

MAKMAL-ATAS-CIP DENGAN MEDAN MAGNET BERKECERUNAN TINGGI  
BAGI APLIKASI PENGASINGAN SEL BIOLOGI

UMMIKALSOM BINTI ABIDIN

TESIS YANG DIKEMUKAKAN UNTUK MEMPEROLEH IJAZAH  
DOKTOR FALSAFAH

INSTITUT KEJURUTERAAN MIKRO DAN NANOELEKTRONIK  
UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA  
BANGI

2016

## PENGHARGAAN

Dengan nama Allah yang Maha Pemurah lagi Maha Mengasihani, Alhamdulillah segala pujian hanya layak bagi Allah, Tuhan sekalian alam. Selawat dan salam ke atas Rasul junjungan Muhammad S.A.W, para kerabat baginda, para sahabat R.H.U.M, para solefus soleh dan muslimin muslimat sekalian. Syukur yang tidak terhingga kepada pemberi nikmat yang agung, Allah S.A.W. atas limpah rahmat dan petunjuk-Nya dapatlah kajian dan penulisan akhir tesis Ijazah Doktor Falsafah (Ph.D) di Institut Kejuruteraan Mikro dan Nanoelektronik (IMEN), Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM) di selesaikan.

Terima kasih yang tidak terhingga kepada penyelia pengajian Ph.D yang juga Pengarah IMEN, Professor Dato' Dr. Burhanuddin Yeop Majlis atas ilmu, tunjuk ajar dan segala kebaikan yang dicurahkan beliau sepanjang pengajian Ph.D di IMEN, UKM. Tidak lupa juga untuk Professor Madya Dr. Jumril Yunas di atas nasihat dan pertolongan dalam kajian yang dijalankan.

Ucapan penghargaan juga kepada penaja pengajian, Kementerian Pengajian Tinggi Malaysia dan majikan, Universiti Teknologi Malaysia atas peluang melanjutkan pelajaran Ph.D ini.

Dedikasi penghargaan ini juga adalah buat suami, Amirul Zizi dan anak-anak Ammar, Syaurah dan Aqil. Tidak lupa juga terima kasih buat ibu dan adik beradik di Johor. Terima kasih atas doa dan kasih sayang kalian.

Jutaan terima kasih juga kepada kakitangan dan rakan seperjuangan di IMEN, UKM.

## ABSTRAK

Peranti pemisah magnet berkecerunan tinggi (HGMS) dapat menghasilkan magnitud dan kecerunan ketumpatan fluks magnet tinggi dalam penjanaan daya pemerangkapan magnet. Sejak pengenalan peranti pemisah magnet yang menggunakan konsep HGMS, penggunaan pemisahan magnet untuk bidang bioteknologi, kimia dan perubatan telah berkembang pesat. Walaubagaimanapun, sistem magnet yang besar, proses fabrikasi yang rumit, medan magnet yang tidak dapat ditala dengan kecerunannya yang rendah serta kesan pemanasan Joule adalah antara permasalahan kajian-kajian lepas. Dalam kajian ini, rekabentuk novel peranti pemisah LOC magnet berkecerunan tinggi telah disimulasi, difabrikasi dan diuji. Peranti pemisah LOC magnet yang ringkas dan mudah difabrikasi ini menggabungkan gegelung lingkaran wayar magnet, teras magnet nikel ferit ( $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ ) berbentuk-V dan saluran mikrofluidik. Teras magnet berbentuk-V ini dihasilkan melalui proses pemesinan pukal punaran basah tak-isotropik KOH dan elektrosaduran  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ . Penggunaan ketumpatan arus elektrik  $10 - 15 \text{ mA/cm}^2$  berjaya memendapkan bersama bahan nikel dan ferit dalam komposisi stoikiometrik nikel 72.6 – 81.9 % dan ferit 28.4 – 18.1 %. Pembuatan saluran mikrofluidik daripada bahan polimer PDMS dan PUMA juga berjaya direalisasikan dengan teknik acuan replika. Sebuah kebuk pemerangkapan ditengah saluran direkabentuk bagi mengurangkan halaju aliran dan daya seretan ke atas manik magnet mikro yang melaluinya. Integrasi gegelung lingkaran wayar magnet dan teras magnet  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk-V dengan luas hujung bersaiz  $1 - 14\,516 \mu\text{m}^2$  berjaya menghasilkan ketumpatan fluks magnet bermagnitud  $B_r = 225 - 10 \text{ mT}$ ,  $B_z = 390 - 22 \text{ mT}$  dan berkecerunan tinggi dengan  $dB_r/dr = 300 \times 10^3 - 150 \text{ T/m}$  dan  $dB_z/dz = 160 \times 10^3 - 80 \text{ T/m}$ . Selain itu, magnitud dan kecerunan medan magnet ini dapat ditala dengan bekalan arus elektrik kepada sistem magnet ini. Ujian fungsi titisan bendalir manik magnet berjaya menunjukkan pemerangkapan partikel nano dan manik magnet mikro bergaris pusat  $20 \text{ nm}$  dan  $2.5 \mu\text{m}$  di atas hujung teras berbentuk-V. Hubungan terus antara arus terus bekalan dengan luas pemerangkapan partikel nano dan manik magnet mikro ini juga dapat diperhatikan. Berbanding sistem gegelung lingkaran wayar magnet yang mengalami kesan pemanasan Joule yang ketara, sistem gabungan gegelung lingkaran wayar magnet,  $N = 20$  dan teras magnet berbentuk-V atas cip silikon ini dapat mengurangkan pemanasan Joule sehingga  $\sim 26 \%$  pada arus terus bekalan,  $I_{DC}$  maksimum  $2.5 \text{ A}$ . Pengurangan kesan pemanasan Joule ini disebabkan oleh sifat bahan silikon yang dapat mengkonduksikan haba dengan baik. Kecekapan pemerangkapan manik-manik magnet mikro  $4.5 \mu\text{m}$  dan  $2.5 \mu\text{m}$  dalam saluran bendalir mikro adalah  $100 \%$  dan  $95 \%$  pada kadar alir  $1 \mu\text{L/min}$  dengan penggunaan hujung teras dengan luas  $\sim 14\,516 \mu\text{m}^2$ ,  $N = 20$  dan  $I_{DC} = 1.0 \text{ A}$ . Perkadaran songsang antara kadar alir yang digunakan dan kecekapan pemerangkapan juga telah dibuktikan. Sebagai kesimpulannya, kajian ini telah berjaya merealisasikan sebuah peranti LOC HGMS dengan kecekapan pemerangkapan tinggi bagi pemisahan dan pengasingan sel-sel biologi yang dilabel dengan manik-manik magnet mikro.

## HIGH GRADIENT MAGNETIC FIELD LAB-ON-CHIP (LOC) FOR BIOLOGICAL CELL SEPARATION

### ABSTRACT

High gradient magnetic separation (HGMS) capable of producing high magnetic flux density magnitude and gradient in magnetic capturing force. Since its introductory, HGMS concept has been widely employed in the field of biotechnology, chemistry and medical. However, huge magnetic system, complicated fabrication process, inadjustable magnetic field and its gradient and Joule heating effect are some of the past research problems. In this research, a novel design of high magnetic gradient LOC magnetic separator has been simulated, fabricated and tested. This simple and easy fabricated LOC magnetic separator comprising of spiral-shaped magnet wire coil, V-shaped nickel ferrite ( $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ ) magnetic core and a microfluidics channel. The V-shaped magnetic core is fabricated by KOH anisotropic wet etching of bulk micromachining and  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  electroplating processes. The current density of 10 - 15  $\text{mA}/\text{cm}^2$  used in the electroplating process have successfully co-deposited Ni and Fe alloy in its stoichiometric composition of nickel 72.6 – 81.9 % and ferrite 28.4 – 18.1 %. Microfluidics channel has been successfully fabricated using replica molding technique using PDMS and PUMA polymer materials. A trapping chamber at the microchannel centre is designed to minimize the fluid velocity and thus lowering down the drag force on the magnetic microbeads. The integration of spiral-shaped magnet wire coil and  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  magnetic core is able to generate high magnetic flux magnitude of  $B_r = 225 - 20$  mT,  $B_z = 390 - 25$  mT, and high gradient of  $dB_r/dr = 300 \times 10^3 - 150 \times 10^3$  T/m and  $dB_z/dz = 160 \times 10^3 - 80$  T/m from the core hujung of size  $1 - 14\ 516\ \mu\text{m}^2$ . Moreover, tuning of the magnetic field and its gradient is enable with the electric current supplied to the magnetic system. Functional test demonstrated the 20 nm and 2.5  $\mu\text{m}$  diameter magnetic nano particles and microbeads capturing on the V-shaped magnetic core hujung. In addition, proportional relationship between the direct current injection and the magnetic nano particles and microbeads capturing area is also observed. Joule heating effect is substantial in magnet wire coil system, however, the combination of spiral-shaped magnet wire coil of  $N = 20$  and on-silicon chip V-shaped magnetic core has reduced the Joule heating effects of  $\sim 26$  % at maximum direct current,  $I_{DC}$  of 2.5 A. The reduced Joule heating effect is expected due to silicon of high thermal conductivity material enable fast heat dissipation. Magnetic beads trapping effectiveness of 100 % and 95 % has been determined using 4.5  $\mu\text{m}$  and 2.5  $\mu\text{m}$  diameter respectively at volume flow rate of 1  $\mu\text{L}/\text{min}$  using magnetic core hujung of  $\sim 14\ 516\ \mu\text{m}^2$ ,  $N = 20$  and  $I_{DC} = 1.0$  A. The trapping efficiency is inversely proportional with the volume flow rate used in the microfluidics. In conclusion, an efficient LOC HGMS device for functional biological cells labelled with magnetic micro beads is accomplished in this study.

## KANDUNGAN

		<b>Halaman</b>
<b>PENGAKUAN</b>		ii
<b>PENGHARGAAN</b>		iii
<b>ABSTRAK</b>		iv
<b>ABSTRACT</b>		v
<b>KANDUNGAN</b>		vi
<b>SENARAI RAJAH</b>		xi
<b>SENARAI JADUAL</b>		xxvii
<b>SENARAI SIMBOL</b>		xxix
<b>SENARAI SINGKATAN</b>		xxxii
<b>SENARAI TATANAMA</b>		xxxiii
<b>BAB I</b>	<b>PENDAHULUAN</b>	
1.1	Peranti Diagnostik	1
1.2	Pengasingan Sel Biologi	4
1.3	Pengasingan Sel Biologi Makmal Atas Cip (Lab-On-Chip)	9
1.4	Permasalahan Penyelidikan	13
1.5	Objektif dan Skop Penyelidikan	14
1.6	Kaedah Penyelidikan	14
1.7	Sumbangan Kajian	16
1.8	Organisasi Tesis	17
<b>BAB II</b>	<b>ULASAN KEPUSTAKAAN</b>	
2.1	Pengenalan	19
2.2	Bidang Bendalir Mikro (Mikrofluidik)	19
2.3	Makmal Atas Cip (Loc)	23
	2.3.1 Pemerangkapan dan pemisahan sel biologi LOC	25
2.4	Pemisahan dan Pemerangkapan Sel Biologi Magnet	28
2.5	Makmal-atas-cip (Loc) Magnet	31
	2.5.1 Sistem magnet luaran makro	32

2.5.2	Sistem Magnet dalaman mikro bersepadu	39
2.5.3	Sistem gabungan magnet luaran makro dan magnet dalaman Mikro	47
2.6	Konsep Rekabentuk Teras Magnet Berbentuk-V	48
2.7	Ringkasan Bab	50
<b>BAB III</b>	<b>TEORI PENGASINGAN DAN PEMERANGKAPAN MAGNET</b>	
3.1	Pengenalan	51
3.2	Bahan Magnet	52
	3.2.1 Manik magnet	53
3.3	Teori Magnetostatik	56
	3.3.1 Hukum bio-savart	56
	3.3.2 Kesan teras di dalam konduktor pembawa arus elektrik	60
3.4	Teori Mekanik Bendalir	60
	3.4.1 Mikrofluidik	61
	3.4.2 Keselajaran hidrodinamik untuk aliran susutan tekanan saliran mikrofluidik	62
	3.4.3 Garis pusat hidroli	63
	3.4.4 Nombor Reynolds, <i>Re</i>	64
	3.4.5 Aliran di dalam saliran berkeratan rentas segiempat tepat	64
3.5	Daya-daya ke atas Manik Magnet	67
	3.5.1 Daya magnet ke atas manik magnet	68
	3.5.2 Daya seretan hidrodinamik	70
3.6	Ringkasan Bab	72
<b>BAB IV</b>	<b>REKABENTUK DAN SIMULASI</b>	
4.1	Pengenalan	73
4.2	Rekabentuk Peranti Pemisah Loc Magnet	74
4.3	Model, Simulasi Dan Analisis Sistem Elektromagnet	80
	4.3.1 Perisian kaedah analisis elemen Keterhinggaan (FEA) COMSOL mulhujunghysics 4.2	80
	4.3.2 Model dan simulasi medan magnet	82
	4.3.3 Integrasi Teras $\text{ni}_{80}\text{fe}_{20}$ dengan gegelung lingkaran satah mikro	94
	4.3.4 Integrasi Teras $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ dengan gegelung lingkaran satah wayar magnet	104
	4.3.5 Daya magnet ke atas manik magnet	119

4.4	Model, Simulasi dan Analisis Saliran Mikrofluidik	120
	4.4.1 Model dan simulasi saluran mikrofluidik	120
4.5	Ringkasan Bab	135
<b>BAB V</b>	<b>FABRIKASI DAN PENCIRIAN</b>	
5.1	Pengenalan	137
5.2	Proses Fabrikasi Teras Magnet Berbentuk – V	138
	5.2.1 Penyediaan bahan substrat	140
	5.2.2 Pemindahan rekabentuk dengan kaedah litografi foto	140
	5.2.3 Proses punaran silikon nitrid dengan <i>Buffered-Oxide Etch (BOE)</i>	144
	5.2.4 Proses punaran basah tak-isotropik potassium hidroksida (KOH)	148
	5.2.5 Proses pemendapan filem nipis kromium/ emas dan kromium/kuprum	160
	5.2.6 Proses penyepuhlindungan ( <i>annealing</i> ) filem nipis kromium/ emas dan kromium/ kuprum	162
	5.2.7 Proses elektrosaduran aloi magnet lembut $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$	164
5.3	Proses Fabrikasi Gegendang Magnet Lingkaran Satah	172
	5.3.1 Gegendang lingkaran satah konduktor kuprum PCB	173
	5.3.2 Gegendang lingkaran satah wayar magnet kuprum piawai AWG28	180
5.4	Proses Fabrikasi Saliran Aliran Mikro	183
	5.4.1 Acuan SU-8 saluran mikro	183
	5.4.2 Saliran mikro PDMS	192
	5.4.3 Saliran mikro PUMA	195
	5.4.4 Proses pembuatan tiub salur masukan dan keluaran saluran	199
	5.4.5 Proses lekatan saluran mikrofluidik	204
	5.4.6 Hasil fabrikasi akhir saluran mikrofluidik PDMS	209
5.5	Ringkasan Bab	211
<b>BAB VI</b>	<b>PENGUKURAN, PENGUJIAN DAN PERBINCANGAN</b>	
6.1	Pengenalan	213
6.2	Teras Magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ Berbentuk-V	214
	6.2.1 Pencirian fizikal teras magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ berbentuk-V	214
	6.2.2 Pencirian komposisi aloi $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ dan sifat bahan magnet	224
6.3	Gegendang Wayar Magnet Satah dan Teras Magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ Berbentuk-V	229
	6.3.1 Pengukuran medan magnet	229
	6.3.2 Pengukuran suhu hujung teras magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$	236

6.4	Ujikaji Fungsi Pemerangkapan Manik Magnet	247
6.4.1	Penyediaan manik magnet dan tatasusunan ujikaji	247
6.4.2	Kesan arus terus $I_{DC}$ terhadap pemerangkapan partikel magnet nikel 20 nm	252
6.4.3	Kesan arus terus $I_{DC}$ terhadap pemerangkapan manik magnet polisterin 2.5 $\mu\text{m}$	255
6.5	Ujikaji Pemerangkapan Manik Magnet dengan Peranti Loc Berkecerunan Medan Magnet Tinggi	269
6.5.1	Penyediaan dan pengiraan manik magnet polisterin 2.5 $\mu\text{m}$ dan 4.5 $\mu\text{m}$ menggunakan <i>Hemocytometer</i>	275
6.5.2	Kesan kadar alir bendalir terhadap pemerangkapan manik magnet polisterin 4.5 $\mu\text{m}$ dan 2.5 $\mu\text{m}$	279
6.6	Ringkasan Bab	291
<b>BAB VII</b>	<b>KESIMPULAN DAN CADANGAN</b>	
7.1	Kesimpulan	292
7.2	Cadangan Penyelidikan akan Datang	294
<b>RUJUKAN</b>		296
<b>LAMPIRAN</b>		
Lampiran A	Bahan magnet	312
Lampiran B	Langkah pembersihan RCA-1 dan RCA-2	313
Lampiran C	Langkah pembersihan asas dan oksida natif	314
Lampiran D	Graf ketebalan filem rintang foto AZ P4620 berbanding halaju Putaran	315
Lampiran E	Keamatan pencahayaan relatif berbanding ketebalan filem silikon nitrid $\text{Si}_3\text{N}_4$	316
Lampiran F	Kepelbagaian ketebalan substrat silikon di ukur dengan SEM	317
Lampiran G	Ketebalan pemendapan lapisan filem nipis pembenih logam emas ~ 340 nm yang diukur dengan SEM	318
Lampiran H	Hasil pemendapan logam pelekat/pembenih Cr/Au menggunakan pemercik DC ke dalam empat struktur rongga berbentuk – V berbeza bentuk dan saiz (pandangan hadapan)	319
Lampiran I	Kerosakan lapisan logam lekatan/pembenih tanpa penyepulindapan (a) Cr/Au (b) Cr/Cu semasa proses elektrosaduran	320



Lampiran J	Hasil elektrosaduran Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> ke dalam struktur rongga berbentuk -V selepas 1 jam dengan $J = 10 \text{ mA/cm}^2$	321
Lampiran K	Ujikaji daya lekatan plat belakang Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> di atas permukaan satah PCB kuprum menggunakan pita <i>Scott</i>	322
Lampiran L	Hasil elektrosaduran Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> ke dalam struktur rongga berbentuk -V selepas 6 jam dengan $J = 10 \text{ mA/cm}^2$	323
Lampiran M	Unit bagi ciri-ciri magnet	324
Lampiran N	Spesifikasi teknikal partikel magnet polisterin permukaan licin, 2.0 – 2.9 $\mu\text{m}$ Spero <sup>TM</sup>	325
Lampiran O	Spesifikasi teknikal partikel magnet polisterin permukaan licin, 4.0 – 5.0 $\mu\text{m}$ Spero <sup>TM</sup>	326
Lampiran P	Senarai Penerbitan	327

## SENARAI RAJAH

<b>No. Rajah</b>		<b>Halaman</b>
Rajah 1.1	Sumber: Cavazos 2012	2
Rajah 1.2	Komplikasi dalam tatacara ujian diagnostik klinikal konvensional	3
Rajah 1.3	Skala relatif molekul dan struktur biologi manusia	5
Rajah 1.4	Pengemparan mencerun Ficoll Leukopac <sup>®</sup> untuk pengasingan PBMC dengan konsep pengasingan fizikal mengikut ketumpatan dan saiz sel	6
Rajah 1.5	Pelbagai sel biologi yang terkandung dalam darah	6
Rajah 1.6	Prinsip pengasingan sel biologi yang dilabel dengan manik magnet berpenanda permukaan antibodi kaedah MACS dan magnet kekal luaran bersaiz makro	7
Rajah 1.7	Prinsip pengasingan sel kaedah berpendarfluor FACS berdasarkan penyerakan cahaya tertentu dan ciri-ciri pendarfluor setiap sel biologi	8
Rajah 1.8	Peranti Makmal-Atas-Cip ( <i>Lab-on-Chip</i> ) yang menggabungkan keseluruhan ujian makmal konvensional di atas sebuah cip kecil	10
Rajah 1.9	Komponen-komponen utama makmal-atas-cip (LOC)	11
Rajah 1.10	Kaedah pemisahan dan pengasingan sel biologi LOC	12
Rajah 1.11	Fasa pembangunan peranti pemisah magnet LOC	15
Rajah 2.1	Perbandingan skala dimensi panjang dan isipadu mikrofluidik	20
Rajah 2.2	Perbandingan skala dimensi dan isipadu sistem nano- dan mikrofluidik dengan atom, molekul dan sel biologi	21
Rajah 2.3	Ciri nisbah luas permukaan berbanding isipadu	22
Rajah 2.4	Ciri-ciri komponen dan peranti mikrofluidik yang dapat dibahagikan kepada empat komponen utama penting	23
Rajah 2.5	Skematik konsep awal pemisah magnet berkecerunan tinggi ( <i>HGMS</i> ) yang menggunakan serabut keluli tahan karat bagi mendapatkan kecerunan medan magnet tinggi	29
Rajah 2.6	Mesin automatik MACS Miltenyi Biotech	30
Rajah 2.7	Skematik komponen-komponen peranti pemisahan magnet kuadrupele (QMS) yang menggunakan konsep HGMS	31
Rajah 2.8	Prinsip pemisah magnet aliran berterusan yang menggunakan magnet kekal luaran dengan (a) dua saluran keluaran (b) banyak saluran keluaran	33

