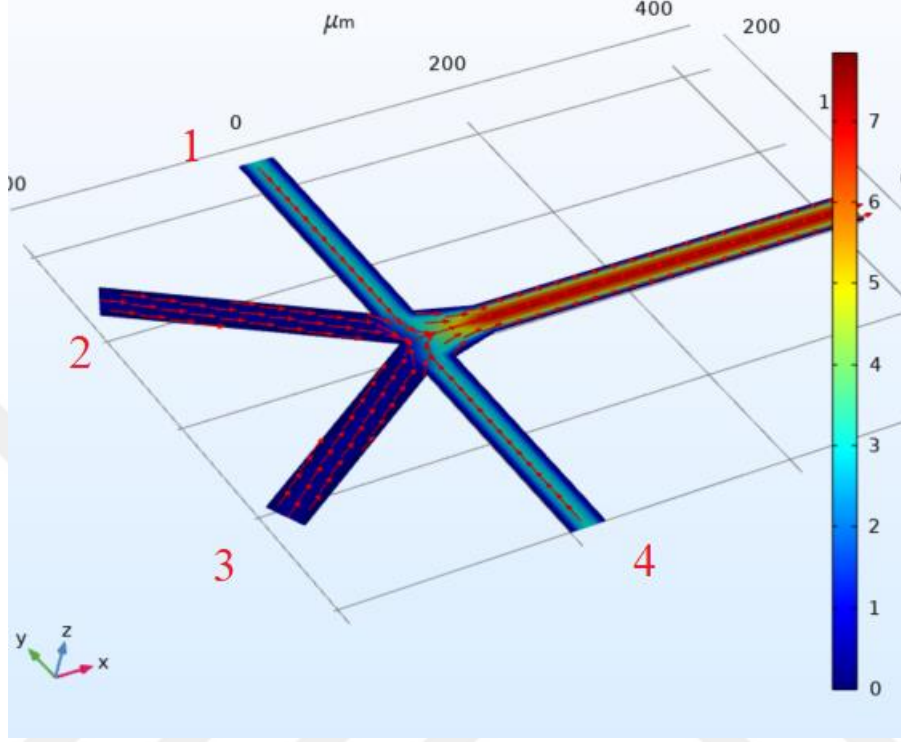
Şekil 3. 15 $t=2.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.15 de gösterildiği gibi $t = 2.5 s$ ' deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 2.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa' dır.

$t = 0.5s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.15** de gösterilmiştir. 3 ve 4 numaralı kanaldan gelen basınçların büyüklükleri diğer 1 ve 2 numaralı girişten gelen basınç değerlerinden daha büyüktür. Özellikle 4 ve 1 arasında oluşan basınç farkından dolayı 1 numaralı girişten gelen akışın yönü değişmektedir. Aynı zamanda 1 numara gibi 2 numaradan gelen basınç değeri küçük olduğu için çıkışa akışkan gelmeden boğaz içerisinde geri dönmektedir.

➤ $t = 3s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



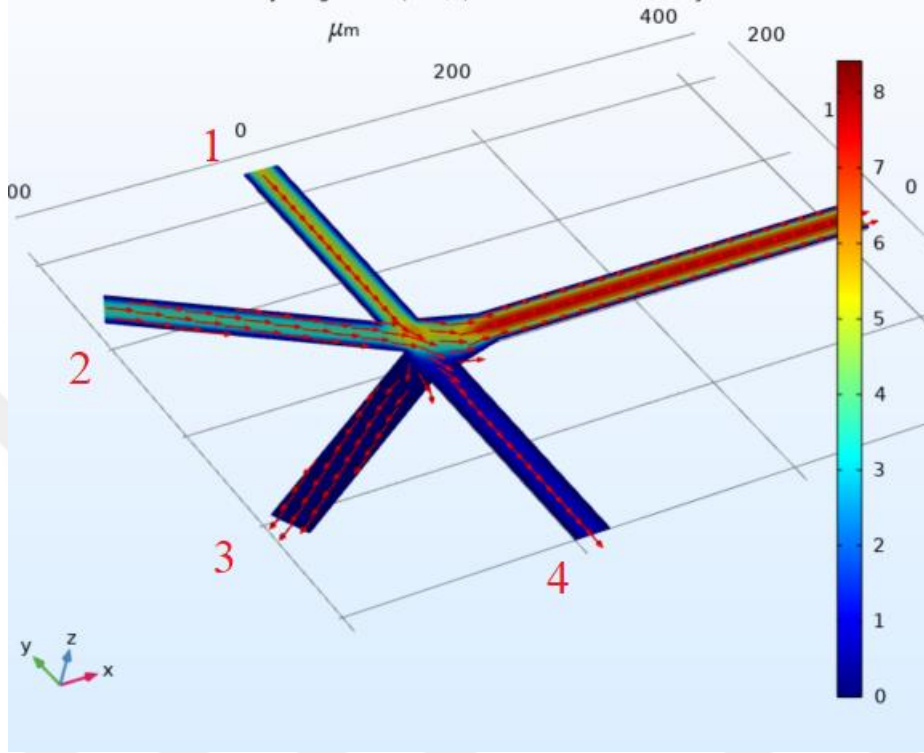
Şekil 3. 16 $t=3s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.16 de gösterildiği gibi $t = 3 s'$ deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 3s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 3s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.16** de gösterilmiştir. 1 ve 4 numaralı girişten gelen akışkan basınçları birbirine eşit büyüklüktedir ve en yüksek basınç bu iki kanal içerisinde gerçekleşmektedir. Ancak bu zıt yönlü eşit büyüklük birbirini dengelemektedir. Burada 2 ve 3 numaralı kanal içerisinden gelen akışkanlar 1 ve 4 den gelen akışkanlara yön vererek çıkışa sürüklemektedir.

- $t = 3.5s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



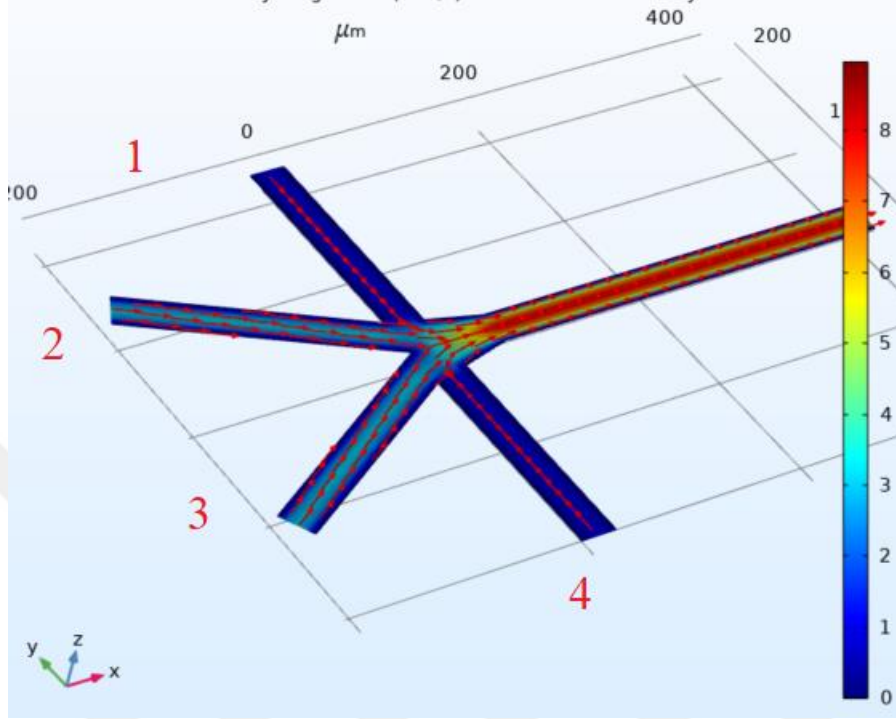
Şekil 3. 17 $t=3.5s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.17 de gösterildiği gibi $t = 3.5 s$ ' deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 3.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa' dır.

$t = 3.5 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.17** de gösterilmiştir. 1 numaralı kanaldan 4 numaralı kanala doğru bakıldığında basıncın azaldığı görülmektedir. Bu durumda 1 ve 2 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın basınç değeri yüksek olduğu için 3 ve 4 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın büyüklüğü çıkış kanalından geçemeyecek kadar az olduğundan, diğer giriş kanallarından gelen basınç değerine karşı koyamamıştır ve giriş yönüne zıt olarak hareket etmektedir.

➤ $t = 4s$ için 4 kanallı mikroakışkan yönleri;



Şekil 3. 18 $t=4s$ için 4 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.18 de gösterildiği gibi $t = 4 s'$ deki 4 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.3** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 4s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

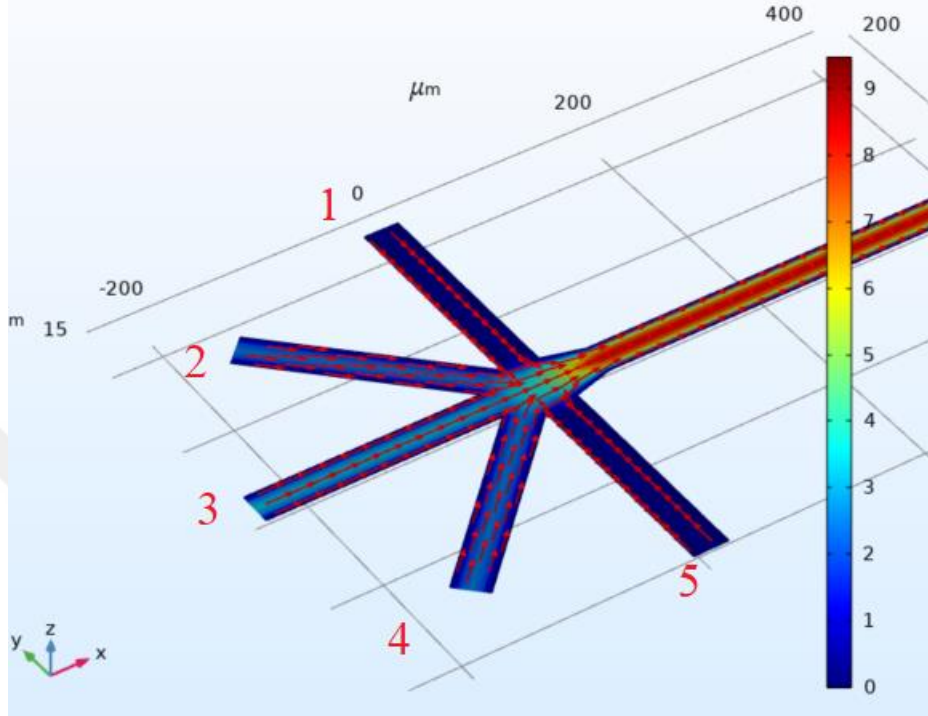
$t = 4s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.18** de gösterilmiştir.

1 ve 4 numaralı girişten gelen akışkan basınçları birbirine eşit büyüklüktedir ama en yüksek basınç 2 ve 3 numaralı kanal içerisinde gerçekleşmektedir. Ancak bu zıt yönlü eşit büyüklük birbirini dengelemektedir. Burada 2 ve 3 numaralı kanal içerisinde gelen akışkanlar 1 ve 4 den gelen akışkanlara yön vererek çıkışa sürüklenmektedir.

3.2.3. 5 Kanallı mikroakışkan zamana bağlı akışkan yönleri

Bu bölümde 5 kanallı mikroakışkandaki çıkış noktası içerisinde alınan referanslara göre $t = 0-0.5-1-1.5-2-2.5-3-3.5$ ve $4s$ arasındaki akış yönleri ve basınç değerleri incelenmiştir.

