



**OPTIMASI DESAIN KONSTRUKSI SEL DAN SISTEM  
INJEKSI CAIRAN PADA SENSOR QCM  
(QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE)**

**TESIS**



**Oleh:**

**RIDHA NOVIA IKHSANI**

**166090300111013**

**PROGRAM STUDI S2 FISIKA**

**MINAT INSTRUMENTASI**

**PROGRAM PASCASARJANA FAKULTAS MIPA**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**MALANG**

**2019**

**OPTIMASI DESAIN KONSTRUKSI SEL DAN SISTEM  
INJEKSI CAIRAN PADA SENSOR QCM  
(QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE)**

**TESIS**

**Untuk Memenuhi Persyaratan  
Memperoleh Gelar Magister**



**Oleh:**

**RIDHA NOVIA IKHSANI**

**166090300111013**

**PROGRAM STUDI S2 FISIKA**

**MINAT INSTRUMENTASI**

**PROGRAM PASCASARJANA FAKULTAS MIPA**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**MALANG**

**2019**





**LEMBAR PENGESAHAN  
TESIS**

**OPTIMASI DESAIN KONSTRUKSI SEL DAN SISTEM INJEKSI  
CAIRAN PADA SENSOR QCM  
(QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE)**

Oleh:

**RIDHA NOVIA IKHSANI**

**Telah dipertahankan di depan penguji  
pada tanggal 21 Januari 2019  
dan dinyatakan lulus**

**KOMISI PEMBIMBING**

Ketua

Anggota

Prof. Dr.-Ing. Setyawan P. Sakti, M.Eng.

Dr. Eng. Agus Naba, S.Si., MT.

NIP. 196508251990021001

NIP. 19720806199512001

Mengetahui

Ketua Program Studi S2 Fisika

Mauludi A. Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D.

NIP. 197304122000031013

**TIM PENGUJI TESIS****JUDUL TESIS :****OPTIMASI DESAIN KONSTRUKSI SEL DAN SISTEM INJEKSI  
CAIRAN PADA SENSOR QCM (*QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE*)****Nama Mahasiswa : Ridha Novia Ikhsani****NIM : 166090300111013****Program Studi : S2 Fisika****Minat : Instrumentasi****KOMISI PEMBIMBING****Ketua : Prof. Dr.-Ing. Setyawan P. Sakti, M.Eng.****Anggota : Dr. Eng. Agus Naba, S.Si., MT.****TIM DOSEN PENGUJI****Dosen Penguji 1 : Ahmad Nadhir, S.Si., M.T., Ph.D.****Dosen Penguji 2 : Ir. D. J. Djoko H. Santjojo, M.Phil., Ph.D.****Tanggal Ujian : 21 Januari 2019**

## PERNYATAAN ORISINALITAS

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang sepengetahuan saya, di dalam naskah Tesis ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah Tesis ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan (plagiat) tesis, saya bersedia Tesis (MAGISTER) dibatalkan, serta diproses sesuai peraturan perundang-undangan yang berlaku.

Malang, Januari 2019

Mahasiswa,

Ridha Novia Ikhsani

NIM. 166090300111013



HALAMAN PERUNTUKAN

Tesis ini saya *dedikasikan* untuk :

Almarhumah Ibu saya, Tati Suhayati,

dan Ayah saya, Kusnadi.

## RIWAYAT HIDUP



Ridha Novia Ikhsani, lahir di Ciamis Jawa Barat, tanggal 11 November 1992. Putra kedua dari Bapak Kusnadi dan Almh. Ibu Tati Suhayati. Menempuh jenjang pendidikan SD pada tahun 1999 di SDN Cengkirmanis, dan lulus pada tahun 2005. Menempuh jenjang SMP di SMPN 1

Panawangan pada tahun 2005-2008 dan menempuh jenjang SMA pada tahun 2008-2011 di SMAN 2 Ciamis. Pada tahun 2011-2016 menempuh jenjang pendidikan S1

Program Studi Fisika dengan kekhususan bidang Instrumentasi di FMIPA

Universitas Brawijaya, Malang. Selama menjadi mahasiswa, penulis aktif dalam organisasi eksekutif mahasiswa, dan menjadi asisten praktikum. Tahun 2016

menempuh pendidikan Magister program studi Fisika dengan kekhususan bidang

Instrumentasi dan lulus pada tahun 2019. Selama menjadi mahasiswa pascasarjana,

penulis aktif di bidang penelitian dalam naungan riset group *ASMAT (Advance*

*System and Material Technology)* dan mengikuti program *Short Term Study* pada

tahun 2016 dan 2017 di Gifu University dan Shibaura Institute of Technology Jepang.

Malang, Januari 2019

Penulis

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyampaikan ucapan terima kasih dan ucapan syukur kepada Allah SWT dan Nabi Muhammad SAW. Ucapan terima kasih penulis sampaikan kepada dosen pembimbing sekaligus sebagai orang tua ketika di lingkungan Laboratorium dan Kampus, Prof. Dr.-Ing. Setyawan Purnomo Sakti dan Ir. D. J. Djoko H. S., M.Phil., Ph.D., terima kasih atas bimbingan dan dukungan yang telah diberikan selama masa studi dan penyelesaian tesis. Dan terima kasih kepada, Dr. Eng. Agus Naba, S.Si., MT. dan bapak Ahmad Nadhir, S.Si., M.T., Ph.D., selaku dosen pembimbing dan penguji, serta bapak Mauludi Ariesto Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D. selaku ketua program studi magister fisika, atas saran dan bantuan yang telah diberikan pada penulis.

Terima kasih yang amat teramat dalam kepada orang tua penulis, Almh. Mamah Tati Suhayati, atas segala kasih sayang dan pelajaran hidup yang sangat berarti bagi penulis. Terima kasih kepada Bapak, Kusnadi, atas segala bentuk kasih sayang doa dan penyemangatnya nya. Ibu Iis Lisnawati, atas doa dan kasih sayang nya kepada penulis. Serta terima kasih kepada keluarga saya, Irfan Fajar Tresnadi dan family, Tria Ilhami Firmansyah, serta Kamila Ulfa. Terima kasih kepada Aki Gudang yang selalu senantiasa mendoakan penulis dan selalu memberi dukungan kepada penulis.



Terima kasih kepada keluarga di Malang yang selalu mendoakan dan memberi dukungan kepada penulis, Nini, Aki, Mba Oka, Dzia, Rais, Mang Kiki. Ucapan terima kasih juga saya ucapkan kepada teman-teman seperjuangan di laboratorium Sensor dan Laboratorium Plasma, Mba Nike, Imron, Warits, Ragil, Esa, Intan, Sukma, Rara, Tyas, Dika dan Arin.

Malang, Januari 2019

Penulis



## OPTIMASI DESAIN KONSTRUKSI SEL DAN SISTEM INJEKSI CAIRAN PADA SENSOR QCM (*QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE*)

### ABSTRAK

Sensor QCM merupakan salah satu sensor massa ultra sensitif, yang banyak diaplikasikan sebagai biosensor. Dalam aplikasinya sebagai biosensor, teknik immobilisasi digunakan untuk pendeteksian dan pengamatan reaksi antar biomolekul. Konstruksi sel atau sel reaksi dan sistem injeksi cairan *sample* memiliki peranan penting ketika proses immobilisasi pada sensor QCM. Telah banyak dilakukan penelitian tentang perancangan konstruksi sel dan efek laju alir cairan *sample* terhadap frekuensi resonansi dari sensor QCM. Pada penelitian sebelumnya, telah diketahui bahwa efek laju alir dari sistem injeksi *syringe pump* berpengaruh pada respon frekuensi dari sensor QCM, semakin cepat laju alir cairan *sample* akan menimbulkan sinyal *spike* atau *noise* pada respon frekuensi dari sensor QCM. Pada penelitian ini dilakukan optimasi desain pada konstruksi sel dan sistem injeksi cairan *sample* untuk menghilangkan efek sinyal *spike* atau *noise* pada proses immobilisasi. Optimalisasi konstruksi sel dilakukan dengan melakukan *treatment* plasma oksidasi pada permukaan konstruksi sel dengan variasi durasi *treatment* yaitu 600, 1200 dan 1800 *second*. Optimasi pada sistem injeksi dilakukan dengan mengatur kecepatan laju alir. Didapatkan variasi kecepatan laju alir yaitu 0.7 sampai 6.3  $\mu\text{L} / \text{second}$ . Dengan melakukan optimalisasi pada konstruksi sel dan sistem injeksi cairan *sample*, sinyal *spike* atau *noise* ketika proses immobilisasi berhasil dihilangkan.

# OPTIMIZATION DESIGN OF REACTION CELL AND INJECTION SYSTEM FOR QCM (QUARTZ CRYSTAL MICROBALANCE) SENSOR

## ABSTRACT

The reaction cell and injection system was a critical aspect in the used of Quartz Crystal Microbalance (QCM) biosensor or chemical sensor in liquid. It is required that the injection system should have variable speed and doesn't introduce pressure noise to the QCM sensor. In this work, the reaction cell was designed and optimized using PLA (Poly Lactid Acid) and PMMA (Poly Methyl Methacrylate). Oxygen Plasma treatment was utilized to modified wettability of the reaction cell. In the other hand, the injection system was developed using a micro stepper motor with a microliter syringe. The mechanical transmission transforms the rotational displacement of the motor into a translational displacement of the syringe. The flow rate of the injection pump could affect the signal pattern indicated by a signal spike or instability of the sensor resonance frequency. The developed system successfully minimized the spike signal and improved the stability of the sensor resonance by the used of the microliter syringe pump with optimizing the reaction chamber of the QCM sensor. The flow rate of the pump can be controlled with a minimum speed of 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$  for aquades. At low flow rate, there was a negligible or none of the spike signal observed during the injection and ejection of the liquid. However, at a high flow rate, few signal spikes may be observed.

## KATA PENGANTAR

Puji Syukur kepada Allah SWT atas segala nikmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat melaksanakan dan menyelesaikan tesis dengan judul

**“Optimasi Desain Konstruksi Sel dan Sistem Injeksi Cairan pada Sensor QCM**

**(*Quartz Crystal Microbalance*)”** ini dengan baik. Sholawat dan salam tercurahkan

kepada junjungan Nabi Muhammad SAW.

Penulis menyampaikan rasa terima kasih kepada semua pihak yang ikut memberikan saran dalam penyusunan tesis ini. Masukan berupa saran dan kritik dari pembaca sangat diharapkan demi perbaikan tesis ini.

Malang, Deseber 2018

Ridha Novia Ikhsani

166090300111013

## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Sensor QCM merupakan salah satu sensor massa ultra sensitif, yang bekerja berdasarkan prinsip pergeseran frekuensi. Setelah sensor QCM pertama kali di perkenalkan oleh Sauerbrey pada tahun 1957, sensor QCM banyak diaplikasikan didalam berbagai bidang seperti analisis kimia, pengukuran lapisan tipis, aplikasi pada sensor gas dan pada bidang biosensor (Vashist, 2011). Sensitifitas *quartz* resonator terhadap perubahan massa, berbanding lurus dengan perubahan frekuensi yang dihasilkan oleh sensor QCM. Dalam aplikasinya di bidang biosensor, sensor QCM memiliki beberapa kelebihan, diantaranya yaitu memiliki sifat sensitivitas tinggi, responsibilitas frekuensi yang baik dan memiliki keunggulan yaitu bersifat *low cost* pada aplikasinya sebagai komponen biosensor. Dengan beberapa kelebihan tersebut, sensor QCM banyak dikembangkan untuk proses pendeteksian suatu biomolekul.

Proses pendeteksian biomolekul banyak dikembangkan dengan menggunakan metode immobilisasi. Metode immobilisasi merupakan teknik yang digunakan untuk menempelkan suatu substansi biologi pada permukaan elektroda kristal kuarsa dalam hal ini yaitu elektroda sensor QCM, dengan menggunakan metode kimia atau fisika sesuai dengan tipe substansi biologi dan tujuan dari penelitian (Chunta, 2009). Metode imobilisasi yang digunakan yaitu dengan teknik penginjeksian cairan *sample* ke atas permukaan sensor QCM, sehingga reaksi antar biomolekul akan terjadi diatas permukaan sensor QCM. Didalam proses pendeteksian suatu biomolekul berbasis sensor QCM, diperlukan beberapa



komponen perangkat pendukung untuk pengukuran, diantaranya yaitu sensor QCM sebagai *sensing element*, *sample injector* untuk menginjeksikan *sample* biomolekul, *reaction cell* atau konstruksi sel sebagai tempat terjadinya reaksi antar biomolekul, rangkaian osilator sensor QCM, rangkaian pencacah frekuensi dan komputer sebagai penampil hasil dari pengukuran.

Sebagai komponen pendukung dalam perangkat pengukuran, konstruksi sel dan *sample injector* merupakan salah satu komponen penting untuk menunjang proses pengukuran. Konstruksi sel berfungsi sebagai tempat terjadinya reaksi antar biomolekul, dimana sensor QCM akan diletakkan didalam konstruksi sel tersebut.

Pada umumnya, konstruksi sel didesain untuk dapat menampung dan mengalirkan *sample* biomolekul di atas permukaan sensor QCM, sehingga proses interaksi biomolekul dapat terpusat di atas permukaan sensor QCM. Pada saat proses pengukuran, target *sample* biomolekul dialirkan melalui saluran *inlet* pada konstruksi sel menuju permukaan sensor QCM. Bentuk atau geometri saluran dan karakteristik sifat permukaan dari material penyusun konstruksi sel akan berpengaruh terhadap laju alir *sample* biomolekul diatas permukaan sensitif dari sensor QCM.

Proses penginjeksian cairan *sample* ke atas permukaan sensor QCM, terdapat dua metode penginjeksian, yaitu metode injeksi alir dan juga metode tetes cairan (Sakti dkk, 2013). Masing-masing metode memiliki kelebihan dan kekurangan. Penginjeksian cairan *sample* dengan metode tetes cairan akan beresiko pada permukaan sensor QCM, salah satunya melalui efek tekanan yang secara langsung kontak dari *sample* yang ditetaskan. Sedangkan metode penginjeksian *sample* dengan metode injeksi alir, akan meminimalisir terjadinya efek tekanan



secara langsung yang berpotensi memberi gangguan pada permukaan sensor QCM.

Oleh karena itu didalam pengukuran menggunakan sensor QCM, dibutuhkan proses penginjeksian cairan *sample* yang efisien sehingga proses pengukuran dengan menggunakan sensor QCM akan lebih efektif.

Penginjeksian cairan *sample* dengan menggunakan metode injeksi alir, telah banyak dikembangkan. Salah satunya yaitu injeksi alir berbasis motor stepper.

Menurut penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Ridha (2016), instrumen penginjeksi cairan *sample* pada sensor QCM berbasis motor *stepper* telah berhasil dikembangkan. Namun terdapat beberapa kelemahan, diantaranya yaitu pada pengukuran sensor QCM, respon frekuensi dari sensor QCM yang dihasilkan belum stabil dan masih terdapat beberapa *noise* seperti adanya beberapa *signal spike* pada sensogram ketika proses injeksi cairan *sample*. Hal tersebut diakibatkan karena sifat alir cairan *sample*. Berdasarkan hasil penelitian tersebut, efek laju alir dari injeksi cairan *sample* sangat berpengaruh terhadap respon frekuensi dari sensor QCM.

Terkait beberapa hal tersebut, pada penelitian ini akan dilakukan optimasi desain pada konstruksi sel untuk inimalisir efek tekanan hidrostatis yang dapat memicu *signal spike* pada respon frekuensi dari sensor QCM, dengan memperbaiki desain dan merubah material penyusun dari konstruksi sel. Selain itu, pada penelitian ini juga dilakukan pengembangan pada *sample injector* atau instrumen pengontrol injeksi cairan *sample* untuk sensor QCM. Instrumen injeksi cairan *sample* dikembangkan menggunakan *virtual interfacing* dan penggerak motor *stepper* untuk mengontrol laju alir dari cairan *sample*. Hal ini dilakukan untuk meminimalisir kompleksitas penggunaan komponen elektronik. Sehingga dari penelitian ini diharapkan dapat menghasilkan dan menunjang sebuah sistem



pengukuran biosensor berbasis sensor QCM terutama immunosensor dengan meningkatkan kualitas perangkat system untuk immobilisasi dan proses pengamatan reaksi.

### 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah yang dibahas pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana merancang konstruksi sel yang optimal untuk mereduksi efek *spike signal* pada pengukuran menggunakan sensor QCM?
2. Bagaimana pengaruh laju alir cairan *sample* terhadap respon dari sensor QCM?

### 1.3 Batasan Masalah

Agar ruang lingkup penelitian lebih jelas, maka pada penelitian ini hanya terfokus pada pengembangan sistem injeksi cairan *sample* dan analisis karakteristik sifat permukaan konstruksi sel terhadap laju alir cairan *sample* untuk sensor QCM.

Sehingga batasan-batasan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Konstruksi sel reaksi yang digunakan dalam penelitian ini terbuat dari material PMMA (*Polymethyl metakrilat*) akrilik dan PLA (*Polylactic acid*).
2. *Sample* cairan yang digunakan adalah aquades.

### 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini yang ingin dicapai yaitu:

1. Merancang konstruksi sel yang optimal untuk mereduksi efek *spike signal* pada pengukuran menggunakan sensor QCM.



2. Mengetahui dan memahami pengaruh laju alir cairan *sample* terhadap respon dari sensor QCM.

### 1.5 Manfaat Penelitian

Dari hasil penelitian ini diharapkan dapat menunjang proses penelitaian pada bidang QCM sebagai biosensor terutama untuk immunosensor, dengan meningkatkan kualitas perangkat sistem untuk imobilisasi dan proses pengamatan reaksi.

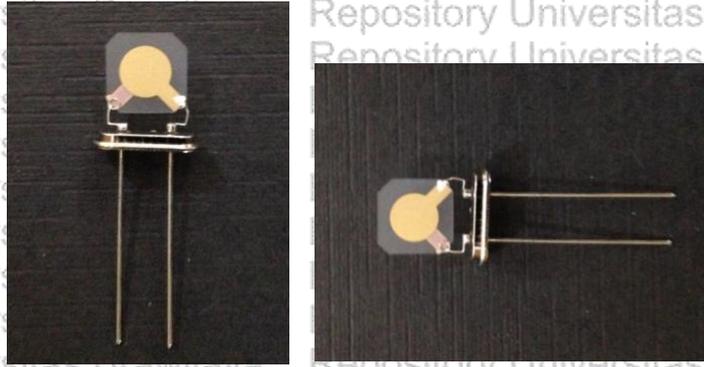
## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 *Quartz Crystal Microbalance* (QCM)

QCM (*Quartz crystal microbalance*) merupakan salah satu sensor massa ultra sensitif yang dapat diaplikasikan secara efektif dalam fase gas atau dalam fase *liquid*. Respon dari sensor QCM dapat diukur berdasarkan perubahan frekuensi atau perubahan impedansi yang ditimbulkan oleh sensor QCM (Ikhsani & Sakti 2017).