Rajah 2.9	Skematik sistem pemisahan magnet yang menggunakan tetiang nikel dan sumber magnet luaran	35
Rajah 2.10	Skematik sistem pemisahan magnet yang menggunakan tetiang nikel dan sumber elektromagnet luaran	35
Rajah 2.11	Skematik rekabentuk sistem LOC HGMS menggunakan jalur/wayar tunggal ferromagnet dalam saluran mikrofluidik	36
Rajah 2.12	Skematik rekabentuk sistem LOC HGMS yang menggunakan jalur/wayar berbilang ferromagnet dalam saluran mikrofluidik	37
Rajah 2.13	Proses fabrikasi struktur jalur magnet dengan lapisan pasif	37
Rajah 2.14	Proses fabrikasi struktur jalur magnet dengan lapisan pasif	38
Rajah 2.15	Konsep HGMS dalam saluran mikrofluidik dengan penggunaan magnet luaran kekal dan MCSNPs	39
Rajah 2.16	Skematik (a) induktor mikro berteras magnet (b) mikroelektromagnet pengasingan manik magnet	41
Rajah 2.17	Gambaran skematik rekabentuk, simulasi medan magnet dan ujikaji pemerangkapan partikel magnet	42
Rajah 2.18	Mikroelektromagnet gegelung empat segi satah	44
Rajah 2.19	Mikroelektromagnet berliku	44
Rajah 2.20	Mikroelektromagnet berbentuk matriks	45
Rajah 2.21	Mikroelektromagnet bergerigi	45
Rajah 2.22	Sistem gabungan hibrid magnet luaran makro dan magnet dalaman mikro	48
Rajah 2.23	(a) Hujung magnet kekal berbentuk-V yang boleh menjanakan ketumpatan fluks magnet bermagnitud dan berkecerunan tinggi (b) sistem elektromagnet mikro dengan hujung teras magnet lembut berbentuk-V permukaan (c) sistem elektromagnet mikro (d) sistem elektromagnet mikro satah dengan hujung teras bentuk tirus (e) jarum elektromagnet (EMN) dengan hujung tirus	49
Rajah 3.1	Elektron berputar dan mengelilingi nukleus mengikut orbitnya menghasilkan sifat magnet sesuatu bahan	52
Rajah 3.2	Pengelasan bahan magnet daripada jadual berkala	52
Rajah 3.3	Tiga struktur utama manik magnet (a) teras tunggal magnet dalam kelompok polimer sfera (b) partikel magnet nano dalam cengkerang polimer sfera dan (c) nano partikel magnet di permukaan teras polimer dan dalam cengkerang polimer sfera (morfologi strawberi)	55
Rajah 3.4	Medan magnet $\vec{dB}$ pada titik P yang disebabkan oleh elemen pembawa arus elektrik $I d\vec{s}$	56

Rajah 3.5	Medan magnet yang dihasilkan oleh gegelung lingkaran yang membawa arus elektrik	57
Rajah 3.6	Nisbah $B_z/B_0$ dalam fungsi $z/R$ dengan $B_0 = \mu_0 I/2R$ merupakan Kekuatan medan magnet pada $z = 0$	60
Rajah 3.7	Pengelasan regim aliran bendalir mengikut nombor Knudsen, $Kn$	61
Rajah 3.8	Aliran melalui keratan rentas arbitrari	63
Rajah 3.9	Parameter dan susuk halaju parabolik aliran laminar	65
Rajah 3.10	Perbezaan di antara penyelesaian analatikal dengan kaedah penghampiran berbanding kaedah berangka	67
Rajah 3.11	Ilustrasi skematik menunjukkan daya-daya yang di alami oleh manik magnet dalam aliran mikrofluidik dan medan magnet	68
Rajah 3.12	Manik magnet dipengaruhi daya seretan bendalir dan daya magnet daripada sumber medan magnet berkecerunan (a) $\chi_p > \chi_m$ , manik magnet akan tertarik kepada medan magnet (b) $\chi_p < \chi_m$ , manik magnet akan tertolak menjauhi medan magnet	71
Rajah 4.1	Skematik 2D rekabentuk pemisah LOC magnet dengan integrasi teras magnet on-chip, gegelung lingkaran satah kuprum dan saluran mikrofluidik yang dicadangkan dengan (a) keratan rentas (b) pandangan bawah (c) pandangan atas	74
Rajah 4.2	Konsep HGMS rekabentuk teras berbentuk-V dengan hujung bersaiz mikrometer bagi penjanaan medan magnet berkecerunan tinggi	75
Rajah 4.3	Struktur 3D MEMS yang boleh dihasilkan dengan teknik punaran basah tak-isotropik	76
Rajah 4.4	Struktur rongga berbentuk-V atau piramid terbalik yang terhasil dengan punaran basah tak-isotropik ke atas silikon (100) dengan $W_m$ adalah lebar tetopeng dan $W_o$ adalah lebar hujung rongga	77
Rajah 4.5	Carta kerja untuk model dan simulasi FEA sistem elektromagnet menggunakan perisian COMSOL Multiphysics	81
Rajah 4.6	Modul AC/DC dalam perisian COMSOL Mulhujunphysics 4.2 dengan pilihan fizik medan magnet ( <i>magnetic field</i> )	81
Rajah 4.7	Skematik model satah simetri, $r = 0$ dengan spesifikasi kerentanan bahan yang digunakan untuk simulasi sistem elektromagnet dengan teras magnet berbentuk-V	83
Rajah 4.8	Skematik model dengan keadaan sempadan satah simetri, $r = 0$ dan penebatan magnet yang digunakan untuk simulasi sistem elektromagnet dengan teras berbentuk-V	84
Rajah 4.9	Jejaring kawalan fizik jejaring tersangat halus ( <i>physics-controlled Extremely fine mesh</i> ) dengan 31 355 elemen dan jejaring berketumpatan tinggi di kawasan hujung teras dan gegelung lingkaran satah	85

Rajah 4.10	Perbandingan ketumpatan fluks magnet komponen $-z$ , $B_z$ teori dan simulasi dengan $N = 1$ pada $I_{DC} = 0.5$ A	86
Rajah 4.11	kematik (a) model teori dan (b) simulasi satah simetri ketumpatan fluks magnet komponen $-z$ , $B_z$ teori dan simulasi dengan $N = 1$ pada $I_{DC} = 0.5$ A	86
Rajah 4.12	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi $N = 10$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A	87
Rajah 4.13	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A	88
Rajah 4.14	Ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A	89
Rajah 4.15	Ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A	89
Rajah 4.16	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A pada jarak $-z$ di atas konduktor mikroelektromagnet	90
Rajah 4.17	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A pada jarak $-z$ di atas konduktor mikroelektromagnet	91
Rajah 4.18	Perbandingan kecerunan ketumpatan fluks magnet $dB_r/dr$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A dengan jarak $-z$ di atas konduktor Mikroelektromagnet	92
Rajah 4.19	Perbandingan kecerunan ketumpatan fluks magnet $dB_r/dz$ bagi $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5$ A dengan jarak $-z$ di atas konduktor Mikroelektromagnet	92
Rajah 4.20	Magnitud ketumpatan fluks magnet, $B_{normal}$ maksimum yang terhasilberbanding luas hujung teras magnet (a) $1 \mu\text{m}^2$ (b) $100 \mu\text{m}^2$ (c) $900 \mu\text{m}^2$ (d) $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ dan $I_{DC} = 0.5$ A	96
Rajah 4.21	Magnitud ketumpatan fluks magnet, $B_r$ pada luas hujung teras magnet $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ dan $I_{DC} = 0.5$ A	97
Rajah 4.22	Magnitud ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ dan $I_{DC} = 0.5$ A	97
Rajah 4.23	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_r$ pada luas hujung teras magnet pelbagai dengan $N = 20$ , $I_{DC} = 0.5$ A dan $z = 0$	98
Rajah 4.24	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet pelbagai dengan $N = 20$ , $I_{DC} = 0.5$ A dan $z = 0$	98
Rajah 4.25	Kontur ketumpatan fluks magnet, $B_{normal}$ pada luas hujung teras magnet (a) $1 \mu\text{m}^2$ (b) $100 \mu\text{m}^2$ (c) $900 \mu\text{m}^2$ (d) $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ , $I_{DC} = 0.5$ A dan $z = 0$	99
Rajah 4.26	Ketumpatan fluks magnet, $B_r$ pada luas hujung teras magnet pelbagai dengan $N = 20$ , $I_{DC} = 0.5$ A dan $z = 0$ hingga $z = 10 \mu\text{m}$	100
Rajah 4.27	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet pelbagai dengan $N = 20$ , $I_{DC} = 0.5$ A dan $z = 0$ hingga $z = 10 \mu\text{m}$	100

Rajah 4.28	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_r$ pada luas hujung teras magnet $1.0 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ , $z = 0$ dan $I_{DC}$ pelbagai	101
Rajah 4.29	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet $1.0 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ , $z = 0$ dan $I_{DC}$ pelbagai	102
Rajah 4.30	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ , $z = 0$ dan $I_{DC}$ pelbagai	102
Rajah 4.31	Perbandingan ketumpatan fluks magnet, $B_z$ pada luas hujung teras magnet $2353 \mu\text{m}^2$ dengan $N = 20$ , $z = 0$ dan $I_{DC}$ pelbagai	103
Rajah 4.32	Perbandingan model sebenar dan model simulasi wayar magnet Cu bergaris pusat $291 \mu\text{m}$ dan dengan ketebalan lapisan penebat $15 \mu\text{m}$	105
Rajah 4.33	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$	106
Rajah 4.34	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dengan jarak $-z$ di atas konduktor wayar magnet	107
Rajah 4.35	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dengan jarak $-z$ di atas konduktor wayar magnet	107
Rajah 4.36	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$	108
Rajah 4.37	Ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$	109
Rajah 4.38	Ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$	109
Rajah 4.39	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$	110
Rajah 4.40	Ketumpatan fluks magnet $B_{normal}$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ (pandangan hujung teras)	110
Rajah 4.41	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras pelbagai pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dan $z = 0$	111
Rajah 4.42	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras pelbagai pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dan $z = 0$	111
Rajah 4.43	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras pelbagai pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dan $z = 0$ hingga $z = 150 \mu\text{m}$	112
Rajah 4.44	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras pelbagai pada $I_{DC} = 0.5 \text{ A}$ dan $z = 0$ hingga $z = 150 \mu\text{m}$	112

Rajah 4.45	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ dan $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $1.0 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC}$ pelbagai dan koordinat $-r$ dan $-z$	113
Rajah 4.46	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ dan $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $100.0 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC}$ pelbagai dan koordinat $r$ dan $-z$	114
Rajah 4.47	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ dan $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $900.0 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC}$ pelbagai dan koordinat $-r$ dan $-z$	115
Rajah 4.48	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ dan $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan hujung teras $2353.0 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC}$ pelbagai dan koordinat $-r$ dan $-z$	116
Rajah 4.49	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_r$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan luas hujung teras dan $I_{DC}$ pelbagai pada $z = 0$	117
Rajah 4.50	Perbandingan ketumpatan fluks magnet $B_z$ bagi wayar magnet $N = 20$ dengan luas hujung teras dan $I_{DC}$ pelbagai pada $z = 0$	117
Rajah 4.51	Model simulasi saliran mikrofluidik dengan kebuk pemerangkapan bergaris pusat $0.75 \text{ mm}$ di tengah saliran	121
Rajah 4.52	Perbandingan analisis simulasi dan pengiraan teori bagi saliran mikro dengan lebar, $w = 300 \mu\text{m}$ tinggi, $h = 110 \mu\text{m}$ dan panjang, $l = 14 \text{ mm}$	122
Rajah 4.53	Garis arus magnitud halaju dalam saliran mikro dengan kadar alir, $Q$ (a) $1.0 \mu\text{L}/\text{min}$ (b) $10.00 \mu\text{L}/\text{min}$ (c) $100.0 \mu\text{L}/\text{min}$ (d) $1000.0 \mu\text{L}/\text{min}$ saliran berkeratan rentas $300 \mu\text{m} \times 110 \mu\text{m}$ ( $w \times h$ )	124
Rajah 4.54	Plot permukaan magnitud halaju dalam saliran mikro pada satah $-yx$ dengan kedalaman, $z = 55 \mu\text{m}$ dengan kadar alir, $Q$ (a) $1.0 \mu\text{L}/\text{min}$ (b) $10.0 \mu\text{L}/\text{min}$ (c) $100.0 \mu\text{L}/\text{min}$ dan (d) $1000.0 \mu\text{L}/\text{min}$	125
Rajah 4.55	Plot permukaan magnitud halaju dalam saliran mikro pada satah $-yx$ dengan ketinggian, $h = 5, 55$ dan $105 \mu\text{m}$ dengan kadar alir, $Q = 1.0 \mu\text{L}/\text{min}$	126
Rajah 4.56	Plot permukaan magnitud halaju dalam saliran mikro pada lima satah $-zx$ berbeza dengan kadar alir, $Q = 1.0 \mu\text{L}/\text{min}$	127
Rajah 4.57	Magnitud halaju maksimum dalam saliran mikrofluidik berbanding kadar alir, $Q$ pada bahagian titik tengah saliran dan kebuk pemerangkapan dengan kedalaman, $z = 55 \mu\text{m}$	128
Rajah 4.58	Potongan garis selari dengan paksi $-y$ pada bahagian tengah saliran dan kebuk saliran bagi mendapatkan perbandingan susuk dan magnitud halaju	129

Rajah 4.59	Susuk halaju parabolik pada bahagian tengah saluran masukan dengan keratan rentas $300 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ ( $w \times h$ ) pada koordinat - $y$	130
Rajah 4.60	Susuk halaju parabolik pada bahagian tengah kebuk saluran dengan keratan rentas $750 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ ( $w \times h$ ) pada koordinat - $y$	131
Rajah 4.61	Plot permukaan kejatuhan tekanan, $\Delta P = 8.12 \text{ Pa}$ dengan kadar alir, $Q = 1.0 \mu\text{L}/\text{min}$	133
Rajah 4.62	Plot permukaan, kejatuhan tekanan, $\Delta P = 8755 \text{ Pa}$ dengan kadar alir, $Q = 1000.0 \mu\text{L}/\text{min}$	133
Rajah 4.63	Hubungan antara kejatuhan tekanan, $\Delta P$ dengan kadar alir, $Q$ dalam saluran mikrofluidik dengan kebuk pemerangkapan	134
Rajah 4.64	Pengiraan teori daya seretan ke atas manik magnet bergaris pusat purata $2.5$ dan $4.5 \mu\text{m}$ dengan halaju bendalir dalam saluran mikrofluidik	135
Rajah 5.1	Proses utama dalam fabrikasi teras magnet <i>on-chip</i> berbentuk - V menggunakan substrat silikon nitrid dengan fasiliti bilik bersih, IMEN, UKM	138
Rajah 5.2	Lukisan topeng legap dengan 5 tettingkap berbentuk segiempat sama bersaiz $920 \mu\text{m} \times 920 \mu\text{m}$ bagi pembentukan rongga berbentuk-V	141
Rajah 5.3	Hasil proses litografi corak rekabentuk dengan lima topeng tettingkap rintang foto menggunakan substrat $\text{Si}_3\text{N}_4$ dengan ketebalan lapisan nitrid (a) $147 \text{ nm}$ (b) $200 \text{ nm}$	144
Rajah 5.4	Topeng tettingkap rintang foto segiempat sama bersaiz (a) $920 \mu\text{m} \times 920 \mu\text{m}$ dengan permukaan $\text{Si}_3\text{N}_4$ tidak digilap (b) $890 \mu\text{m} \times 890 \mu\text{m}$ dengan permukaan $\text{Si}_3\text{N}_4$ tidak digilap	144
Rajah 5.5	Topeng tettingkap $\text{Si}_3\text{N}_4$ $890 \mu\text{m} \times 890 \mu\text{m}$ hasil proses punaran BOE (a) sebelum (b) selepas pembersihan rintang foto dengan solven aseton	147
Rajah 5.6	Hasil proses punaran BOE topeng tettingkap $\text{Si}_3\text{N}_4$ segiempat sama (a) $920 \mu\text{m} \times 920 \mu\text{m}$ (b) $890 \mu\text{m} \times 890 \mu\text{m}$	147
Rajah 5.7	Hasil tetopeng tettingkap $\text{Si}_3\text{N}_4$ segiempat sama $890 \mu\text{m} \times 890 \mu\text{m}$ selepas punaran BOE dengan kerosakan bahagian pepenjuru topeng tettingkap diperhatikan (bulatan merah)	148
Rajah 5.8	Punaran basah tak-isotropik KOH 45% dan suhu $80 \text{ }^\circ\text{C}$ ke atas substrat silikon adalah pada kadar $\sim 55 \mu\text{m}/\text{jam}$	149
Rajah 5.9	Penyediaan sampel dengan pengapitan (a) getah silikon (b) pengapit teflon berskru keluli tahan karat	150



Rajah 5.10	Skematik tatasusunan radas proses punaran basah tak-isotropik KOH 45 % dan 10 % IPA pada suhu 80 °C dengan kaedah pemanasan pendua	150
Rajah 5.11	Punaran tak-isotropik KOH 45 % dan 10 % IPA pada 80 °C untuk bukaan tettingkap segiempat sama 920 µm x 920 µm	152
Rajah 5.12	Punaran tak-isotropik KOH 45 % dan 10 % IPA pada 80 °C untuk bukaan tettingkap segiempat sama 890 µm x 890 µm	152
Rajah 5.13	Skematik proses fabrikasi struktur rongga berbentuk-V silikon (100) dengan proses litografi, punaran BOE dan punaran basah tak-isotropik KOH	153
Rajah 5.14	Hujung rongga berbentuk – V menggunakan topeng tettingkap 920 µm x 920 µm dengan masa punaran 15 jam	154
Rajah 5.15	Hujung berbentuk – V dari topeng tettingkap 890 µm x 890 µm dengan masa punaran 12 jam	154
Rajah 5.16	Langkah penghasilan rongga berbentuk-V dengan hujung kecil menggunakan kaedah punaran basah tak-isotropik permukaan belakang substrat	156
Rajah 5.17	Hujung berbentuk – V dari topeng tettingkap 920 µm x 920 µm dengan teknik punaran bahagian belakang substrat silikon	157
Rajah 5.18	SEM pandangan hadapan salah satu struktur rongga berbentuk – V	158
Rajah 5.19	SEM pandangan sisi salah satu struktur rongga berbentuk – V	158
Rajah 5.20	Permasalahan (a) topeng silikon nitrid yang rosak semasa proses KOH (b) skematik masalah <i>undercut</i> proses punaran tak-isotropik KOH	159
Rajah 5.21	Skematik dan gambarajah sebenar hasil pemendapan logam pelekat/ pembedih Cr/Cu menggunakan pemercik DC magnetron	162
Rajah 5.22	(a) Larutan elektrolit Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> selepas proses pencampuran reagen kimia dan air DI (b) pengukuran pH larutan elektrolit Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub>	166
Rajah 5.23	(a) Tatasusunan radas dan peralatan untuk proses elektrosaduran Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> (b) skematik radas dan peralatan elektrosaduran	167
Rajah 5.24	Skematik ringkasan proses pemendapan logam pelekat/pembedih Cr/Au dan elektrosaduran Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub>	168
Rajah 5.25	Ketebalan lapisan Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> selepas 1 jam proses elektrosaduran dengan $J = 10 \text{ mA/cm}^2$	169
Rajah 5.26	Elektrosaduran Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> ke dalam struktur rongga berbentuk – V dengan $J = 10 \text{ mA/cm}^2$ (a) selepas KOH (b) selepas pemendapan logam pelekat/ pembedih (c) 1 jam elektrosaduran (d) 2 jam elektrosaduran (e) 3 jam elektrosaduran (f) 4 jam elektrosaduran (g) 5 jam elektrosaduran (h) 7 jam elektrosaduran	170