➤ $t = 0$ s için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



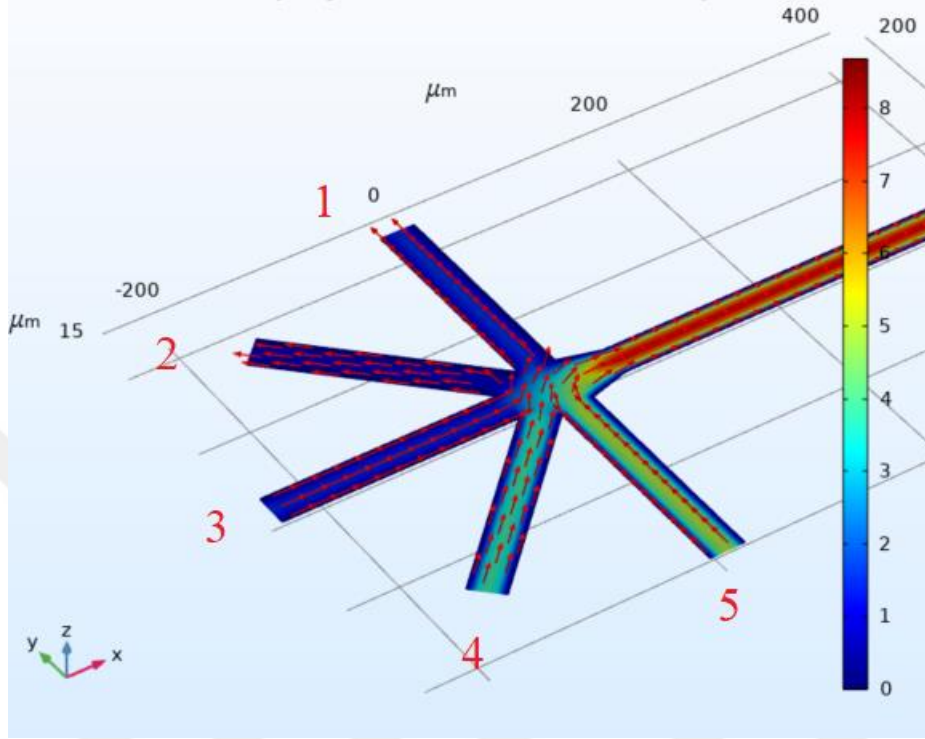
Şekil 3. 19 $t=0$ s için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.19 de gösterildiği gibi $t = 0$ s’ deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 0$ s anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa’ dır.

$t = 0$ s anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.19 de gösterilmiştir. 1 ve 4 numaralı kanaldan gelen basınç değerleri birbirine zıt yönlü fakat aynı büyüklüktedir. Öte yandan 2, 3 ve 4 numaralı girişten gelen basınç değerleri hemen hemen birbirleriyle aynı büyüklüktedir. 2, 3 ve 4 numaralı kanallardan gelen basıncın büyüklüğü ve doğrultusu daha büyük olduğundan ve çıkış yönüne en yakın doğrultu üzerinde bulunduğu için akışın büyük çoğunluğu bu kanallar içerisindeki akışkandan sağlanmaktadır.

➤ $t = 0.5s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



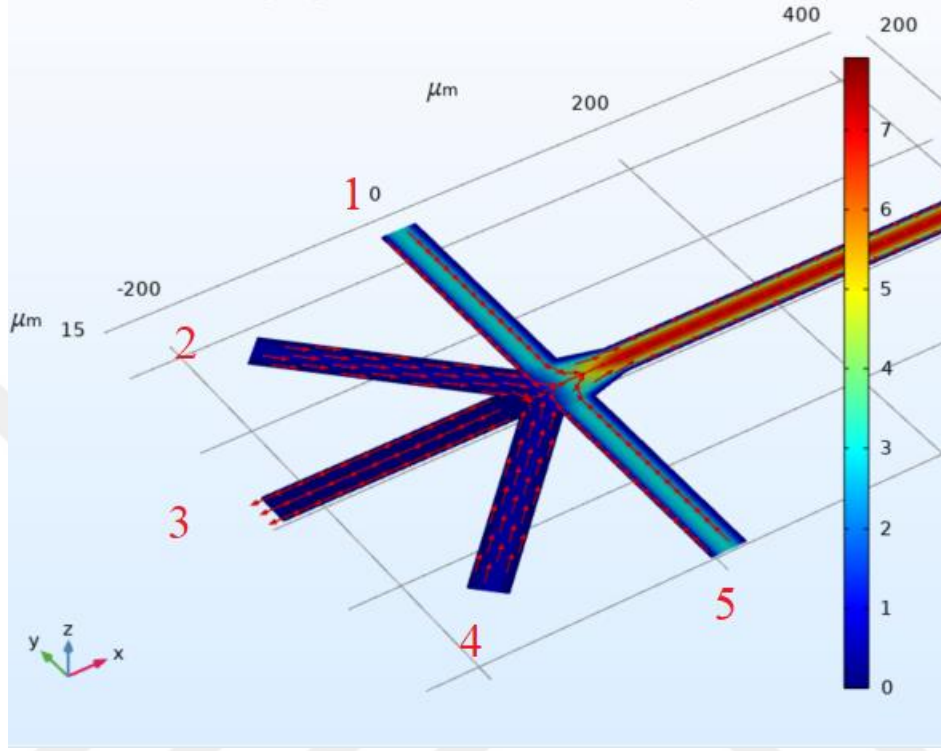
Şekil 3. 20 $t=0.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.20 de gösterildiği gibi $t = 0.5 s$ ' deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. Tablo 2.4 de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 0.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa' dır.

$t = 0.5s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.20 de gösterilmiştir. 3, 4 ve 5 numaralı kanaldan gelen basınçların büyüklükleri diğer 1 ve 2 numaralı girişten gelen basınç değerlerinden daha büyüktür. Özellikle 5 ve 1 arasında oluşan basınç farkından dolayı 1 numaralı girişten gelen akışın yönü değişmektedir. Aynı zamanda 1 numara gibi 2 numaradan gelen basınç değeri küçük olduğu için çıkışa akışkan gelmeden boğaz içerisinden geri dönmektedir.

➤ $t = 1s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



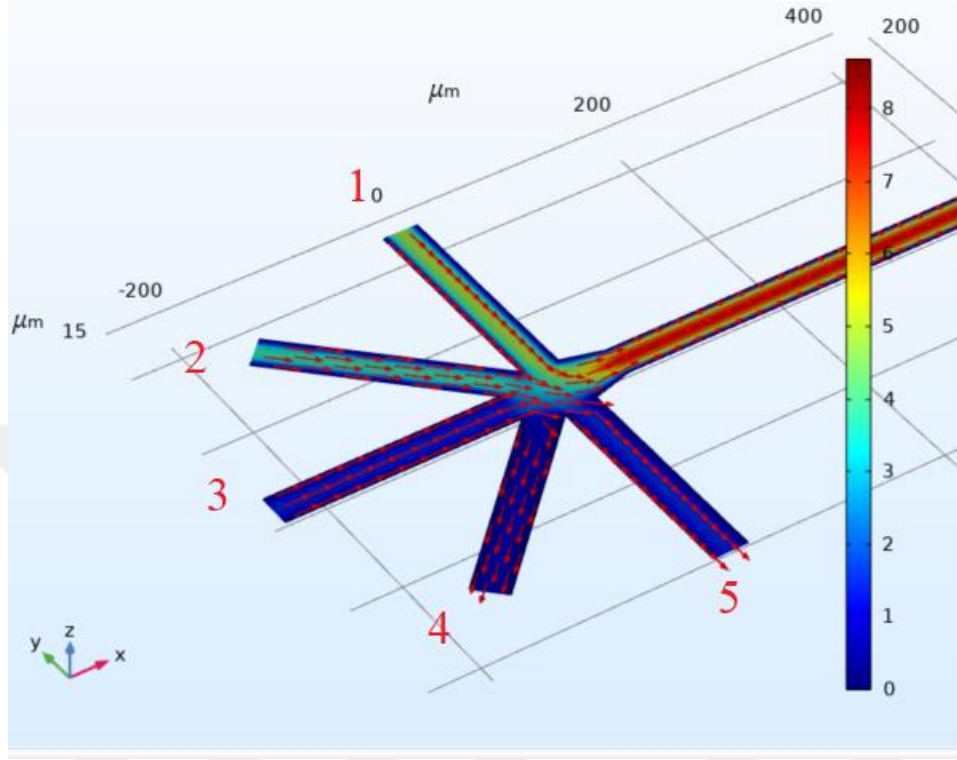
Şekil 3. 21 $t=1s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.21 de gösterildiği gibi $t = 1s$ ' deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. Tablo 2.4 de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 1s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 1s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.21 de gösterilmiştir. 1 ve 5 numaralı girişten gelen akışkan basınçları birbirine eşit büyüklüktedir ve en yüksek basınç bu iki kanal içerisinde gerçekleşmektedir. Ancak bu zıt yönlü eşit büyüklük birbirini dengelemektedir. Burada 2 ve 4 numaralı kanal içerisinden gelen akışkanlar 1 ve 5 den gelen akışkanların bir kısmına yön vererek çıkışa sürüklenmektedir. Diğer kısmı ise 3 numaralı kanal içerisinde basınç büyüklüğü küçük olduğundan dolayı akış çıkış yönüne zıt yönde hareket etmektedir.

➤ $t = 1.5s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



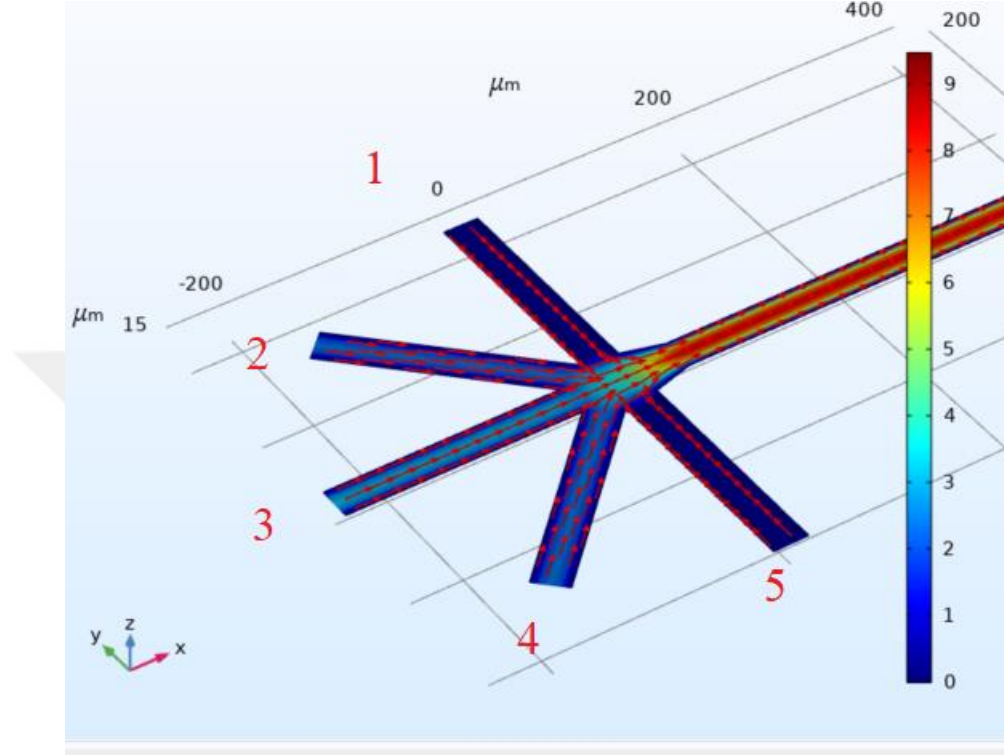
Şekil 3. 22 $t=1.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.22 de gösterildiği gibi $t = 1.5 s$ ’deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 1.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa’ dır.