Pada dasarnya, sensor QCM tersusun dari sebuah kepingan kristal kuarsa yang diapit oleh plat elektroda. Sifat piezoelektrik yang ditimbulkan dari kristal kuarsa salah satunya dihasilkan dari perlakuan tipe pemotongan kristal kuarsa. Sensor QCM memiliki tingkat akurasi yang tinggi pada *mode* TSM (*Thickness Shear Mode*) dikarenakan tipe kristal dipotong dengan tipe AT-Cut (Sullivan & Guilbault 1999). Dalam aplikasinya, sensor tipe kristal AT-Cut juga banyak digunakan karena dapat diaplikasikan pada temperature rendah (Aydemir & Ebeoglu 2018).

Sebagai salah satu sensor massa ultra sensitif, sensor QCM sudah secara luas digunakan sebagai biosensor. Biosensor berbasis sensor QCM merupakan salah satu metode yang sangat baik dan banyak digunakan dalam ilmu biologi dan kimia. Berdasarkan prinsip piezoelektrik, elektroda yang diletakkan diatas dan dibawah kristal kuarsa apabila dialirkan arus dan tegangan listrik, maka kristal kuarsa akan mengalami efek piezoelektrik, dengan efek tersebut kristal kuarsa akan beresonansi pada frekuensi naturalnya dengan *feedback* positif dari rangkaian osilator (Jaruwongrunsee dkk, 2010).



Gambar 2.1. Sensor QCM dalam bentuk HC49/U.

Kristal kuarsa merupakan osilator stabil dengan tingkat presisi yang tinggi.

Pada sensor QCM kristal kuarsa merupakan komponen penting, karena elektroda yang diletakkan diatas kristal kuarsa akan langsung bersentuhan dengan *sample* biomolekul.

Gambar 2.1 merupakan sensor QCM dalam bentuk HC49/U yang sering digunakan untuk aplikasi biosensor. Massa dari *sampel* biomolekul akan mempengaruhi perubahan frekuensi pembebanan pada permukaan elektroda kristal resonator (Kurosawa dkk. 2006). Perubahan frekuensi yang terjadi akibat adanya penambahan massa diatas permukaan kristal kuarsa dapat dihitung dengan menggunakan persamaan Saurbrey seperti pada persamaan (2.1).

$$\Delta F_N = -N \frac{2 f_0^2}{A \sqrt{\mu_q \rho_q}} \Delta m \quad (2.1)$$

Pada persamaan diatas, N merupakan sebuah urutan ( $N = 1, 2, 3, 5, 7, \dots$ ),

$\Delta F_N$  adalah perubahan frekuensi resonansi dari kristal kuarsa dan  $\Delta m$  merupakan selisih perubahan massa pada elektroda kristal.  $f_0$  merupakan frekuensi fundamental dari kristal kuarsa. Area elektroda dari kristal kuarsa didefinisikan sebagai A.

Modulus elastisitas dari kristal kuarsa didefinisikan sebagai  $\mu_q$ , dan  $\rho_q$  merupakan densitas dari kristal kuarsa.

## 2.2 Sensor QCM dalam Lingkungan Liquid

Sensor QCM dapat diaplikasikan dan bekerja pada lingkungan *liquid*. Dalam hal kontak dengan cairan, frekuensi resonansi dari resonator kristal kuarsa, dipengaruhi oleh densitas dan viskositas dari cairan (Kanazawa & Gordon 1985). Penggunaan QCM pada medium viskos dapat dirumuskan menggunakan persamaan (2.2).

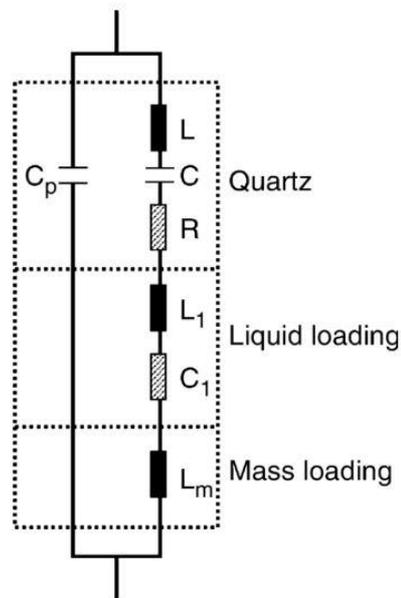
$$\Delta f = f_0^{3/2} \left[ \frac{\eta_L \rho_L}{\pi \mu_q \rho_q} \right]^{1/2} \quad (2.2)$$

Pada persamaan diatas,  $\eta_L$  merupakan viskositas,  $\rho_L$  merupakan densitas cairan yang bersentuhan langsung dengan elektroda. Untuk menghasilkan osilasi yang stabil, pada aplikasi penggunaan sensor QCM di lingkungan *liquid*, maka hanya salah satu sisi permukaan dari kristal kuarsa saja yang bersentuhan langsung dengan *liquid*.

Pada dasarnya permukaan sensor QCM rentan terhadap oksidasi, diperlukan suatu lapisan untuk melindungi permukaan sensor QCM. Salah satu polimer yang digunakan untuk pelapisan permukaan sensor QCM yaitu polistiren. Fungsi utama dari lapisan polistiren, selain untuk mengikat biomolekul pada proses immobilisasi, lapisan polistiren berperan juga untuk mereduksi kemungkinan teroksidasinya permukaan sensor QCM. Sebagai sensor ultra sensitif, QCM dapat bekerja dalam orde nanogram. Sensor QCM sebagai biosensor, salah satu aplikasinya yaitu untuk proses immobilisasi. Protein merupakan salah satu biomolekul yang sering digunakan untuk proses immobilisasi oleh sensor QCM.

Rangkaian ekuivalen dari kristal resonator dalam *liquid* ditunjukkan dalam Gambar 2.2. Nilai dari induktansi  $L$  sesuai dengan penyimpanan energi dalam

massa kristal kuarsa yang bergetar. Nilai kapasitansi  $C$  berhubungan dengan elastisitas mekanis, dan hambatan  $R$  berhubungan dengan energi yang terbuang karena berbagai macam proses yang terjadi. Kuarsa dielektrik yang berada diantara elektroda membentuk sebuah kapasitansi statik  $C_p$ . Pembebanan suatu *sample* cairan diatas permukaan kristal kuarsa menyebabkan induktansi dan resistansi tambahan, dimana  $L_1$  berkaitan dengan massa cairan yang bergetar, dan  $R_1$  berkaitan dengan viskositasnya. Model ini hanya berlaku untuk kontak satu sisi dari permukaan sensor QCM (Michalzik dkk. 2005).



Gambar 2.2. Rangkaian ekuivalen dari sensor QCM yang sudah terlapis di dalam *liquid*.

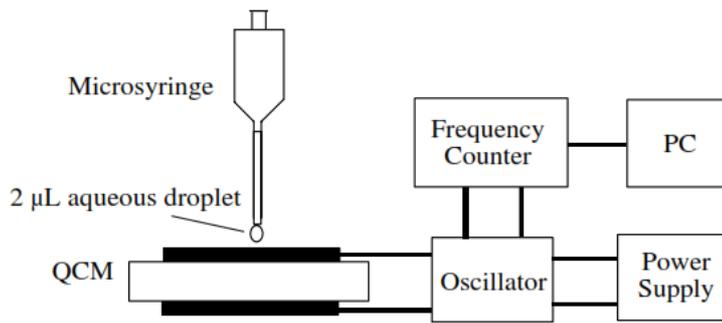
Penggunaan sensor QCM di dalam cairan sangat berbeda dengan penggunaan sensor pada kondisi vakum atau pada kondisi kontak langsung dengan udara. Beberapa faktor sangat mempengaruhi diantaranya yaitu semakin besarnya pembebanan cairan di atas kristal kuarsa, maka semakin besar juga penurunan *quality factor* dan fase gradien nya. Hal tersebut yang menyebabkan stabilitas



frekuensi pada sensor QCM dalam cairan tidak sebaik seperti pada lingkungan gas (Auge dkk, 1994). Dalam aplikasinya sebagai biosensor, QCM akan melewati proses immobilisasi. Proses immobilisasi merupakan salah satu metode menjebak biomolekul bersama dengan *reagent* pada permukaan transduser yang telah dilapisi oleh lapisan tipis. Untuk meningkatkan stabilitas fungsi dari biomolekul maka komposisi lapisan harus diperhatikan.

Ketebalan kristal sangat berpengaruh terhadap sensitifitas massa, karena ketebalan kristal menentukan frekuensi resonansi QCM. Semakin tipis kristal kuarsa maka sifat sensitifitas dari kristal tersebut akan semakin baik dan mampu bresonansi dalam frekuensi tinggi. Tetapi semakin tipis kristal kuarsa tersebut cenderung semakin rapuh dan mudah pecah. Besarnya diameter kristal kuarsa juga mempengaruhi stabilitas kerja dari QCM. Biasanya ukuran diameter dari kristal kuarsa yaitu 0,5 inchi (Sullivan & Guilbault 1999).

Rangkaian pengukur massa dengan menggunakan sensor QCM umumnya terdiri dari kristal kuarsa, *oscillator*, *power supply*, frekuensi *counter* dan computer (Zuxuan 1996), seperti ditunjukkan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3. Skematik sistem rangkaian pengukur massa dengan menggunakan sensor QCM (Zuxuan 1996).

Sensor QCM dalam fungsinya sebagai biosensor, bekerja berdasarkan sensitifitas frekuensi dari kristalnya terhadap variabel – variabel seperti massa, viskositas di sekitar medium, temperature dan tekanan. Efek kumulatif yang dihasilkan dari semua faktor tersebut akan menghasilkan perubahan total dalam frekuensi (Hussain dkk, 2005).

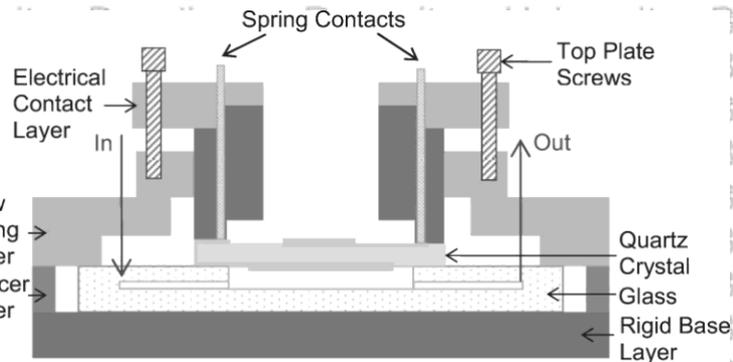
### 2.3 Konstruksi Sel

Konstruksi sel atau sering disebut dengan *flow cell* ataupun sel reaksi merupakan sebuah konstruksi buatan yang berfungsi sebagai tempat terjadinya reaksi antara biomolekul. Ketika sensor QCM diaplikasikan sebagai biosensor, konstruksi sel memiliki peranan penting untuk menghasilkan proses pengukuran yang akurat. Konstruksi sel akan kontak langsung dengan sensor QCM dan memfasilitasi saluran alir dari cairan *sample*, selain itu, konstruksi sel berfungsi sebagai *chamber* reaksi dari *sample* cairan. Pada proses immobilisasi, sensor QCM akan diletakkan didalam konstruksi sel, sehingga proses reaksi biomolekul akan terpusat di dalam konstruksi sel dan berada tepat di atas permukaan sensor QCM.



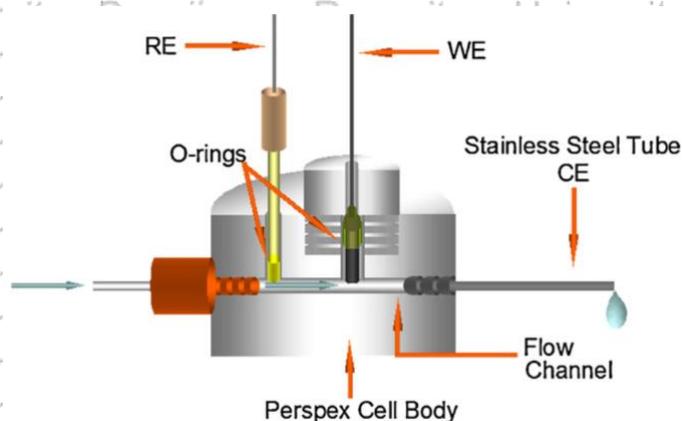
Pemilihan material penyusun konstruksi sel sangatlah penting, karena akan berpengaruh terhadap fungsi dan kinerja dari sensor QCM. Menurut penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Wahyuni (2012), penggunaan konstruksi sel untuk pengukuran menggunakan sensor QCM telah dikembangkan dengan material teflon putih sebagai material utama penyusunnya. Pada perancangan sistem konstruksi sel tersebut, digunakan sepasang *silicon ring* yang berfungsi untuk melindungi sensor QCM dari tekanan fisik yang dapat mengganggu dan mengakibatkan kerusakan pada keping kuarsa sensor QCM. Pemilihan material penyusun *silicon ring* didasari pada karakteristik fisis dari material silikon yang tahan terhadap temperatur tinggi dan tidak berdampak pada proses oksidasi serta reaksi kimia lainnya. Aplikasi lain dari penggunaan *silicon ring* ini juga sering ditemui pada penyekat katup dalam pipa, sebagai pencegah terjadinya kebocoran gas atau fluida (Judawisastro, 2010).

Banyak peneliti yang melakukan penelitian pada bidang aplikasi resonator kristal kuarsa dalam lingkungan cairan. Penelitian sebelumnya tentang konstruksi sel yang dilakukan oleh Konash dan Bastiaan mengenai perilaku dari sensor QCM di dalam konstruksi sel yang mensimulasikan detector kromatografi cairan. Pada penelitian tersebut dilakukan pengamatan terhadap perubahan frekuensi resonansi pada kristal kuarsa terhadap perbedaan cairan yang mengalir melewati konstruksi sel. Penelitian lainnya yang dilakukan oleh Nonomura yaitu tentang perubahan frekuensi dari QCM, terhadap kombinasi dan konduktivitas bulk. Gambar 2.4 merupakan salahsatu contoh desain konstruksi sel menggunakan sistem *clamping* dengan material dasar penyusun konstruksi sel bersifat *rigid*.



Gambar 2.4. Sistem konstruksi sel model *clamping flow cell* dengan kristal kuarsa didalamnya (Doy dkk, 2010).

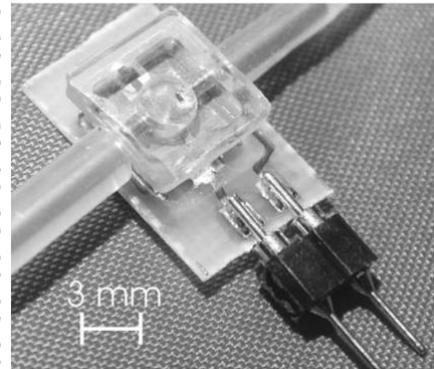
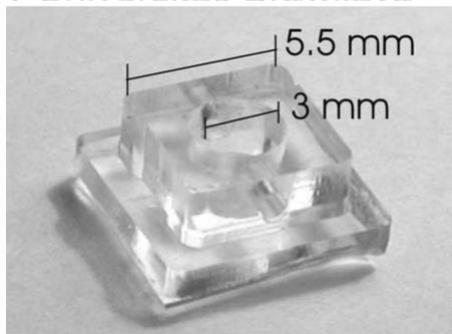
Aplikasi dari konstruksi sel untuk pengukuran biosensor telah banyak dikembangkan, beberapa diantaranya mengembangkan konstruksi sel dengan material penyusun berupa *carbon-film* (Barsan dkk, 2007). Penelitian yang dilakukan oleh Barsan yaitu perancangan konstruksi sel untuk aplikasi pendeteksian glukosa pada *wine*. Konstruksi sel dirancang dengan bentuk utama silinder dengan konfigurasi *inlet* dan *outlet* pada kedua sisi silinder. Diameter internal saluran *inlet* dan *outlet* yaitu 1,5 mm, desain dari konstruksinya seperti ditunjukkan pada Gambar 2.5. Pada percobaannya, variasi laju alir telah dicoba untuk mengetahui respon frekuensi dari biosensor yang digunakan.



Gambar 2.5. Desain konstruksi berbasis *carbon-film* (Barsan dkk, 2007).



Desain konstruksi sel lainnya yaitu konstruksi sel berbasis material polimer PDMS (*Poly Dimethylsiloxane*). Desain konstruksi ini diaplikasikan untuk pengukuran berbasis immunosensor di dalam cairan (Michalzik dkk, 2005) seperti ditunjukkan pada Gambar 2.6. Material utama penyusun konstruksi sel tersebut yaitu polimer PDMS dengan rasio campuran 1:10, pada pembuatan konstruksi sel, dilakukan beberapa treatment diantaranya yaitu *degassed* pada vakum *chamber* untuk menghilangkan efek gelembung udara. Kemudian dilakukan *treatment* plasma oksigen untuk memodifikasi permukaan dari konstruksi sel.



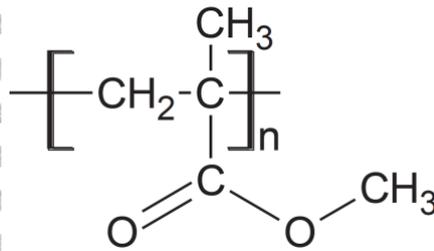
Gambar 2.6. Konstruksi sel berbasis material PDMS (Michalzik dkk, 2005).

#### 2.4 Material PMMA (*Poly Methyl Methacrylate*)

PMMA merupakan suatu polimer yang tersusun dari molekul – molekul *methyl-methacrylate*. PMMA juga dikenal dengan sebutan akrilik / *akrilik glass*.

Material ini banyak digunakan untuk aplikasi sistem mikrofluida termoplastik, karena keunikan karakteristik dari material tersebut, seperti transmisi optik yang tinggi pada panjang gelombang cahaya tampak. Sebagai pelarut yang baik dan memiliki karakteristik yang baik sebagai *molding* parameter (Huyen Lynh & Duong 2017). Karena bersifat termoplastik, material PMMA ini dapat dibentuk dengan

mudah hanya dengan cara memanaskan material tersebut. Material PMMA ini juga bersifat ringan dan fleksibel. Pada umumnya PMMA memiliki karakteristik sifat permukaan *hydrophobic*. Sifat permukaan tersebut dapat dimodifikasi dengan cara memodifikasi permukaan dari material PMMA (Shahzadi dkk, 2018).



Gambar 2.7 Struktur kimia PMMA pada umumnya (Rêgo dkk, 2017).