Rajah 5.27	Skematik salah satu hujung struktur rongga berbentuk-V (a) sebelum (b) selepas 1 jam proses elektrosaduran	171
Rajah 5.28	Kadar elektrosaduran ke atas hujung struktur rongga berbentuk – V	171
Rajah 5.29	Teras belakang Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> yang di sadur ke atas permukaan PCB dengan proses elektrosaduran dengan $J = 10 \text{ mA/cm}^2$ selama 1 jam	172
Rajah 5.30	Rekabentuk topeng bagi gegelung lingkaran satah kuprum PCB (a) lebar, $w = 50.0 \text{ }\mu\text{m}$ dan sela, $s = 50.0 \text{ }\mu\text{m}$ (b) lebar, $w = 75.0 \text{ }\mu\text{m}$ dan sela, $s = 50.0 \text{ }\mu\text{m}$	173
Rajah 5.31	Parameter geometri gegelung lingkaran satah konduktor Cu pada pandangan sisi dengan tafsiran jejari luar, jejari dalam, lebar dan sela	174
Rajah 5.32	Rekabentuk gegelung mikro berbentuk satah yang berjaya dipindahkan ke atas PCB selepas proses litografi dengan bilangan gegelung lingkaran $N = 10$ dan $N = 20$	174
Rajah 5.33	Skematik ringkasan proses pembuatan gegelung lingkaran kuprum PCB melalui proses litografi dan punaran basah FeCl <sub>3</sub>	175
Rajah 5.34	Gegelung lingkaran mikro Cu berbentuk satah $N = 20$ , $w = 75 \text{ }\mu\text{m}$ dan $s = 75 \text{ }\mu\text{m}$ yang berjaya dihasilkan selepas proses punaran basah FeCl <sub>3</sub>	176
Rajah 5.35	Pengukuran lebar logam Cu bagi rekabentuk gegelung lingkaran dengan lebar $w = 50 \text{ }\mu\text{m}$ dan sela, $s = 50 \text{ }\mu\text{m}$ dengan mikroskop optik x50	176
Rajah 5.36	Ketebalan lapisan logam Cu PCB $\sim 30 \text{ }\mu\text{m}$ gegelung lingkaran satah yang diperhatikan menggunakan SEM	177
Rajah 5.37	Masalah gegelung mikro Cu PCB yang bersambung hasil fabrikasi menggunakan proses litografi dan punaran basah FeCl <sub>3</sub>	177
Rajah 5.38	Masalah gegelung lingkaran mikro Cu PCB yang putus hasil fabrikasi menggunakan proses litografi dan punaran basah FeCl <sub>3</sub>	178
Rajah 5.39	Masalah penjajaran dan kerosakan konduktor gegelung lingkaran Cusemasa proses penggerudian lubang sambungan <i>via</i> secara manual	179
Rajah 5.40	Sambungan <i>via</i> wayar magnet Cu bergaris pusat $\sim 0.3 \text{ mm}$ melalui lubang gerudi bergaris pusat $0.5 \text{ mm}$ untuk pembekalan arus elektrik kepada gegelung lingkaran mikro Cu PCB	179
Rajah 5.41	Kerosakan gegelung kuprum mikro akibat pemanasan Joule dengan bekalan arus, $I_{DC}$ terus $2.0 \text{ A}$ selama 5 minit	180

Rajah 5.42	SEM keratan rentas wayar magnet AWG28 yang digunakan dengan garis pusat dalaman konduktor kuprum adalah $\sim 291 \mu\text{m}$ dan ketebalan lapisan penebat $\sim 15 \mu\text{m}$	181
Rajah 5.43	Gegelung lingkaran satah wayar magnet di atas substrat PCB dengan plat belakang $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ (a) keratan rentas (b) pandangan atas	182
Rajah 5.44	Gegelung lingkaran satah wayar magnet bahan kuprum piawai AWG28 $N = 20$	182
Rajah 5.45	Topeng acuan SU-8 saluran mikro (a) lebar saluran, $w = 200 \mu\text{m}$ lebar, $w$ dan panjang, $l$ kebuk 2.4 mm (b) lebar saluran, $w = 200 \mu\text{m}$ dan garis pusat kebuk 2.4 mm (c) lebar saluran, $w = 300 \mu\text{m}$ dan garis pusat kebuk 1.0 mm (d) lebar saluran, $w = 200 \mu\text{m}$ dan garis pusat 0.75 mm	184
Rajah5.46	Skematik proses fabrikasi acuan SU-8 dengan proses litografi Foto	186
Rajah 5.47	Graf ketebalan filem SU-8 yang dapat dihasilkan berbanding halaju putaran dengan halaju putaran 2000 rpm dapat menghasilkan filem SU-8 2075 berketebalan $110 \mu\text{m}$	187
Rajah 5.48	Acuan SU-8 dengan kebuk pemerangkapan berbentuk segiempat sama (2.4 mm x 2.4 mm) di atas substrat silikon	189
Rajah 5.49	Acuan SU-8 dengan kebuk pemerangkapan berbentuk bulatan dan bergaris pusat 2.4 mm di atas substrat silikon	190
Rajah 5.50	(a) Tebal acuan SU-8 saluran mikro dengan kebuk pemerangkapan segiempat sama (pandangan sisi) (b) dimensi kebuk pemerangkapanberbentuk segiempat sama acuan SU-8 (pandangan atas)	191
Rajah 5.51	Lebar saluran acuan SU-8 saluran mikro dengan $w = 194.132 \mu\text{m}$ (pandangan atas)	191
Rajah 5.52	(a) Tebal acuan SU-8 saluran mikro dengan kebuk pemerangkapan bulatan (pandangan sisi) (b) dimensi kebuk pemerangkapan berbentuk segiempat sama acuan SU-8 (pandangan atas)	192
Rajah 5.53	Skematik proses acuan replika saluran mikrofluidik PDMS daripada acuan SU-8	192
Rajah 5.54	Masalah kerosakan acuan SU-8 dengan nisbah oligomer PDMS dan agen pempolimeran 10:5 dimana oligomer PDMS tidak dapat dikeraskan dalam ketuhar $65^\circ\text{C}$ selama 2 jam	193
Rajah 5.55	Polimer PDMS (a) sebelum dan (b) selepas proses penyahgas dalam kebuk vakum	193
Rajah 5.56	Perbezaan ketebalan saluran mikro PDMS (pandangan sisi) yang di ukur menggunakan SEM	194

Rajah 5.57	Dimensi kebuk pemerangkapan PDMS berbentuk (a) segiempat sama (b) bulatan yang diukur menggunakan SEM	194
Rajah 5.58	(a) Tebal (b) lebar saluran mikro PDMS yang diukur menggunakan SEM	195
Rajah 5.59	Pengerasan PUMA dengan kaedah dedahan UV (a) dalam kebuk tertutup dengan gas nitrogen (b) keadaan bilik dengan lapisan filem nipis lutsinar	197
Rajah 5.60	Hasil saluran mikro PUMA kaedah dedahan UV dalam keadaan bilik dengan lapisan filem nipis lutsinar (a) gambarajah sebenar (b) skematik	198
Rajah 5.61	Hasil saluran mikro PUMA kaedah dedahan UV dalam kebuk tertutup dengan gas nitrogen (a) gambarajah sebenar (b) skematik	199
Rajah 5.62	Penghasilan tiub salur keluaran dan masukan PTFE dengan Lapisan PDMS (a) yang mempunyai masalah kebocoran (b) skematik struktur	200
Rajah 5.63	Penghasilan tiub salur keluaran dan masukan PTFE dengan lapisan PDMS penuh (a) yang mempunyai lekatan yang baik (b) skematik struktur	201
Rajah 5.64	(a) Komponen PTFE <i>barbed sleeve</i> dan tiub Tygon <sup>®</sup> (b) Penyambungan dan (c) tatasusunannya sebelum polimer PDMS dituang ke dalam piring petri (d) skematik tuangan cecair PDMS ke dalam piring petri dengan binaan tiub saluran masukan dan keluaran	202
Rajah 5.65	Kupasan lapisan PDMS tiub masukan dan keluaran saluran mikro daripada piring petri	202
Rajah 5.66	(a) Skematik (b) imej sebenar integrasi lapisan PDMS tiub saluran masukan dan keluaran dengan menggunakan hujung pipet pakai buang 0.1-10 $\mu$ L	203
Rajah 5.67	Bandingan kekuatan lekatan antara lapisan PDMS menggunakan teknik lekatan pengerasan separa, pengerasan pelbagai nisbah, pelekat PDMS tak keras, plasma oksigen dan penyahcas korona	205
Rajah 5.68	Penyahcas korona digunakan bagi pengaktifan permukaan dan menguatkan lekatan antara lapisan PDMS/PDMS, PDMS/PUMA dan PUMA/PUMA	205
Rajah 5.69	Proses lekatan lapisan saluran mikro dengan lapisan saluran masukan dan keluaran dengan kaedah pengaktifan permukaan menggunakan penyahcas korona	206
Rajah 5.70	Contoh-contoh lapisan-lapisan yang dilekatkan dengan kaedah Pengaktifan penyahcas korona (a) berjaya PDMS/PDMS (b) tidak berjaya PDMS/silikon nitrid (c) tidak berjaya PUMA /silikon nitrid (d) berjaya PUMA/PUMA (e) berjaya PUMA /kaca (f) berjaya PDMS/PUMA	207

Rajah 5.71	Lapisan saliran PDMS dan lapisan saluran masukan dan keluaran tak kekal yang boleh dinyahlekat tanpa merosakkan permukaan (a) PDMS/PDMS (b) PUMA/PUMA	208
Rajah 5.72	Ketebalan lapisan PDMS berbanding kelajuan putaran dengan masa putaran 60 saat	210
Rajah 5.73	Ketebalan lapisan PDMS dengan halaju putaran 250 rpm selama 60 saat (a) bahagian saluran mikro (b) bahagian kebuk pemerangkapan saluran mikro	211
Rajah 6.1	SEM hujung teras Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> berbentuk – V berongga sampel 1 (a) pandangan atas (b) pandangan sisi	216
Rajah 6.2	SEM hujung teras Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> berbentuk – V berongga sampel 2 (a) pandangan atas (b) pandangan sisi	217
Rajah 6.3	Ilustrasi proses elektrosaduran selama 4 jam dengan pembentukan bonjolan pada hujung pepenjurong rongga	218
Rajah 6.4	SEM rongga teras Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> berbentuk – V sampel 1 dengan rekabentuk topeng tetingskap segiempat sama 920 µm x 920 µm (pandangan bahagian belakang substrat)	219
Rajah 6.5	Pandangan (a) hujung teras magnet Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> on-chip sampel 1 pada permukaan atas substrat Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub> dan (b) rongga teras magnet Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> on-chip sampel 1 daripada permukaan bawah substrat Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub>	220
Rajah 6.6	(a) Struktur 3D teras Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> berbentuk piramid yang melekat pada permukaan magnet kekal NdFeB (b) struktur hujung teras Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub>	220
Rajah 6.7	SEM permukaan dan ketebalan lapisan aloi Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> di atas substrat silikon dengan $J = 15 \text{ mA/cm}^2$	222
Rajah 6.8	Atomic Force Microscopy (AFM) kekasaran permukaan ~ 10 nm aloi Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> dengan saduran $J = 10 \text{ mA/cm}^2$ pada permukaan satah silikon	222
Rajah 6.9	Skematik rekabentuk asal dan rekabentuk akhir integrasi sistem elektromagnet dengan teras magnet berbentuk-V Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> on-chip dan saluran mikrofluidik bahan polimer	224
Rajah 6.10	EDX spektrum komposisi Ni dan Fe (a) $J = 10 \text{ mA/cm}^2$ (b) $J = 15 \text{ mA/cm}^2$	226
Rajah 6.11	Lengkungan M-B bagi lapisan bahan aloi Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> dengan ketumpatan arus elektrik, $J = 10 \text{ mA/cm}^2$ dengan penepuan pemagnetan, $M_{sat} = 1620 \text{ emu/cm}^3$	227
Rajah 6.12	Lengkungan M-B bagi lapisan bahan aloi Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> ketumpatan arus elektrik, $J = 15 \text{ mA/cm}^2$ dengan penepuan pemagnetan, $M_{sat} = 547 \text{ emu/cm}^3$	227

Rajah 6.13	Tatasusunan peralatan bagi pengukuran medan magnet dengan meter Gauss mudah alih HGMO9 dan prob piawai rentasan lintang	230
Rajah 6.14	Ketumpatan fluks magnet berbanding $I_{DC}$ bagi teras 1 dan teras 2	232
Rajah 6.15	Ketumpatan fluks magnet berbanding $I_{DC}$ bagi teras 2 pada $z = 0$ dan $z = 150 \mu\text{m}$ lapisan PDMS	232
Rajah 6.16	Ketumpatan fluks magnet berbanding $I_{DC}$ bagi teras 2 pada $z = 0$ , $z = 150 \mu\text{m}$ lapisan PDMS dan kombinasi $z = 150 \mu\text{m}$ dan teras belakang	233
Rajah 6.17	Hubungan antara arus terus, $I_{DC}$ dengan ketumpatan fluks magnet yang dijanakan untuk $N = 10$ dan $N = 20$ dengan plat belakang lapisan belakang lapisan PDMS $150 \mu\text{m}$	234
Rajah 6.18	Keputusan simulasi (a) kontur ketumpatan fluks magnet komponen normal (b) perbandingan ketumpatan fluks magnet komponen normal pada koordinat $-z$ bagi teras magnet dengan luas hujung $\sim 14\,513 \mu\text{m}^2$ pada $I_{DC} = 1.0 \text{ A}$	235
Rajah 6.19	Rekabentuk teras magnet berkecerunan tinggi HGMS yang dibangunkan dengan empat hujung pepenjuru	236
Rajah 6.20	RTD Pt100 yang dipaterikan kepada PCB dan disambungkan dengan wayar	239
Rajah 6.21	Skematik tatasusunan peralatan yang digunakan dalam pengukuran suhu menggunakan penderia RTD Pt100	240
Rajah 6.22	Kenaikan suhu gegelung wayar magnet kuprum berbentuk satah, $N=10$ pada arus terus, $I_{DC}$ bekalan berbeza	242
Rajah 6.23	Kenaikan suhu gegelung wayar magnet kuprum berbentuk satah, $N=20$ pada arus terus, $I_{DC}$ bekalan berbeza	242
Rajah 6.24	Kenaikan suhu pada permukaan hujung teras magnet dengan gegelung wayar magnet kuprum berbentuk satah, $N=10$ pada arus terus, $I_{DC}$ bekalan berbeza	243
Rajah 6.25	Kenaikan suhu pada permukaan hujung teras magnet dengan gegelung wayar magnet kuprum berbentuk satah, $N=10$ dengan lapisan PDMS $150 \mu\text{m}$ pada arus terus, $I_{DC}$ bekalan berbeza	245
Rajah 6.26	Kenaikan suhu pada permukaan hujung teras magnet dengan gegelung wayar kuprum berbentuk satah, $N=20$ dengan lapisan PDMS $150 \mu\text{m}$ pada arus terus, $I_{DC}$ bekalan berbeza	245
Rajah 6.27	Perubahan suhu pada permukaan hujung teras magnet dengan gegelung wayar kuprum berbentuk satah, $N=10$ dan $N=20$ dengan lapisan PDMS $= 150 \mu\text{m}$ pada arus terus bekalan, $I_{DC}$ (a) $1.0 \text{ A}$ (b) $1.5 \text{ A}$ (c) $2.0 \text{ A}$ dan (d) $2.5 \text{ A}$	246
Rajah 6.28	Partikel magnet nano bergaris pusat $20 \text{ nm}$ oleh Nanostructured and Amorphous Materials Inc. Amerika Syarikat	248

Rajah 6.29	Rupabentuk manik magnet berpermukaan licin Spherotech	249
Rajah 6.30	Larutan (a) partikel nikel 20 nm dalam ~ 3 mL DI (b) manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ dalam 1 mL DI	250
Rajah 6.31	Tatasusunan peralatan ujikaji pemerangkapan titisan partikel nano dan manik magnet mikro	250
Rajah 6.32	Penarikan partikel magnet nikel bersaiz 20 nm ke hujung teras magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ <i>on-chip</i> dengan $I_{DC} = 1.0$ A menggunakan gegelung lingkaran wayar magnet $N = 10$	251
Rajah 6.33	Pemerangkapan partikel magnet nano nikel bersaiz 20 nm dalam titisan bendalir magnet statik pada $I_{DC}$ pelbagai. Pemerangkapan partikel magnet nano nikel ini mula ketara pada $I_{DC} = 2.0$ A dan $I_{DC} = 2.5$ A	254
Rajah 6.34	SEM lapisan PDMS yang dihasilkan dengan putaran 500 rpm selama 20 saat dan dikeraskan dalam ketuhar selama 2 jam pada suhu 60 $^{\circ}\text{C}$	254
Rajah 6.35	Kesan jerapan partikel nikel bersaiz nano ke atas permukaan PDMS dan saluran Tygon <sup>R</sup>	255
Rajah 6.36	Manik magnet polisterin 2.5 $\mu\text{m}$ dalam larutan DI dan diperhatikan dengan bantuan mikroskop optik pada magnifikasi (a) x200 dan (b) x500	256
Rajah 6.37	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ dalam titisan bendalir pada (a) $I_{DC} = 0.5$ A (b) $I_{DC} = 1.0$ A pada sela masa 0 saat, 30 saat dan 60 saat	257
Rajah 6.38	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ pada (a) $I_{DC} = 1.5$ A (b) $I_{DC} = 2.0$ A pada sela masa 0 saat, 30 saat dan 60 saat	258
Rajah 6.39	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ pada (a) $I_{DC} = 2.5$ A (b) $I_{DC} = 3.0$ A pada sela masa 0 saat, 30 saat dan 60 saat.	259
Rajah 6.40	Manik-manik magnet bergaris pusat purata 2.4 $\mu\text{m}$ terperangkap di dalam hujung rongga teras magnet semasa ujikaji	260
Rajah 6.41	(a) Lapisan PDMS setebal ~ 150 $\mu\text{m}$ yang diletakkan di atas teras $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ bagi ujikaji pemerangkapan titisan bendalir manik magnet (b) skematik pandangan sisi lapisan PDMS setebal ~ 150 $\mu\text{m}$ yang diletakkan di atas teras $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$	261
Rajah 6.42	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ dengan lapisan PDMS ~ 150 $\mu\text{m}$ pada (a) $I_{DC} = 0.1$ A (b) $I_{DC} = 0.5$ A	262
Rajah 6.43	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ dengan lapisan PDMS ~ 150 $\mu\text{m}$ pada (a) $I_{DC} = 1.0$ A (b) $I_{DC} = 1.5$ A	263
Rajah 6.44	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ dengan lapisan PDMS ~ 150 $\mu\text{m}$ pada (a) $I_{DC} = 2.0$ A (b) $I_{DC} = 2.5$ A.	264

Rajah 6.45	Pemerangkapan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ pada $I_{DC} = 3.0$ A dengan pemerangkapan manik magnet lebih berkesan ditunjukkan selepas tempoh 30 saat	265
Rajah 6.46	Ilustrasi pemerangkapan manik magnet dalam titisan bendalir tanpa dan dengan dengan bekalan arus terus	266
Rajah 6.47	Perbandingan pemerangkapan yang dijalankan (a) dengan lapisan dan (b) tanpa lapisan PDMS dan bekalan $I_{DC} = 3.0$ dari tempoh masa 0 saat hingga 210 saat	268
Rajah 6.48	(a) Kesan pengeringan manik magnet 2.5 $\mu\text{m}$ di atas lapisan PDMS (b) permukaan lapisan PDMS selepas pembersihan dengan metanol	269
Rajah 6.49	Gabungan teras magnet $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$ <i>on-chip</i> dan saluran mikrofluidik	270
Rajah 6.50	Skematik tatasusunan peralatan yang digunakan dalam ujikaji pemerangkapan manik magnet dalam aliran berterusan mikrofluidik	271
Rajah 6.51	Pola aliran manik magnet yang mempunyai ekasebar yang baik dalam saluran mikrofluidik aliran berterusan	271
Rajah 6.52	(a) Tiada pemerangkapan manik-manik magnet $I_{DC} = 0$ A pada 0 minit pemerangkapan manik-manik magnet pada (b) $I_{DC} = 2.0$ A selepas 3 minit (c) $I_{DC} = 2.0$ A selepas 5 minit	273
Rajah 6.53	Ilustrasi pemerangkapan manik magnet apabila daya magnet, $F_m$ Dapat mengatasi daya seretan, $F_d$ bendalir dalam aliran saluran mikrofluidik	273
Rajah 6.54	Tiada pemerangkapan manik magnet (a) $I_{DC} = 0$ A pada masa 0 s (b) $I_{DC} = 2$ A selepas 3 minit 30 saat pada bahagian tangan saluran masukan dengan lebar 200 $\mu\text{m}$ .	274
Rajah 6.55	Ilustrasi pergerakan manik-manik magnet dalam kebuk pemerangkapan bergaris pusat (a) 2.4 mm (b) 0.75 mm	274
Rajah 6.56	Udara terperangkap di kawasan tekanan rendah kebuk Pemerangkapan saluran mikro dengan garis pusat 2.4 mm dan menghalang aliran mantap bendalir dalam saluran mikrofluidik	275
Rajah 6.57	(a) Cara memasukkan sampel ke dalam ruang pengiraan <i>haemocytometer</i> Neubauer Improved dengan hujung pipet 0.1 – 10 $\mu\text{L}$ (b) grid pengiraan <i>haemocytometer</i> Neubauer Improved	277
Rajah 6.58	Histogram pengiraan kepekatan manik magnet menggunakan <i>hemocytometer</i> untuk manik magnet bergaris pusat (a) 2.5 $\mu\text{m}$ (b) 4.5 $\mu\text{m}$	278
Rajah 6.59	Kecekapan pemerangkapan manik magnet bergaris pusat 4.5 $\mu\text{m}$ berbanding kadar alir	281



Rajah 6.60	Kecekapan pemerangkapan manik magnet bergaris pusat 2.5 $\mu\text{m}$ berbanding kadar alir	282
Rajah 6.61	Plot permukaan magnitud halaju pada titik tengah kebuk pemerangkapan pada kedalaman (a) 5 $\mu\text{m}$ (b) 55 $\mu\text{m}$ dan (c) 105 $\mu\text{m}$ (d) 110 $\mu\text{m}$	283
Rajah 6.62	Ilustrasi menunjukkan kemungkinan pemendapan manik-manik magnet berlaku di dalam saluran mikrofluidik yang panjang disebabkan oleh daya graviti ke atas manik-manik tersebut	285
Rajah 6.63	Ilustrasi menunjukkan keadaan magnitud dan kecerunan Ketumpatan fluks magnet setempat bertambah dengan pertambahan pemerangkapan manik-manik magnet dengan masa	286
Rajah 6.64	Perbandingan daya magnet dan daya seretan bagi manik 2.5 $\mu\text{m}$ dan 4.5 $\mu\text{m}$ pada kadar alir 1 $\mu\text{L}/\text{min}$ dengan jarak antara hujung teras magnet dengan saluran mikrofluidik	287