$t = 1.5 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.22**’de gösterilmiştir. 1 numaralı kanaldan 5 numaralı kanala doğru bakıldığında basıncın azaldığı görülmektedir. Bu durumda 1 ve 2 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın basınç değeri yüksek olduğu için 3 ve 4 numaralı kanal içerisinden akan akışkanın büyüklüğü çıkış kanalından geçemeyecek kadar az olduğundan, diğer giriş kanallarından gelen basınç değerine karşı koyamamıştır ve giriş yönüne zıt olarak hareket etmektedir.

➤ $t = 2s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



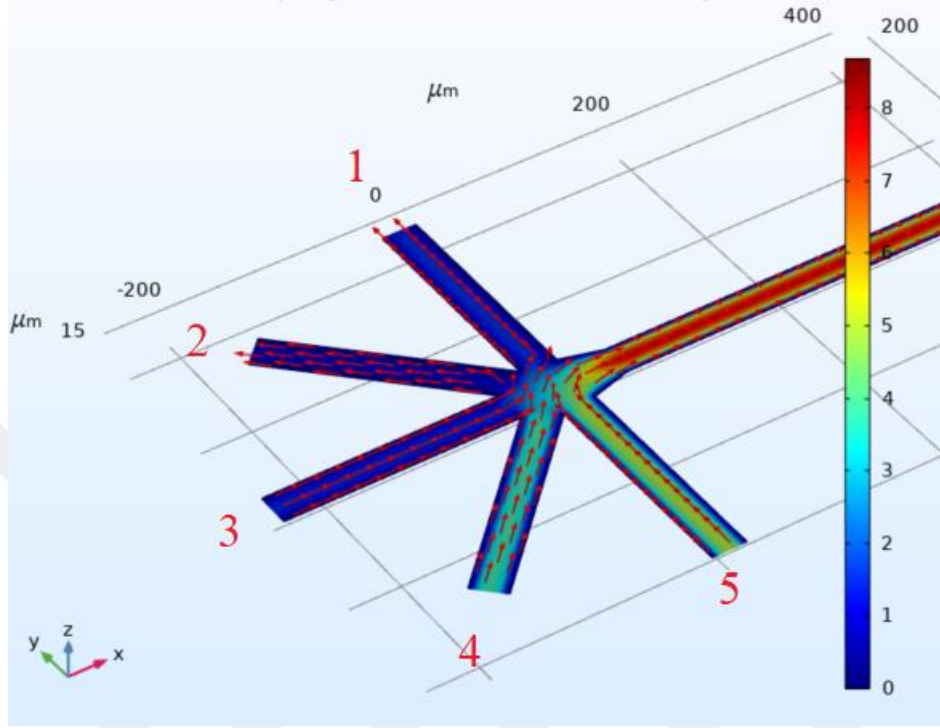
Şekil 3.23 $t=2s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.23 de gösterildiği gibi $t = 2 s$ ’ deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 2s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa’ dır.

$t = 2 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.23** de gösterilmiştir. 1 ve 5 numaralı kanallardan gelen basınç büyüklükleri zıt yönlü ve eşittir. En büyük basınç 3 numaralı kanaldan ve çıkışa doğru en yoğun akan basınç akışı buradadır. Bu durumda 1 ve 5 den gelen akış daha az olmaktadır.

- $t = 2.5s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



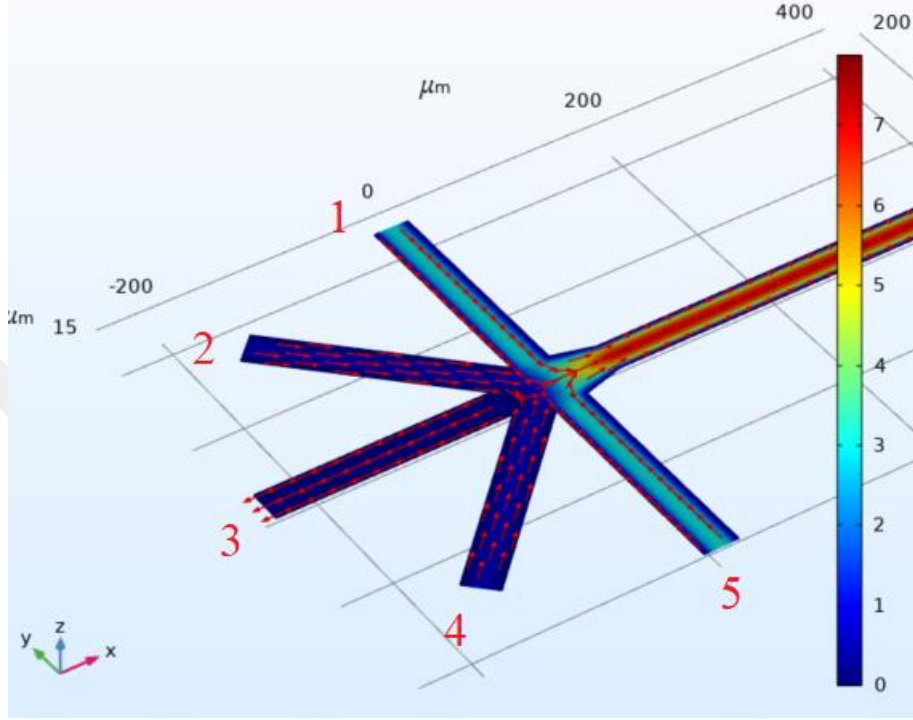
Şekil 3. 24 $t=2.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.24 de gösterildiği gibi $t = 2.5 s$ ’ deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 2.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa’ dır.

$t = 2.5 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renkler ile gösterimi **Şekil 3.24** de gösterilmiştir. Basınç değeri 3, 4 ve 5 numaralı girişte 50Pa üzerinde olduğu zaman akış dengeli şekilde akmaktadır. Ancak basınç 50Pa altında kanal 1 ve 2 deki gibi olduğu zaman akış yönü normale zıt olmaktadır.

- $t = 3\text{ s}$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



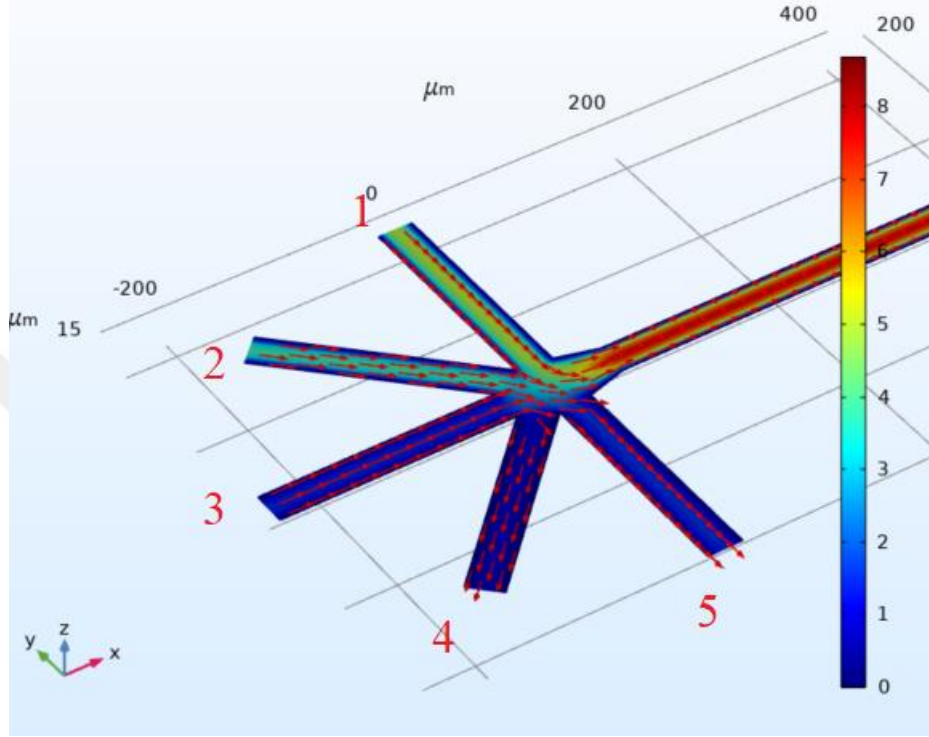
Şekil 3. 25 $t=3\text{ s}$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.25 de gösterildiği gibi $t = 3\text{ s}$ ' deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 3\text{ s}$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa' dır.

$t = 3\text{ s}$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.25** de gösterilmiştir. Basınç değeri 40 Pa sadece 3 numaralı girişte düşmüştür. Bu kanal içerisindeki basınç farkı kanal 3'ten gelen akışkanın akış yönünü değiştirmiştir.

- $t = 3.5s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



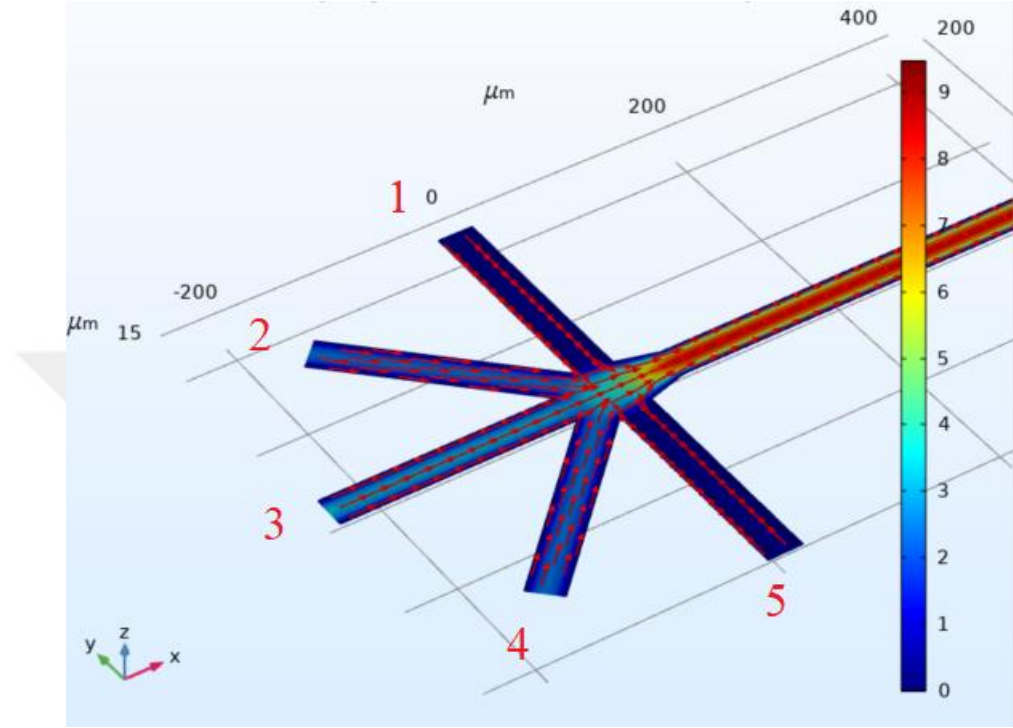
Şekil 3. 26 $t=3.5s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

Şekil 3.26 de gösterildiği gibi $t = 3.5 s$ ' deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 3.5s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 42.9 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 40 Pa' dır.

$t = 3.5 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi **Şekil 3.26** de gösterilmiştir. Kanal içerisine giren basınç farkları kıyaslandığında en düşük 4 ve 5 numarada olmaktadır. Bundan dolayı burada akışın yönünü etkileyecek kadar karşı büyüklük olduğu için akış, yön değiştirmek zorunda kalmıştır.