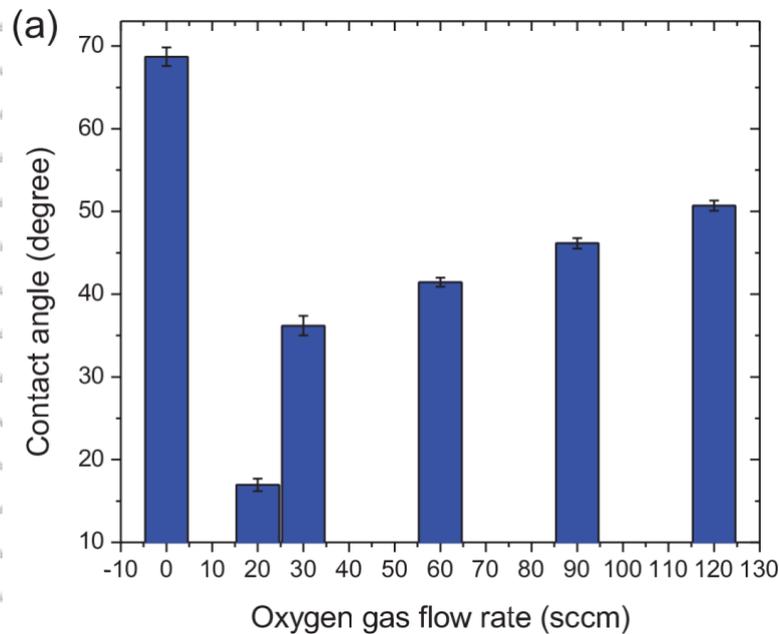
Gambar 2.7 merupakan struktur kimia dari PMMA. Secara natural, sifat *wettability* dari polimer PMMA ini yaitu hidrofobis. Struktur kimia dari PMMA tersebut dapat dilakukan modifikasi untuk merubah karakteristik dari polimer PMMA. Menurut penelitian sebelumnya, modifikasi permukaan dari PMMA telah banyak dilakukan, salahsatunya memanfaatkan proses oksidasi untuk memodifikasi struktur kimia PMMA yang akan berpengaruh pada *wettability* dari PMMA.

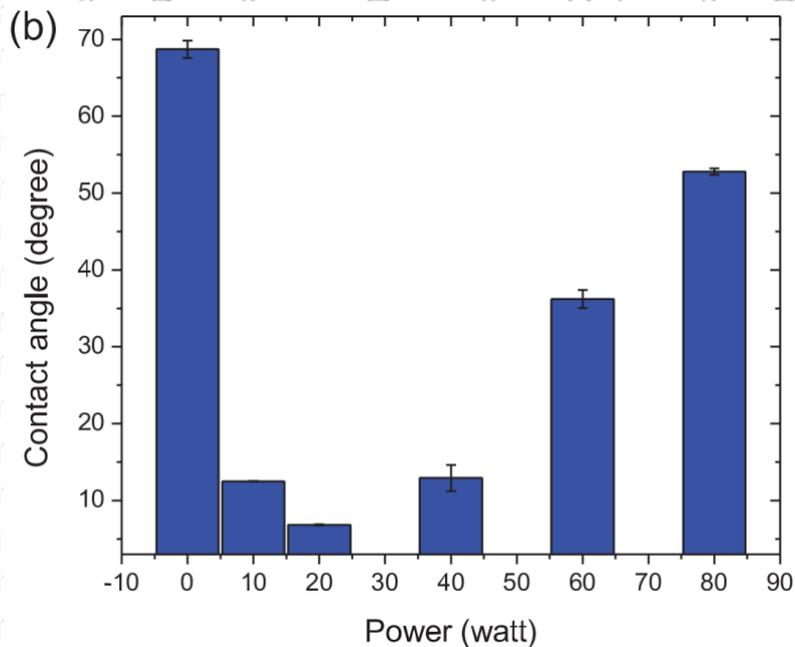
Material PMMA juga banyak diaplikasikan pada berbagai bidang medis, biologis, aplikasi industry seperti pada bidang mikro elektronik (Rezaei, 2014). Penggunaan material PMMA banyak digunakan diantaranya karena faktor *low cost* dan mudah untuk proses fabrikasi dan pengolahannya. PMMA dikenal sebagai material hidrofobis, karena memiliki sifat *low surface wettability*. Untuk beberapa aplikasi instrumen kimia dan biologis, dibutuhkan sifat permukaan PMMA yang lebih bersifat hidrofilis, seperti untuk kebutuhan FIA (*Flow Injection Analysis*).

Beberapa metode yang digunakan untuk memodifikasi sifat permukaan PMMA telah dilakukan, diantaranya yaitu metode kimia dengan *wet chemical processing* (Nathawat dkk, 2009) dan metode RF plasma *treatment* (Rezaei, 2014).

Dengan mengaplikasikan metode RF plasma *treatment* dengan variasi parameter laju alir gas oksigen dan variasi daya yang diterapkan untuk memodifikasi sifat permukaan dari PMMA maka didapatkan beberapa hasil analisis sifat permukaan dengan hasil nilai sudut kontak, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.8. Untuk mengetahui masa *recovery* atau waktu *ageing* dari material PMMA setelah proses plasma *treatment*, maka dilakukan pengukuran sudut kontak secara berkala.

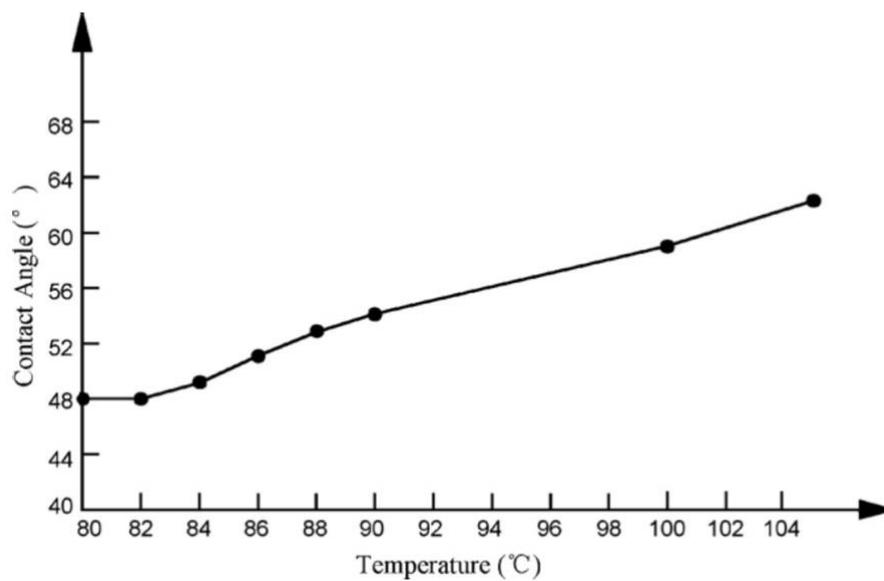
Dengan mengaplikasikan *treatment* plasma pada material PMMA menunjukkan waktu *recovery* yaitu selama 9 hari (Rezaei, 2014).





Gambar 2.8: Perbedaan nilai sudut kontak dari material PMMA pada variasi parameter (a). Variasi laju alir gas oksigen dan (b). Variasi Daya pada proses plasma treatment (Rezaei, 2014).

Selain dengan mengaplikasikan metode *treatment* plasma, telah dilakukan penelitian lain yaitu pengaruh *temperature* terhadap material PMMA, dengan memanaskan permukaan material PMMA (Liu dkk, 2009). Hasil pengukuran sudut kontak menunjukkan bahwa semakin tinggi *temperature* yang diterapkan maka sifat permukaan PMMA semakin hidrofobis, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9.

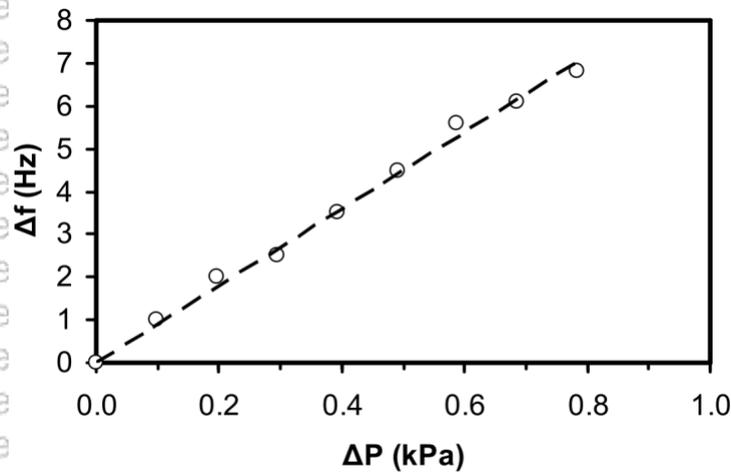


Gambar 2.9. Pengaruh variasi *temperature* terhadap sudut kontak PMMA (Liu dkk, 2009).

## 2.5 Efek Tekanan Hidrostatik pada Sensor QCM

Sensor QCM merupakan sensor ultra sensitif terhadap berbagai sumber getaran ataupun tekanan. Salah satunya yaitu efek dari tekanan hidrostatik yang terjadi pada sensor QCM. Menurut Joao Miguel dalam penelitiannya tentang respon QCM terhadap tekanan hidrostatik menuturkan bahwa variasi respon frekuensi QCM berbanding lurus dengan perubahan tekanan, seperti dijelaskan pada Gambar 2.10. Hal tersebut didapatkan setelah melakukan pengujian respon tekanan pada QCM dengan dua perlakuan. Pengujian pertama sensor QCM diletakkan didalam *cell* tertutup dengan tabung dan pompa mikro untuk mengalirkan *sample* air, untuk menghitung besarnya tekanan, jarak antara tabung dan QCM telah ditentukan. Ketika ketinggian cairan menurun, respon frekuensi resonansi yang berhubungan dengan besar tekanan hidrostatik relatif menurun (Encarnação 2007). Hal ini sesuai dengan persamaan untuk tekanan hidrostatik yaitu ( $p = \rho . g . h$ ), dimana  $\rho$

merupakan densitas dari cairan,  $g$  merupakan gaya gravitasi dan  $h$  merupakan ketinggian atau level dari cairan.

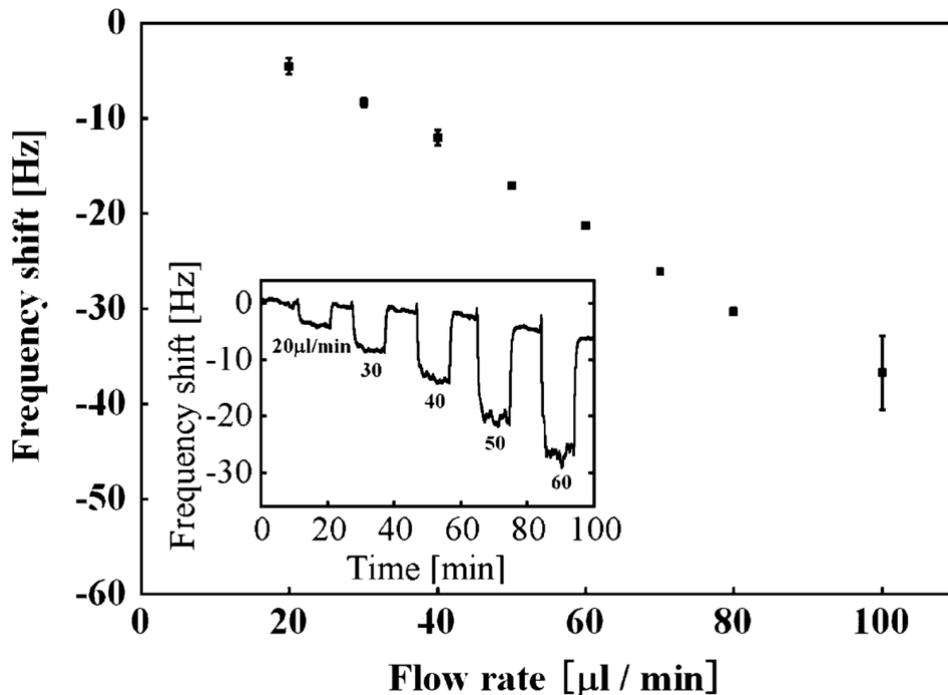


Gambar 2.10. Respon frekuensi dari sensor QCM terhadap tekanan hidrostatik dengan variasi jarak ketinggian pada *flow cell* didalam sistem tertutup (Encarnação, 2007).

Percobaan kedua yang dilakukan oleh Miguel (2007), mengamati respon frekuensi QCM dari tekanan udara terbuka. QCM ditempatkan didalam suatu wadah yang terhubung langsung dengan pompa turbomolekuler. Pompa berfungsi untuk mengalirkan udara kedalam wadah yang berisi QCM. Frekuensi respon dari QCM telah diamati selama proses pemberian tekanan, perubahan tekanan yang diberikan proporsional terhadap perubahan respon frekuensi dari sensor QCM (Encarnação, 2007).

Efek tekanan hidrostatik juga berpengaruh terhadap perubahan respon frekuensi resonansi dari sensor QCM, seperti pada penelitian yang dilakukan oleh Michalzik (2005). Perubahan respon frekuensi juga berhubungan dengan perubahan laju alir cairan diatas permukaan sensor QCM, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.11, penelitian tersebut dilakukan oleh Abe & Higuchi (2011).

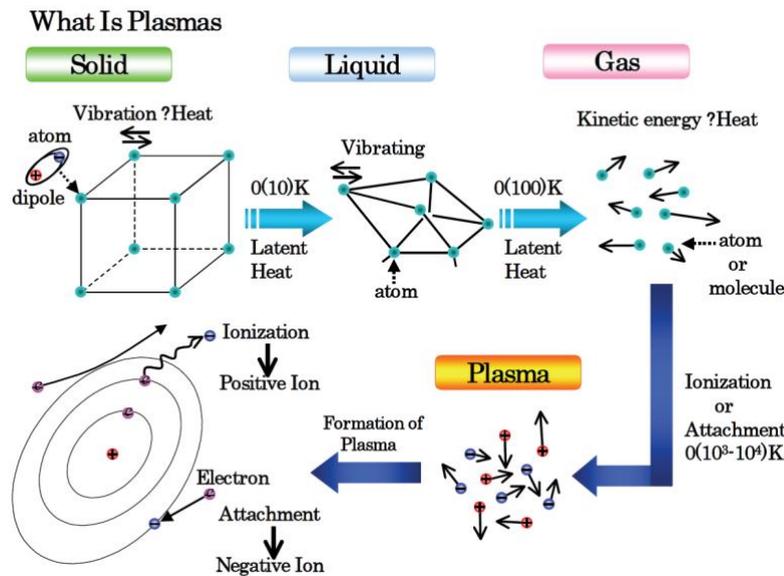
Menurut Abe & Higuchi, penurunan frekuensi merupakan fungsi dari kenaikan laju alir cairan. Fluktuasi frekuensi teramati ketika laju alir cairan dengan kecepatan yang rendah yang diakibatkan karena perubahan sesaat dari tekanan hidrostatis.



Gambar 2.11. Perubahan respon frekuensi dari sensor QCM yang diakibatkan oleh perubahan laju alir cairan (Abe & Higuchi, 2011).

## 2.6 Treatment Plasma

Plasma merupakan gas yang terionisasi. Dengan mengontrol tegangan yang diaplikasikan, maka derajat ionisasi tersebut dapat dikontrol. Plasma juga disebut sebagai fase zat, selain zat padat, zat cair dan gas (Chang, 2009). Plasma mulai dikenali sejak Irving Langmuir seorang ilmuwan Amerika membuat eksperimen plasma dengan mengaplikasikan tegangan listrik pada dua elektroda yang sejajar di udara bebas. Ilustrasi dari plasma ditunjukkan pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12. Ilustrasi perbandingan plasma dengan zat yang lain (Chang 2009).

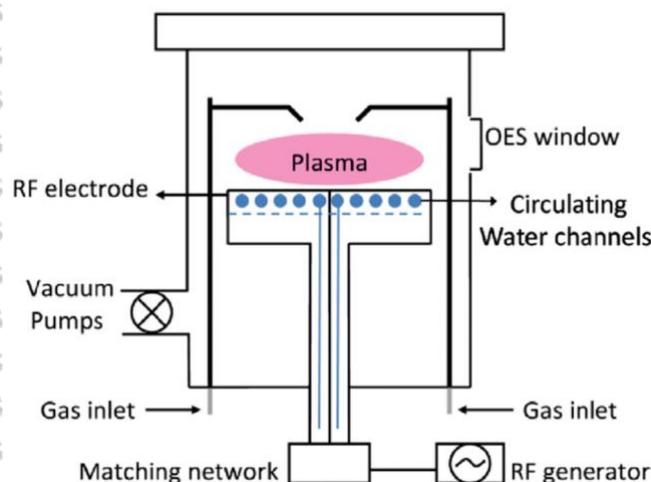
Secara umum terdapat beberapa jenis dari plasma yang dapat dikategorikan menurut tekanan dan temperature dari gas yang digunakan. Dalam dunia industri, plasma dapat dikategorikan seperti pada Tabel 2.1. Dalam plasma memungkinkan terjadinya beberapa reaksi seperti ionisasi, eksitasi, disosiasi, transfer atom dan molekul (Hendro, 2015).

RF-DC Plasma, merupakan salah satu sitem pembangkit yang digunakan untuk membangkitkan plasma. Salah satu fungsi dari penggunaan pembangkit RF yaitu untuk mempercepat reaksi ionisasi yang memicu terjadinya plasma sedangkan pembangkit DC dengan *negative bias* berfungsi untuk mempercepat / mengarahkan proses *bombardment* / laju ion. Parameter tegangan RF/DC dan tekanan merupakan beberapa parameter yang berpengaruh dalam proses pembangkitan plasma.

Tabel 2.1. Kategori / jenis – jenis plasma (Chang, 2009).