## SENARAI JADUAL

<b>No. Jadual</b>		<b>Halaman</b>
Jadual 2.1	Klasifikasi isipadu yang ditakrifkan berdasarkan ukuran dimensi panjang	20
Jadual 2.2	Ciri-ciri domain mikro	22
Jadual 3.1	Ringkasan pengelasan bahan magnet dengan ciri kebolehtelapan, contoh dan hubungan lengkung B-H	53
Jadual 4.1	Parameter geometri yang digunakan untuk sistem elektromagnet gegelung lingkaran mikro kuprum dengan teras magnet dalam analisis FEA	84
Jadual 4.2	Perbandingan ketumpatan dan kecerunan fluks magnet bagi luas hujung teras $1 \mu\text{m}^2$ dan $2353 \mu\text{m}^2$ dengan konduktor mikro $N = 20$	104
Jadual 4.3	Parameter geometri yang digunakan untuk sistem elektromagnet gegelung lingkaran mikro kuprum dengan teras magnet dalam analisis FEA	105
Jadual 4.4	Perbandingan ketumpatan dan kecerunan fluks magnet bagi luas hujung teras 1, 100, 900 dan $2353 \mu\text{m}^2$ dengan wayar magnet $N = 20$	118
Jadual 4.5	Daya magnet, $F_m$ ke atas manik magnet bergaris pusat purata $2.5 \mu\text{m}$ dengan arus bekalan dan luas hujung teras pelbagai	120
Jadual 4.6	Daya magnet, $F_m$ ke atas manik magnet bergaris pusat purata $4.5 \mu\text{m}$ dengan arus bekalan dan luas hujung teras pelbagai	120
Jadual 4.7	Perbandingan nombor $Re$ berbanding kadar alir pada bahagian saluran tengah saluran masukan dan kebuk pemerangkapan	132
Jadual 5.1	Spesifikasi bahan substrat silikon yang digunakan	139
Jadual 5.2	Ciri-ciri fizikal bahan substrat silikon kristal tunggal	139
Jadual 5.3	Langkah-langkah pemindahan corak rekabentuk dengan kaedah litografi foto	143
Jadual 5.4	Langkah-langkah punaran BOE bagi mendapatkan tetopeng silikon nitrid	146
Jadual 5.5	Langkah–langkah punaran basah tak-isotropik KOH 45 % dan 10 % IPA pada suhu $80 \text{ }^\circ\text{C}$	151
Jadual 5.6	Perbandingan saiz hujung rongga dengan saiz topeng silikon nitrid $920 \mu\text{m} \times 920 \mu\text{m}$ dan $890 \mu\text{m} \times 890 \mu\text{m}$	159
Jadual 5.7	Parameter pemendapan logam kromium dan emas menggunakan pemercik DC Baltec	161

Jadual 5.8	Parameter pemendapan logam kromium dan kuprum menggunakan pemercik DC <i>magnetron</i>	161
Jadual 5.9	Parameter penyepuhlindapan menggunakan relau mini dengan suhu pemanasan 300 °C selama 30 minit	163
Jadual 5.10	Komposisi elektrolit bagi proses elektrosaduran filem Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> yang mengandungi sumber logam nikel dan ferum	166
Jadual 5.11	Keadaan kerja proses elektrosaduran	168
Jadual 5.12	Langkah-langkah dan parameter fabrikasi acuan SU-8	185
Jadual 5.13	Pemanasan lembut SU-8 siri 2000 mengikut ketebalan acuan	188
Jadual 6.1	Perbandingan dimensi luas dan ketebalan hujung teras magnet Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> bagi sampel 1 dan sampel 2	218
Jadual 6.2	Perbandingan komposisi Ni dan Fe pada ketumpatan arus elektrik 10 mA/cm <sup>2</sup> dan 15 mA/cm <sup>2</sup>	225
Jadual 6.3	Spesifikasi RTD Pt100 yang digunakan bagi pengukuran suhu hujung teras magnet Ni <sub>80</sub> Fe <sub>20</sub> <i>on-chip</i>	238
Jadual 6.4	Perbandingan pengukuran suhu bilik menggunakan termometer IR dan RTD Pt100	240
Jadual 6.5	Ciri-ciri partikel magnet nano bahan nikel berketulenan 99.9 %	248
Jadual 6.6	Perbandingan kepekatan manik magnet bergaris pusat 2.5 μm dan 4.5 μm	279
Jadual 6.7	Perbandingan daya magnet, $F_m$ dan daya seretan, $F_d$ ke atas manik magnet 4.5 μm dan 2.5 μm di kedalaman berbeza pada titik tengah kebuk pemerangkapan	285
Jadual 6.8	Rumusan keberkesanan pemerangkapan manik magnet daripada kajian ini berbanding kajian-kajian lepas bagi aliran berterusan saluran mikrofluidik dengan sistem elektromagnet luaran atau gabungan teras magnet dengan sistem electromagnet	289

## SENARAI SIMBOL

$\forall$	isipadu
$A$	luas
$A_{hujung}$	luas hujung
$B$	ketumpatan fluks
$B_{normal}$	ketumpatan fluks komponen normal
$B_r$	ketumpatan fluks komponen $r$
$B_z$	ketumpatan fluks komponen $z$
cp	centi poise
$D_h$	garis pusat hidraulik
$E$	dos tenaga
$e$	elektron
$\xi$	kebolehgerakkan magnetoporetik
$F_d$	daya seretan hidrodinamik
$F_m$	daya magnet
$g$	graviti
$h$	panjang
$h/w$	nisbah bidang
$H$	kekuatan medan magnet
$I$	keamatan sinar
$I_{DC}$	arus terus
$J$	ketumpatan arus elektrik
$Kn$	nombor Knudsen
$L$	panjang
$\lambda$	min lintasan bebas
$m$	momen magnet
mf	medan magnet
$M$	momen magnet/isipadu
$M_r$	pemagnetan baki
$\mu$	kebolehtelapan
$\mu_r$	kebolehtelapan relatif

$\mu_o$	kebolehtelapan vakum
$\mu_v$	kelikatan dinamik
N	bilangan lingkaran
$\eta$	kelikatan kinematik
$\emptyset$	garis pusat
$^{\circ}\text{C}$	darjah Selsius
$p$	perimeter
$\Delta P$	susutan tekanan
$\rho$	ketumpatan
$Q$	kadar alir isipadu
$r$	<i>jejari</i>
$r_m$	jejari manik
$Re$	nombor Reynolds
$R_H$	kerintangan hidrodinamik
$r_{in}$	jejari dalam
$r_o$	jejari luar
$s$	sela
$t$	masa
$t_{si}$	ketebalan silikon
$\tau$	daya ricih dinding
$u$	halaju
$u_{ave}$	halaju purata
$u_{max}$	halaju maksimum
$w$	lebar
$w/w$	nisbah berat (berat/berat)
$w_m$	lebar topeng
$w_o$	lebar hujung
$\chi$	kerentanan
$\chi_r$	kerentanan relatif

## SENARAI SINGKATAN

2D	Dua-dimensi ( <i>Two-dimensional</i> )
3D	Tiga-dimensi ( <i>Three-dimensional</i> )
AC/DC	Arus Ulang-alik/arus terus ( <i>Alternating Current/Direct Current</i> )
AFM	Mikroskop daya atom ( <i>Atomic Force Microscope</i> )
AWG	Tolok wayar Amerika ( <i>American Wire Gauge</i> )
BOE	Punaran berpenampan oksida ( <i>Buffered-oxide Etch</i> )
CMOS	Semikonduktor oksida logam pelengkap ( <i>Complementary Metal–Oxide–Semiconductor</i> )
DC	Arus terus ( <i>Direct Current</i> )
DEP	Dielektroforesis ( <i>Dielectrophoresis</i> )
DI	Nyah-ion ( <i>Deionized</i> )
DNA	Asid deoksibonukleik ( <i>Deoxyribonucleic acid</i> )
EDX	X-ray serakan tenaga ( <i>Energy Dispersive X-Ray</i> )
EMN	Jarum elektromagnet ( <i>Electromagnetic Needle</i> )
FACS	Pemisahan sel kaedah berpendafluor ( <i>Fluorescent Activated Cell Sorting</i> )
FEA	Analisa kaedah berangka ( <i>Finite Element Analysis</i> )
HDMS	<i>Hexamethyldisilazane</i>
HGMS	Pemisah magnet berkecerunan tinggi ( <i>High Gradient Magnetic Separator</i> )
Kn	Nombor <i>Knudsen</i>
KOH	Punaran potassium hidroksida ( <i>Potassium Hydroxide Etching</i> )
LOC	Makmal-atas-chip ( <i>Lab-On-Chip</i> )
MACS	Pemisahan sel kaedah magnet ( <i>Magnetic Activated Cell Sorting</i> )
MBE	Epitaksi alur molekul ( <i>Molecular Beam Epitaxy</i> )
MCSNPs	Kelompok partikel nano berteras magnet ( <i>Magnetic Core Shell Nanoparticles</i> )
MEMS	Sistem mikroeletromekanikal ( <i>Microelectromechanical System</i> )
miniTAS	Sistem analisa menyeluruh miniatur ( <i>mini Total Analysis System</i> )

MOCVD	Pemendapan fasa kimia logam organik ( <i>Metal Organic Chemical Vapor Phase Deposition</i> )
$\mu$ TAS	Sistem analisa menyeluruh miniatur mikro ( <i>mikro Total Analysis System</i> )
PBMCs	Sel darah periperal ( <i>Peripheral Blood Cells</i> )
PCB	Papan litar tercetak ( <i>Printed Circuit Board</i> )
PDMS	<i>Polydimethylsiloxane</i>
PPF	Pemecahan jepitan aliran ( <i>Pinched Flow Fractiation</i> )
POCT	Ujian penjagaan sepunca ( <i>Point of Care Testing</i> )
PTFE	<i>Polytetrafluoroethylene</i>
PUMA	<i>Polyurethanemethylacrylate</i>
RBCs	Sel darah merah ( <i>Red Blood Cells</i> )
RCA	Perbadanan radio Amerika ( <i>Radio Corporation of America</i> )
sccm	sentimeter padu piawai ( <i>standard cubic centimeter</i> )
SEM	Mikroskop elektron imbasan ( <i>Scanning Electron Microscope</i> )
UV	ultra lembayung ( <i>Ultra Violet</i> )
VSM	Magnetometer sampel bergetar ( <i>Vibrating Sample Magnetometer</i> )

## SENARAI TATANAMA

$C_7H_5O_3Na$	<i>sodium salicylate</i>
CeOH	cesium hidroksida
Co	cobalt
Cr	kromium
Cu	kuprum
Fe	ferum/besi
$Fe_3O_4$	magnetit
$\alpha\text{-}Fe_3O_4$	maghemit
$FeCl_3$	ferik klorida
$FeSO_4 \cdot 7H_2O$	ferik <i>sulphamate</i>
$H_2$	hidrogen
$H_2O$	air
$H_2O_2$	hidrogen peroksida
$H_3BO_3$	asid borik
HCl	asid klorida
HF	asid florida
IPA	<i>Isopropyl Alcohol</i>
KOH	kalium hidroksida
$N_2$	nitrogen
NaCl	natrium klorida
NaOH	natrium hidroksida
NdFeB	neodyium ferik boron
$NH_4OH$	ammonium hidroksida
Ni	nikel
$Ni_{80}Fe_{20}$	nikel ferik
$NiSO_4 \cdot 6H_2O$	nikel <i>sulphamate</i>
OH	hidroksida
O-Si(CH <sub>3</sub> ) <sub>2</sub> -	<i>siloxane</i>
PDMS	<i>polydimethylsiloxane</i>
PGMEA	<i>propylene glycol methyl ether acetate</i>
PUMA	<i>polyurethanemethylacrylate</i>



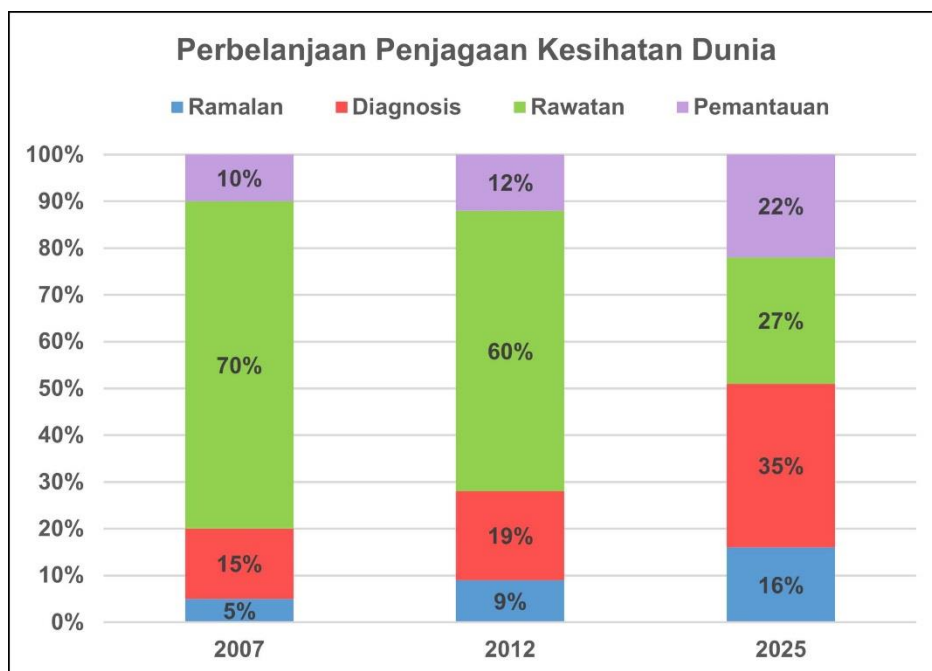
Si	silikon
Si(OH)	silanol
Si(OH) <sub>4</sub>	<i>silicic acid</i>
Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub>	silikon nitrat
SiF <sub>4</sub>	silikon tetrafluorida
TMAH	tetramethylammonium hydroxide

## **BAB I**

### **PENDAHULUAN**

#### **1.1 PERANTI DIAGNOSTIK**

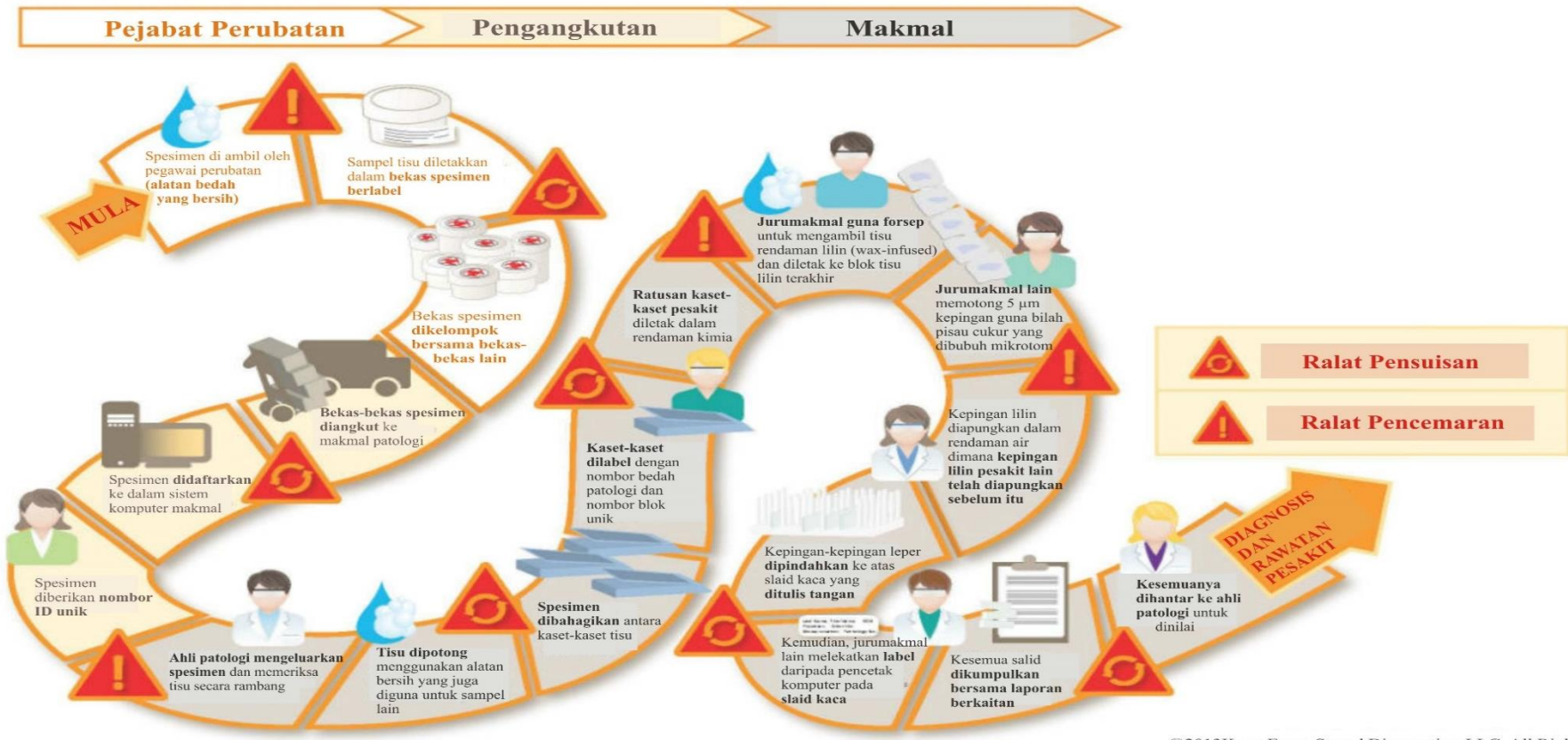
Bidang perubatan semakin berkembang dengan pelbagai ciptaan dan inovasi dalam teknologi diagnostik penyakit dan pengasingan sel biologi. Diagnostik perubatan mengikut Kamus Dewan Bahasa dan Pustaka adalah perihal tanda, gejala atau cara pengesahan sesuatu penyakit. Di dalam bidang kesihatan awam, permintaan terhadap peranti teknologi untuk diagnostik penyakit semakin bertambah di seluruh dunia. Menurut kajian firma Frost dan Sullivan, 2009, peningkatan perbelanjaan yang telah dan akan digunakan bagi tujuan pengawasan, diagnostik dan ramalan kesihatan meningkat melebihi daripada tujuan merawat pesakit menjelang tahun 2025 (Cavazos 2012). Artikel kajian ini juga menyatakan bahawa keupayaan untuk mengenal pasti atau mendiagnosis awal penyakit dengan cara yang lebih berkesan dan murah dapat meningkatkan kualiti hidup manusia. Rajah 1.1 menunjukkan statistik yang telah dijalankan oleh firma Frost and Sullivan ini. Peningkatan yang ketara dapat dilihat untuk perbelanjaan yang akan digunakan bagi tujuan diagnosis penyakit pada tahun 2025 iaitu sebanyak 35 peratus. Peratusan ini juga adalah yang paling tinggi berbanding kos untuk ramalan, rawatan dan pemantauan pada tahun yang sama. Diagnostik awal penyakit sangatlah diharapkan oleh pesakit kerana gejala awal penyakit dapat dirawat dengan lebih mudah dan murah berbanding di tahap kritikal penyakit tersebut. Ini juga meringankan beban kesakitan dan kos bagi pesakit.



Rajah 1.1 Perbelanjaan penjagaan kesihatan dunia 2007, 2012 dan 2025

Sumber: Cavazos 2012

Pada hari ini, tatacara diagnostik klinikal melalui satu proses yang panjang bermula daripada pengambilan sampel daripada pesakit, pengangkutan ke makmal, ujian-ujian yang dijalankan oleh jurumakmal dan keputusan ujian. Rajah 1.2 menunjukkan komplikasi proses diagnostik klinikal penyakit konvensional dimana ralat pensuisan atau penukaran dan pencemaran adalah isu utama (Strand Diagnostics 2013). Oleh itu, sudah tentulah sesuatu ciptaan atau peranti teknologi dalam bidang perubatan perlu mempunyai keupayaan melakukan analisis dengan mudah, cepat dan tepat berbanding tatacara ujian diagnostik klinikal konvensional. Selain dapat meminimumkan pelbagai ralat, menggunakan sampel biologi dan reagen analisa yang sedikit juga adalah penting bagi mengurangkan kesakitan pesakit dan menjimatkan kos pesakit dan juga pihak hospital.