- $t = 4s$ için 5 kanallı mikroakışkan yönleri;



Şekil 3. 27 $t=4s$ için 5 Kanallı Mikroakışkan Yönü

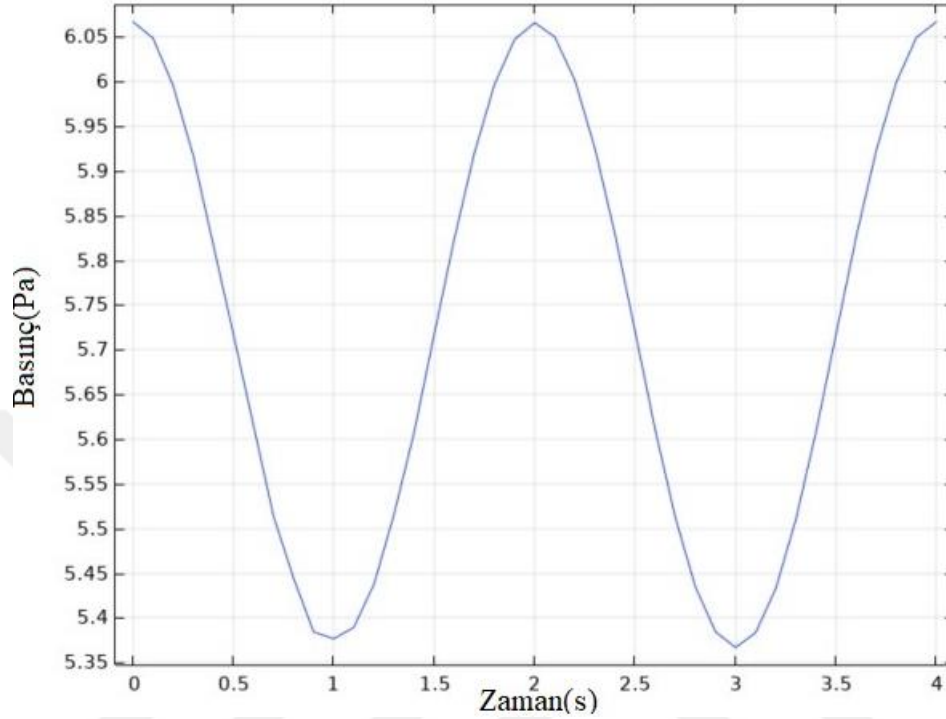
Şekil 3.27 de gösterildiği gibi $t = 4 s$ ’ deki 5 kanallı mikroakışkandaki akış yönleri gösterilmiştir. **Tablo 2.4** de girilen parametrelere dayalı olarak değişkenler yerlerine koyulduğunda $t = 4s$ anı için,

- 1 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa
- 2 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 3 numaralı kanaldaki basınç: 60 Pa
- 4 numaralı kanaldaki basınç: 57.7 Pa
- 5 numaralı kanaldaki basınç: 50 Pa’ dır.

$t = 4 s$ anında giriş kanallarındaki basıncın renklerle gösterimi Şekil 3.27’de gösterilmiştir. 3 numaradan gelen basınç değeri hariç diğer kanallardan gelen akış değerleri birbirine yakındır. 3 numaradan gelen akış ise direkt olarak çıkış ile aynı doğrultuda olduğu için akış en çok çıkışa giden akışkan buradan gitmektedir.

3.2.4. Mikroakışkanlardaki basınç - zaman grafikleri

Bu bölümde 3 kanallı, 4 kanallı ve 5 kanallı mikroakışkan için çıkış kanalının iç kısmında bulunan bir noktadan alınan değerler verilmiştir.

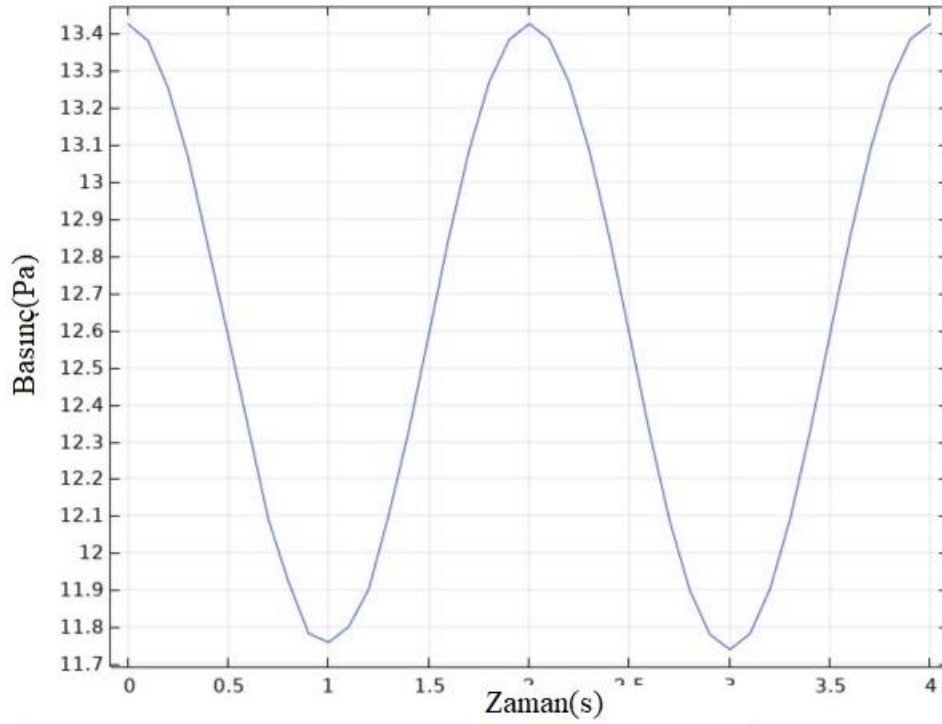


Şekil 3. 28 3 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği

Şekil 3.28 de gösterilen 3 kanallı mikroakışkan kanal tasarımındaki çıkış kanalı içerisinde geçen akışkanın basınç-zaman grafiği gösterilmiştir. Burada grafiği ikiye bölerek ayrıştırmak mümkündür. Çünkü şekilde görüldüğü itibari ile grafik bir noktadan sonra tekrar etmeye başlamıştır.

$t = 0-1s$ arası ve $t = 2-3s$ arası birbirine benzer şekilde hareket etmektedir. Aynı şekilde $t = 1-2s$ arası ve $t = 3-4$ arasında kanaldaki basınç zamana göre aynı büyüklükte büyüyüp küçülmektedir.

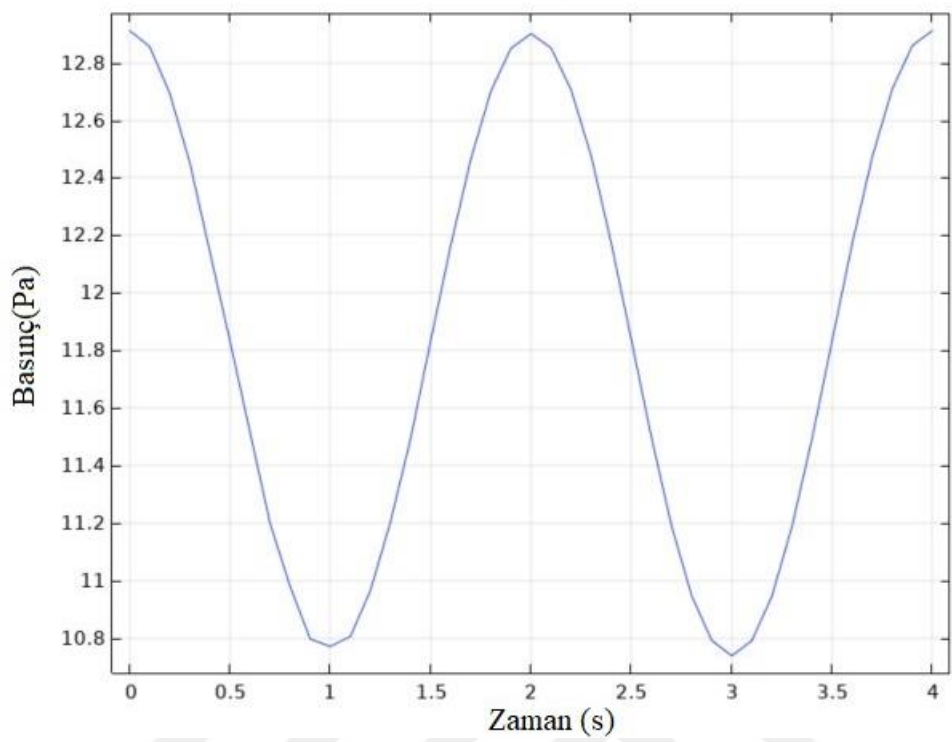
1. Durumda $t = 0-1s$ ve $t = 2-3s$ arasını baz alınırsa; **Şekil 3.28** de görüldüğü itibariyle çıkış kanalındaki basınç 6.10Pa dan 5.37 Pa kadar düşmüştür.
2. Durumda ise $t = 1-2s$ ve $t = 3-4s$ arasındaki basınç değişimi ise yine aynı grafik üzerinde **Şekil 3.28** de verilen değerde 5.37Pa dan 6.10 Pa kadar yükselmiştir.



Şekil 3. 29 4 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği

Şekil 3.29 da gösterildiği üzere 4 kanallı mikroakışkanın çıkış kanalı içerisindeki bir noktadan alınan basınç-zaman referans değerler verilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere grafik bir noktadan sonra periyodik olarak tekrar etmiştir. Bu yüzden bu çalışmada yukarıdaki grafiği 2 farklı durumda inceleme yapılacaktır.

1. Durum da $t = 0-1s$ arası ile $2-3s$ arası birbirine benzer şekilde olduğu için eş zamanlı yorumlanırsa, basınç değerleri en yüksek $13.5Pa$ ve en düşük olarak $11.75 Pa$ olmaktadır.
2. Durumda ise $t = 1-2s$ arası ile $3-4s$ arası benzer şekilde yorumlanırsa, bu durum da basınç $11.75Pa$ dan başlayıp $13.5 Pa'$ a kadar yükselmektedir.



Şekil 3. 30 5 Kanallı Mikroakışkan Basınç-Zaman Grafiği

Şekil 3.30 da verilen 5 kanallı mikroakışkan tasarımının çıkış kanalı içerisinde alınan basınç-zaman değerlerini gösteren grafikdir. Burada da diğer 2 mikroakışkanda olduğu gibi grafik periyodik olarak devam ettiğinden 2 farklı durumda incelenmiştir.

1. Durumda $t = 0-1s$ ve $t = 2-3s$ arasında basınç değeri $13Pa'$ dan $10.6 Pa'$ a kadar düşmüştür.
2. Durumda ise $t = 1-2s$ ve $t=3-4s$ arasında basınç değerleri $10.6 Pa'$ dan $13 Pa'$ a kadar yükselmiştir.