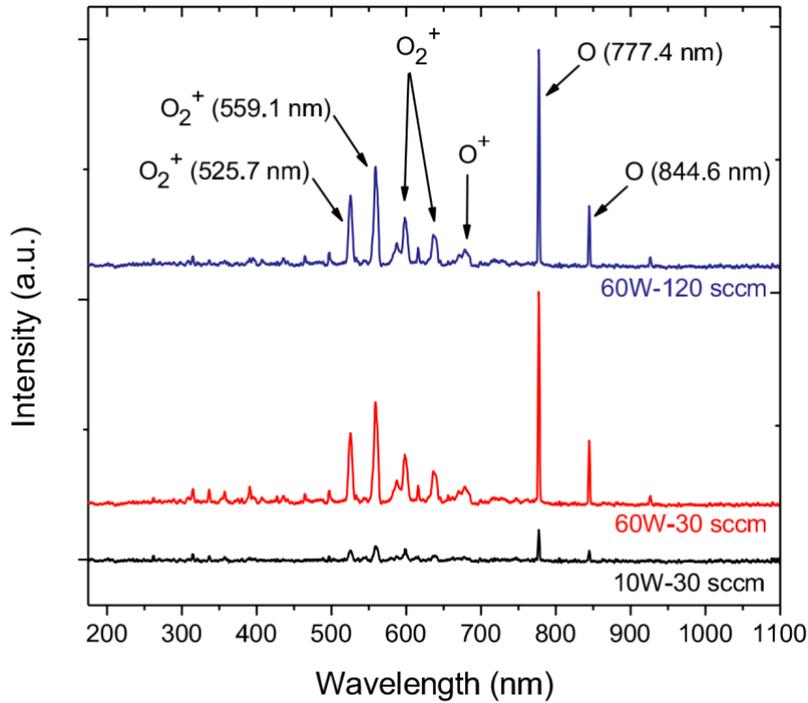
Tipe	Tekanan		Temperatur Gas		Temperatur Elektron	
	Tinggi	Rendah	Tinggi	Rendah	Tinggi	Rendah
<i>Low pressure</i> plasma		√		√	√	
<i>Non-thermal</i> plasma	√			√	√	
<i>Thermal</i> plasma	√		√		√	
<i>Nuclear fusion</i> plasma		√	√		√	

*Treatment* plasma merupakan salah satu metode yang banyak digunakan untuk modifikasi permukaan suatu *sample*, salah satunya yaitu untuk memodifikasi sifat permukaan dari material PMMA (Liu dkk, 2009). Penelitian lain juga dilakukan oleh Rezaei (2014) tentang *treatment* plasma yang dilakukan pada material PMMA, Skematik diagram reaktor RF plasma yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 2.13. Plasma yang terbentuk merupakan hasil dari tumbukan antar elektron dengan gas netral di dalam *chamber*.



Gambar 2.13. Skematik diagram reaktor RF plasma (Rezaei dkk, 2014).

Untuk mengamati proses yang terjadi di dalam *chamber* plasma, dapat dilakukan dengan cara mendiagnosa spesies reaktif plasma. Instrumen OES (*Optical Emission Spectroscopy*) merupakan alat bantu yang digunakan untuk mendiagnosa spesies reaktif plasma, dengan cara menampilkan spektrum dari emisi optik yang terdeteksi. Gambar 2.14 menunjukkan spektrum emisi optik yang biasanya muncul dalam proses plasma oksigen. Garis – garis transisi dari atom-atom dan ion-ion oksigen yang teramati pada spektrum emisi optik dikelompokkan pada Tabel 2.2.



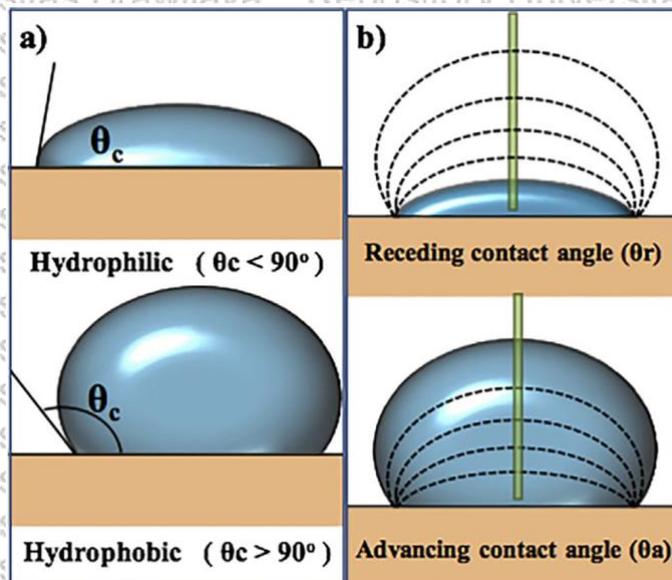
Gambar 2.14. Spektrum emisi optik yang sering terdeteksi pada plasma oksigen (Rezaei dkk, 2014).

Tabel 2.2. Garis-garis transisi dari atom-atom dan ion-ion oksigen (Camacho, dkk. 2008).

Oxygen species	Transition line	Wavelength (nm)
O	$3p^5P \rightarrow 3s^5S$	777.4
	$3p^3P \rightarrow 3s^3S$	844.6
	$3d^5D \rightarrow 3p^5P$	926.6
	$4d^5D \rightarrow 3p^5P$	615.9
$O_2^+$	$b_4 \sum_g^- \rightarrow a_4 \prod_u$	559.1
	$b_4 \sum_g^- \rightarrow a_4 \prod_u$	525.7
	—	598.2
$O^+$	—	636.2
	—	678.9
	$3p^4D \rightarrow 3s^4P$	464.7
	—	435.3
	$3d^4F \rightarrow 3p^4D$	407.2

## 2.7 Sudut Kontak

Sudut kontak merupakan salah satu karakteristik penting dari suatu permukaan zat padat terhadap respon *wettability* zat cair. Sudut yang terbentuk antara zat padat, zat cair dan gas merepresentasikan sebuah sudut kontak (Binghai, 2017). Dalam aplikasinya, identifikasi sudut kontak sangat penting bagi dunia industry, seperti pada aplikasi *microfluidic*, *capillarity*, teknologi nano dan teknologi pelapisan. Untuk mengetahui dan mengukur sebuah sudut kontak dapat dilakukan dengan cara membentuk suatu tetes cairan pada permukaan zat padat. Dengan mengukur sudut kontak, kita dapat mengetahui karakteristik permukaan dari suatu material berupa sifat hidrofobik / hidrofilik.



Gambar 2.15. Pengukuran sudut kontak, **a**). Pengukuran sudut kontak secara statis. **b**). Pengukuran sudut kontak secara hysteresis (Zhao & Jiang 2018).



Pengukuran sudut kontak dapat dilakukan dengan beberapa metode. Diantaranya yaitu dengan metode pengukuran statis dan dinamis (Sakti dkk, 2017).

Secara umum, permukaan suatu zat padat dengan nilai sudut kontak  $< 90^\circ$  dianggap memiliki karakteristik sifat hidrofilik, sedangkan apabila suatu permukaan zat padat memiliki nilai sudut kontak  $> 90^\circ$  maka dianggap memiliki karakteristik hidrofobik (Zhao & Jiang 2018), seperti pada ilustrasi Gambar 2.15. Suatu sudut kontak dan tegangan permukaan memiliki keterkaitan, hubungan antara sudut kontak dan tegangan permukaan dapat dideskripsikan dengan persamaan Young.

$$\gamma_{PG} - \gamma_{PC} - \gamma_{CG} \cos \theta = 0 \quad (2.3)$$

Dimana  $\theta$  merepresentasikan nilai sudut kontak,  $\gamma_{PG}$  merupakan tegangan permukaan dari zat padat/gas,  $\gamma_{PC}$  merepresentasikan tegangan permukaan dari zat padat/cair dan  $\gamma_{CG}$  merepresentasikan tegangan permukaan zat cair/gas.

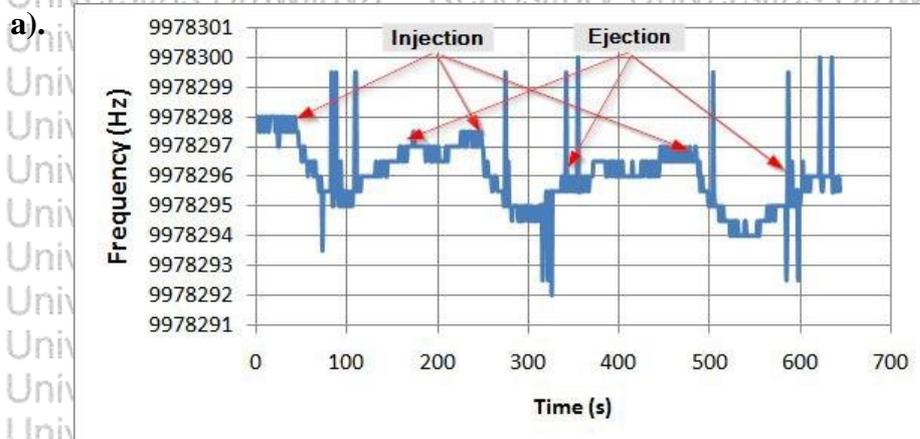
## 2.8 Penelitian terdahulu tentang laju alir dan respon stabilitas frekuensi dari pengukuran menggunakan sensor QCM

Pada umumnya sensor QCM sebagai biosensor banyak bekerja dalam lingkungan *liquid*. Pada aplikasinya sebagai biosensor, cairan *sample* akan dialirkan ke atas permukaan sensor QCM yang diletakkan didalam konstruksi sel untuk proses immobilisasi. Respon dari sensor QCM sangat sensitif terhadap perubahan laju alir dari cairan *sample* yang di injeksikan. Viskositas dari cairan *sample* dan tekanan hidrostatis juga akan mempengaruhi pada performa sensor QCM (Cassiède dkk, 2010).

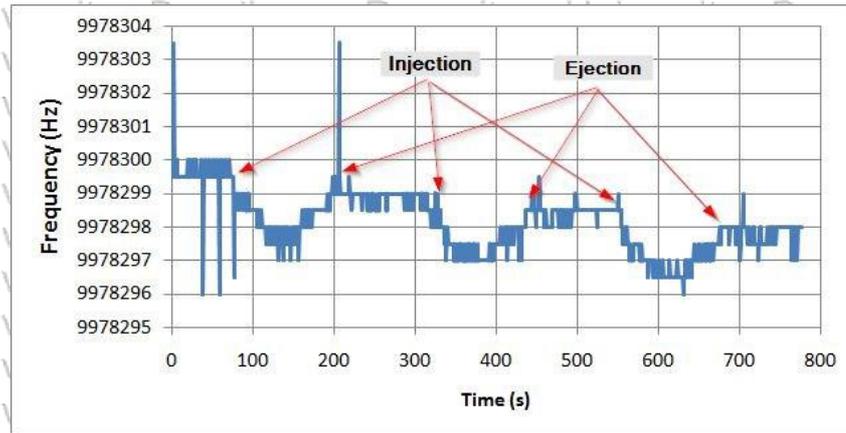


Perubahan tekanan diatas permukaan sensor QCM akan terjadi ketika cairan *sample* dialirkan. Selain itu, perubahan ketinggian cairan diatas permukaan sensor QCM juga akan erpengaruh pada perubahan tekanan. Perubahan frekuensi yang disebabkan oleh tekanan hidrostatik, dapat bersumber dari beberapa faktor, salah satu daintaranya yaitu dari efek pembebanan terhadap sensor yang menyebabkan perubahan tekanan (Wessels dkk, 2013).

Telah dilakukan penelitian pada pengaruh efek laju alir terhadap respon dari sensor QCM yang dilakukan oleh Ridha (2016). Pada penelitian tersebut digunakan *microliter syringe pump* sebagai instrumen injeksi cairan *sample*. Pada desain instrumen injeksi, digunakan motor *stepper* sebagai penggerak utama *syringe pump* dan device *interface keypad* sebagai kontrol masukan volume cairan *sample*. Pada penelitain tersebut sensor QCM diletakkan didalam konstruksi sel yang terbuat dari bahan akrilik. Hasil dari penelititan tersebut terlihat beberapa perubahan frekuensi yang terjadi. Kecepatan injeksi yang tinggi menyebabkan perubahan frekuensi yang tinggi pada respon sensor QCM (Ikhsani, 2017), respon frekuensi dari sensor QCM dari penelitian sebelumnya ditunjukkan pada Gambar 2.16.



b).



Gambar 2.16: Respon Frekuensi resonansi dari sensor QCM, a). dengan laju alir injeksi  $0.22 \mu\text{L} / \text{second}$  dan b). dengan laju alir injeksi  $0.17 \mu\text{L} / \text{second}$  (Ikhsani, 2017).

Pada penelitian tersebut, masih terlihat *spike signal* atau *noise* ketika proses pada saat proses *injection / ejection*. Hal tersebut dapat disebabkan oleh beberapa faktor, seperti dari kecepatan laju alir cairan yang akan berpengaruh pada sifat aliran dari cairan *sample*, atau dari segi hidrofobisitas konstruksi sel yang akan berpengaruh juga pada sifat aliran dari cairan *sample*, sehingga memungkinkan terdeteksinya dan terjadinya *signal spike* pada respon frekuensi dari sensor QCM.



### BAB III KERANGKA KONSEP PENELITIAN

Sensor QCM memiliki sensitifitas yang tinggi, prinsip kerja sensor QCM yaitu mengukur perubahan frekuensi berdasarkan penambahan massa di atas permukaan sensor QCM. Berdasarkan sifat sensitifitas tersebut, maka sensor QCM banyak diaplikasikan sebagai sistem analisis atau sistem akuisisi sensor massa *ultra sensitive* seperti biosensor.

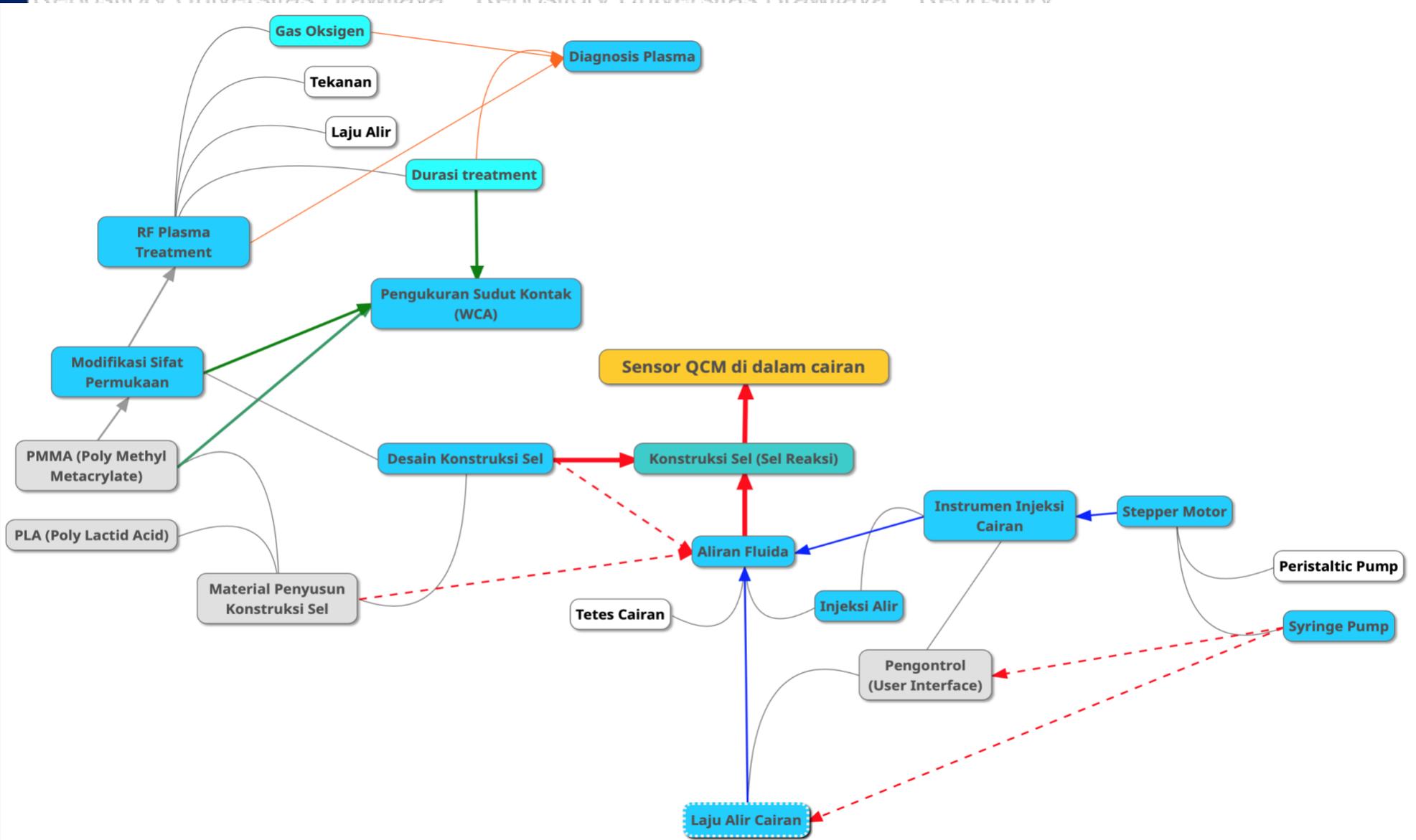
Dalam aplikasinya sebagai biosensor, sensor QCM digunakan sebagai *immunosensor*. Sistem *immunosensor* yaitu suatu prinsip biosensor yang mendeteksi interaksi antara biomolekul, yaitu antigen ataupun antibodi. Sensor QCM terdiri dari kepingan kristal kuarsa yang telah diproses sedemikian rupa sehingga menghasilkan sifat *piezoelektrik*. Untuk menjadikan sensor QCM dapat berfungsi sebagai sistem *immunosensor* maka pada permukaan sensor QCM telah dilakukan proses pelapisan bahan spesifik, sehingga biomolekul dapat terdeposisi di atas permukaan sensor QCM. Interaksi biomolekul antara antibodi dan antigen yang terjadi di atas permukaan sensor QCM akan menimbulkan perubahan frekuensi dikarenakan adanya perubahan massa terdeposisi. Perubahan frekuensi tersebut memberikan informasi mengenai karakteristik dari interaksi antara biomolekul. Pada sistem pengukuran sensor QCM secara *real time* dibutuhkan beberapa perangkat pendukung untuk proses pengukuran seperti komponen osilator, pencacah frekuensi dan sistem penampil sensogram yang menampilkan grafik hubungan antara frekuensi dan waktu dari pengukuran sensor QCM.

Pada proses *immunosensor*, teknik immobilisasi biomolekul dapat dilakukan dengan dua metode, yaitu dengan metode injeksi atau dengan metode



tetes carian. Pada penelitian yang dilakukan ini, proses immobilisasi yaitu menggunakan metode injeksi. Salah satu keuntungan dari metode immobilisasi dengan menggunakan metode injeksi yaitu dapat mengontrol *sample* biomolekul yang diinjeksikan dengan konstan, sehingga karakteristik perubahan interaksi antara biomolekul diatas permukaan sensor QCM dapat terpantau dengan jelas. Telah dilakukan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Ridha (2016) terkait dengan pengukuran responsibilitas frekuensi dari sensor QCM, teknik penginjeksian cairan *sample* diatas permukaan QCM menggunakan sistem penggerak utama motor stepper. Pada penelitian tersebut masih terdapat beberapa kelemahan, diantaranya yaitu tingkat akurasi injeksi yang berdampak pada laju alir serta responsibilitas sensor QCM dan sistem pengontrol instrumen yang masih bersifat kompleks. Oleh karena itu, untuk meningkatkan kualitas pengukuran dari sistem QCM maka perlu dikembangkan optimasi pada perangkat sistem pengukuran diantaranya pada sistem konstruksi sel dan sistem injeksi cairan *sample* dengan menganalisis responsibilitas dari sensor QCM.