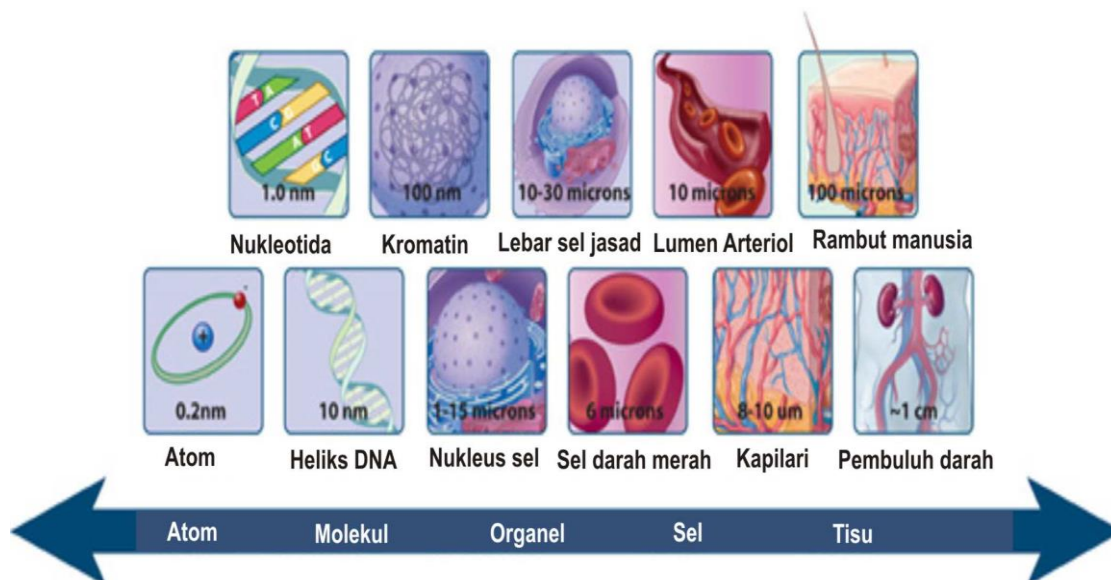
Rajah 1.2 Komplikasi dalam tatacara ujian diagnostik klinikal konvensional

Sumber: Strand Diagnostics 2013

Selain itu, ciri-ciri peranti diagnostik pakai buang, kos efektif dan cara penggunaan yang mudah dan ringkas sangat diperlukan untuk kegunaan penduduk dikawasan pedalaman di negara-negara sedang membangun dan mundur. Penciptaan peranti teknologi diagnostik penyakit ini juga dapat memendekkan masa pegawai perubatan membuat keputusan tentang ubat-ubatan dan rawatan susulan yang diperlukan oleh pesakit. Kegunaan peranti diagnostik yang bersifat ujian menyeluruh atau *point-of-care-testing* (POCT) juga dapat digunakan pesakit di rumah atau pusat diagnostik berpusat. Kos dan masa pesakit untuk berulang-alik ke hospital untuk temujanji dengan pegawai perubatan juga dapat dikurangkan dengan peranti diagnostik POCT ini.

## 1.2 PENGASINGAN SEL BIOLOGI

Sel merupakan unit asas kehidupan. Binaan sel adalah membran plasma yang menyelaputi nukleus dan sitoplasma (protoplasma). Komposisi asas sel adalah 70 peratus air dan baki 30 peratus pula mengandungi perkadaran yang pelbagai dari segi molekul struktur dan fungsi. Organisma hidup boleh mempunyai satu sel (unisel) dan multi sel. Sistem darah, tisu, tulang, organ dan kulit organisma multi sel adalah contoh pengkhususan sel untuk melakukan fungsi tertentu dalam sistem hidup organisma hidup. Sel-sel mempunyai garis pusat yang berbeza antara 1 mikrometer ( $\mu\text{m}$ ) dan beratus-ratus mikrometer. Dalam sebuah sel, DNA heliks ganda dua adalah kira-kira 10 nanometer (nm) lebar, manakala organel sel yang dikenali sebagai nukleus yang menyelaputi DNA adalah lebih kurang 1000 kali lebih besar daripada DNA heliks ganda dua (O'Connor & Adams 2010). Rajah 1.3 menunjukkan perbandingan skala relatif sel dengan molekul yang lain seperti tisu dan struktur biologi tubuh. Selain daripada perbezaan saiz, sel-sel biologi juga dapat dikategorikan mengikut ketumpatan, sifat-sifat, cas permukaan atau sifat permukaannya dan juga status antigen.



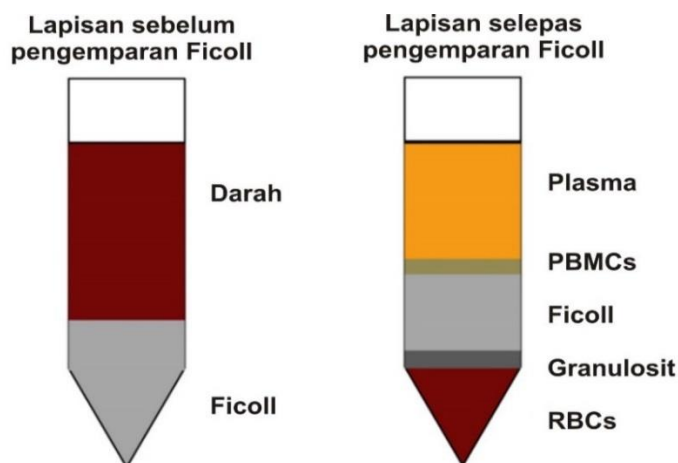
Rajah 1.3 Skala relatif molekul dan struktur biologi manusia

Sumber: O'Connor & Adams 2010

Pengasingan sel biologi ialah proses menyisih sel-sel biologi yang tertentu daripada populasi heterogennya. Pengasingan sel biologi dapat membezakan jenis-jenis sel supaya kajian terperinci dan tepat dapat dilakukan terhadap sel tersebut. Ini juga dapat menjamin analisis yang tepat dilakukan berbanding kaedah kajian populasi sel yang lebih menyeluruh. Pengkajian sel biologi yang berbeza ini dapat dilakukan dengan kaedah pengasingan sel tunggal (*single cell*) atau purifikasi sel homogen. Pengasingan sel biologi adalah amat penting dalam bidang kesihatan dan perubatan. Sel biologi mengandungi pelbagai maklumat berharga berkaitan tahap kesihatan seseorang individu dan berguna dalam kaedah rawatan penyembuhan. Secara umumnya, pengasingan sel biologi sangat diperlukan dalam bidang diagnostik klinikal, kejuruteraan tisu biologi, terapeutik dan kajian fundamental sel-sel biologi (Plouffe et al. 2014).

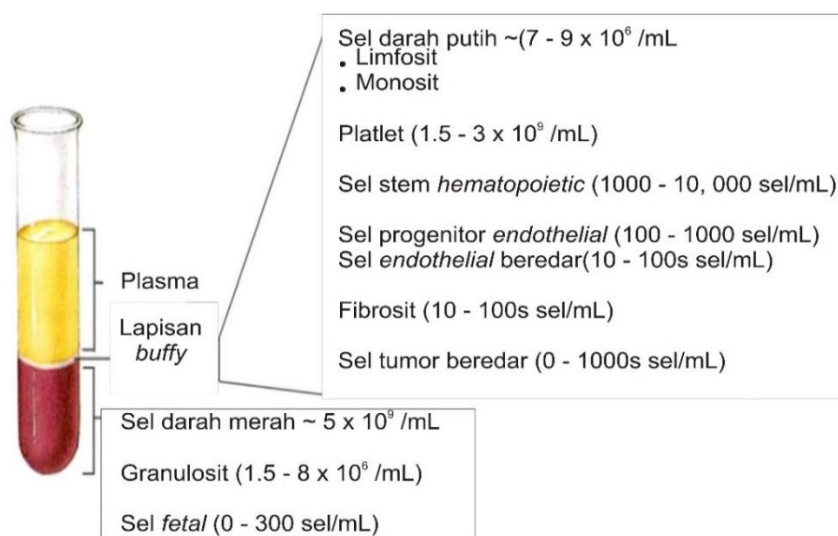
Sejarah pengasingan sel biologi telah bermula seawal era 1960-an dengan kaedah pengasingan secara fizikal dan bio-kimia (Recktenwald & Radbruch 1997). Kaedah pengasingan sel biologi secara fizikal menggunakan prinsip perbezaan ketumpatan dan saiz sel melalui proses pengemparan darah. Rajah 1.4 di bawah menunjukkan pengasingan sel darah menggunakan melalui protokol pengemparan

mencerun (*gradient centrifugation*) Ficoll. Walaupun kaedah ini masih dipraktikkan dan digunakan sehingga hari ini, proses ini hanya terhad untuk analisis menggunakan alatan dalam makmal sahaja dan memerlukan sampel dan reagen yang banyak. Tambahan lagi, masih terdapat banyak komponen sel-sel biologi yang terkandung dalam darah yang tidak dapat diasingkan dengan kaedah ini seperti yang ditunjukkan dalam Rajah 1.5.



Rajah 1.4 Pengemparan mencerun Ficoll Leukopac<sup>®</sup> untuk pengasingan PBMC dengan kosep pengasingan fizikal mengikut ketumpatan dan saiz sel

Sumber: Lin et al. 2014

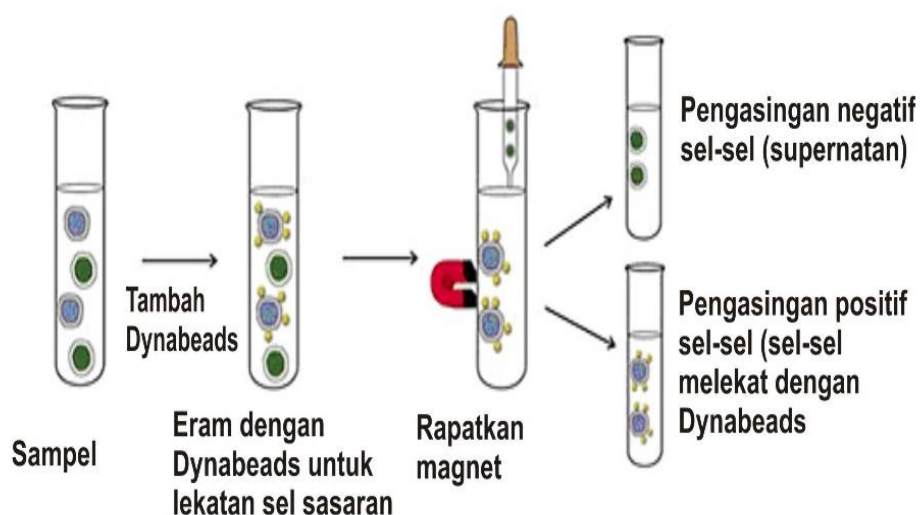


Rajah 1.5 Pelbagai sel biologi yang terkandung dalam darah

Sumber: Plouffe et al. 2014

Selain daripada kaedah pengasingan fizikal, sel-sel biologi dapat diasingkan mengikut kaedah lekatan ke atas permukaan atau lekatan ke atas entrosit biri-biri melalui kaedah formasi *E-rosette*. Kaedah pengasingan sel biologi melalui tindakbalas penanda permukaan sel seperti pengasingan sel secara magnet atau *Magnetically Activated Cell Sorting (MACS)* dan pengasingan sel berpendarfluor atau *Fluorescent Activated Cell Sorting (FACS)* juga telah digunakan secara meluas dalam bidang diagnostik klinikal.

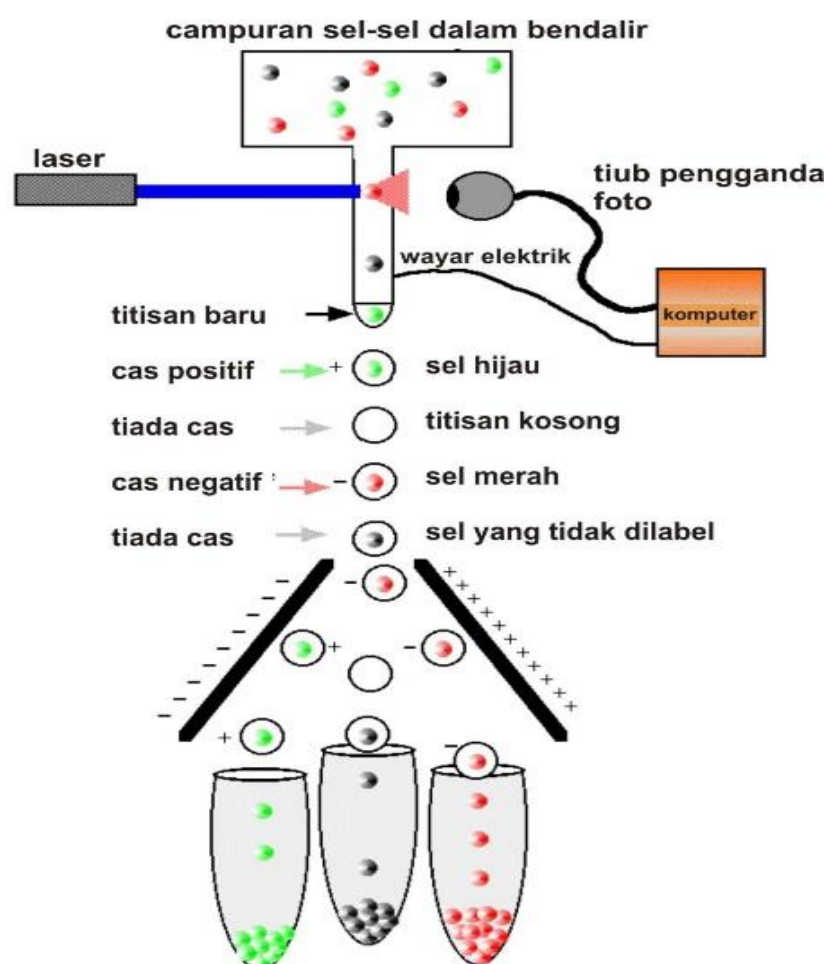
MACS menggunakan konsep pengasingan sel menggunakan manik magnet dengan penanda permukaan antibodi. Tindakbalas penanda permukaan antibodi pada manik magnet ini akan menarik penanda permukaan antigen (*surface antigen*) sel-sel tertentu dan seterusnya melekatkan sel-sel tersebut pada manik-manik magnet. Asas peranti MACS untuk pengasingan sel biologi ini telah dibina oleh kumpulan penyelidik Institut Genetik yang diketuai oleh Stefan Miltenyi (Miltenyi et al. 1990). Rajah 1.6 menunjukkan kaedah MACS secara prinsipnya. Selain mesin MACS<sup>®</sup> daripada syarikat Miltenyi Biotech, Jerman, terdapat juga mesin Dynal MPC<sup>®</sup> keluaran Dynal Biotech, Norway, Microtiter Well Vessel HGMS daripada Immunicon, Amerika Syarikat dan EasySep<sup>®</sup> oleh Stem Cell Technologies, Kanada yang telah digunapakai di pusat-pusat perubatan dimerata dunia.



Rajah 1.6 Prinsip pengasingan sel biologi yang dilabel dengan manik magnet berpenanda permukaan antibodi kaedah MACS dan magnet kekal luaran bersaiz makro



Kaedah pengasingan sel berpendarfluor yang merupakan salah satu cabang sitometri aliran (*flow cytometry*) juga telah digunapakai secara meluas dalam bidang biologi molekular, patologi dan immunologi. Kaedah ini mengasingkan campuran heterogen sel biologi ke dalam dua atau lebih bekas dengan satu sel pada satu masa. Prinsip asas pengasingan ini adalah berdasarkan penyerakan cahaya tertentu dan ciri-ciri pendarfluor setiap sel. Kaedah ini sangat berguna kerana menyediakan rakaman yang cepat, objektif dan kuantitatif isyarat pendarfluor daripada sel-sel individu dan pengasingan fizikal sel-sel tertentu. FACS merupakan akronim tanda niaga yang dimiliki oleh syarikat Becton, Dickinson daripada Amerika Syarikat. Rajah 1.7 menunjukkan prinsip pengasingan sel kaedah berpendarfluor.



Rajah 1.7 Prinsip pengasingan sel kaedah berpendarfluor FACS berdasarkan penyerakan cahaya tertentu dan ciri-ciri pendarfluor setiap sel biologi

Sumber: Davidson College 2001

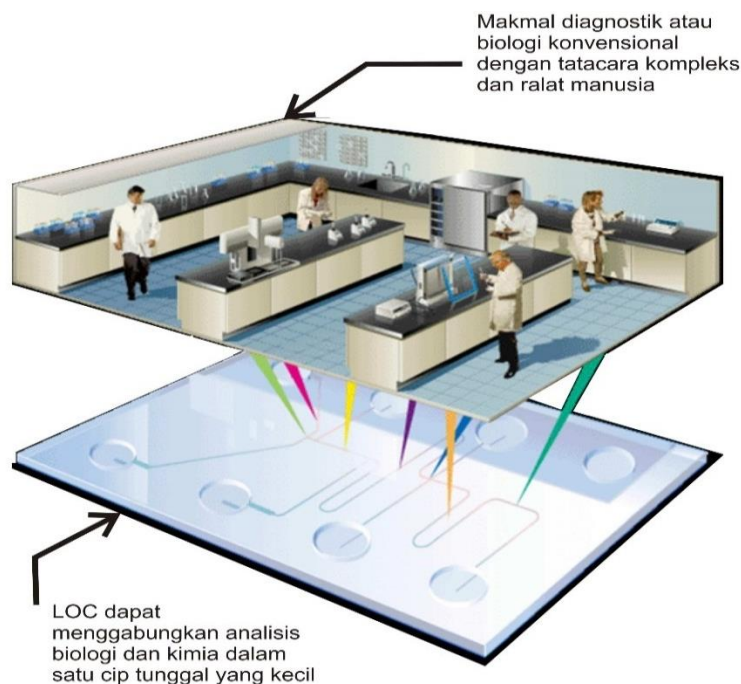
Sehingga ke hari ini, kaedah-kaedah pengasingan sel biologi secara konvensional masih lagi digunapakai dalam kajian biologi dan diagnostik klinikal. Walau bagaimanapun, kekangan seperti peralatan yang besar dan mencapai harga puluhan dan ratusan ribu dollar Amerika i.e. mesin MACS USD10,000 dan mesin FACS tiga saliran USD250,000 (Plouffe et al. 2014), sampel dan reagen yang banyak dan mahal diperlukan, kaedah penyediaan sampel dan analisis yang rumit dan panjang serta ketidakbolehan sebagai POCT membuatkan pelbagai kajian dijalankan bagi mencari alternatif untuk sistem pengasingan sel biologi sedia ada. Kemunculan bidang bendalir mikro atau mikrofluidik telah merencanakan kajian penghasilan sistem analisis kimia dan biologi menyeluruh atau dikenali sebagai mikroTAS ( $\mu$ TAS) dan makmal atas cip (LOC).

### **1.3 PENGASINGAN SEL BIOLOGI MAKMAL ATAS CIP (LAB-ON-CHIP)**

Sistem bendalir mikro atau mikrofluidik adalah bidang pengkajian bendalir yang mengalir di dalam saluran yang mempunyai ciri skala panjang (*characteristic length scale*) dalam unit mikrometer. Dalam saluran berdimensi mikro ini, daya likatan bendalir mendominasi aliran berbanding daya inerti bendalir tersebut. Selain itu, masa resapan yang lebih pendek dan luas permukaan lebih besar berbanding isipadunya membuatkan pelbagai kajian dijalankan bagi membina aplikasi dan peranti yang boleh menggunakan konsep mikrofluidik ini. Sejarah awal bidang mikrofluidik bermula sekitar tahun 1950 - an dengan penghasilan titisan bendalir dengan kadar isipadu nano- dan picoliter untuk konsep pencetak *inkjet* (Haeberle & Zengerle 2007; Le 1998). Di sekitar tahun 1980 – an, Michael Widner dan kumpulan penyelidik-penyelidik Pusat Penyelidikan Analatikal, syarikat Ciba-Geigy (sekarang dikenali sebagai Novartis) (Manz et al. 1990) memperkenalkan konsep Sistem Analisis Kimia Menyeluruh Miniatur (*Miniaturized Total Chemical Analysis Systems, miniTAS*). Apabila konsep mikrofluidik digunapakai dalam sistem analisis kimia menyeluruh ini, kemudian ianya di kenali sebagai mikroTAS ( $\mu$ TAS). Konsep  $\mu$ TAS ini menggunakan sampel dan reagen dengan isipadu yang minimal dalam julat nL, pL dan fL. Tindakbalas lebih pantas dan berkesan telah berjaya diterangkan secara teori dengan aplikasi  $\mu$ TAS ini. Bermula daripada itu, kajian yang lebih luas dan terperinci telah dijalankan oleh penyelidik-penyelidik serata dunia bagi merealisasikan konsep yang

diketengahkan sehinggalah terhasilnya peranti makmal atas cip (LOC) yang menggunakan konsep  $\mu$ TAS.