Tablo 3. 1 Basınç-Zaman Tablosu

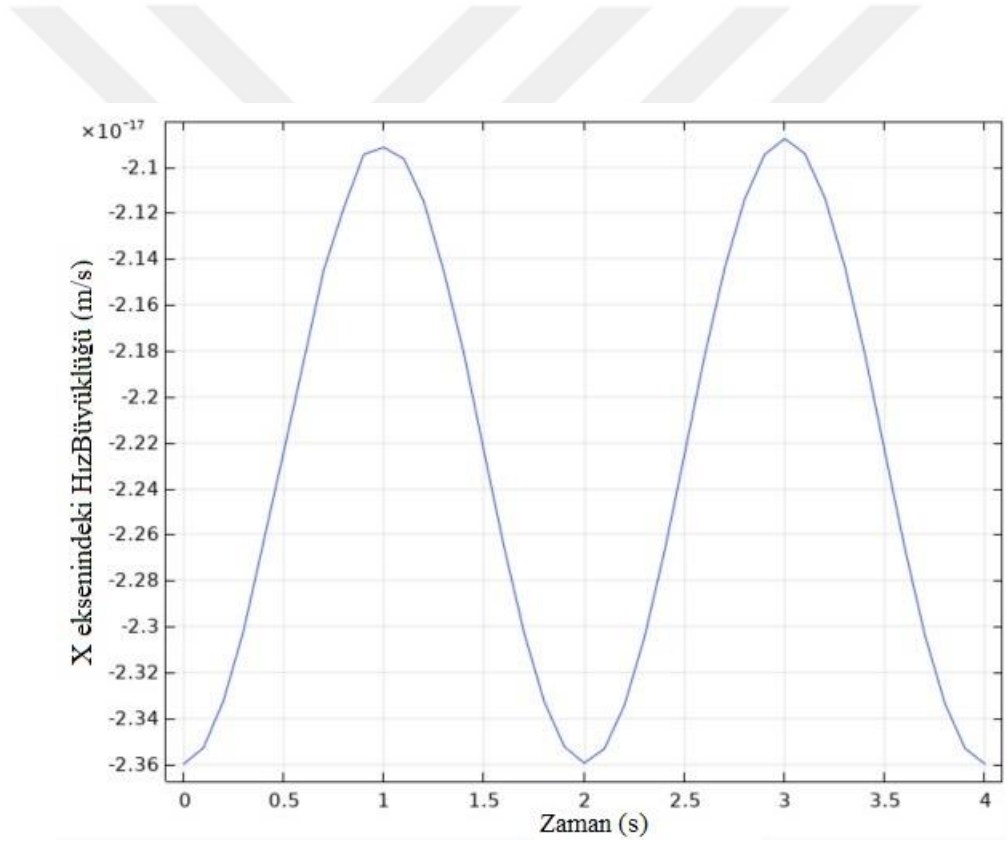
Mikroakışkan Basınç Değerleri	$t = 0s$	$t = 1s$	$t = 2s$	$t = 3s$	$t = 4s$
3 Kanallı Mikroakışkan	6.10 Pa	5.37 Pa	6.10 Pa	5.37 Pa	6.10 Pa
4 Kanallı Mikroakışkan	13.5 Pa	11.75 Pa	13.5 Pa	11.75 Pa	13.5 Pa
5 Kanallı Mikroakışkan	13 Pa	10.6 Pa	13 Pa	10.6 Pa	13 Pa

Tablo 3.1' de 3 farklı mikroakışkan içerisinde geçen akışkanların çıkışta aynı noktadan alınan referans ölçüleri bulunmaktadır. 3 kanallı mikroakışkanda 4 ve 5 kanallıya göre basınç değeri daha düşük görünmektedir. Bunun sebebi ise şöyle açıklanabilmektedir. Çıkış kanalları tüm durumlarda aynı genişlikte yani $30 \times 30 \mu$ dur. Ancak burada değişken sadece giriş kanal sayısı ve girişten gelen basınç değerleridir.

4 ve 5 kanal girişindeki basınçların 3 kanallı mikroakışkana göre fazla olması boğazda anlık basınç farkı ve akış yönünün çıkışa yönelmek yerine basınç farkından dolayı akış hızının değişmesine sebebe oluyor ve dolayısıyla akış hızı yavaşlıyor bu durum ise basıncın artmasına sebep olmaktadır.

3.2.5. Mikroakışkanlardaki hız - zaman grafikleri

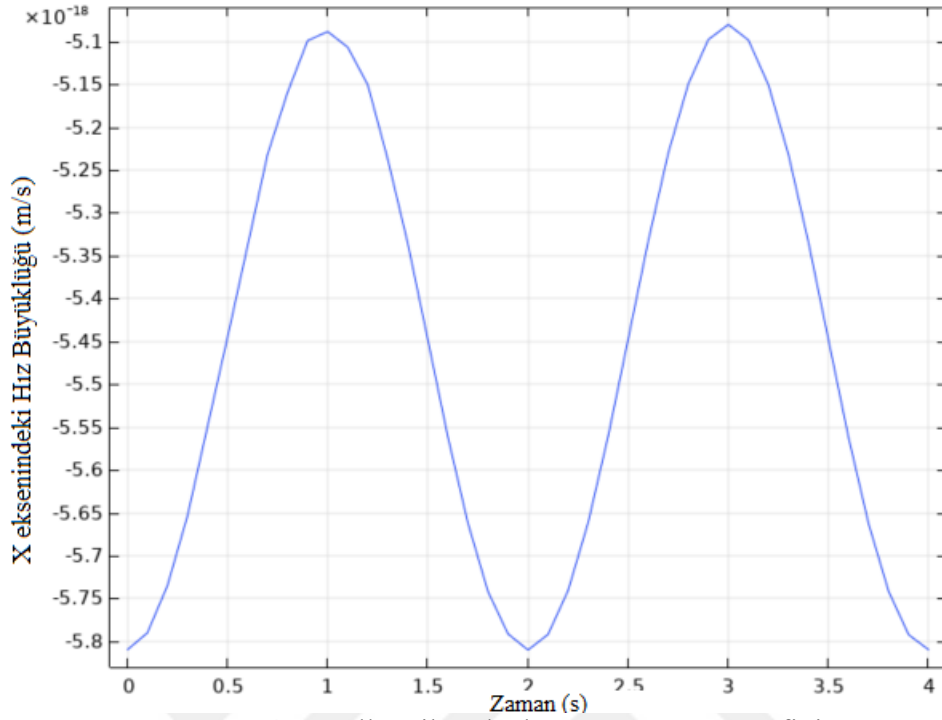
Bu bölümde 3 kanallı, 4 kanallı ve 5 kanallı mikroakışkanın çıkış kanalından alınan bir referans noktası üzerinden hız-zaman grafikleri verilmiştir.



Şekil 3.31 3 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği

Yukarıdaki **Şekil 3.31** de verilen grafikte 3 kanallı mikroakışkanın hız zaman grafikleri verilmiştir. Grafik $t = 0-4$ s arasını içermektedir ve görüldüğü üzere bir noktadan sonra periyodik olarak kendini tekrar etmektedir. Bu yüzden grafik 2 farklı bölüm altında incelenmektedir.

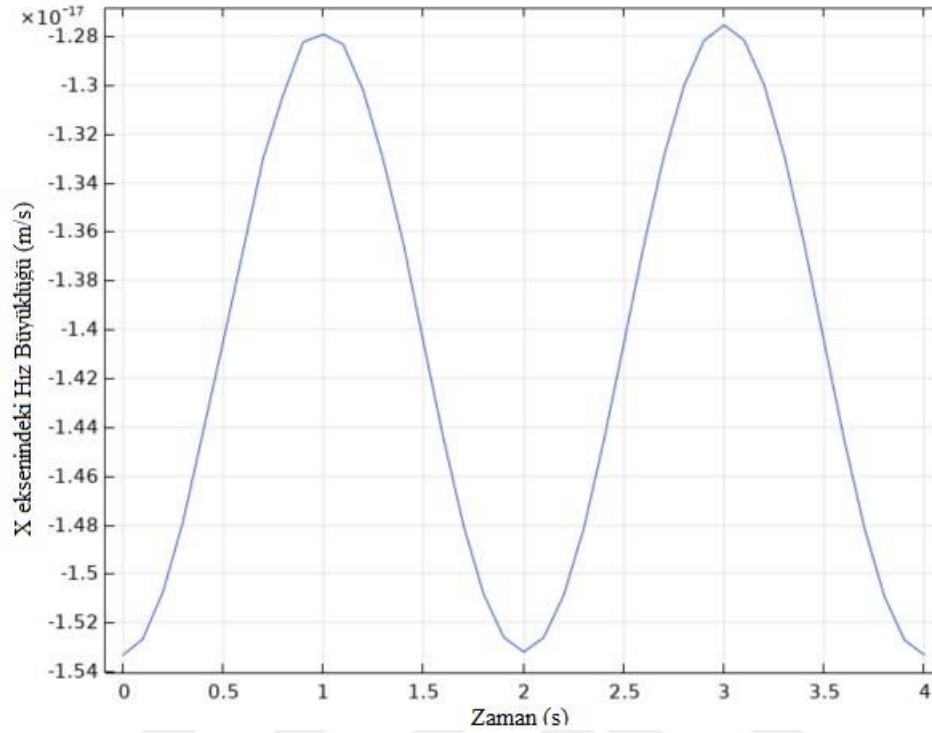
1. Durum $t = 0-1$ s ve $2-3$ s arasında **Şekil 3.31** de gösterildiği üzere çıkış kanal içerisinde akışkanın hızı 2.36×10^{-17} m/s den 2.1×10^{-17} m/s hızına düşmüştür.
2. Durumda ise $t = 1-2$ s ve $3-4$ s arasında 2.1×10^{-17} m/s den hızlanarak 2.36×10^{-17} m/s'ye çıkmaktadır.



Şekil 3. 32 4 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği

Yukarıdaki **Şekil 3.32** de verilen 4 kanallı mikroakışkanın çıkış kanalı içerisinde referans alınan hız zaman grafiğinin değerleri verilmiştir. Grafikte gösterildiği üzere grafik $t = 0-4s$ arasını göstermektedir ve $t = 2s$ den sonra periyodik olarak grafik kendini tekrar etmektedir. Bundan dolayı grafik 2 farklı durumda incelenecektir.

1. Durum $t = 0-1s$ ve $2-3s$ arasında hız 0.58×10^{-17} m/s den başlayıp 0.51×10^{-17} m/s ye kadar düşmektedir.
2. Durumda ise $t = 1-2s$ ve $t = 3-4s$ arasında hız 0.51×10^{-17} m/s den başlayarak 0.58×10^{-17} m/s' ye kadar yükselmiştir.



Şekil 3.33 5 Kanallı Mikroakışkan Hız-Zaman Grafiği

Yukarıda gösterilen Şekil 3.33 de 5 kanallı mikroakışkanın çıkış kanalı içerisinde referans alınan bir nokta üzerindeki hız-zaman grafiği verileri bulunmaktadır. Bu grafikte $t = 0-4s$ arasındaki veriler bulunmaktadır. Grafik belirli bir noktadan sonra periyodik hareket etmektedir. Bu yüzden 2 farklı şekilde incelenmiştir.

1. Durumda $t = 0-1s$ arası ve $t = 2-3s$ arasında hız $1.54 \times 10^{-17} \text{ m/s}$ ' den başlayarak $1.28 \times 10^{-17} \text{ m/s}$ 'ye kadar düşmektedir.
2. Durumda ise $t = 1-2s$ arası ve $t = 3-4s$ arasında hız $1.28 \times 10^{-17} \text{ m/s}$ ' den $1.54 \times 10^{-17} \text{ m/s}$ ' ye kadar düşmektedir.

Tablo 3. 2 Hız-Zaman Tablosu

Mikroakışkan Hız Değerleri($\times 10^{-17} \text{ m/s}$)	t = 0s	t = 1s	t = 2s	t = 3s	t = 4s
3 Kanallı Mikroakışkan	2.36	2.1	2.36	2.1	2.36
4 Kanallı Mikroakışkan	0.58	0.51	0.58	0.51	0.58
5 Kanallı Mikroakışkan	1.54	1.28	1.54	1.28	1.54

Tablo 3.2' de tasarlanan 3 mikroakışkanın 0-4s arasındaki zamana bağlı hız değerleri verilmektedir. En yüksek hız 3 kanallı mikroakışkanda bulunmaktadır. Bunun sebebi ise 3 kanallı mikroakışkandan gelen basınç değerleri boğazda birleşirken orta kanal çıkış kanalının direkt karşısında bulunması sebebiyle diğer iki kanaldan gelen akışa yön vererek direkt olarak akmasına sebep olmaktadır.

Aynı zaman da 3 kanallı mikroakışkan giriş kanallarında sağ ve soldaki giriş kanallarından gelen akışlar ise orta kanaldan gelen akış hızını yavaşlatmaktadır. 3 ve 5 kanallı mikroakışkanların hızlarında benzerlik olmasının sebebi ise şöyledir; 5 ve 3 mikroakışkan kanallı tasarımlar da çıkış kanalına direkt olarak karşı gelen orta kanallar bulunmaktadır. Basınç değerleri yan kanallardan büyük veya küçük olması durumunda boğaza giren akışkanların toplanarak çıkışa yönelme hızını etkilemektedir, bu durum hem basıncı hem de çıkışta elde edilen basınç değerlerini etkilemektedir.