Konsep dari penelitian ini bertujuan untuk meningkatkan efisiensi pengukuran pada sensor QCM dengan cara menganalisis pengaruh laju alir cairan *sample* terhadap responsibilitas dari sensor QCM, salah satunya dengan optimalisasi pada komponen konstruksi sel dan sistem injeksi cairan. Pokok masalah yang akan dibahas pada penelitian ini diantaranya yaitu bagaimana optimalisasi desain konstruksi sel dan sistem injeksi cairan *sample* yang baik sehingga dapat meminimalisir terjadinya efek laju alir terhadap respon frekuensi dari sensor QCM. Peta konsep penelitian dan kaitan antara beberapa variabel masalah yang telah dijelaskan tersebut ditunjukkan pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1. Mind-map Penelitian



## BAB IV METODE PENELITIAN

### 4.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Laboratorium *Sensor System* dan Laboratorium Plasma Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Brawijaya Malang.

### 4.2 Alat dan Bahan

Alat yang digunakan pada penelitian ini yaitu:

Untuk desain dan optimasi konstruksi sel:

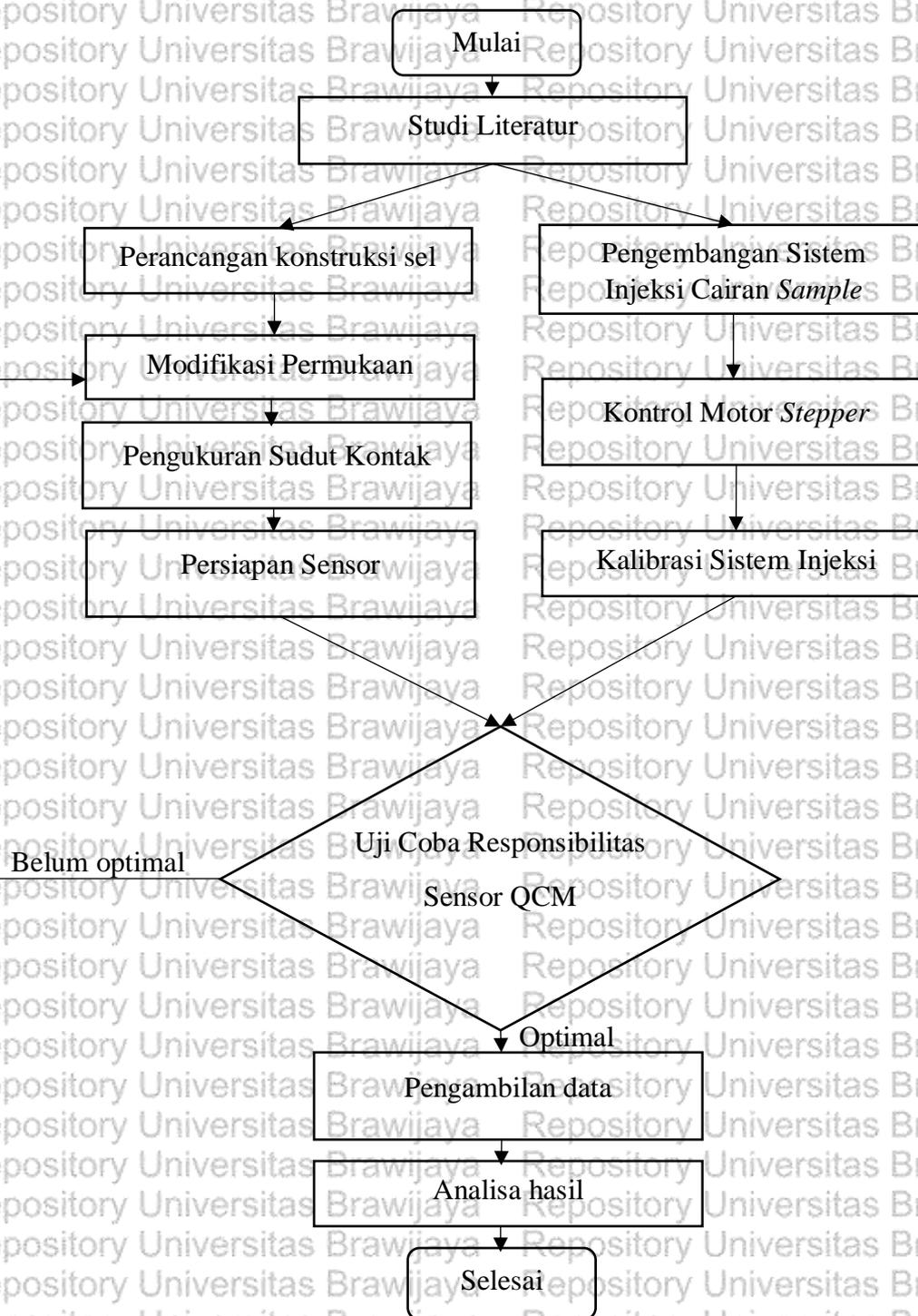
- 3D-Printer Wanhao Duplicator 6
- Filamen PLA (*Polylactic acid*)
- *Software* Cura dan Autodesk Inventors
- Material PMMA (*Poly methyl metacrylate*)
- Sistem RF/DC Plasma
- Instrumen OES (*Optical Emission Spectroscopy*)
- Instrumen pengukur sudut kontak

Untuk sistem injeksi cairan sample:

- Motor *Stepper* Bipolar
- *Driver* motor DRV8825
- *Syringe pump*
- Mikrokontroler PIC18F45K50
- *software* Mikro-c dan *software* RAD Studio Delphi

### 4.3 Metode Penelitian

Tahap penelitian secara keseluruhan yang akan dilakukan ditunjukkan pada diagram blok pada gambar 4.1.



Gambar 4. 1 Diagram alir tahapan penelitian

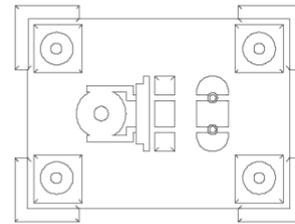
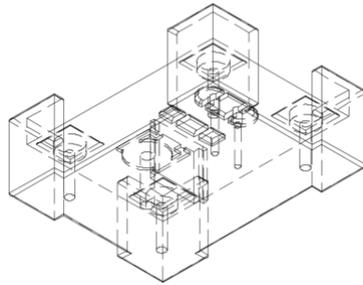


#### 4.3.1 Perancangan Konstruksi Sel

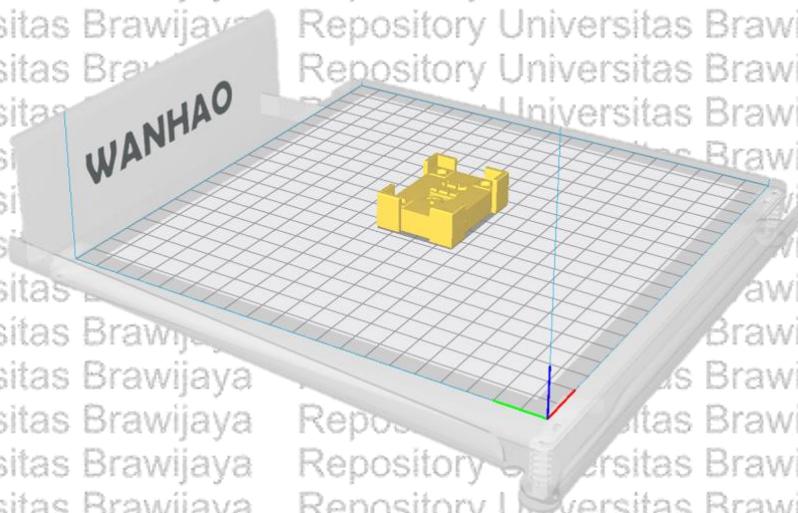
Sistem konstruksi sel terdiri dari dua bagian, bagian bawah sebagai penyangga sensor QCM dan bagian atas sebagai tempat aliran cairan *sample*.

Perancangan sistem konstruksi sel ditunjukkan pada Gambar 4.2 dan 4.3. Material utama konstruksi sel terbuat dari dua material yang berbeda. Material konstruksi sel bawah dibuat dari material filamen PLA (*Polylactic Acid*), sedangkan untuk bagian atas dari konstruksi sel dibuat dari material PMMA (*poly methyl methacrylate*).

A.



B.



Gambar 4.2 A). Sketsa rancangan konstruksi sel. B). Rancangan konstruksi sel yang telah siap untuk dicetak.



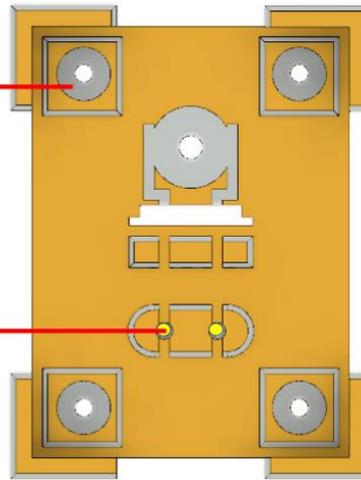
Pembuatan konstruksi sel untuk bagian bawah, dibuat dengan menggunakan *printer* 3D. Untuk mencetak file 3D *printer*, maka dilakukan perancangan konsep awal konstruksi sel dengan menggunakan *software Autodesk Inventor* untuk mendapatkan file CAD yang kemudian dikonversi menjadi bentuk file *gcode* yang dapat dibaca oleh *printer* 3D dengan menggunakan *software Cura*, kemudian file tersebut dicetak menggunakan *printer* 3D *Wanhao Duplicator*.

Pada konstruksi sel bagian bawah, digunakan sepasang *spring* konektor yang berfungsi sebagai *electrical connector* antara sensor QCM dengan rangkaian osilator. *Spring connector* yang digunakan bertipe pogo pin. *Connector* pogo pin ini bersifat fleksibel karena menggunakan prinsip *connector spring* sehingga memudahkan koneksi antara sensor QCM dengan rangkaian osilator. Magnet pengunci dirancang dan ditempatkan pada ke empat sisi konstruksi sel. Fungsi dari magnet yaitu sebagai pengunci antara kedua bagian dari konstruksi sel. Pemilihan material magnet difungsikan untuk menjaga / mengunci dan memberikan efek tekanan konstan pada sensor QCM ketika berada di dalam konstruksi sel, sehingga dapat menghindari kemungkinan adanya *gap space* antara sensor QCM dan konstruksi sel. Material penyusun konstruksi sel bagian bawah disusun dari material PLA. Material PLA dalam bentuk *filament* yang digunakan pada 3D *printer* merupakan material polimer termoplastik yang memiliki karakteristik kualitas permukaan halus.



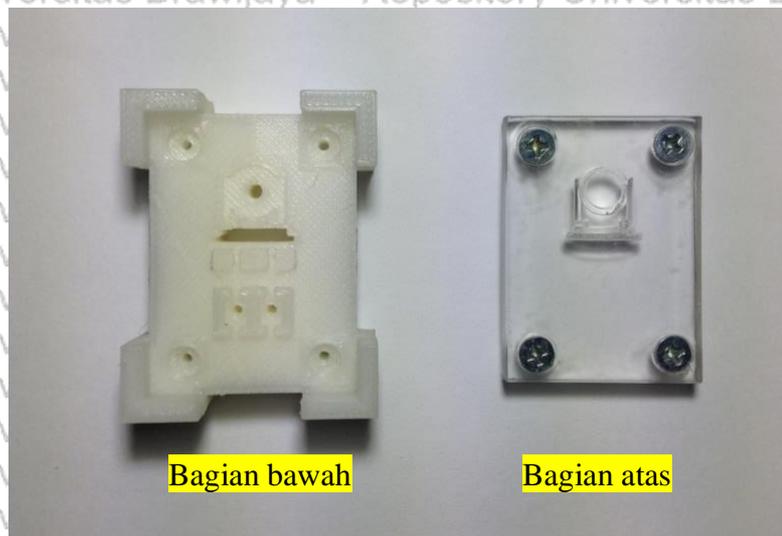
Magnet Pengunci

Spring Connector



Gambar 4.3. Rancangan sistem konstruksi sel bagian bawah (tampak atas).

Perancangan konstruksi sel bagian atas dibuat dari material PMMA / akrilik, yang di desain dengan menggunakan *software Laser Draw* dan instrumen laser pemotong akrilik. Gambar 4.4 merupakan hasil cetak dari rancangan konstruksi sel bagian bawah, dan hasil *laser cutting* untuk konstruksi sel bagian atas.



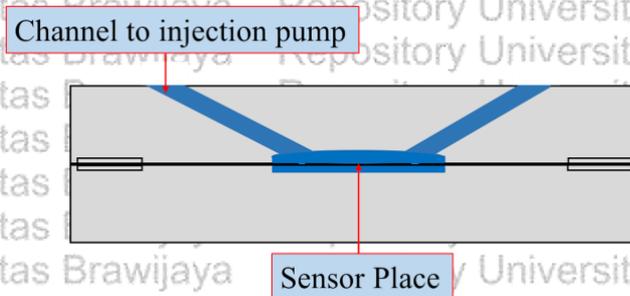
Bagian bawah

Bagian atas

Gambar 4.4. Konstruksi sel yang digunakan.



Rancangan saluran injeksi *sample* pada konstruksi sel bagian atas ditunjukkan pada Gambar 4.5. Saluran injeksi dirancang sedemikian rupa, untuk menjaga agar aliran *sample* tetap bersifat laminar, sehingga diharapkan dapat mereduksi aliran *sample* yang bersifat turbulen yang kan berpengaruh terhadap sinyal respon dari sensor QCM. Pemilihan material PMMA sebagai bahan penyusun utama konstruksi sel bagian bawah yaitu didasari pada sifat alami dari permukaan material PMMA yang bersifat hidrofilis, sehingga diharapkan aliran *sampel* bersifat laminar.



Gambar 4.5. Desain saluran injeksi cairan *sample* pada konstruksi sel.

#### 4.3.2 Modifikasi Permukaan Konstruksi Sel

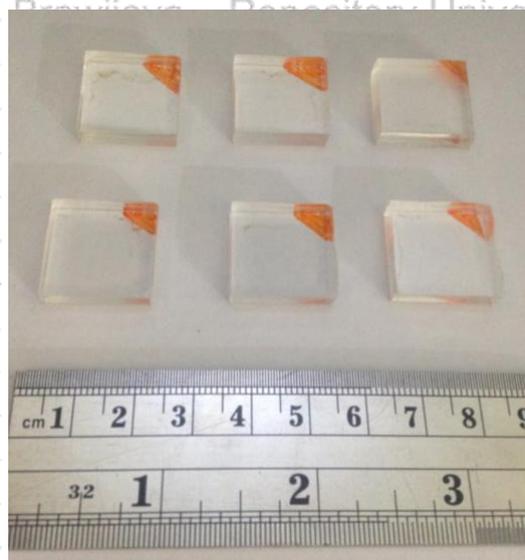
Modifikasi permukaan konstruksi sel dilakukan dengan melakukan *treatment* pada bagian akrilik yang telah dibuat. Modifikasi permukaan hanya dilakukan pada konstruksi sel bagian atas, karena konstruksi sel bagian atas akan secara langsung kontak dengan cairan *sample* dan permukaan sensor QCM, sehingga memiliki peranan penting pada pengaruh responsibilitas dari sensor QCM.

Sifat permukaan dari konstruksi sel akan berpengaruh terhadap laju alir cairan *sample* dan responsibilitas dari sensor QCM (Ikhsani & Sakti, 2017). Pada penelitian ini dilakukan modifikasi permukaan berupa *treatment* oksidasi plasma



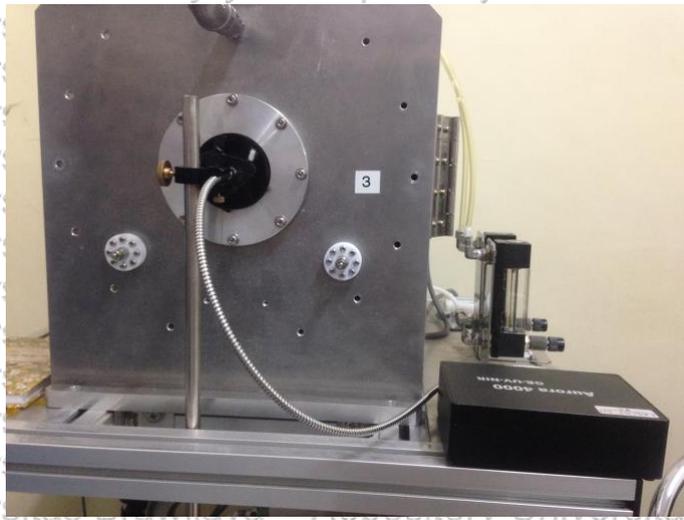
menggunakan sistem RF/DC plasma pada permukaan PMMA sebagai material penyusun konstruksi sel. *Treatment* plasma yang dilakukan berupa proses plasma oksidasi dengan gas *carrier* oksigen ( $O_2$ ). *Treatment* oksidasi plasma dilakukan untuk memodifikasi sifat permukaan dari konstruksi sel bagian atas yang terbuat dari material PMMA, sehingga diharapkan konstruksi sel menjadi lebih bersifat hidrofilis. *Treatment* plasma oksidasi dilakukan dengan memvariasi durasi *treatment sample*.

Sebelum proses *treatment, sample* konstruksi sel yang terbuat dari material PMMA dibagi menjadi beberapa bagian kecil untuk memudahkan proses *treatment* dan analisa hasil seperti ditunjukkan pada Gambar 4.6. Sebelum proses *treatment, sample* PMMA diukur sudut kontak, untuk mengetahui karakteristik awal dari *sample* PMMA. Pada proses *pra-treatment, sample* PMMA dibersihkan dengan bahan kimia *ethanol*. Setelah itu dilakukan *treatment* plasma dengan gas  $O_2$  sebagai gas *carrier* dan variasi durasi *treatment* yang telah ditentukan.



Gambar 4. 6. *Sample* konstruksi sel yang terbuat dari material PMMA.

Untuk diagnosis pada saat proses oksidasi plasma berlangsung, digunakan instrumen OES (*Optical Emission Spectroscopy*) sebagai alat bantu untuk menganalisa proses yang terjadi di dalam *chamber* plasma seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.7. Setelah proses *treatment* selesai, dilakukan pengukuran sudut kontak untuk mengetahui perbedaan karakteristik sifat permukaan dari sample PMMA setelah dilakukan proses *treatment* plasma.