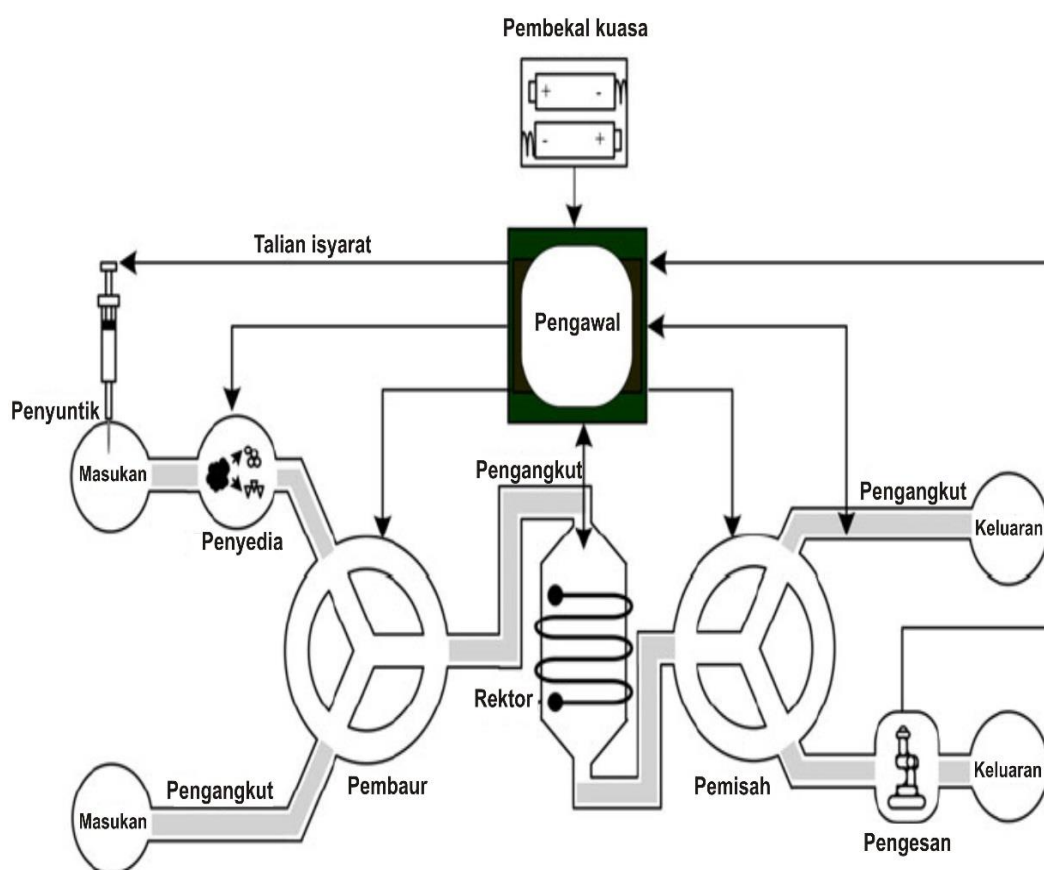
LOC adalah sebuah peranti yang mengintegrasikan sistem mikro elektromekanikal (MEMS) dan mikrofluidik yang mampu menjalankan analisis biologi dan kimia pelbagai peringkat (Lim et al. 2010). LOC menggunakan pendekatan antara disiplin ilmu i.e. fizik, kimia, biologi dan teknologi mikro serta memanipulasi ciri unik aliran mikrofluidik. Selain rekabentuk yang kecil dan padat, kelebihan peranti LOC adalah tindakbalas lebih cepat dan tepat, penggunaan sampel dan reagen dalam isipadu sangat sedikit ( $\mu$ L, nL, pL, fL) dan keupayaan menjalankan pelbagai proses secara selari. Selain penjimatan kos, peranti LOC juga sangat sesuai sebagai peranti POCT mudah alih yang boleh dibawa dan digunakan dengan mudah terutamanya di kawasan luar bandar. Kesilapan dan ralat dalam pengendalian ujian diagnostik klinikal juga dapat dikurangkan dengan pengurangan intervensi manusia dan memendekkan proses yang kompleks. Konsep peranti LOC ini boleh diterangkan dengan lebih mudah dengan bantuan Rajah 1.8.



Rajah 1.8 Peranti Makmal-Atas-Cip (*Lab-on-Chip*) yang menggabungkan keseluruhan ujian makmal konvensional di atas sebuah cip kecil

Sumber: Gene Quantification 2015

Sebuah peranti LOC menyeluruh berkeupayaan melakukan pelbagai fungsi seperti sebuah makmal diagnostik klinikal konvensional. Fungsi-fungsi makmal tersebut bermula daripada pengendalian sampel mentah, pembauran dan tindakbalas sampel dan reagen, pemisahan dan seterusnya pengesanan sel – sel biologi tertentu (Lim et al. 2010). Menurut Lim et al. (2010) juga, terdapat lapan komponen sebuah peranti LOC menyeluruh yang merangkumi tugas penyuntikan dan penyediaan sampel, pengangkutan, pembauran, proses tindakbalas, pengesanan dan pengawalan serta komponen pembekalan kuasa. Komponen-komponen LOC menyeluruh ini dapat diterangkan dengan Rajah 1.9.

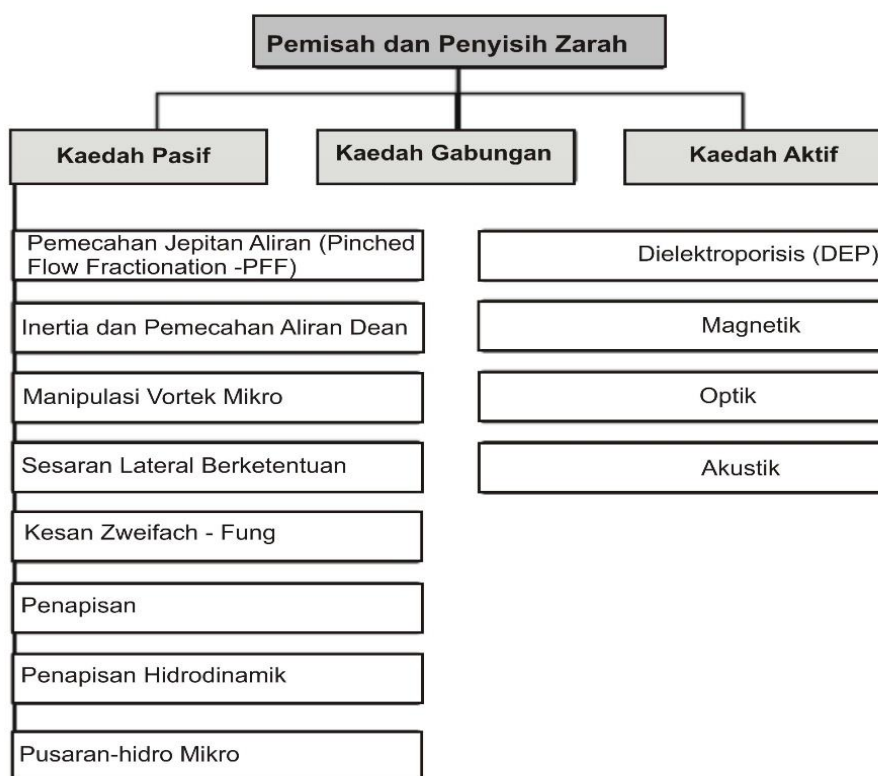


Rajah 1.9 Komponen-komponen utama makmal-atas-cip (LOC)

Sumber: Lim et al. 2010

Fungsi pemisahan dalam komponen LOC adalah amat penting untuk mengasingkan sel-sel biologi tertentu daripada populasi heterogonnya iaitu sampel mentah yang di ambil daripada pesakit. Terdapat pelbagai kaedah pemerangkapan dan pemisahan atau pengasingan sel-sel biologi yang telah diaplikasikan dalam peranti

LOC. Tiga klasifikasi utama kaedah pengasingan LOC ialah pengasingan secara aktif, pasif dan gabungan (Sajeesh & Sen 2013). Kaedah pengasingan pasif LOC hanya memanipulasi struktur geometri dan kadar aliran dalam saluran mikrofluidik. Kaedah pengasingan aktif pula memerlukan medan daya luar i.e. magnet, elektrik dalam proses pengasingan yang dilakukan. Berbanding kaedah pasif, kaedah aktif dapat melakukan pengasingan dengan lebih cepat dan berkesan. Rajah 1.9 menunjukkan klasifikasi kaedah pengasingan dan penyisihan zarah atau partikel LOC.



Rajah 1.10 Kaedah pemisahan dan pengasingan sel biologi LOC

Sumber: Sajeesh & Sen 2013

Di dalam kajian ini, peranti LOC yang menggunakan kaedah pengasingan LOC aktif magnet dibangunkan. Pemilihan kaedah pengasingan magnet ini adalah kerana kebolehpayaan medan magnet untuk memerangkap sel-sel biologi yang dilabel dengan manik-manik magnet tanpa merosakkan sel-sel tersebut. Selain itu, kebolehpayaan medan magnet sistem elektromagnet ini untuk dihidup, dipadamkan dan ditala dengan penggunaan kuasa yang minimum adalah di antara manfaat kaedah magnet. Tambahan lagi, kaedah magnet merupakan kaedah yang mudah dan murah

untuk dijana dan digunakan secara berterusan tanpa banyak permasalahan dan ralat yang timbul.

#### 1.4 PERMASALAHAN PENYELIDIKAN

Sistem MACS dan banyak kajian yang lepas telah mengaplikasikan kaedah pengasingan magnet dengan penggunaan magnet kekal. Penggunaan magnet kekal dapat menghasilkan medan magnet yang tinggi, tetapi kecerunan medan magnet adalah rendah dan ini mengurangkan keberkesannya dalam pemerangkapan dan pemisahan manik-manik magnet yang digunakan. Selain itu, rekabentuk magnet kekal yang besar dan ketidakbolehan medan magnetnya untuk dihidup, dipadam dan ditalakan adalah antara keburukan penggunaannya. Perangkap atau pemisah sel biologi LOC mikroelektromagnet dengan pelbagai geometri telah terbukti menghasilkan medan magnet yang nyata dan berkecerunan. Walau bagaimanapun, permasalahan untuk menghasilkan ketumpatan fluks magnet atau kecerunan medan magnet yang tinggi masih banyak dikaji dan dibincangkan oleh para penyelidik.

Sistem mikroelektromagnet yang dihasilkan dengan proses fabrikasi teknologi kejuruteraan mikro adalah sukar dan rumit selain kosnya yang tinggi. Selain itu, kerosakan gegelung elektromagnet mikro dengan bekalan arus terus yang tinggi adalah amat merugikan. Kerosakkan ini berlaku kerana kesan pemanasan Joule yang disebabkan oleh luas keratan rentas gegelung yang kecil sekaligus menyukarkan pemindahan haba ke sekeliling. Pemanasan Joule ini juga adalah tidak baik untuk sel-sel biologi kerana boleh menyebabkan kemusnahan sel-sel tersebut.

Integrasi teras magnet ke dalam sistem elektromagnet dapat menghasilkan kecerunan ketumpatan fluks magnet yang tinggi. Dalam kajian ini, kami menjalankan satu rekabentuk baru di mana kombinasi gegelung wayar magnet luaran (*external magnetic wire coil*) atau sistem elektromagnet dan teras magnet *on-chip* Ni<sub>80</sub>Fe<sub>20</sub> berbentuk-V digabungkan menjadi sebuah sistem elektromagnet berkecerunan tinggi. Sistem elektromagnet ini pula diintegrasikan dengan sistem saluran mikrofluidik dan seterusnya diuji untuk memerangkap manik-manik magnet dalam aliran bendalir berterusan. Dengan rekabentuk novel yang dikemukakan dalam kajian ini, adalah

diharap dapat menambah daya magnet ke atas manik-manik magnet dan dapat meningkatkan kecekapan teknik pemisahan magnet LOC bagi aplikasi pemerangkapan dan pengasingan sel-sel biologi.

### **1.5 OBJEKTIF DAN SKOP PENYELIDIKAN**

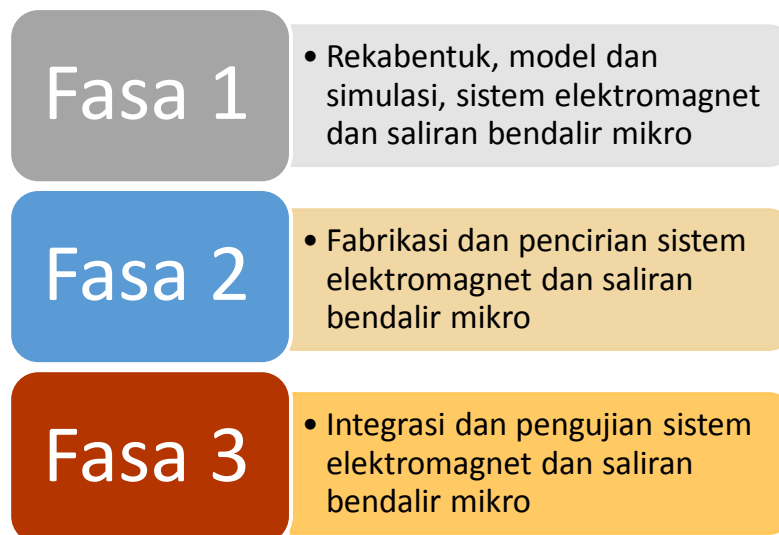
Secara amnya, motivasi kajian ini bertujuan untuk membangun dan menguji sebuah peranti pengasingan magnet LOC bagi tujuan pengasingan sel biologi yang telah dilabel dengan manik magnet. Peranti LOC ini diharap dapat menghasilkan magnitud and kecerunan ketumpatan fluks magnet atau kecerunan medan magnet yang tinggi seterusnya menghasilkan daya magnet yang besar ke atas manik magnet. Daya magnet yang tinggi diperlukan bagi mengatasi daya seretan manik magnet di dalam aliran saluran mikrofluidik dan seterusnya memerangkap manik-manik magnet tersebut dengan lebih berkesan. Secara ringkasnya, objektif kajian ini adalah seperti berikut :

- (i) merekabentuk, mensimulasi, memfabrikasi dan mencari struktur baru sistem elektromagnet dengan teras magnet berbentuk – V dalam penghasilan daya dan kecerunan medan magnet tinggi ke atas manik magnet
- (ii) merekabentuk, mensimulasi, memfabrikasi dan mencari saluran mikrofluidik untuk pengangkutan manik – manik magnet
- (iii) mengintegrasikan sistem elektromagnet dan saluran mikrofluidik dan pengujiannya dalam pemerangkapan manik magnet dalam aliran bendalir berterusan

Skop penyelidikan ini bermula daripada rekabentuk, simulasi, fabrikasi peranti sehinggalah pengujian fungsi dan pencirian peranti LOC tersebut dalam memerangkap dan mengasingkan manik magnet di dalam aliran saluran mikrofluidik. Skop penyelidikan ini diterangkan dengan lebih lanjut dalam bahagian kaedah penyelidikan.

### **1.6 KAEDAH PENYELIDIKAN**

Seperti yang diterangkan dalam objektif kajian, kaedah atau pelaksanaan kajian boleh dibahagikan kepada tiga fasa yang utama seperti Rajah 1.11.



Rajah 1.11 Fasa pembangunan peranti pemisah magnet LOC

Pada fasa yang pertama, rekabentuk, model dan simulasi struktur baru sistem elektromagnet dengan pengenalan teras magnet mikro *on-chip*  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk - V. Pada fasa ini, simulasi penghasilan medan magnet daripada rekabentuk yang dicadangkan dilakukan dengan perisian Kaedah Unsur Terhingga (Finite Element Analysis, FEA) COMSOL Mulhujungphysics 4.2. Dalam simulasi yang dijalankan, hubungan di antara luas hujung teras, kadar arus terus ( $I_{DC}$ ) yang dibekalkan dan faktor jarak di atas teras dengan medan magnet yang dihasilkan dikaji. Magnitud daya magnet ke atas manik magnet yang berlainan saiz juga akan diperolehi dalam simulasi ini. Pada fasa ini juga, rekabentuk, model dan simulasi saliran mikrofluidik dilakukan. Rekabentuk saliran dengan salur masukan dan keluaran tunggal dicadangkan. Selain itu, saliran mikrofluidik ini mempunyai sebuah kebuk pemerangkapan manik-manik magnet ditengah-tengah saliran mikrofluidik. Simulasi garis arus dan kejatuhan tekanan untuk rekabentuk saliran bendalir mikro juga didapatkan menggunakan perisian FEA COMSOL Mulhujungphysics 4.2.

Fasa kedua adalah pembangunan peranti pemisah magnet di Bilik Bersih IMEN, UKM Bangi. Pada fasa ini, fabrikasi teras magnet mikro  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk-V dilakukan dengan kaedah pemesinan pukal MEMS dan elektrosaduran. Saliran mikrofluidik pula difabrikasi menggunakan polimer *Polydimethylsiloxane* (PDMS) dengan kaedah litografi lembut atau acuan replika daripada acuan SU-8. Pencirian dan pengujian kedua-dua komponen ini dilakukan bagi mendapatkan hasil yang terbaik.



Fasa ketiga adalah integrasi mikroelektromagnet yang mempunyai teras berbentuk-V dan saluran mikrofluidik PDMS. Fasa ini menentukan sama ada objektif terakhir kajian ini dapat dicapai atau tidak. Pada fasa ini, pengujian dan pencirian peranti pemisah magnet LOC berkecerunan tinggi ini dibuktikan dengan terperangkapnya manik-manik magnet yang mengalir di dalam saluran mikrofluidik berterusan. Kecekapan peranti ini diukur dengan mendapatkan kecekapan pemerangkapan manik-manik magnet pada arus terus dan kadar alir yang ditentukan.

## 1.7 SUMBANGAN KAJIAN

Amatlah penting sesuatu kajian yang dijalankan mempunyai sumbangan yang berharga terhadap bidang keilmuan khususnya dan masyarakat amnya. Kajian ini telah menyumbangkan pembangunan peranti pemisah magnet LOC berkecerunan tinggi yang dapat digunakan dalam pengasingan sel-sel biologi tertentu. Rekabentuk, keputusan simulasi, fabrikasi, pencirian dan pengujian peranti ini telah banyak menyumbangkan pengetahuan yang berharga kepada bidang MEMS dan LOC khususnya. Rekabentuk novel teras magnet berbentuk-V daripada proses pemesinan pukal punaran basah KOH dan elektrosaduran adalah sesuatu yang baru dalam bidang MEMS. Melalui rekabentuk ini, kajian elektrosaduran ke dalam rongga berbentuk-V juga dapat dilakukan. Selain itu, perbezaan ketumpatan arus terus yang digunakan semasa proses elektrosaduran mempengaruhi komposisi filem nikel ferit yang dihasilkan. Penggunaan gegelung wayar magnet kuprum berenamel dengan lilitan satah dapat dijadikan sumber penghasilan medan magnet yang mudah dan murah. Magnitud arus terus yang lebih tinggi juga dapat dibekalkan kepada sistem berbanding elektromagnet mikro yang dihasilkan dengan kaedah pemesinan pukal atau permukaan MEMS.

Hasil yang membanggakan dalam kajian ini adalah dengan keupayaan hujung teras  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk-V ini untuk menghasilkan ketumpatan fluks magnet berkecerunan tinggi. Penumpuan manik-manik magnet ke atas hujung teras  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  ini amat jelas dilihat semasa ujikaji fungsi sistem elektromagnet ini dijalankan. Sistem elektromagnet dengan teras  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk-V *on-chip* ini juga berfungsi dengan baik dan dapat memerangkap manik-manik magnet bergaris pusat  $4.5\ \mu\text{m}$  dan  $2.5\ \mu\text{m}$

dengan kecekapan tinggi pada walaupun terdapat lapisan PDMS setebal ~ 140  $\mu\text{m}$  di atasnya. Salah satu signifikansi kajian ini adalah dengan integrasi teras magnet berbentuk-V *on-chip* ini pemanasan Joule dapat diminimumkan berbanding penggunaan gegelung wayar magnet secara terus. Ini adalah kerana cip silikon yang digunakan menjadi sinki pemindahan haba akibat pemanasan gegelung wayar magnet. Dengan keputusan ini, pemanasan sel-sel biologi dalam peranti LOC dapat diminimumkan dan kebolehhidupan sel-sel ini untuk diguna pada ujikaji makmal seterusnya adalah terjamin.

## 1.8 ORGANISASI TESIS

Bagi menerangkan dengan teliti kajian yang telah dijalankan, tesis yang mengandungi tujuh bab ini telah ditulis. Bab pertama merupakan pengenalan terhadap kepentingan peranti diagnostik dan pengasingan zarah biologi dalam bidang kesihatan. Perkaitan di antara bidang Mikrofluidik (*Microfluidics*), MEMS dan *Lab-on-Chip (LOC)* juga diterangkan sebagai pengenalan dalam kajian yang dijalankan. Bab ini juga menerangkan permasalahan kajian dan keperluan kajian dijalankan. Objektif dan pendekatan bagi menyelesaikan permasalahan kajian juga diterangkan dalam bab ini.

Bab dua tesis ini menyentuh ulasan kepustakaan yang telah dijalankan sejak daripada awal sehingga akhir kajian. Ulasan kepustakaan ini banyak mengulas pendekatan dan cara yang telah guna pakai oleh penyelidik dalam pengasingan sel-sel biologi menggunakan peranti *Lab-on-Chip (LOC)*. Peranti-peranti pengasingan sel biologi LOC menggunakan kaedah magnet diulas dengan lebih mendalam. Rekabentuk, teknik fabrikasi dan keputusan ujikaji yang telah dijalankan oleh penyelidik-penyelidik lepas juga diulas dalam bab ini. Dengan tertulisnya bab ini, ruang kajian di antara kajian yang dilakukan dengan kajian-kajian lepas dapat dikenal pasti.

Bab tiga membincangkan teori-teori fizik berkaitan peranti pengasingan zarah biologi yang dibina. Di dalam bab ini teori keelektromagnetan dan teori mekanik bendalir diterangkan. Di dalam teori keelektromagnetan, sifat daya magnet ke atas partikel atau manik magnet dihuraikan dengan lebih lanjut. Kesan daya seretan ke atas

partikel atau manik magnet di dalam saluran mikrofluidik juga diterangkan dalam bab ini.