4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında 3 farklı mikroakışkan kanal tasarımı SolidWorks programından destek alınarak yapılmıştır. Yapılan bu tasarımlar birer birer, Comsol Multiphysics programında içerisinde akışkan modeli verilerek test edilmiştir. Tüm mikroakışkan tasarımlar için aynı sıvı akışkan modeli kullanılmıştır.

Yapılan deneyler doğrultusunda girilen parametreler ve mikroakışkan kanala giriş bölümlerinden gelen sıvı akışkanlarının basıncın zamana göre değişimi ve de kanal içerisinde toplanan akışkanlar arasında ki basınç farklılıklarından dolayı yön değişiminin nasıl ve ne zamanda olduğu gözlemlenmiş ve incelenmiştir. Bu çalışmadan çıkan sonuçlar 3 kanal girişine sahip mikroakışkan kanal tasarımıdaki incelemeler doğrultusunda en fazla hız 2.36×10^{-17} m/s ile burada görülmektedir. 3 kanal girişine sahip mikroakışkan kanal içerisinde ki basınç ele alındığı zaman en düşük basınç olarak 5.37 Pa gözlemlenmiştir. 4 giriş kanalına sahip mikroakışkan kanal da ise akış hızı en yavaştır ve 0.51×10^{-17} m/s' dir. Öte yandan 4 kanal girişine sahip mikroakışkan da ise basınç, en fazladır ve 13.5Pa' dır. Son olarak 5 kanallı mikroakışkan içerisindeki en yüksek basınç 13Pa, en yüksek hız ise 1.54×10^{-17} m/s ve en düşük hız değeri 1.28×10^{-17} m/s, en düşük basınç değeri 10.6 Pa olarak veri değerleri alınmıştır. Aynı zamanda çıkış noktasından alınan zamana bağlı hız ve basınç değerlerinin tasarıma göre de değişiklik gösterebildiği bu çalışmayla gerçekleştirilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] <https://acikerisim.siiir.edu.tr/>, (20.04.2020)
- [2] Çelik, E. (2007) Piezorezistif Tabanlı MEMS Basınç Sensörünün Tasarımı Ve Analizi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [3] Ertuğrul, İ. (2019), “Çift Yönlü Hareket Edebilen Elektrotermal Mikroaktüatörün Tasarımı, Analizi ve Üretimi”, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [4] Sysm R. RA, Moore D.F,(2002) Optical MEMS for Telecoms, Journal of ScienceDirect, 5(7-8), 26-35
- [5] <https://elektrikport.com> (23.04.2020)
- [6] Çengel, Y.A., ve Cimbala J.M., (2008), “Akışkanlar Mekaniği Temelleri ve Uygulamaları”, 1.baskı, Engin, T., vd, editör, Güven Kitapevi, İzmir, 228-235
- [7] Çengel, Y.A., ve Cimbala J.M., (2008), “Akışkanlar Mekaniği Temelleri ve Uygulamaları”, 1.baskı, Engin, T., vd, editör, Güven Kitapevi, İzmir, 185-187
- [8] <https://elvetflow.com/> (22.04.2020)
- [9] Nguyen, N.-T ve Werely, S.T.(2006), “Fundamentals and Applications of Microfluidics”, Second Edition, 1-5
- [10] Whitesides, G. M. (2006), “The origins and the future of microfluidics”, Nature, 442, 368–373.
- [11] Feynman, R.P.(1992) “There’s Plenty of Room At The Bottom”, Journal of Microelectromechanical Systems,1, 60-66
- [12] Hochella Jr ve Micheal F.(2002), “There’s plenty of room at the bottom: nanoscience in geochemistry”, Journal of ScienceDirect, 66(5), 735-743
- [13] <https://www.fluigent.com/> (23.04.2020)
- [14] Castillo-Leon, J.(2014), “Microfluidics and Lab-on-a-Chip Devices: History and Challenges”, 2-4
- [15] Folch, A. ve Toner, M. (1998), “cellular Micro Models on Biocompatible Materials”, Biotechnology Programs, 12(3), 388-392
- [16] Shang, L., Cheng, Y. ve Zhao, Y. (2017), “School of Biological Science and Medical Engineering”, 117(12), 7967-7968
- [17] Whulanza, Y. ve Ark. (2014), “Realization and Testing of Lab-on-chip For Human Lung Replication”, Journal of Engineering and Applied Sciences, 9(11), 2064-2067
- [18] Ghaemmaghami A.M. ,Hancock M. J., Harrington H., Kaji H. ve Khademhosseini A. (2012), “Biomimetic tissues on a chip for drug discovery,” Drug Discovery Today, 17, 173-181
- [19] Huh D., Matthews B. D., Mammoto A., Montoya-Zavala M. , Hsin H.Y. ve Ingber D.E. (2010), “Reconstruction of lung function at the organ level on a chip” Science , 328(5986), 1662-1668
- [20] Williamson A., Singh S. , Fernekorn U. ve Schober A. (2013), “The Future of the Body on Patient-Specific Chips” Lab Chip , 13(18), 3471–3480.
- [21] Moraes C., Labuz J. M., Leung B.M. , Inoue M., Chun T.H. ve Takayama S. (2013), “Being the right size: scaling effects in the design of a person on a chip,” Integrative Biology, 5, 1149-1161
- [22] Esch E.W. , Bahinski A. ve Huh D. (2015), “Organs on chips at the borders of drug discovery” Nature Reviews Drug Discovery, 14(4), 248
- [23] Tian, W.-C ve Finehout, E.(2008) “Microfluidics and Lab-on-a-Chip Devices: History and Challenges”, 2nd Edition, Springer, Boston, USA
- [24] Whitfield, W.J., “Ultra-clean room”, Google Patents, 1964.
- [25] Holbrook, D., (2009), “Controlling contamination: the origins of clean room technology”, History and Technology. 25(3), 173-191.

- [26] Whyte W., (1999) "An introduction to the design of clean and containment areas", Cleanroom Design. 1-20.
- [27] Sandle, T., (2012) "Application of quality risk management to set viable environmental monitoring frequencies in biotechnology processing and support areas", PDA journal of pharmaceutical science and technology. 66(6), 560-579.
- [28] Sandle, T., (2012) "Application of quality risk management to set viable environmental monitoring frequencies in biotechnology processing and support areas", PDA journal of pharmaceutical science and technology. 66(6), 560-579.
- [29] <http://phongsach24h.com/> 08.05.2018.
- [30] <http://alptek.com.tr/> 09.05.2018.
- [31] Judy J-W., (2001), "Microelectromechanical System(MEMS):fabrication,design and applications ",Smart material and Structures,Journals of IOPScience, 10(6)
- [32] <https://www.mems-exchange.org/> 26.04.2020
- [33] Varadan, V.K., Jiang, X., Varadan, V.V., (2001) "Microstereolithography and other fabrication techniques for 3D MEMS", John Wiley & Sons
- [34] Madou, M.J., (2002) "Fundamentals of microfabrication: the science of miniaturization", CRC
- [35] Spadaccini, C.M., Farquar, G., Weisgraber, T., Gemberling, S.N., Fang, J. Xu, Alonso, M., Lee, H., (2016)"High resolution projection micro stereolithography system and method", Google Patents
- [36] Wu, S., Serbin, J., Gu, M., (2006) "Two-photon polymerisation for three-dimensional micro-fabrication", Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry, 181(1), 1-11.
- [37] http://asdn.net/asdn/nanotools/two-photon_polymerization.php, 28.04.2020.
- [38] Maruo, S., Ikuta, K., Korogi H., (2003) "Force-controllable, optically driven micromachines fabricated by single-step two-photon microstereolithography", Journal of Microelectromechanical Systems, 12(5), 533-539.
- [39] Tumbleston, J.R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Januszewicz, R., Johnson, A.R., Kelly, D., Chen, K., Pinschmidt, R., Rolland, J.P., Ermoshkin, A., (2015) "Continuous liquid interface production of 3D objects", Science, 347(6228), 1349-1352.
- [40] Abe, F., Osakada, K., Shiomi, M., Uematsu, K., Matsumoto, M., (2001) "The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting", Journal of materials processing technology,111(1-3), 210-213
- [41] Exner, H., Streek, A., (2015) "High resolution laser micro sintering/melting using q-switched and high brilliant laser radiation, Laser 3D Manufacturing II", International Society for Optics and Photonics, p. 93530
- [42] Petsch, T., Ebert, R., Hartwig, L., Klötzer, S., Brabant, T., Exner, H.,(2004) "Industrial laser micro sintering, International Congress on Applications of Lasers & Electro-Optics", LIA, 705
- [43] Papazoglou, S., Zergioti, I., (2017) "Laser Induced Forward Transfer (LIFT) of nano-micro patterns for sensor applications", Microelectronic Engineering, 182, 25-34.
- [44] Tolbert, W.A., Sandy Lee, I.-Y., Doxtader, M.M., Ellis, E.W., Dlott, D.D., (1993) "High-speed color imaging by laser ablation transfer with a dynamic release layer: fundamental mechanisms", The Journal of imaging science and technology, 37(4), 411-421
- [45] Chrisey, D., Pique, A., Fitz-Gerald, J., Auyeung, R., McGill, R., Wu, H., Duignan, M., (2000), "New approach to laser direct writing active and passive mesoscopic circuit elements", Applied surface science, 154, 593-600
- [46] Pique, A., Chrisey, D.B.,(2001) "Direct-write technologies for rapid prototyping applications: sensors, electronics, and integrated power sources", Elsevier

- [47] Visser, C.W., Pohl, R., Sun, C., Römer, G.W., Lohse D., (2015) "Toward 3D printing of pure metals by laser-induced forward transfer", *Advanced Materials*, 27(27), 4087-4092.
- [48] Wanke, M.C., Lehmann, O., Müller, K., Wen, Q., Stuke M., (1997), "Laser rapid prototyping of photonic band-gap microstructures", *Science*, 275(5304), 1284-1286.
- [49] Duty, C., Jean, D., Lackey, W., (2001), "Laser chemical vapour deposition: materials, modelling, and process control", *International Materials Reviews*, 46(6), 271-287.
- [50] Auyeung, R., Kim, H., Birnbaum, A., Zalalutdinov, M., Mathews, S., Piqué, A., (2009) "Laser decal transfer of freestanding microcantilevers and microbridges", *Applied Physics*, 97(3), 513
- [51] Birnbaum, A.J., Kim, H., Charipar, N.A., Piqué A., (2010) "Laser printing of multi-layered polymer/metal heterostructures for electronic and MEMS devices", *Applied Physics*, 99(4), 711-716.
- [52] Piqué, A., Kim, H., Auyeung, R.C., Smith, A.T., (2013) "Laser forward transfer of functional materials for digital fabrication of microelectronics", *Journal of Imaging Science and Technology*. 57(4), 40404-1-40404-8.
- [53] Lessing, J., Glavan, A.C., Walker, S.B., Keplinger, C., Lewis, J.A., Whitesides G.M., (2014) "Inkjet Printing of conductive inks with high lateral resolution on omniphobic Rf paper for paper-based electronics and MEMS", *Advanced Materials*, 26(27), 4677-4682
- [54] <http://www.prototip.org/>, 28.4.2020
- [55] <http://novatek3d.com/>, 28.4.2020
- [56] <https://arti90.com>, 28.4.2020
- [57] Kotidis, P., Cell phone based MEMS fourier transform infrared (FTIR) gas sensors, Google Patents, 2011.
- [58] Kundu, K.S., Jang, J.H., Lee, H.R., Kim, S.-H., Gil, J.H., Jung, C.R., Oh C.R., (2006) MEMS-based micro-fuel processor for application in a cell phone. *Journal of Power Sources*. 162(1), 572-578.
- [59] Teh K.S., (2017) Additive direct-write microfabrication for MEMS: A review. *Frontiers of Mechanical Engineering*. 12(4), 490-509.
- [60] Acar, C., Schofield, A.R., Trusov, A.A., Costlow, L.E., Shkel A.M., (2009) Environmentally robust MEMS vibratory gyroscopes for automotive applications. *IEEE Sensors Journal*. 9(12), 1895-1906.
- [61] Eddy, D.S., Sparks D.R., (1998) Application of MEMS technology in automotive sensors and actuators. *Proceedings of the IEEE*. 86(8), 1747-1755.
- [62] Gogoi, B.P., Mladenovic, D., Integration technology for MEMS automotive sensors, *IEEE 2002 28th Annual Conference of the Industrial Electronics Society. IECON 02, IEEE*, 2002, 2712-2717.
- [63] Ostendorf, A., Chichkov B.N., (2006) Two-photon polymerization: a new approach to micromachining. *Photonics spectra*. 40(10), 72.
- [64] Panescu D., (2006) MEMS in medicine and biology. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*. 25(5), 19-28.
- [65] Polla, D.L., Erdman, A.G., Robbins, W.P., Markus, D.T., Diaz-Diaz, J., Rizq, J., Nam, Y., Brickner, H.T., Wang, A., Krulevitch P., (2000) Microdevices in medicine. *Annual review of biomedical engineering*. 2(1), 551-576.
- [66] Pan, A.I.T., Monolithic thermal ink jet printhead with integral nozzle and ink feed, Google Patents, 1990.
- [67] Silverbrook, K., Ink jet print device and print head or print apparatus using the same, Google Patents, 2000.
- [68] Hagleitner, C., Hierlemann, A., Lange, D., Kummer, A., Kerness, N., Brand, O., H. Baltes (2001) Smart single-chip gas sensor microsystem. *Nature*. 414(6861), 293.