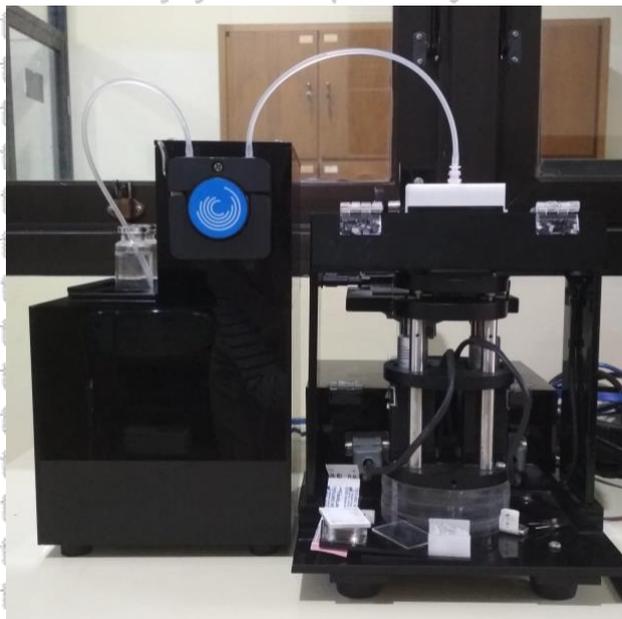
Gambar 4.7. Instrumen OES yang terpasang pada mesin plasma.

#### 4.3.3 Pengujian Sudut Kontak

Pengujian sudut kontak dilakukan untuk mengetahui karakteristik sifat permukaan dari *sample* konstruksi sel sebelum dan sesudah dilakukan *treatment* plasma. Pengujian sudut kontak menggunakan instrumen WCA (*Water Contact Angle*) seperti ditunjukkan pada Gambar 4.8. Menurut teori sudut kontak, karakteristik sifat permukaan dari suatu material dapat ditentukan melalui nilai sudut kontakannya, apabila nilai sudut kontak  $>90^\circ$  maka memiliki karakteristik sifat permukaan material cenderung bersifat hidrofobik, sebaliknya, apabila nilai sudut

kontak  $<90^\circ$  makasifat permukaan material cenderung hidrofilik (Zhao & Jiang, 2018).

Pengukuran sudut kontak setelah proses *treatment* plasma akan dilakukan secara berkala, untuk mengetahui kemampuan *recovery* atau waktu *ageing* dari material PMMA dan pengaruh oksidasi plasma terhadap permukaan konstruksi sel seiring dengan perubahan waktu. Setelah proses pengujian sudut kontak, maka akan dilakukan pengujian pengaruh laju alir terhadap respon sensor QCM dengan mengaplikasikan konstruksi sel yang telah di *treatment* dan menggunakan instrumen pendukung sistem injeksi cairan *sample* yang telah dirancang.

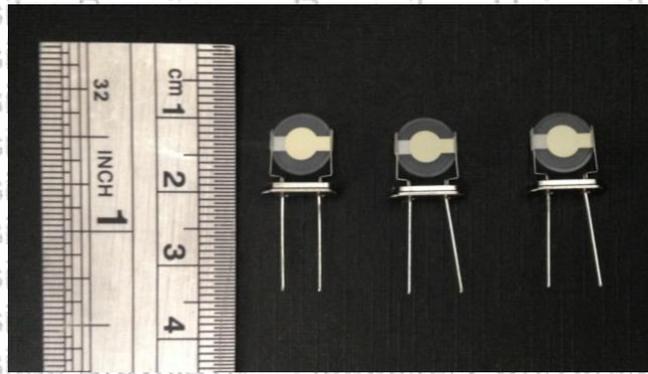


Gambar 4.8. Alat ukur sudut kontak atau WCA (*Water Contact Angle*).

#### 4.3.4 Persiapan Sensor

Sensor QCM yang digunakan untuk proses pengujian, memiliki frekuensi resonansi sebesar 10MHz. Sensor QCM yang digunakan dalam bentuk HC49/U. diameter keeping kuarsa sensor QCM sebesar 8.7 mm dengan diameter elektroda

sebesar 5 mm yang terbuat dari material perak dengan ketebalan sebesar 100 nm, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.9. Sensor QCM yang digunakan telah dilapisi pada permukaannya oleh polimer *polystyrene*. Pada tahap persiapan, sensor QCM akan diletakkan didalam konstruksi sel yang sebelumnya telah dilakukan *treatment*.



Gambar 4.9. Jenis sensor QCM yang digunakan.

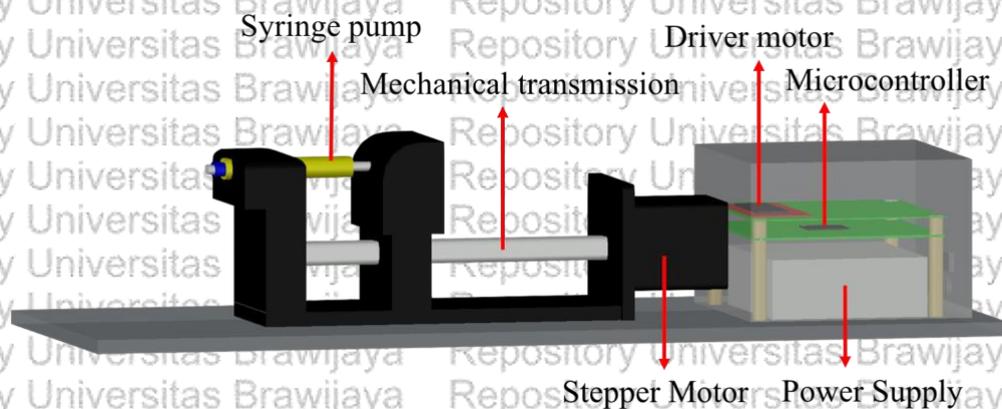
#### 4.3.5 Perancangan dan Pengujian Sistem injeksi cairan

Pada penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Ridha (2016), Sistem injeksi cairan yang digunakan berupa sistem injeksi *syringe pump* berbasis motor *stepper*. Penggunaan sistem injeksi tersebut masih terdapat beberapa kekuarangan, diantaranya yaitu mode perpindahan *step* pada motor *stepper* yang masih belum mendukung mode *micro step*, yang akan berpengaruh pada laju alir cairan *sample*.

Pada penelitian ini dilakukan optimasi pada sistem injeksi cairan, dengan tetap menggunakan komponen motor *stepper* dan *syringe pump*. Rancangan sistem injeksi ditunjukkan pada Gambar 4.10.

Untuk mengetahui fungsionalitas dari sistem injeksi, maka dilakukan pengujian putaran motor *stepper*. Pengujian dilakukan dengan kalibrasi motor *stepper* dan pengujian penginjeksian *sample* pada sensor QCM. Untuk

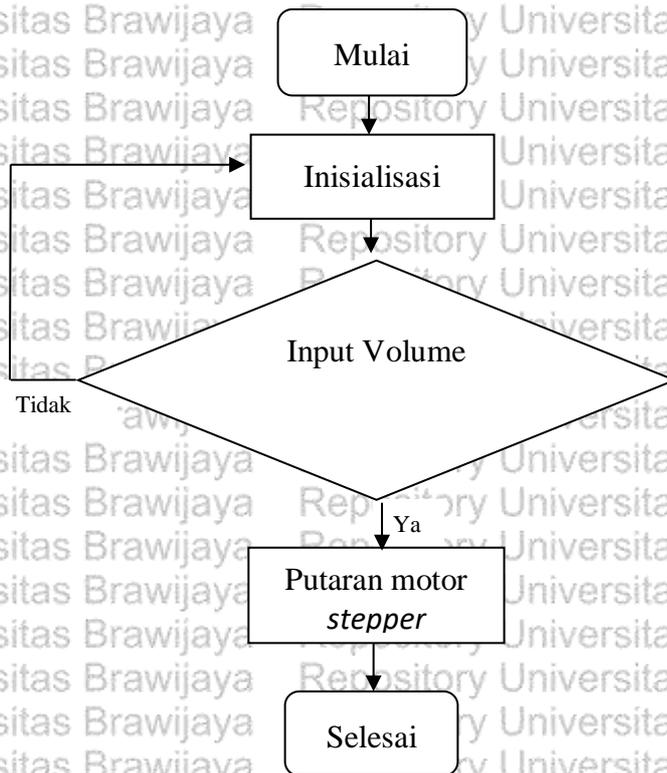
memudahkan proses pengendalian sistem injeksi, maka dibuat sebuah aplikasi *controller* dengan *user interface* Delphi. Pada proses pengujian motor *stepper*, motor *stepper* diprogram untuk bergerak searah jarum jam, dan berlawanan arah jarum jam, dengan tujuan untuk dapat menarik dan mendorong cairan *sample* dengan menggunakan *syringe pump*. Setelah itu dilakukan proses kalibrasi untuk volume injeksi.



Gambar 4.10. Rancangan sistem injeksi cairan *sample*.

#### 4.3.6 Uji Coba Responsibilitas Sensor Menggunakan Sistem Injeksi Cairan

Responsibilitas sensor QCM terhadap laju alir cairan *sample* akan diuji dengan menggunakan sistem instrumen injeksi cairan *sample*. Dalam penelitian ini juga dilakukan pengembangan pada instrumen injeksi cairan *sample* untuk efisiensi pengukuran menggunakan sensor QCM. Tahap pengembangan meliputi sistem *interface* dan sistem pengontrol injeksi cairan berbasis motor *stepper*. Secara keseluruhan, diagram alir dari sistem pengontrol injeksi cairan ditunjukkan pada Gambar 4.11.



Gambar 4.11. Diagram alir dari sistem pengontrol injeksi cairan.

Pada pengujian ini, sensor QCM diletakkan pada konstruksi sel (setelah dilakukan *treatment*) yang terkoneksi langsung dengan rangkaian osilator, pencacah frekuensi dan *power supply* sebagai satu kesatuan sistem pengukuran. Respon dari sensor QCM secara langsung dapat dimonitor pada sensogram yang menunjukkan hubungan frekuensi resonansi sensor terhadap waktu. Pengujian responsibilitas sensor QCM dilakukan dengan cara menginjeksikan sejumlah cairan *sample* ke atas permukaan sensor QCM yang berada didalam konstruksi sel, dengan menggunakan sistem injeksi cairan *sample*. Dilakukan proses *injection* dan *ejection* cairan *sample* secara berkala, dan mengamati respon frekuensi resonansi dari sensor QCM melalui sensogram. Selama proses pengujian, salah satu permukaan sensor QCM akan selalu dijaga dalam kondisi kontak langsung dengan cairan *sample* dan volume *chamber* pada konstruksi sel terisi penuh oleh cairan *sample*.



#### 4.4. Pegambilan dan Analisis Data

Proses pengambilan data dilakukan dengan proses penginjeksian cairan sample secara berkala pada sensor QCM didalam konstruksi sel yang terintegrasi dengan sistem pengukuran. Analisis data dilakukan dengan pengamatan pada respon frekuensi dari sensor QCM yang diletakkan didalam konstruksi sel yang sebelumnya telah dilakukan treatment, terhadap variasi kecepatan laju alir cairan sample. Respon frekuensi secara langsung akan di record pada sensogram.

## BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN

### 5.1 Modifikasi Sifat Permukaan Konstruksi Sel

#### 5.1.1 *Treatment* Plasma Oksidasi

*Treatment* plasma oksidasi dilakukan dengan menggunakan mesin RF plasma 2 MHz. Perlakuan *treatment* plasma hanya dilakukan pada konstruksi sel bagian atas yang terbuat dari material PMMA. Untuk memudahkan proses *treatment*, *sample* PMMA dibagi menjadi bagian kecil dengan ukuran 2 cm<sup>2</sup>.

*Treatment* plasma oksidasi dengan gas carrier berupa gas O<sub>2</sub> pada *sample* PMMA, dilakukan dengan memvariasi durasi *treatment*. Gambar 5.1 menunjukkan proses plasma oksidasi pada material PMMA.



A.

B.

Gambar 5. 1 A). Set-up *sample* PMMA didalam *chamber* plasma. B). Proses plasma oksidasi di dalam *chamber* plasma.

Analisis proses *treatment* yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan melihat efek perubahan sifat hidrofilisitas dari *sample* dengan melakukan variasi durasi *treatment*. Parameter *treatment* plasma oksidasi yang digunakan ditunjukkan pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1. Parameter *treatment* plasma oksidasi.

Sampel PMMA	
Gas <i>carrier</i>	Oksigen (O <sub>2</sub> )
Tekanan (Pa)	40
Tegangan RF (V)	100
Laju alir gas (uL/s)	100
Durasi <i>treatment</i> (s)	600, 1200, 1800

### 5.1.2 Diagnosis Plasma

Diagnosis plasma dilakukan dengan menggunakan instrumen OES (*Optical Emission Spectroscopy*). Pengamatan emisi cahaya yang terjadi pada proses *treatment* plasma didiagnosis melalui jendela kuarsa yang berada di depan *chamber* plasma. Instrumen OES berfungsi untuk mendiagnosis spesies yang terbentuk di dalam *chamber* secara kuantitatif dengan menampilkan spektrum yang terukur ketika proses *treatment* berlangsung.

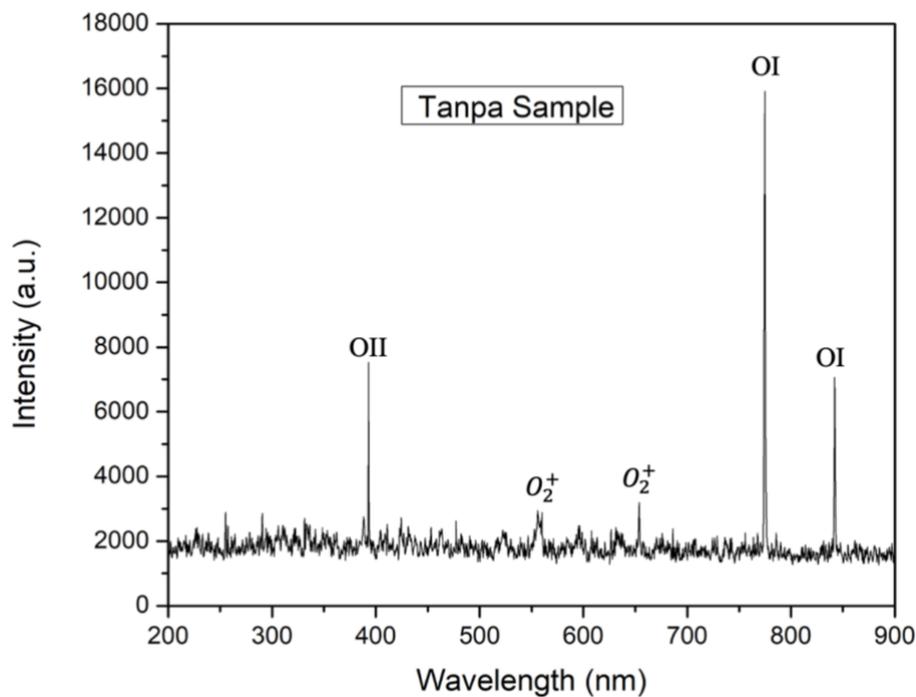
Spektrum emisi optik yang terdeteksi dari *chamber* plasma ketika proses *treatment* ditunjukkan oleh Gambar 5.2 dan Gambar 5.3. Dari gambar tersebut dapat dilihat bahwa pada saat proses *treatment* berlangsung, instrumen OES menampilkan dan mendiagnosa spektrum dari spesies yang terukur. Spesies – spesies yang terukur pada proses plasma oksidasi menggunakan gas oksigen



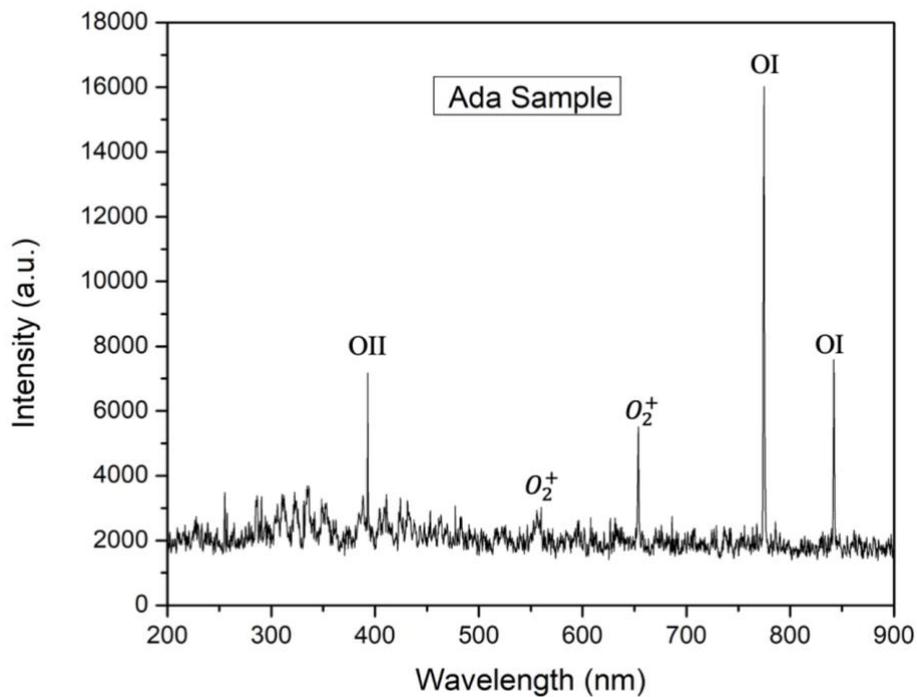
didominasi oleh spesies OI atau  $O^*$  (atom-atom oksigen) dan spesies  $O_2^+$  atau OII (ion-ion oksigen) (Yunata & Aizawa, 2016), (Fitriani dkk, 2017), (Rezaei dkk, 2014). Atom-atom oksigen (OI atau  $O^*$ ) terdeteksi pada panjang gelombang 776.35 nm dan 843.78 nm. Proses *attachment* elektron dipicu oleh reaksi sebagai berikut:



Sementara itu ion-ion oksigen ( $O_2^+$  atau OII) terdeteksi pada panjang gelombang 55910 nm, 651.50 nm, dan 393.97 nm, dimana proses *attachment* elektron juga dipicu oleh reaksi sebagai berikut:



Gambar 5.2. Spektrum OES pada proses plasma oksidasi tanpa adanya *sample* di dalam *chamber* plasma.



Gambar 5.3. Spektrum OES pada proses plasma oksidasi ketika ada *sample* di dalam *chamber* plasma.

### 5.1.3 Pengujian Sudut Kontak

Pada penelitian ini dilakukan pengujian sudut kontak untuk mengetahui pengaruh efek *treatment* plasma terhadap sifat hidrofobisitas dari *sample* PMMA.

Pengujian sudut kontak ini dilakukan sebelum *treatment* plasma dan setelah dilakukan *treatment* plasma. Instrumen WCA (*Water Contact Angle*) dan larutan aquades digunakan sebagai alat bantu untuk pengujian sudut kontak pada *sample* PMMA. Gambar 5.4 menunjukkan hasil dari uji sudut kontak sebelum *treatment* pada *sample* PMMA.