Bab empat membincangkan rekabentuk, model dan simulasi peranti yang dicadangkan. Model dan simulasi komponen teras magnet dan elektromagnet di lakukan dengan kaedah FEA menggunakan perisian COMSOL Mulhujungphysics 4.2 dengan bidang AC/DC. Bidang aliran laminar satu fasa dipilih untuk simulasi aliran di dalam saluran mikrofluidik menggunakan perisian COMSOL Mulhujungphysics 4.2. Keputusan simulasi untuk kedua-dua model fizik ini juga dibincangkan dalam bab ini.

Bab lima adalah berkaitan proses-proses fabrikasi mikro yang telah dilakukan disepanjang kajian ini. Fabrikasi komponen peranti ini di lakukan di Bilik Bersih (*Clean Room*), Institut Kejuruteraan Mikro dan Nanoelektronik (IMEN), Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM), Bangi, Malaysia. Proses fabrikasi ini termasuklah pembuatan teras magnet  $\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$  berbentuk-V *on-chip*, gegelung lingkaran magnet dan saluran mikrofluidik. Kesemua proses ini diterangkan dengan bantuan carta alir pembuatannya. Gambarajah berkaitan proses fabrikasi yang dijalankan juga dimasukkan dalam bab ini

Bab enam membincangkan hasil, pencirian dan pengujian setiap komponen peranti LOC. Hasil-hasil kajian ini dibincangkan dengan mengambil kira teori berkaitan dan dapatan kajian-kajian penyelidikan lepas. Pencirian hasil fabrikasi dilakukan dengan bantuan mikroskop optik, SEM, AFM, EDX, VSM dan meter Gauss. Dapatan daripada pencirian dan pengukuran ini menjadi aset yang sangat berharga dalam sumbangan pengetahuan kepada bidang MEMS dan LOC. Ujikaji pemerangkapan partikel nano dan manik magnet juga telah dijalankan. Akhir sekali, ujikaji pemerangkapan manik magnet di dalam aliran berterusan saluran mikrofluidik dijalankan bagi menilai keberkesanan peranti LOC magnet yang dibangunkan.

Bab tujuh adalah kesimpulan kajian ini. Kesimpulan yang dibuat dikaitkan dengan objektif-objektif kajian ini. Secara keseluruhannya, kajian ini telah berjaya mencapai objektifnya. Walau bagaimanapun, penambahbaikan peranti LOC yang dihasilkan adalah perlu untuk menjalankan fungsinya dengan lebih baik dan cekap. Cadangan-cadangan untuk kajian akan datang yang boleh dilakukan, juga disenaraikan dalam bab terakhir ini.

## RUJUKAN

- Abidin, U., Majlis, B. Y. & Yunas, J. 2012. Design and simulation of high magnetic gradient device for effective bioparticles trapping. *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Semiconductor Electronics (ICSE)*, hlm. 195–199.
- Abidin, U., Majlis, B. Y. & Yunas, J. 2013. Ni<sub>80</sub>Fe<sub>20</sub> V-shaped magnetic core for high performance MEMS sensors and actuators. *Proceedings of the Regional Symposium on Micro and Nanoelectronics (RSM)*, hlm. 66–69.
- Abidin, U., Majlis, B. Y. & Yunas, J. 2014. Polydimethylsiloxane (PDMS) microchannel with trapping chamber for BioMEMS applications. *Proceedings of the IEEE International Conference on Semiconductor Electronics (ICSE2014)*, hlm. 270–273.
- Abidin, U., Majlis, B. Y. & Yunas, J. 2015. Fabrication of pyramidal cavity structure with micron-sized tip using anisotropic KOH etching of silicon (100). *Jurnal Teknologi*, 74(10), 137-148.
- Abonnenc, M., Gassner, A.-L., Morandini, J., Josserand, J. & Girault, H. H. 2009. Magnetic track array for efficient bead capture in microchannels. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 395(3), 747–57.
- Adams, A. C. 1988. Dielectric and Polysilicon Film Deposition. Dlm. Sze (pnyt.) *VLSI Technology*, hlm. 233–271. McGraw-Hill, New York.
- Afshar, R. 2011. *Separation and Focusing of Magnetic Beads for Agglutination Tests*. Tesis Ph.D. Ecole Polytechnique Federale De Lausanne
- Ahn, C. H. & Allen, M. G. 1993. A planar micromachined spiral inductor for integrated magnetic microactuator applications. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 3(2), 37–44.
- Ahn, C. H. & Allen, M. G. 1996. Magnetic Particle Separator. *Journal of Micromechanical System*, 5(3), 151–158.
- Ahn, C. H. & Allen, M. G. 1998. Micromachined planar inductors on silicon wafers for MEMS applications. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 45(6), 866–876.
- Ahn, C. H., Kim, Y. J. & Allen, M. G. 1994. A fully integrated planar toroidal inductor with a micromachined nickel-iron magnetic bar. *IEEE Transactions on Components, Packaging, and Manufacturing Technology: Part A*, 17(3), hlm. 463–469.

- Alvankarian, J. & Majlis, B. Y. 2012. A new UV-curing elastomeric substrate for rapid prototyping of microfluidic devices. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 22(3), 035006.
- Balagaddé F. K., You, L., Hansen, C. L., Arnold, F. H. & Quake, S. R. 2005. Long-term monitoring of bacteria undergoing programmed population control in a microchemostat. *Science (New York, N.Y.)*, 309(5731), 137–40.
- Barbic, M., Mock, J. J., Gray, A. P. & Schultz, S. 2001. Scanning probe electromagnetic tweezers. *Applied Physics Letters*, 79(12), 1897.
- Basore, B. J. R., Lavrik, N. V & Baker, L. A. 2010. Single-Pore Membranes Gated by Microelectromagnetic Traps 37831, 2759–2763.
- Basore, J. R. & Baker, L. a. 2012. Applications of microelectromagnetic traps. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 403(8), 2077–88.
- Basore, J. R., Lavrik, N. V & Baker, L. a. 2012. Magnetically gated microelectrodes. *Chemical communications (Cambridge, England)*, 48(7), 1009–11.
- Bassous, E. 1978. The Fabrication of High Precision Nozzles by the Anisotropic Etching of (100) Silicon. *Journal of The Electrochemical Society*, 125(8), 1321.
- Bastidas, O. 2015. *Cell counting Neubauer chamber, Celeromics*. <http://celeromics.com/en/resources/docs/Articles/Cell-counting-Neubauer-chamber.php> [13 Mei 2015]
- Becker, F. F., Wang, X. B., Huang, Y., Pethig, R., Vykoukal, J. & Gascoyne, P. R. 1995. Separation of human breast cancer cells from blood by differential dielectric affinity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 92(3), hlm. 860–864.
- Beyzavi, A. & Nguyen, N.-T. 2009. One-dimensional actuation of a ferrofluid droplet by planar microcoils. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 42(1), 015004.
- Bu, M., Christensen, T. B., Smistrup, K., Wolff, A. & Hansen, M. F. 2008. Characterization of a microfluidic magnetic bead separator for high-throughput applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 145-146, 430–436.
- Cao, Q., Han, X. & Li, L. 2014. Configurations and control of magnetic fields for manipulating magnetic particles in microfluidic applications: magnet systems and manipulation mechanisms. *Lab on a chip*, 14(15), 2762–77.
- Cavazos, J. 2012. T&M Supports The Medical Industry's Transformation. *Electronic Design*. <http://electronicdesign.com/test-amp-measurement/tm-supports-medical-industry-s-transformation> [5 Januari 2015]

- Cheng, R., Zhu, T. & Mao, L. 2013. Three-dimensional and analytical modeling of microfluidic particle transport in magnetic fluids. *Microfluidics and Nanofluidics*, 16(6), 1143–1154.
- Chikazumi, S. 1964. *Physics of magnetism*. New York: Wiley.
- Chiou, C.-H., Huang, Y.-Y., Chiang, M.-H., Lee, H.-H. & Lee, G.-B. 2006. New magnetic tweezers for investigation of the mechanical properties of single DNA molecules. *Nanotechnology*, 17(5), 1217–1224.
- Chiou, C.-H. & Lee, G.-B. 2005. A micromachined DNA manipulation platform for the stretching and rotation of a single DNA molecule. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 15(1), 109–117.
- Choi, J. W., Liakopoulos, T. M. & Ahn, C. H. 2001. An on-chip magnetic bead separator using spiral electromagnets with semi-encapsulated permalloy. *Biosensors & bioelectronics*, 16(6), 409–16.
- Coakley, W. T. 1997. Ultrasonic separations in analytical biotechnology. *Trends in biotechnology*, 15(12), 506–11.
- COMSOL. 2014. *Introduction to ACDC Module*. Stockholm : COMSOL Incorporated.
- Davidson College. 2001. FACS Methodology. <http://www.bio.davidson.edu/genomics/method/FACS.html> [14 June 2015].
- Deng, T., Prentiss, M. & Whitesides, G. M. 2002. Fabrication of magnetic microfiltration systems using soft lithography. *Applied Physics Letters*, 80(3), 461.
- Deng, T., Whitesides, G. M., Radhakrishnan, M., Zabow, G. & Prentiss, M. 2001. Manipulation of magnetic microbeads in suspension using micromagnetic systems fabricated with soft lithography. *Applied Physics Letters*, 78(12), 1775.
- Derec, C., Wilhelm, C., Servais, J. & Bacri, J.-C. 2009. Local control of magnetic objects in microfluidic channels. *Microfluidics and Nanofluidics*, 8(1), 123–130.
- Ducree, J. J. & Zengerle, R. 2012. *Microfluidics*. Edisi 2012. Springer-Verlag Berlin and Heidelberg GmbH & Co. KG.
- Eddings, M. a, Johnson, M. a & Gale, B. K. 2008. Determining the optimal PDMS–PDMS bonding technique for microfluidic devices. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(6), 067001.

- Eddington, D. T., Puccinelli, J. P. & Beebe, D. J. 2006. Thermal aging and reduced hydrophobic recovery of polydimethylsiloxane. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 114(1), 170–172.
- Elveflow. 2015. How to choose the right microfluidic flow control system? – Elveflow. <http://www.elveflow.com/microfluidic-tutorials/microfluidic-reviews-and-tutorials/how-to-choose-right-microfluidic-flow-control-system/> [13 May 2015].
- Esashi, M., Shoji, S. & Nakano, A. 1989. Normally closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer. *Sensors and Actuators*, 20(1-2), 163–169.
- Fisher, J. K., Cummings, J. R., Desai, K. V., Vicci, L., Wilde, B., Keller, K., Weigle, C. et al. 2005. Three-dimensional force microscope: A nanometric optical tracking and magnetic manipulation system for the biomedical sciences. *Review of Scientific Instruments*, 76(5), 053711.
- Fulcrand, R., Bancaud, A., Escriba, C., He, Q., Charlot, S., Boukabache, A. & Gué A.-M. 2011. On chip magnetic actuator for batch-mode dynamic manipulation of magnetic particles in compact lab-on-chip. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 160(1), 1520–1528.
- Fulcrand, R., Jugieu, D., Escriba, C., Bancaud, a, Bourrier, D., Boukabache, a & Gué a M. 2009. Development of a flexible microfluidic system integrating magnetic micro-actuators for trapping biological species. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 19(10), 105019.
- Kang C. L., Gang, L., Yang, J. Z., Ying, Liu L.-H., Xing Y., & Tian, Y. C. 2009. Electroplating a magnetic core for micro fluxgate sensor. *Microsystem Technologies*, 15, 413–419.
- Gascoyne, P. R. C. & Vykoukal, J. 2002. Particle separation by dielectrophoresis. *Electrophoresis*, 23(13), 1973–83.
- Gascoyne, P. R. C., Wang, X.-B., Huang, Y. & Becker, F. F. 1997. Dielectrophoretic Separation of Cancer Cells from Blood. *IEEE transactions on industry applications*, 33(3), 670–678.
- Gene Quantification. 2015. LOC PCR - Lab on Chip PCR. <http://www.gene-quantification.de/lab-on-chip.html> [14 June 2015].
- Gijs, M. a M., Lacharme, F. & Lehmann, U. 2010. Microfluidic applications of magnetic particles for biological analysis and catalysis. *Chemical reviews*, 110(3), 1518–63.
- Gijs, M. a. M. 2004. Magnetic bead handling on-chip: new opportunities for analytical applications. *Microfluidics and Nanofluidics*, 22–40.

- Gillet, K. & Suba, M. 1983. *Electrical Wire Handbook*. Guilford, CT: The Wire Association International.
- Glickman, M., Niblock, T., Harrison, J., Goldberg, I. B., Tseng, P. & Judy, J. W. 2010. High Permeability Permalloy for MEMS. *Solid State Sensors and Actuators Workshop, Hilton Head 2010*,
- Glückstad, J. 2004. Microfluidics: Sorting particles with light. *Nature materials*, 3(1), 9–10.
- Gooneratne, C. P., Liang, C. & Kosel, J. 2011. A planar conducting microstructure to guide and confine magnetic beads to a sensing zone. *Microelectronic Engineering*, 88(8), 1757–1760.
- Gossett, D. R., Weaver, W. M., Mach, A. J., Hur, S. C., Tse, H. T. K., Lee, W., Amini, H. et al. 2010. Label-free cell separation and sorting in microfluidic systems. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 397(8), 3249–67.
- Grodzinski, P. 2000. Micropumps based on alternating high-gradient magnetic fields. *IEEE Transactions on Magnetics*, 36(4), 2012–2014.
- Grützkau, A. & Radbruch, A. 2010. Small but mighty: how the MACS-technology based on nanosized superparamagnetic particles has helped to analyze the immune system within the last 20 years. *Cytometry. Part A : the journal of the International Society for Analytical Cytology*, 77(7), 643–7.
- Guo, S. S., Deng, Y. L., Zhao, L. B., Chan, H. L. W. & Zhao, X.-Z. 2008. Effect of patterned micro-magnets on superparamagnetic beads in microchannels. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 41(10), 105008.
- Guo, S. S., Zuo, C. C., Huang, W. H., Peroz, C. & Chen, Y. 2006. Response of superparamagnetic beads in microfluidic devices with integrated magnetic micro-columns. *Microelectronic Engineering*, 83(4-9), 1655–1659.
- Haeberle, S. & Zengerle, R. 2007. Microfluidic platforms for lab-on-a-chip applications. *Lab on a chip*, 7(9), 1094–110.
- Hafner, E. & Chapman, P. 2011. *Accurate Counting of Bio-Plex® Magnetic or Polystyrene Beads Using the TC10™ Automated Cell Counter | Bioradiations*. <http://www.bioradiations.com/accurate-counting-of-bio-plex-magnetic-or-polystyrene-beads-using-the-tc10-automated-cell-counter/> [13 Mei 2015]
- Hamid, N. A., Majlis, B. Y. & Yunas, J. 2012. The Effect of Isopropyl Alcohol on Anisotropic Etched Silicon for the Fabrication of Microheater Chamber. *International Conference of Semiconductor and Electronics (ICSE2012)*, hlm. 210–213.



- Hamid, N. A., Majlis, B. Y., Yunas, J., Hamzah, A. A. & Noor, M. M. 2013. Fabrication of Thermo-Pneumatic Driven Microactuator for Fluid Transport Applications. *Advanced Science Letters*, 19(10), 2854–2859.
- Han, K.-H. & Frazier, A. B. 2004. Continuous magnetophoretic separation of blood cells in microdevice format. *Journal of Applied Physics*, 96(10), 5797.
- Han, K.-H. & Frazier, A. B. 2006. Paramagnetic capture mode magnetophoretic microseparator for high efficiency blood cell separations. *Lab on a chip*, 6(2), 265–73.
- Harrison, D. J., Manz, A., Fan, Z., Luedi, H. & Widmer, H. M. 1992. Capillary electrophoresis and sample injection systems integrated on a planar glass chip. *Analytical Chemistry*, 64(17), 1926–1932.
- Haubert, K., Drier, T. & Beebe, D. 2006. PDMS bonding by means of a portable, low-cost corona system. *Lab on a chip*, 6(12), 1548–9.
- Hemocytometer. 2015. Hemocytometer calculator. Hemocytometer. <http://www.hemocytometer.org/hemocytometer-calculator/> [14 May 2015].
- Hepburn, C. J. 2015. Magnetism. <http://www.splung.com/content/sid/3/page/magnetism> [22 January 2015].
- Horák, D., Babic, M., Macková H. & Benes, M. J. 2007. Preparation and properties of magnetic nano- and micro-sized particles for biological and environmental separations. *Journal of separation science*, 30(11), 1751–72.
- HSM Wire. 2013. Copper Magnet Wire. <http://www.hsmwire.com/magnetwire.php> [24 February 2015].
- Hsu, L.-S., Tung, S.-W., Kuo, C.-H. & Yang, Y.-J. 2014. Developing barbed microtip-based electrode arrays for biopotential measurement. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(7), 12370–86.
- Hur, S. C., Mach, A. J. & Di Carlo, D. 2011. High-throughput size-based rare cell enrichment using microscale vortices. *Biomicrofluidics*, 5(2), 22206.
- Inglis, D. W., Riehn, R., Austin, R. H. & Sturm, J. C. 2004. Continuous microfluidic immunomagnetic cell separation. *Applied Physics Letters*, 85(21), 5093.
- Instruments, N. 2013. NanoMagnetics Instruments. <http://www.nanomagnetics-inst.com/en> [20 May 2015].
- Jung, J. & Han, K.-H. 2008. Lateral-driven continuous magnetophoretic separation of blood cells. *Applied Physics Letters*, 93(22), 223902.
- Kern, W. 1970. Cleaning solutions based on hydrogen peroxide for use in silicon semiconductor technology. *RCA Review*, 31, 187–206.

- Kern, W. 1990. The Evolution of Silicon Wafer Cleaning Technology. *Journal of The Electrochemical Society*, 137(6), 1887.
- Kim, K. S. & Park, J.-K. 2005. Magnetic force-based multiplexed immunoassay using superparamagnetic nanoparticles in microfluidic channel. *Lab on a chip*, 5(6), 657–64.
- Kim, S.-H., Sohn, H.-J., Joo, Y.-C., Kim, Y.-W., Yim, T.-H., Lee, H.-Y. & Kang, T. 2005. Effect of saccharin addition on the microstructure of electrodeposited Fe–36 wt.% Ni alloy. *Surface and Coatings Technology*, 199(1), 43–48.
- Koh, K.-S., Chin, J., Chia, J. & Chiang, C.-L. 2012. Quantitative Studies on PDMS-PDMS Interface Bonding with Piranha Solution and its Swelling Effect. *Micromachines*, 3(4), 427–441.
- Kondo, K. 1998. Current Evolution of Electrodeposited Copper Bumps with Photoresist Angle. *Journal of The Electrochemical Society*, 145(3), 840.
- Kong, T. F., E, H. S., Sugiarto, H. S., Liew, H. F., Wang, X., Lew, W. S., Nguyen, N.-T. et al. 2010. An efficient microfluidic sorter: implementation of double meandering micro striplines for magnetic particles switching. *Microfluidics and Nanofluidics*, 10(5), 1069–1078.
- Koschwanetz, J. H., Carlson, R. H. & Meldrum, D. R. 2009. Thin PDMS films using long spin times or tert-butyl alcohol as a solvent. *PloS one*, 4(2), e4572.
- Kuznetsov, O. A. 1999. Curvature Induced by Amyloplast Magnetophoresis in Protonemata of the Moss *Ceratodon purpureus*. *Plant Physiology*, 119(2), 645–650.
- Laurell, T., Petersson, F. & Nilsson, A. 2007. Chip integrated strategies for acoustic separation and manipulation of cells and particles. *Chemical Society reviews*, 36(3), 492–506.
- Le, H. P. 1998. Progress and trends in ink-jet printing technology. *Journal of Imaging Science and Technology*, 42(1), 49–62.
- Lee, C. S., Lee, H. & Westervelt, R. M. 2001. Microelectromagnets for the control of magnetic nanoparticles. *Applied Physics Letters*, 79(20), 3308.
- Lee, H., Liu, Y., Ham, D. & Westervelt, R. M. 2007. Integrated cell manipulation system--CMOS/microfluidic hybrid. *Lab on a chip*, 7(3), 331–7.
- Lee, H., Purdon, A. M., Chu, V. & Westervelt, R. M. 2004. Controlled Assembly of Magnetic Nanoparticles from Magnetotactic Bacteria Using Microelectromagnets Arrays. *Nano Letters*, 4(5), 995–998.
- Lee, H., Purdon, A. M. & Westervelt, R. M. 2004a. Manipulation of biological cells using a microelectromagnet matrix. *Applied Physics Letters*, 85(6), 1063.