- [69] Wan, Q., Li, Q., Chen, Y., Wang, T.-H., He, X., Li, J., Lin, C., (2004) Fabrication and ethanol sensing characteristics of ZnO nanowire gas sensors. *Applied Physics Letters*. 84(18), 3654-3656
- [70] Lee, S.-S., Huang, L.-S., Kim, C.-J., Wu M.C. (1999), Free-space fiber-optic switches based on MEMS vertical torsion mirrors. *Journal of lightwave technology*. 17(1), 7.
- [71] Marom, D.M., Neilson, D.T., Greywall, D.S., Pai, C.-S., Basavanthally, N.R., Aksyuk, V.A., López, D.O., Pardo, F., Simon, M.E., Low Y. (2005), Wavelength-selective 1 x K switches using free-space optics and MEMS micromirrors: theory, design, and implementation. *Journal of lightwave technology*. 23(4), 1620.
- [72] Van Kessel, P.F., Hornbeck, R.E. Meier, M.R. Douglass (1998) A MEMS-based projection display. *Proceedings of the IEEE*. 86(8), 1687-1704.
- [73] Bustillo, J.M., Howe, R.T., Muller R.S. (1998), Surface micromachining for microelectromechanical systems. *Proceedings of the IEEE*. 86(8), 1552-1574.
- [74] Hoffmann, M., Voges E. (2002), Bulk silicon micromachining for MEMS in optical communication systems. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 12(4), 349.
- [75] Hormes, J., Göttert, J., Lian, K., Desta, Y., Jian L. (2003), Materials for LiGA and LiGA-based microsystems. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 199, 332-341.
- [76] Keçeli, S., (2019), "Fabrication of Microfluidic Devices via 3D Printer", İzmir Yüksek Teknolojisi Enstitüsü, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü
- [77] Li, Y., Fang, Y., Wang, Y., Wang, L., Tang, S., Jiang, C., Zheng, L., Mei Y., (2016) "Integrative optofluidic microcavity with tubular channels and coupled waveguides via two-photon polymerization", *Lab on a Chip*, 16(22), 4406-4414
- [78] Nelson, G., Kirian, R.A., Weierstall, U., Zatsepin, N.A., Faragó, T., Baumbach, T., Wilde, F., Niesler, F.B., Zimmer, B., Ishigami I., (2016) "Three-dimensional-printed gas dynamic virtual nozzles for x-ray laser sample delivery", *Optics Express*, 24(11), 11515-11530
- [79] Peters, C., Hoop, M., Pané, S., Nelson, B.J., Hierold, C., (2016) "Degradable magnetic composites for minimally invasive interventions: Device fabrication, targeted drug delivery, and cytotoxicity tests", *Advanced Materials*, 28(3), 533-538
- [80] Sanli, U.T., Ceylan, H., Bykova, I., Weigand, M., Sitti, M., Schütz, G., Keskinbora K., (2018) "3D Nanoprinted Plastic Kinoform X-Ray Optics", *Advanced Materials*, 30(36), 1802503
- [81] Worthington, K.S., Wiley, L.A., Kaalberg, E.E., Collins, M.M., Mullins, R.F., Stone, E.M., Tucker, B.A., (2017) "Two-photon polymerization for production of human iPSC-derived retinal cell grafts", *Acta biomaterialia*, 55, 385-395
- [82] Lissandrello, C.A., Gillis, W.F., Shen, J., Pearre, B.W., Vitale, F., Pasquali, M., Holinski, B.J., Chew, D.J., White, A.E., Gardner, T.J., (2017) "A micro-scale printable nanoclip for electrical stimulation and recording in small nerves", *Journal of neural engineering*, 14(3), 036006
- [83] Suzuki, M., Takahashi, T., Aoyagi S., (2018) "3D laser lithographic fabrication of hollow microneedle mimicking mosquitos and its characterisation", *International Journal of Nanotechnology*, 15(1-3), 157-173.
- [84] Yıldız A.A., ve Sözmén A.B., (2018), "Kendi mikroakışkan çipimizi yapalım", *Tübitak Bilimgenç Dergisi*
- [85] Düven, G., Çetin, B. ve Kışla, D., (2018), "Çip-Üstü-Laboratuvar (ÇÜL) Teknolojisinin Gıda Mikrobiyolojisindeki Uygulamaları", *Akademik Gıda Dergisi*, 16(1), 78-87

- [86] Crowley, T.A., ve Pizziconi V., (2005), "Isolation of plasma from whole blood using planar microfliter for lab-on-a-chip applications", Journay of Royal Society of Chemistry, 5, 922-929
- [87] Abate A.R., Mary, P., Steijn, V.V., Weitz, D.A., (2011), "Experimental validation of plugging during drop formation in a T-junction", Lab Chip, 12(8), s1516-1521
- [88] Chien, R.L., ve Parce, W.J.,(2001), "Multiport flow-control system for lab-on-a-chip microfluidic devices", Springer, 371(2), 106-111
- [89] İnce D., (2019), "Mikrokanallarda kanalın kavislilik oranının ve parçacıkların konsantrasyonlarının pasif parçacık ayırıştırması üzerine etkilerinin incelenmesi", İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [90] Bilican İ., (2017), "Mikroakışkan sistemlerde empedans bazlı kan hücresi tespiti", Kırıkkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [91] Bilgehan T. M., (2017), "Çeşitli mikrokanallardaki akışkan akışı ve ısı transferinin 3 boyutlu sayısal simülasyonu", Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Fen bilimleri Enstitüsü
- [92] Saateh A., (2019), "Yüzey destekli sıvı üretimi manipülasyon sistemleri", Bilkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [93] Özkan M.D., (2018), "Damlacık mikroakışkanların kullanımında MEMS tabanlı ilaç etkisi analiz sistemi", Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [94] <https://www.oo-kuma.com.tr> RM120 Reçine
- [95] Çengel, Y.A., ve Cimbala J.M., (2008), "Akışkanlar Mekaniği Temelleri ve Uygulamaları", 1.baskı, Engin, T., vd, editör, Güven Kitapevi, İzmir
- [96] <https://www.cpp.edu/meonline/>, 20/5/2020
- [97] Bicen, A.O., (2016), "Fundamentals of Molecular Communication Over Microfluidic Channels", Gergia Institute of Technology
- [98] <https://www.solidworks.com/>, 15.5.2020
- [99] <https://www.comsol.com/>, 29/05/2020

EKLER

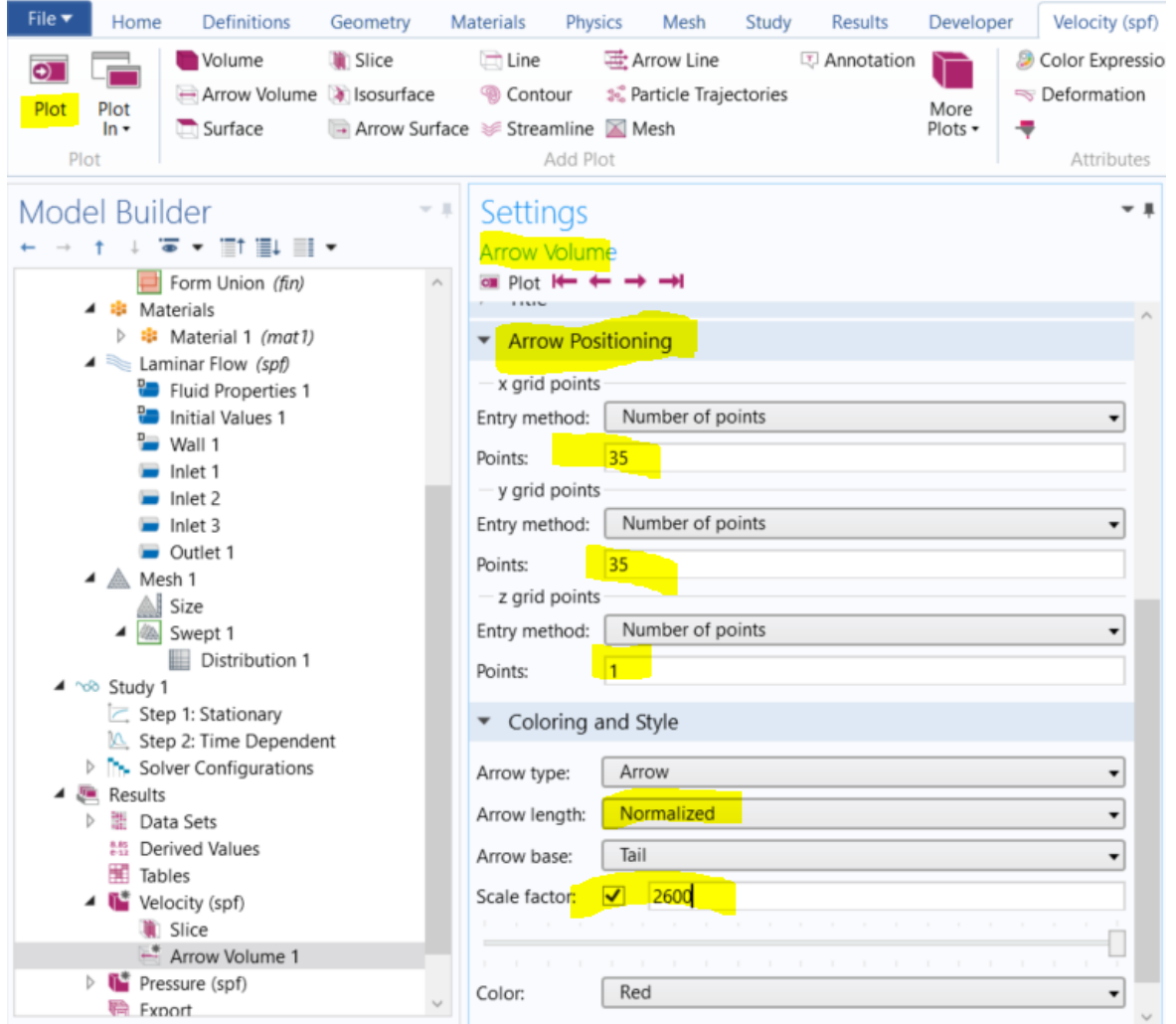
EK 1-Mikroakışkan Kanal Parametre Hesaplanması Detay

Bu bölümde tez çalışmasında kullanılan parametrelerin tüm değerleri ve sonuçları bulunmaktadır. Tüm sonuçlar basınç değeridir ve Pa cinsinden verileri içermektedir.