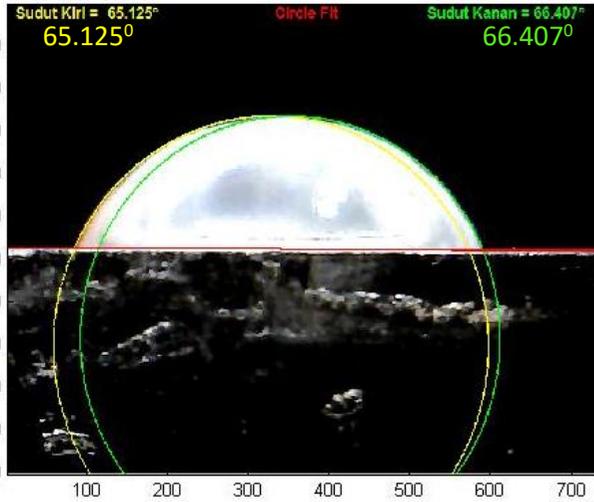
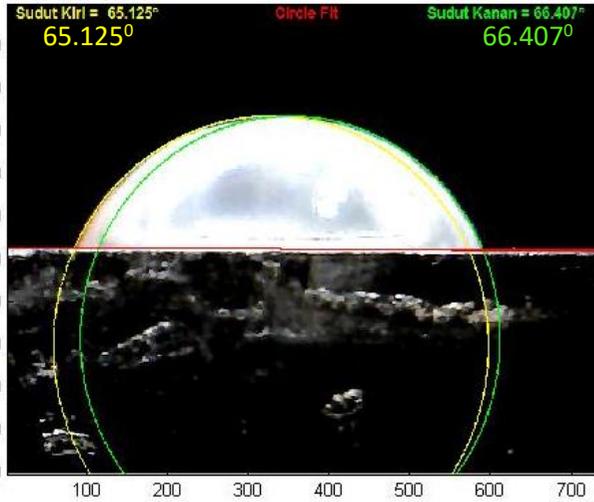
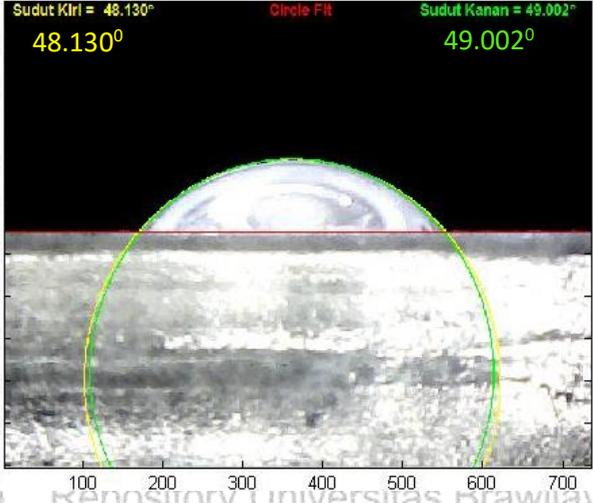
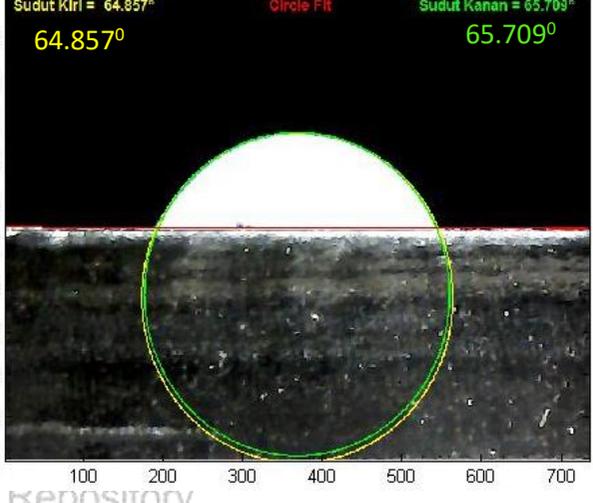


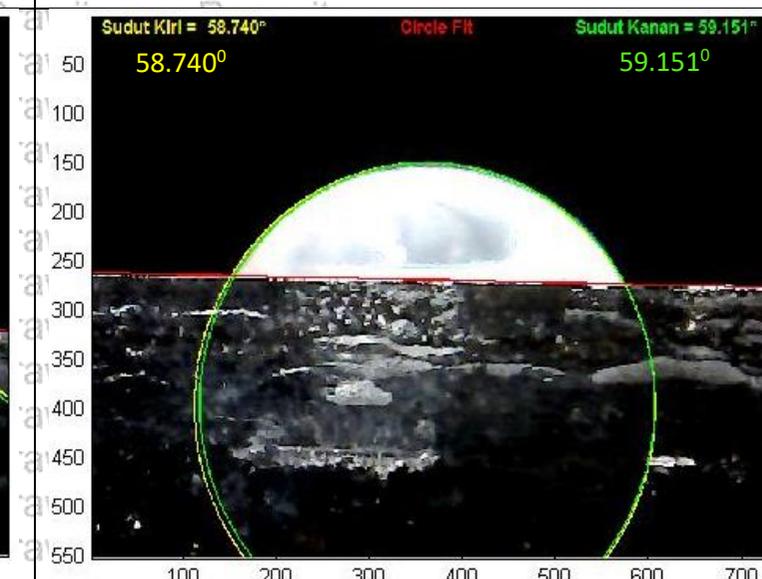
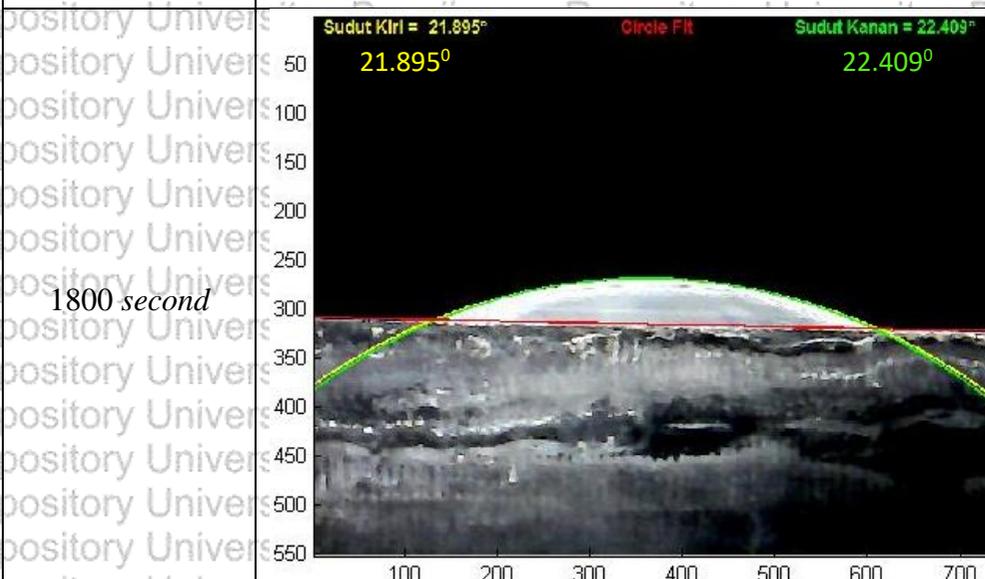
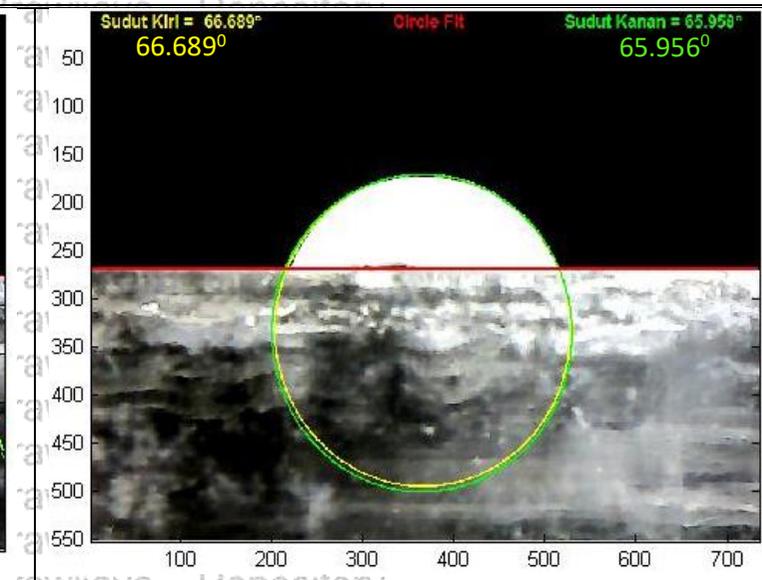
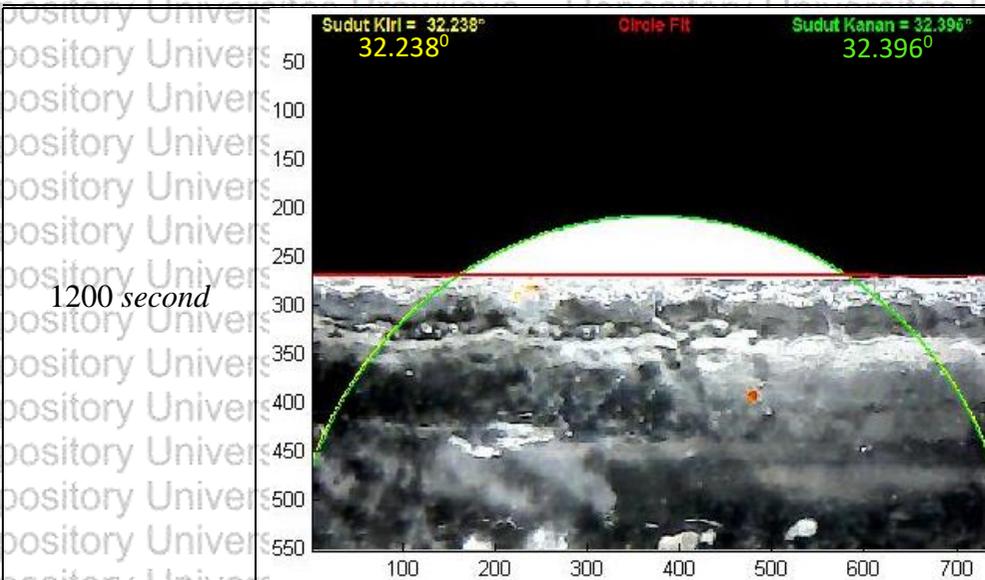


Hasil pengukuran WCA pada *sample* PMMA sebelum *treatment* plasma menunjukkan nilai sudut kontak sebesar  $65^{\circ}$  pada sudut kiri, dan  $66^{\circ}$  pada sudut kanan. Pada *sample* PMMA yang lain juga menunjukkan nilai WCA yaitu  $62^{\circ}$  pada sudut kiri dan  $64^{\circ}$  pada sudut kanan. Hasil tersebut menunjukkan bahwa hasil pengukuran sudut kontak pada *sample* PMMA sebelum proses *treatment* plasma bersifat hidrofiliis, karena nilai sudut kontak *sample* PMMA kurang dari  $90^{\circ}$ , hasil ini juga ditunjukkan pada penelitian tentang *wettability* pada PMMA yang dengan mengaplikasikan plasma  $O_2$  untuk memodifikasi sifat permukaan *sample* (Rezaei dkk, 2014).

Pengukuran WCA pada *sample* PMMA setelah proses *treatment* ditunjukkan pada Tabel 5.2. Pengukuran WCA setelah *treatment* plasma dilakukan secara berkala, hal ini untuk mengetahui efek *ageing* atau waktu *recovery* dari *sample* PMMA. Hasil dari pengukuran WCA setelah proses *treatment* menunjukkan penurunan nilai sudut kontak yang terukur. Semakin lama durasi waktu *treatment* plasma yang diterapkan, maka penurunan nilai sudut kontak dari *sample* akan semakin besar juga. Hal ini disebabkan karena semakin lama durasi untuk proses ion dan elektron *bombardment* pada *sample* PMMA ketika proses *treatment* plasma. Salah satu cara untuk memodifikasi sifat permukaan *sample* PMMA dengan cara meningkatkan temperature permukaan dari *sample* PMMA yaitu meningkatkan ion dan elektron *bombardment* pada saat proses *treatment* plasma (Liu dkk, 2009).

Tabel 5.2. Hasil pengukuran WCA setelah *treatment* plasma

Proses (durasi <i>treatment</i> ) Plasma	Hari ke-1	Hari ke-2
<p><i>Untreated</i></p>	 <p>Sudut Kiri = 65.125° 65.125° Sudut Kanan = 66.407° 66.407°</p>	 <p>Sudut Kiri = 65.125° 65.125° Sudut Kanan = 66.407° 66.407°</p>
<p>600 second</p>	 <p>Sudut Kiri = 48.130° 48.130° Sudut Kanan = 49.002° 49.002°</p>	 <p>Sudut Kiri = 64.857° 64.857° Sudut Kanan = 65.709° 65.709°</p>





Hasil pengukuran WCA setelah *treatment* plasma untuk masing – masing durasi waktu *treatment* menunjukkan hasil yang berbeda. Hasil *treatment* plasma dengan durasi waktu 6000 *second* menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $48.5^{\circ}$ , kemudian pengukuran di hari ke-2 menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $64.5^{\circ}$ . Untuk hasil *treatment* plasma dengan durasi waktu 1200 *second* menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $32^{\circ}$ , sedangkan di hari ke-2 menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $65.5^{\circ}$ . Selanjutnya untuk hasil *treatment* plasma dengan durasi waktu 1800 *second* menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $21.5^{\circ}$  dan di hari ke-2 menunjukkan sudut kontak rata-rata sebesar  $58.5^{\circ}$ . Peningkatan durasi *treatment* plasma untuk masing-masing *sample* menghasilkan penurunan sifat hidrofobisitas dari *sample* PMMA, hal ini konsisten dengan peningkatan oksigen atom dan intensitas emisi ion seperti yang teramati pada spektrum OES.

Waktu *Ageing* atau masa *recovery* dari *sample* PMMA yang telah dilakukan proses *treatment* menunjukkan stabilitas efek plasma *treatment* hanya dalam periode *ageing* atau *recovery* selama 2 hari. Hasil tersebut terjadi karena pengaruh kemungkinan adanya penambahan  $O_2$  dari udara bebas yang menjadikan sifat permukaan dari *sample* PMMA menjadi lebih polar, hal tersebut juga ditunjukkan pada penelitian yang dilakukan oleh Rezaei dkk (2014) mengenai *wettability* pada material PMMA.

## 5.2 Optimasi Sistem Injeksi Cairan

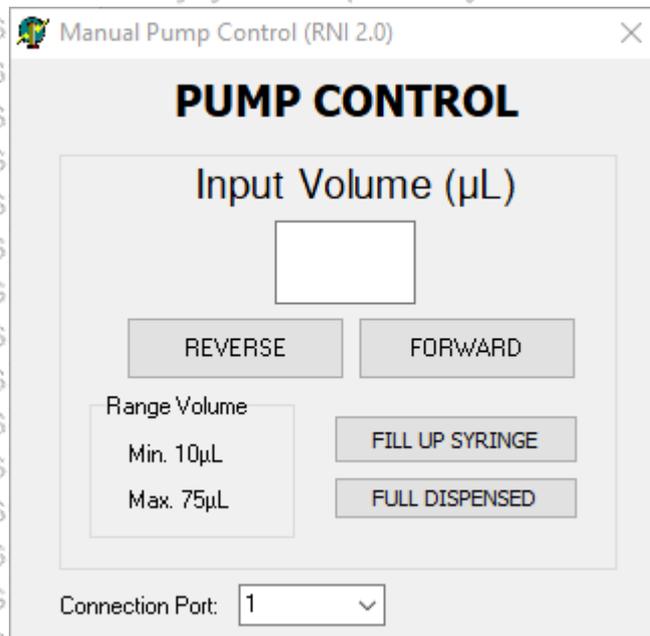
Instrumen injeksi cairan *sample* pada sensor QCM merupakan salah satu aspek penting untuk proses immobilisasi. Pada penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Ridha (2016) telah dibuat dan dirancang sebuah sistem instrumen injeksi cairan *sample* berbasis *syringe pump* dan motor *stepper* sebagai penggerak utama. Adapun beberapa kekurangan pada sistem instrumen injeksi cairan tersebut, diantaranya yaitu pada mode putaran motor *stepper*. Mode putaran motor *stepper* akan berpengaruh pada pergerakan *syringe* sebagai pompa untuk menginjeksikan cairan *sample* dan akan berpengaruh pada laju alir dari cairan *sample*. Pada penelitian ini dilakukan optimasi pada sistem injeksi cairan dengan melakukan perubahan pada penggerak utama motor *stepper* dan rangkaian *driver* motor untuk mengoptimalkan mode putaran motor *stepper*. Gambar 5.5 merupakan sistem injeksi cairan yang telah dilakukan beberapa perubahan pada komponen penggerak utamanya.



Gambar 5.5. Sistem injeksi cairan *sample* berbasis motor *stepper* dan *syringe pump*.



Selain melakukan beberapa perubahan pada *hardware*, optimalisasi juga dilakukan pada bagian *software*. Pengontrol utama sistem injeksi didesain menggunakan user *interface* Delphi. Sehingga diharapkan dapat mempermudah user untuk mengontrol *instrumen* injeksi cairan tersebut. Tampilan *software* pengontrol injeksi cairan ditunjukkan pada Gambar 5.6. Sistem instrumen injeksi cairan ini mampu menginjeksikan cairan dalam orde satuan  $\mu\text{L}$ . Pada *software* tersebut terdapat beberapa pilihan *button*, *FORWARD button* untuk menjalankan motor searah jarum jam (proses *injection*), *RVERSE button* untuk menjalankan motor berlawanan jarum jam (proses *ejection*). *FILL UP button* berfungsi untuk mengisi *syringe* dengan cepat, sedangkan *FULL DISPENSED button* berfungsi untuk mengeluarkan cairan dengan cepat. Instrumen injeksi cairan ini mampu menginjeksikan cairan dalam rentang volume minimum 10  $\mu\text{L}$  sampai volume maksimum 75  $\mu\text{L}$ .



Gambar 5.6. User Interface sistem pengontrol injeksi cairan.