- Lee, H., Purdon, A. M. & Westervelt, R. M. 2004b. Micromanipulation of Biological Systems with Microelectromagnets. *IEEE Transactions on Magnetics*, 40(4), 2991–2993.
- Lee, H., Westervelt, R. M. & Ham, D. (Eds.). 2007. *CMOS Biotechnology*. Series on Integrated Circuits and Systems. Boston, MA: Springer US.
- Lee, K. Y. 1995. Micromachining applications of a high resolution ultrathick photoresist. *Journal of Vacuum Science & Technology B: Microelectronics and Nanometer Structures*, 13(6), 3012.
- Liang, L. & Xuan, X. 2012. Continuous sheath-free magnetic separation of particles in a U-shaped microchannel. *Biomicrofluidics*, 6(4), 44106.
- Liang, L., Zhang, C. & Xuan, X. 2013. Enhanced separation of magnetic and diamagnetic particles in a dilute ferrofluid. *Applied Physics Letters*, 102(23), 234101.
- Life, T. 2015. Invitrogen Part of Life Technologies. [http:// www.b2b.invitrogen.com/site/us/en/home.html](http://www.b2b.invitrogen.com/site/us/en/home.html) [14 June 2015].
- Lim, Y. C., Kouzani, A. Z. & Duan, W. 2010. Lab-on-a-chip: a component view. *Microsystem Technologies*, 16(12), 1995–2015.
- Lin, Z., Chiang, N. Y., Chai, N., Seshasayee, D., Lee, W. P., Balazs, M., Nakamura, G. et al. 2014. In vivo antigen-driven plasmablast enrichment in combination with antigen-specific cell sorting to facilitate the isolation of rare monoclonal antibodies from human B cells. *Nat. Protocols*, 9(7), 1563–1577.
- Liu, C. & Yi, Y. W. 1999. Micromachined Magnetic Actuators 35(3), 1976–1985.
- Lorenz, H., Despont, M., Fahrni, N., LaBianca, N., Renaud, P. & Vettiger, P. 1997. SU-8: a low-cost negative resist for MEMS. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 7(3), 121–124.
- Lund-Olesen, T., Bruus, H. & Hansen, M. F. 2007. Quantitative characterization of magnetic separators: comparison of systems with and without integrated microfluidic mixers. *Biomedical microdevices*, 9(2), 195–205.
- Lv, Y., Zou, J. & Wang, X. 2002. Research of Anisotropic Etching in KOH Water Solution with Isopropyl Alcohol. *IEEE 2002 International Conference on Communications, Circuits and Systems and West Sino Expositions*, hlm. 1779–1783.
- MacDonald, M. P., Spalding, G. C. & Dholakia, K. 2003. Microfluidic sorting in an optical lattice. *Nature*, 426(6965), 421–4.
- Madou, M. J. 2002. *Fundamentals of Microfabrication: The Science of Miniaturization, Second Edition*. Florida: CRC Press.

- Majlis, B. Y. 2000. *Teknologi fabrikasi litar bersepadu*. Bangi: Penerbit Universiti Kebangsaan Malaysia.
- Manz, A., Graber, N. & Widmer, H. M. 1990. Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 1(1-6), 244–248.
- Marsi, N., Majlis, B. Y., Mohd-Yasin, F. & Hamzah, A. A. 2014. The fabrication of back etching 3C-SiC-on-Si diaphragm employing KOH + IPA in MEMS capacitive pressure sensor. *Microsystem Technologies*, 21(8), 1651-1661.
- Matthews, B. D., LaVan, D. a., Overby, D. R., Karavitis, J. & Ingber, D. E. 2004. Electromagnetic needles with submicron pole tip radii for nanomanipulation of biomolecules and living cells. *Applied Physics Letters*, 85(14), 2968.
- MicroChem. 2000. SU-8 2000 Permanent Epoxy Negative Photoresist Processing Guidelines. Massachusetts: MicroChem Corporation.
- Miltenyi Biotech. 2015. Miltenyi Biotec. <http://www.miltenyibiotec.com/en/> [14 June 2015].
- Miltenyi, S., Müller, W., Weichel, W. & Radbruch, a. 1990. High gradient magnetic cell separation with MACS. *Cytometry*, 11(2), 231–8.
- Massachusetts Institute of Technology . 2015. Physics II: Electricity and Magnetism, Physics, MIT OpenCourseWare. <http://ocw.mit.edu/courses/physics/8-02-physics-ii-electricity-and-magnetism-spring-2007/#> [23 June 2015].
- Molday, R. S., Yen, S. P. S. & Rembaum, A. 1977. Application of magnetic microspheres in labelling and separation of cells. *Nature*, 268(5619), 437–438.
- Moore, L. R., Rodriguez, A. R., Williams, P. S., Mccloskey, K., Bolwell, B. J., Nakamura, M., Chalmers, J. J. et al. 2001. Progenitor cell isolation with a high-capacity quadrupole magnetic flow sorter 225(1-2), 277-284.
- Mosaic Industries, I. 2011. RTD Temperature Measurements. <http://www.mosaic-industries.com/measuring-temperature-with-rtds.html> [14 March 2015].
- Myung, N. V, Park, D. & Sumodjo, P. T. A. 2003. Development of Electroplated Magnetic Materials for MEMS. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 265(2), 189-198
- Nakamura, M., Decker, K., Chosy, J., Comella, K., Melnik, K., Moore, L., Lasky, L. C. et al. 2001. Automated cell isolation: solutions for your needs - Miltenyi Biotec. *Biotechnology progress*, 17(6), 1145–55.
- Nanostructured & Amorphous Materials, Inc. 2015. Nanostructured and Amorphous Materials. <http://www.nanoamor.com/inc/pdetail?v=1&pid=510> [11 May 2015].

- Nguyen, N.-T., Beyzavi, A., Ng, K. M. & Huang, X. 2007. Kinematics and deformation of ferrofluid droplets under magnetic actuation. *Microfluidics and Nanofluidics*, 3(5), 571–579.
- Nguyen, N.-T., Ng, K. M. & Huang, X. 2006. Manipulation of ferrofluid droplets using planar coils. *Applied Physics Letters*, 89(5), 052509.
- Nguyen, N.-T. & Wereley, S. T. 2002. *Fundamentals and Applications of Microfluidics*. Massachusetts: Artech House.
- Nix, R. M. 2015. An Introduction to Surface Chemistry. Queen Mary, University of London. [http://www.chem.qmul.ac.uk/surfaces/scc/scat2\\_2.htm](http://www.chem.qmul.ac.uk/surfaces/scc/scat2_2.htm) [12 May 2015].
- Nogami, T., Lopatin, S. & Joo, Y.-C. 2001. Forming a seed layer, annealing to increase grain size and plating copper on seed layer. Retrieved from <http://www.google.com/patents/US6242349>
- Noor, M. M., Bais, B. & Majlis, B. Y. 2002. The effects of temperature and KOH concentration on silicon etching rate and membrane surface roughness. *Proceedings. ICSE 2002. IEEE International Conference on*, hlm. 524–528.
- O'Connor, C. M. & Adams, J. U. 2010. *Essentials of Cell Biology. Nature Education*, Cambridge, MA: NPG Education.
- Oberteuffer, J. 1974. Magnetic separation: A review of principles, devices, and applications. *IEEE Transactions on Magnetics*, 10(2), 223–238.
- Oskam, G., Long, J. G., Natarajan, A. & Searson, P. C. 1998. Electrochemical deposition of metals onto silicon. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 31(16), 1927–1949.
- Pai, R. S. 2001. Nickel Electroplating SOP. University of Louisville. <https://louisville.edu/conference/ugim2008/cleanroom/sops/sops/nickel-electroplating-sop/nickel-electroplating-sop.html> [21 May 2015].
- Pamme, N. 2006. Magnetism and microfluidics. *Lab on a chip*, 6(1), 24–38.
- Pamme, N. 2007a. Continuous flow separations in microfluidic devices. *Lab on a chip*, 7(12), 1644–59.
- Pamme, N. 2007b. Continuous flow separations in microfluidic devices. *Lab on a chip*, 7(12), 1644–59.
- Pamme, N. & Manz, A. 2004. On-chip free-flow magnetophoresis: continuous flow separation of magnetic particles and agglomerates. *Analytical chemistry*, 76(24), 7250–6.

- Pamme, N. & Wilhelm, C. 2006. Continuous sorting of magnetic cells via on-chip free-flow magnetophoresis. *Lab on a chip*, 6(8), 974–80.
- Park, J. Y. & Allen, M. G. 1998. Development of magnetic materials and processing techniques applicable to integrated micromagnetic devices. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 8, 307–316.
- Park, J. Y. & Allen, M. G. 1999. New micromachined inductors on silicon substrates. *IEEE Transactions on Magnetics*, 35(5), 3547–3549.
- Park, J.-S., Song, S.-H. & Jung, H.-I. 2009. Continuous focusing of microparticles using inertial lift force and vorticity via multi-orifice microfluidic channels. *Lab on a chip*, 9(7), 939–48.
- Peyman Taheri. 2014. Rarefied Gas Dynamics and Mico-flows. Simon Fraser University. <http://www.sfu.ca/~ptaherib/research.html> [14 June 2015].
- Plouffe, B. D., Murthy, S. K. & Lewis, L. H. 2014. Fundamentals and application of magnetic particles in cell isolation and enrichment: a review. *Reports on progress in physics. Physical Society (Great Britain)*, 78(1), 016601.
- Qu, B.-Y., Wu, Z.-Y., Fang, F., Bai, Z.-M., Yang, D.-Z. & Xu, S.-K. 2008. A glass microfluidic chip for continuous blood cell sorting by a magnetic gradient without labeling. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 392(7-8), 1317–24.
- Quemper, J., Nicolas, S., Gilles, J. P., Grandchamp, J. P., Bosseboeuf, A. & Bourouina, T. 1999. Permalloy electroplating through photoresist molds. *Sensors and Actuators A: Physical*, 74(1-3), 1-4.
- Rahim, R. A., Bais, B., Majlis, B. Y. & Sugandi, G. 2013. ProTEK PSB coating as an alternative polymeric protection mask for KOH bulk etching of silicon. *Microsystem Technologies*, 19(6), 905–914.
- Ramadan, Q., Poenar, D. P. & Yu, C. 2008. Customized trapping of magnetic particles. *Microfluidics and Nanofluidics*, 6(1), 53–62.
- Ramadan, Q., Samper, V. D., Puiu, D. P. & Yu, C. 2006. Fabrication of Three-Dimensional Magnetic Microdevices With Embedded Microcoils for Magnetic Potential Concentration. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 15(3), 624–638.
- Ramadan, Q., Samper, V., Poenar, D. P. & Yu, C. 2006a. An integrated microfluidic platform for magnetic microbeads separation and confinement. *Biosensors & bioelectronics*, 21(9), 1693–702.
- Ramadan, Q., Samper, V., Poenar, D. & Yu, C. 2004. On-chip micro-electromagnets for magnetic-based bio-molecules separation. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 281(2-3), 150–172.

- Ramadan, Q., Samper, V., Poenar, D. & Yu, C. 2006b. Magnetic-based microfluidic platform for biomolecular separation. *Biomedical microdevices*, 8(2), 151–8.
- Recktenwald, D. & Radbruch, A. (Eds.). 1997. *Cell Separation Methods and Applications*. Florida: CRC Press.
- Reissis, Y., Garc ía-Gareta, E., Korda, M., Blunn, G. W. & Hua, J. 2013. The effect of temperature on the viability of human mesenchymal stem cells. *Stem cell research & therapy*, 4(6), 139.
- Reyes, D. R., Iossifidis, D., Auroux, P.-A. & Manz, A. 2002. Micro total analysis systems. 1. Introduction, theory, and technology. *Analytical chemistry*, 74(12), 2623–36.
- Richards, R. & Santos, H. D. L. 2001. MEMS for RF/microwave wireless applications: the next wave. *Microwave Journal*, <http://microwavejournal.com/articles/3167-mems-for-rf-microwave-wireless-applications-the-next-wave>
- Rida, A., Fernandez, V. & Gijs, M. A. M. 2003. Long-range transport of magnetic microbeads using simple planar coils placed in a uniform magnetostatic field. *Applied Physics Letters*, 83(12), 2396.
- Rinklin, P., Krause, H.-J. & Wolfrum, B. 2012. Actuation and tracking of a single magnetic particle on a chip. *Applied Physics Letters*, 100(1), 014107.
- Robert, D., Pamme, N., Conjeaud, H., Gazeau, F., Iles, A. & Wilhelm, C. 2011. Cell sorting by endocytotic capacity in a microfluidic magnetophoresis device. *Lab on a chip*, 11(11), 1902–10.
- Rong, R., Choi, J.-W. & Ahn, C. H. 2006. An on-chip magnetic bead separator for biocell sorting. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 16(12), 2783–2790.
- Sajeesh, P. & Sen, A. K. 2013. Particle separation and sorting in microfluidic devices: a review. *Microfluidics and Nanofluidics*, 17(1), 1–52.
- Sami, F. 2004. *Introduction to Micro Fabrication*. West Sussex: John Wiley & Sons.
- Sato, T., Hasegawa, M., Mizoguchi, T. & Sahashi, M. 1991. Study of high power planar inductor. *IEEE Transactions on Magnetics*, 27(6), 5277–5279.
- Seidel, H. 1990. Anisotropic Etching of Crystalline Silicon in Alkaline Solutions. *Journal of The Electrochemical Society*, 137(11), 3626.
- Seo, H.-K., Kim, H.-O. & Kim, Y.-J. 2010. Hydrodynamics and magnetophoresis based hybrid blood cell sorter. *10th IEEE International Conference on Nanotechnology*, hlm. 911–914.

- Shafique, M. & Hansen, M. F. 2003. Modeling the Magnetic Field From a Microelectromagnet in FEMLAB. *Proceedings of the Nordic Matlab Conference*, hlm. 209–214.
- Shaw, J. M., Gelorme, J. D., LaBianca, N. C., Conley, W. E. & Holmes, S. J. 1997. Negative photoresists for optical lithography. *IBM Journal of Research and Development*, 41(1.2), 81–94.
- Shenoy, R. V. 1996. Effect of Mask Wall Angle on Shape Evolution during Through-Mask Electrochemical Micromachining. *Journal of The Electrochemical Society*, 143(2), 544.
- Smistrup, K., Kjeldsen, B. G., Reimers, J. L., Dufva, M., Petersen, J. & Hansen, M. F. 2005. On-chip magnetic bead microarray using hydrodynamic focusing in a passive magnetic separator. *Lab on a chip*, 5(11), 1315–9.
- Song, S.-H., Kwak, B.-S., Park, J.-S., Kim, W. & Jung, H.-I. 2009. Novel application of Joule heating to maintain biocompatible temperatures in a fully integrated electromagnetic cell sorting system. *Sensors and Actuators A: Physical*, 151(1), 64–70.
- Song, S.-H., Lee, H.-L., Min, Y. H. & Jung, H.-I. 2009. Electromagnetic microfluidic cell labeling device using on-chip microelectromagnet and multi-layered channels. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 141(1), 210–216.
- Spherotech. 2014. Magnetic Microparticles and Nanoparticles - Spherotech. [http://www.spherotech.com/para\\_par.htm](http://www.spherotech.com/para_par.htm) [11 May 2015].
- Sulaiman, N., Yunas, J., Sugandi, G. & Majlis, B. Y. 2012. Physical Characteristic Analysis of Solenoid-Based Coil Structure. *Advanced Materials Research*, 403–408, 3739–3743.
- Suwa, M. & Watarai, H. 2011. Magnetoanalysis of micro/nanoparticles: a review. *Analytica chimica acta*, 690(2), 137–47.
- Suzuki, H., Ho, C.-M. & Kasagi, N. 2004. A Chaotic Mixer for Magnetic Bead-Based Micro Cell Sorter. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 13(5), 779–790.
- Terry, S. C., Jerman, J. H. & Angell, J. B. 1979. A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 26(12), 1880–1886.
- Teste, B., Malloggi, F., Gassner, A.-L., Georgelin, T., Siaugue, J.-M., Varenne, A., Girault, H. et al. 2011. Magnetic core shell nanoparticles trapping in a microdevice generating high magnetic gradient. *Lab on a chip*, 11(5), 833–40.



- Theo Baum and David J Schiffrin. 1997. AFM study of surface finish improvement by ultrasound in the anisotropic etching of Si <100> in KOH for micromachining applications. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 7(4), 338.
- Brigham Young University. 2015. KOH Etching of Silicon wafers, Silicon Dioxide (SiO<sub>2</sub>) and Silicon Nitride (SiN). <http://www.cleanroom.byu.edu/KOH.phtml> [16 February 2015].
- University of Birmingham. 2015. Magnetic Materials Background Information. <http://www.birmingham.ac.uk/research/activity/metallurgy-materials/magnets/Magnetic-Materials-Background-Information.aspx> [22 January 2015].
- SU-8 Photoresist Processing. 2007. Tufts University
- Tufts University. 2012. Tufts Micro and Nanofabrication Facility: Capabilities. <http://engineering.tufts.edu/microfab/capabilities/copperNickel.htm> [21 May 2015].
- Vereecke, G., Schaekers, M., Verstraete, K., Arnauts, S., Heyns, M. M. & Plante, W. 2000. Quantitative Analysis of Trace Metals in Silicon Nitride Films by a Vapor Phase Decomposition/Solution Collection Approach. *Journal of The Electrochemical Society*, 147(4), 1499.
- Vries, A. H. B. De, Kanger, J. S., Krenn, B. E. & Driel, R. Van. 2004. Patterned Electroplating of Micrometer Scale Magnetic Structures on Glass Substrates 13(3), 391–395.
- Wang, M. M., Tu, E., Raymond, D. E., Yang, J. M., Zhang, H., Hagen, N., Dees, B. et al. 2005. Microfluidic sorting of mammalian cells by optical force switching. *Nature biotechnology*, 23(1), 83–7.
- Weigl, B. H., Bardell, R. L. & Cabrera, C. R. 2003. Lab-on-a-chip for drug development. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 55(3), 349–377.
- White, F. M. 2011. *Fluid Mechanics*. Ed. ke-7. New York: McGraw Hill.
- Whitesides, G. M. 2006. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, 442(7101), 368–73.
- Wiklund, M. 2012. Acoustofluidics 12: Biocompatibility and cell viability in microfluidic acoustic resonators. *Lab on a chip*, 12(11), 2018–28.
- Wirix-Speetjens, R. & deBoeck, J. 2004. On-Chip Magnetic Particle Transport by Alternating Magnetic Field Gradients. *IEEE Transactions on Magnetics*, 40(4), 1944–1946.
- Wirix-Speetjens, R., Fyen, W. & Borghs, G. 2005. A force study of on-chip magnetic particle transport based on tapered conductors. *IEEE Transactions on Magnetics*, 41(10), 4128–4133.

- Wright, R. N. 2010. *Wire Technology: Process Engineering and Metallurgy*. Oxford: Elsevier.
- Xia, N., Hunt, T. P., Mayers, B. T., Alsberg, E., Whitesides, G. M., Westervelt, R. M. & Ingber, D. E. 2006. Combined microfluidic-micromagnetic separation of living cells in continuous flow. *Biomedical microdevices*, 8(4), 299–308.
- Xia, Y. & Whitesides, G. M. 1998. Soft Lithography. *Angewandte Chemie International Edition*, 37(5), 550–575.
- Xiang, Y., Miller, J., Sica, V. & LaVan, D. A. 2008. Optimization of force produced by electromagnet needles acting on superparamagnetic microparticles. *Applied Physics Letters*, 92(12), 124104.
- Yamada, M., Nakashima, M. & Seki, M. 2004. Pinched flow fractionation: continuous size separation of particles utilizing a laminar flow profile in a pinched microchannel. *Analytical chemistry*, 76(18), 5465–71.
- Yamada, M. & Seki, M. 2006. Microfluidic particle sorter employing flow splitting and recombining. *Analytical chemistry*, 78(4), 1357–62.
- Yapici, M. K., Ozmetin, A. E., Zou, J. & Naugle, D. G. 2008. Development and experimental characterization of micromachined electromagnetic probes for biological manipulation and stimulation applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 144(1), 213–221.
- Yeo, L. Y., Chang, H.-C., Chan, P. P. Y. & Friend, J. R. 2011. Microfluidic devices for bioapplications. *Small (Weinheim an der Bergstrasse, Germany)*, 7(1), 12–48.
- Yu, J., Wang, M., Li, Q., Yang, J. & Liu, L. 2009. Effects of saccharin on microstructure and property of electro-deposited Ni-Fe alloys. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 19(4), 805–809.
- Yu, X., Feng, X., Hu, J., Zhang, Z.-L. & Pang, D.-W. 2011. Controlling the magnetic field distribution on the micrometer scale and generation of magnetic bead patterns for microfluidic applications. *Langmuir: the ACS journal of surfaces and colloids*, 27(8), 5147–56.
- Zeng, J., Deng, Y., Vedantam, P., Tzeng, T.-R. & Xuan, X. 2013. Magnetic separation of particles and cells in ferrofluid flow through a straight microchannel using two offset magnets. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 346, 118–123.
- Zhang, W. Y., Ferguson, G. S. & Tatic-Lucic, S. 2004. Elastomer-supported cold welding for room temperature wafer-level bonding. *17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems. Maastricht MEMS 2004 Technical Digest*, hlm. 741–744.

- Zheng, Y. & Sawan, M. 2013. Planar Microcoil Array Based Temperature-Controllable Lab-on-Chip Platform. *IEEE Transactions on Magnetics*, 49(10), 5236–5242.
- Zhu, J., Liang, L. & Xuan, X. 2011. On-chip manipulation of nonmagnetic particles in paramagnetic solutions using embedded permanent magnets. *Microfluidics and Nanofluidics*, 12(1-4), 65–73.
- Zhu, T., Cheng, R., Lee, S. A., Rajaraman, E., Eiteman, M. A., Querec, T. D., Unger, E. R. et al. 2012. Continuous-flow ferrohydrodynamic sorting of particles and cells in microfluidic devices. *Microfluidics and Nanofluidics*, 13(4), 645–654.
- Zhu, T., Cheng, R. & Mao, L. 2011. Focusing microparticles in a microfluidic channel with ferrofluids. *Microfluidics and Nanofluidics*, 11(6), 695–701.