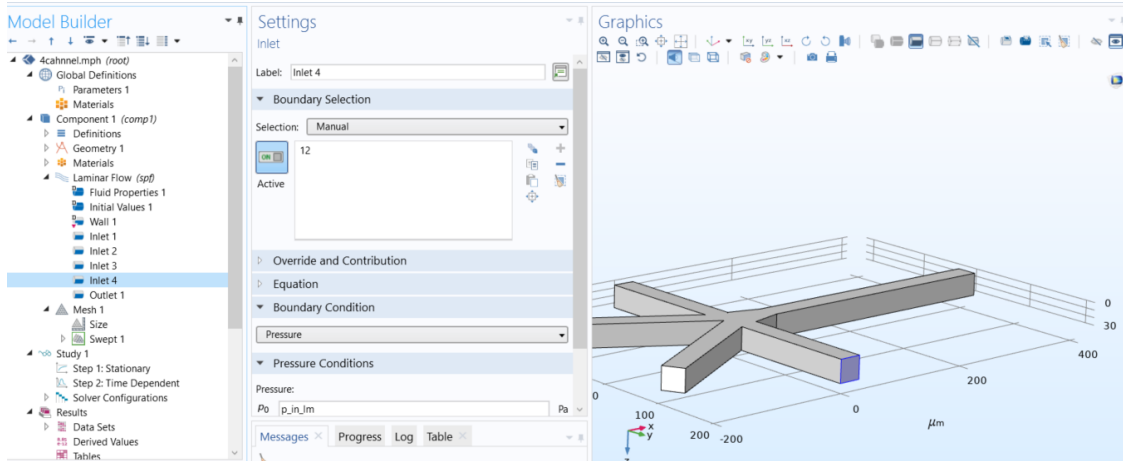
Tablo 1.1 Akışkan basınç parametre hesapları ve sonuçları

Kanal No	3 kanallı mikroakışkan	Parametreler	Giriş Basınç Değerleri [Pa]									Girişler				
			t=0	t=0.5	t=1	t=1.5	t=2	t=2.5	t=3	t=3.5	t=4	Inlet1	inlet2	Inlet3	Inlet4	Inlet5
1	p in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	40	50	60	50	40	50	60	50			$\alpha=\pi$		
2	p in_c	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	60	50	40	50	60	50	40	50	60		$\alpha=\pi/2$			
3	p in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	60	50	40	50	60	50	40	50	$\alpha=0$				
3 kanallı mikroakışkan kanal çıkışı basınç değerleri[Pa]			6.1	5.7	5.37	5.7	6.1	5.7	5.37	5.7	6.1					
4 kanallı mikroakışkan			Parametreler													
1	p in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	40	50	60	50	40	50	60	50				$\alpha=\pi$	
2	p in_il	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	57.7	42.9	42.9	57.7	57.7	42.9	42.9	57.7	57.7			$\alpha=3*\pi/4$		
3	p in_ir	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	60	50	40	50	60	50	40	50	60		$\alpha=\pi/4$			
4	p in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	60	50	40	50	60	50	40	50	$\alpha=0$				
4 kanallı mikroakışkan kanal çıkışı basınç değerleri[Pa]			13.5	13	11.8	12.6	14	12.6	11.8	12.6	13.5					
5 kanallı mikroakışkan			Parametreler													
1	p in_lm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	40	50	60	50	40	50	60	50					$\alpha=\pi$
2	p in_il	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	57.7	42.9	42.9	57.7	57.7	42.9	42.9	57.7	57.7				$\alpha=3*\pi/4$	
3	p in_c	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	60	50	40	50	60	50	40	50	60			$\alpha=\pi/2$		
4	p in_ir	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	57.7	57.7	42.9	42.9	57.7	57.7	42.9	42.9	57.7		$\alpha=\pi/4$			
5	p in_rm	$p_0+p_1*\sin(\omega t+\alpha)$	50	60	50	40	50	60	50	40	50	$\alpha=0$				
5 kanallı mikroakışkan kanal çıkışı basınç değerleri [Pa]			13	12	10.6	11.8	13	11.8	10.6	11.8	13					
Sabit Değişkenler																
p0	50[Pa]															
p1	10[Pa]															
Omega	π [rad/s]															

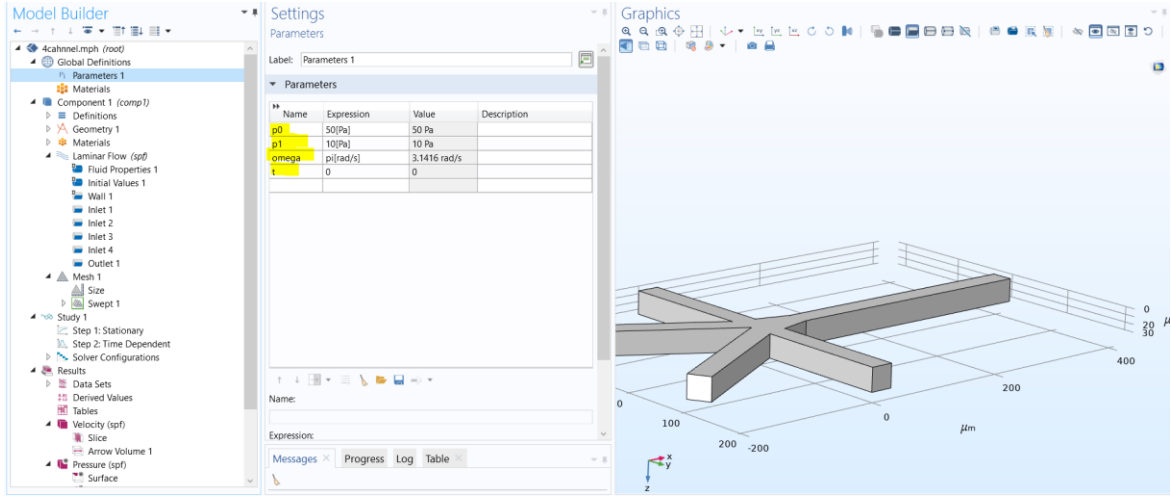
EK 2-Comsol Multiphysics Test Aşamaları



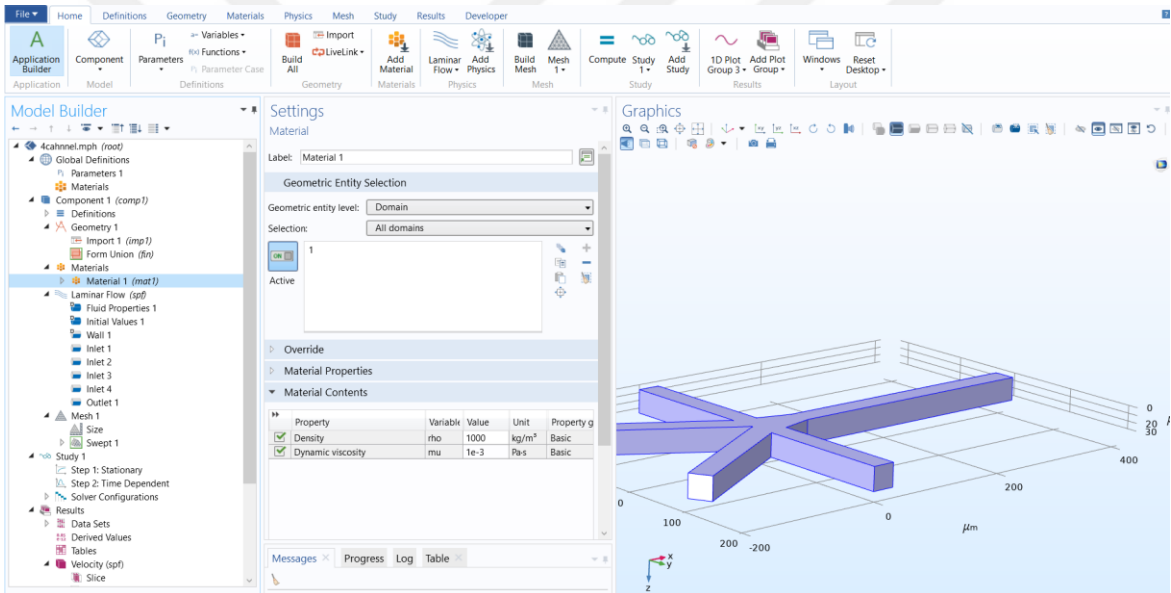
Şekil 2.1 Akış yönü gösterme okları



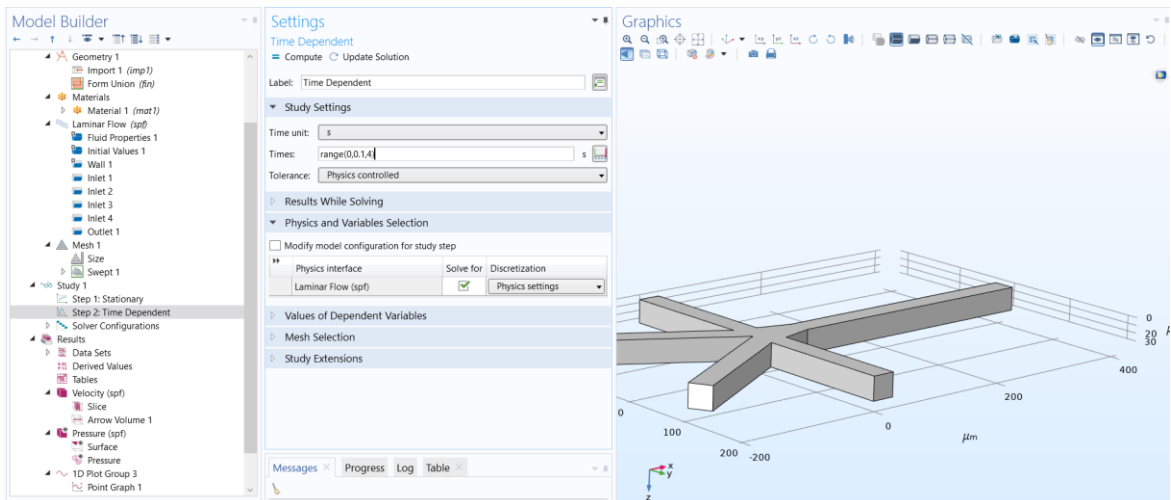
Şekil 2.2 Giriş-çıkış kanallarının belirlenmesi



Şekil 2.3 Kullanılacak parametrelerin girişi



Şekil 2.4 Sıvı akışkan tanımı



Şekil 2.5 Zaman aralığı belirlenmesi

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İsmet ÜNALLI
Doğum yeri ve Tarihi : Eskişehir/Sivrihisar-1993
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : ismetunalli.26@gmail.com

Öğrenim Durumu

Derece	Bölüm/Program	Okul	Mezuniyet Yılı
Lise	Bilgisayar Programcılığı	Sivrihisar Anadolu Teknik Lisesi	2011
Lisans	Mekatronik Mühendisliği	Sakarya Üniversitesi	2016

İş Deneyimi

Yıl	Firma	Görev
2016-2017	Timarge Mekatronik A.Ş.	Proje Mühendisi
2018-2019	Akar Makine A.Ş.	Teknik Servis Mühendisi

Makaleler

- Unalli, I., Ersoy, S., & Ertuğrul, I. (2020). Microfluidics Chip Design Analysis and Control. Journal of Mechatronics and Artificial Intelligence in Engineering, Vol 1, Issue 1, p 2-7