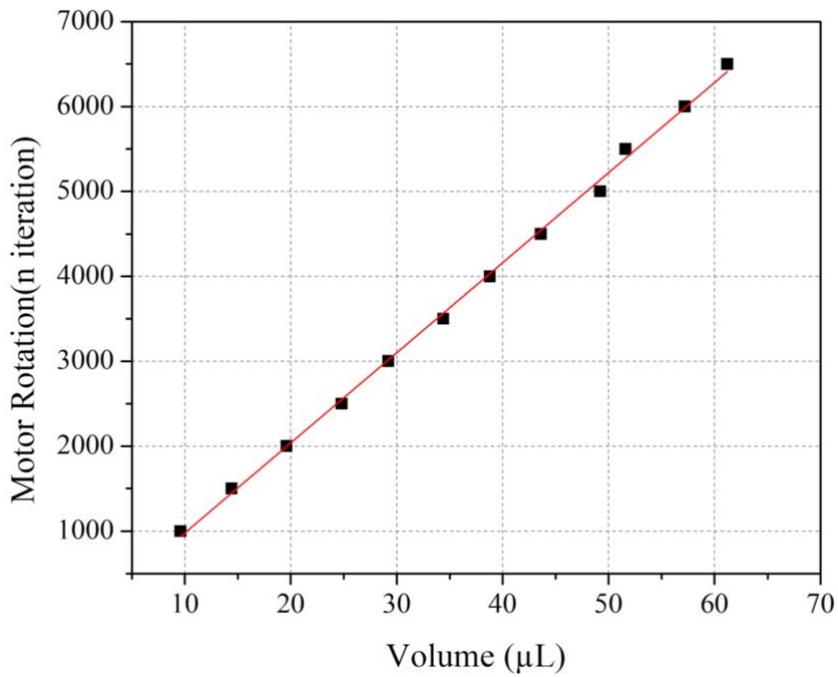


### 5.2.1. Konversi Gerakan Motor *Stepper* Terhadap Volume Cairan

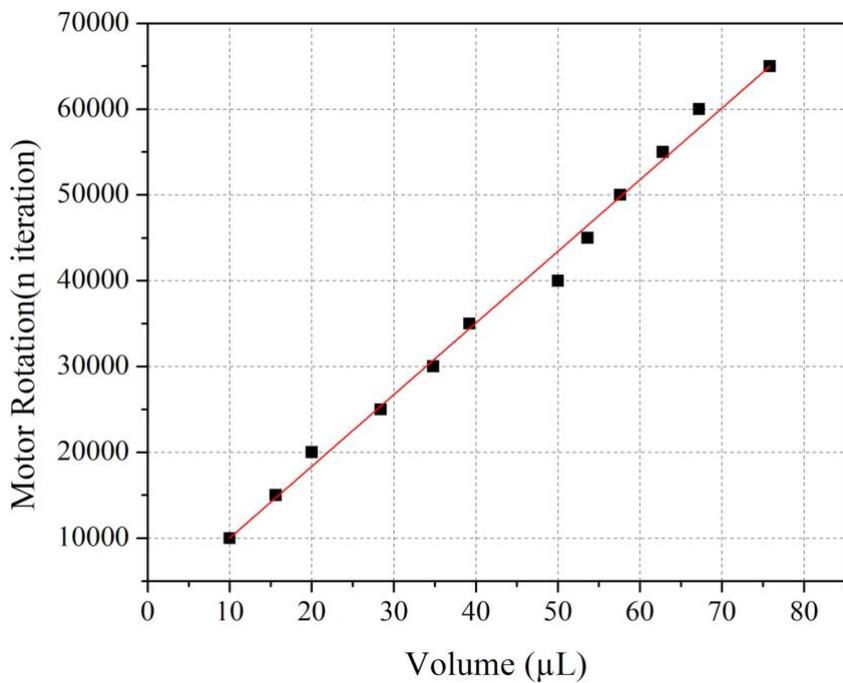
Sistem instrumen injeksi cairan telah dilakukan kalibrasi dengan menggunakan metode volumetrik. Proses kalibrasi dilakukan dengan menggunakan instrumen timbangan digital yang memiliki resolusi 2 mg. Sample yang digunakan untuk kalibrasi yaitu aquades. Besar volume didapat dari konversi massa aquades yang terukur berdasarkan densitas aquades pada suhu ruang. Konversi massa terhadap volume didapatkan dengan menggunakan persamaan berikut:

$$V = \frac{m}{\rho} \quad (5.3)$$

Dimana  $V$  merupakan volume dari aquades,  $m$  merupakan massa terukur dari aquades dan  $\rho$  merupakan densitas dari aquades pada suhu ruang. Proses kalibrasi pompa injeksi cairan telah dilakukan dengan memvariasi kecepatan dari putaran motor *stepper*. Besarnya massa dari aquades yang dikeluarkan oleh syringe pump akan ditimbang menggunakan timbangan digital, untuk kemudian dikonversikan terhadap volume. Hasil dari proses volume kalibrasi ditunjukkan pada Gambar 5.7 dan 5.8. Dengan mode putaran menggunakan *micro-step*, maka didapatkan variasi kecepatan putar dari motor *stepper* yang berpengaruh pada laju alir dari cairan sample. Untuk perbandingan, pada proses kalibrasi dilakukan hanya menggunakan dua mode kecepatan yaitu  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  dan  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$ .



Gambar 5.7. Volume kalibrasi untuk injeksi cairan dengan kecepatan 6.3  $\mu\text{L}/\text{second}$ .



Gambar 5.8. Volume kalibrasi untuk injeksi cairan dengan kecepatan 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$ .



### 5.3 Uji Responsibilitas Sensor QCM

Proses uji coba responsibilitas sensor QCM dilakukan setelah proses modifikasi sifat permukaan dari konstruksi sel, dan proses optimalisasi sistem injeksi cairan. Uji responsibilitas sensor QCM ini dilakukan dengan cara mevariasi laju alir proses *injection* dan *ejection* pada konstruksi sel yang di dalamnya terdapat sensor QCM.

Pada proses awal, Sensor QCM diletakkan di dalam konstruksi sel, seperti ditunjukkan pada Gambar 5.9. Kemudian dilakukan proses injeksi cairan aquades pada konstruksi sel untuk membuat kondisi dimana salah satu permukaan sensor QCM kontak dengan aquades. Kemudian dilakukan pengamatan frekuensi resonansi dari sensor QCM pada sensogram. Setelah frekuensi resonansi dari sensor QCM tercapai dan menunjukkan kondisi stabil, maka dilakukan proses *injection* dan *ejection* secara bergantian.

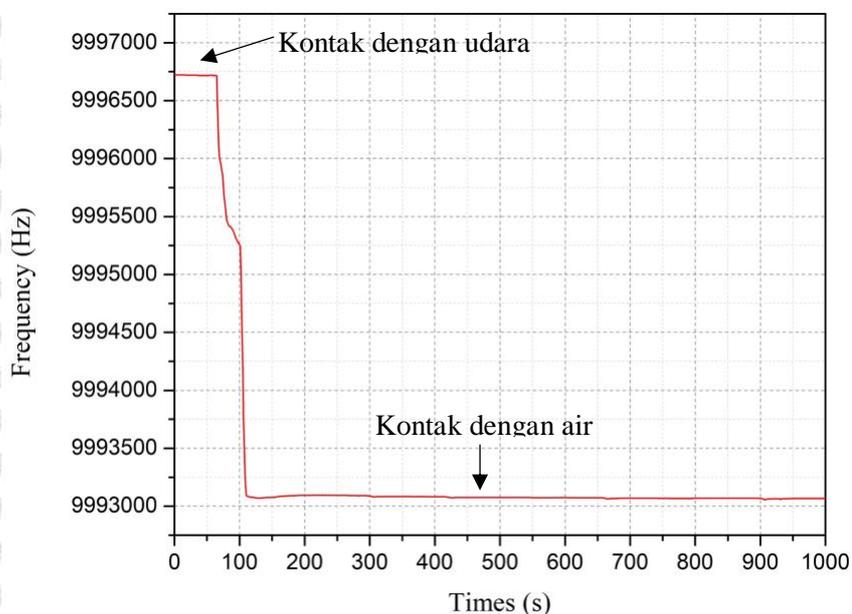


Gambar 5.9. Sistem konstruksi sel yang terkoneksi dengan rangkaian sistem osilator.



Proses perekaman data frekuensi resonansi dari sensor, dilakukan selama proses *injection* dan *ejection*. Resolusi frekuensi dari instrumen pencacah frekuensi yang digunakan yaitu sebesar 1 Hz. Pembacaan nilai frekuensi dilakukan tiap detik, perubahan nilai frekuensi dari sensor QCM yang akan terbaca yaitu apabila bernilai sama dengan atau lebih besar dari 1 Hz.

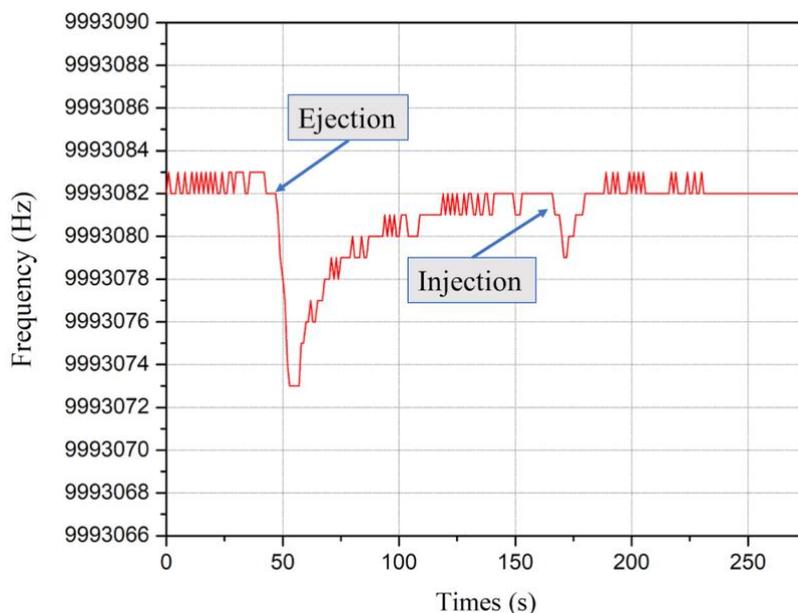
Pada proses pengamatan, 30  $\mu\text{L}$  aquades diinjeksikan kedalam konstruksi sel, sampai permukaan sensor terpenuhi oleh aquades. Transisi dari permukaan sensor yang kontak dengan udara kemudian permukaan sensor kontak dengan air akan mempengaruhi frekuensi resonansi dari sensor. Frekuensi resonansi dari sensor akan menurun seiring adanya perubahan penambahan massa pada permukaan sensor. Gambar 5.10 menunjukkan transisi perubahan dari frekuensi resonansi sensor pada saat kontak dengan udara dan kontak dengan air.



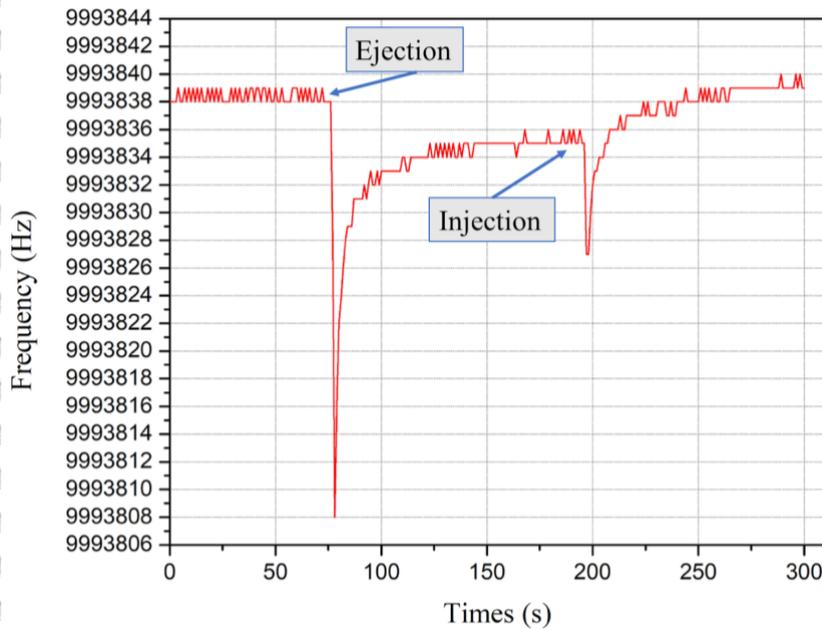
Gambar 5.10. Frekuensi resonansi dari sensor QCM pada saat transisi dari kontak dengan air dan kontak dengan udara.



Setelah frekuensi resonansi stabil sejumlah 10  $\mu\text{L}$  aquades diinjeksikan ke dalam konstruksi sel yang mengakibatkan aquades mengalir ke dalam chamber reaksi. Perubahan pada aliran cairan aquades akan berpengaruh pada tekanan sesaat yang secara langsung akan berpengaruh juga pada respon frekuensi dari sensor QCM. Gambar 5.11 dan Gambar 5.12 menunjukkan respon frekuensi dari sensor selama proses *injection* dan *ejection*. Seiring dengan proses *ejection*, frekuensi resonansi dari sensor QCM mengalami penurunan, kemudian diikuti dengan kenaikan secara perlahan kembali menuju inisial frekuensi resonansi dari sensor QCM. Hal yang sama juga teramati ketika proses *injection*, frekuensi resonansi dari sensor QCM berubah secara singkat kemudian kembali pada frekuensi inisial dari sensor QCM.



Gambar 5.11. Respon frekuensi resonansi dari sensor QCM ketika proses *ejection* dan *injection* 10  $\mu\text{L}$  aquades dengan kecepatan 0.7  $\mu\text{L} / \text{second}$ .



Gambar 5.12. Respon frekuensi resonansi dari sensor QCM ketika proses *ejection* dan *injection* 10  $\mu\text{L}$  aquades dengan kecepatan 6.3  $\mu\text{L}/\text{second}$ .

Gambar 5.11 Menunjukkan respon frekuensi resonansi ketika proses *ejection* dan *injection* aquades pada kecepatan laju alir 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$ . Selama proses *ejection* dan *injection*, tidak terdeteksi adanya *spike signal* atau frekuensi *noise*. Perubahan tekanan sesaat yang terjadi hanya diakibatkan oleh proses *ejection* dan *injection* pada kecepatan laju alir 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$  yang tidak menimbulkan efek *spike signal* atau *noise*. Penurunan frekuensi resonansi terdeteksi pada saat proses *ejection* dan *injection*, perubahan frekuensi sesaat terdeteksi sekitar 10 Hz ketika proses *ejection*. Frekuensi resonansi kemudian kembali secara perlahan menuju frekuensi inisial nya. Pada proses *injection*, terdeteksi juga penurunan frekuensi sesaat sekitar 3 Hz, yang kemudian secara perlahan kembali menuju frekuensi inisial nya.

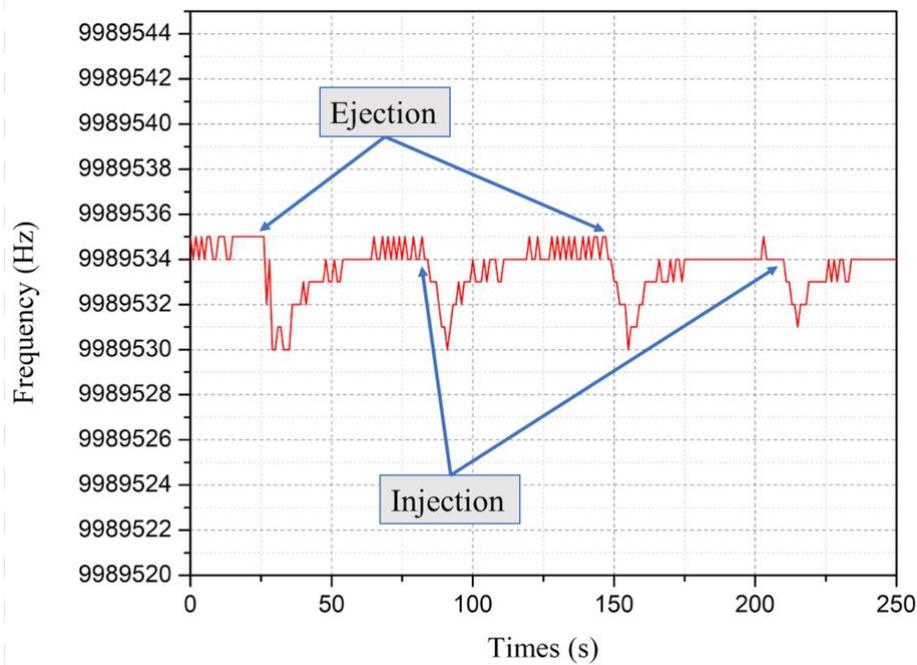


Respon frekuensi yang sama juga teramati selama proses *ejection* dan *injection* dengan laju alir  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$ . Perubahan frekuensi sesaat terdeteksi ketika proses *ejection* dan *injection*, kemudian kembali menuju frekuensi inisialnya, seperti ditunjukkan oleh Gambar 5.12. Perubahan frekuensi resonansi yang teramati selama proses *ejection* dengan laju alir  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  lebih besar dari pada perubahan frekuensi dengan laju alir  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$ . Perubahan frekuensi sesaat ketika proses *ejection* dengan laju alir  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  yaitu sebesar 30 Hz, di sisi lain, perubahan frekuensi sesaat ketika proses *ejection* dengan laju alir  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$  yaitu sebesar 10 Hz. Sementara itu, perubahan frekuensi sesaat yang terjadi ketika proses *injection* dengan laju alir  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  lebih besar dibandingkan dengan perubahan frekuensi sesaat ketika proses *injection* dengan laju alir  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$ . Perubahan frekuensi sesaat dengan laju alir  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  yaitu sebesar 7 Hz, sedangkan perubahan frekuensi sesaat dengan laju alir  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$  yaitu sebesar 3 Hz. Dari pengamatan tersebut diketahui bahwa semakin cepat laju alir maka menyebabkan perubahan tekanan yang besar pula pada permukaan sensor QCM. Perubahan tekanan diatas permukaan sensor atau perubahan sifat dari cairan pada saat cairan mengalir di atas permukaan sensor, menyebabkan perubahan frekuensi pada sensor QCM.

Gambar 5.13. juga menunjukkan respon frekuensi resonansi dari sensor QCM dengan kecepatan laju alir cairan aquades sebesar  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$ . Proses *ejection* dan *injection* dilakukan secara bergantian dengan selang waktu 1 menit.

Hasil ini juga mirip dengan penelitian lainnya tentang efek laju alir yang diakibatkan oleh pompa mikroliter (Ridha, 2016), pada penelitian ini telah berhasil menghilangkan efek *noise spike signal*, yang mana pada hasil penelitian

sebelumnya masih terdeteksi efek noise atau *spike signal* selama proses *ejection* dan *injection*. Dari hasil penelitian ini menunjukkan, semakin tinggi kecepatan laju alir dari cairan maka berdampak pada frekuensi *spike* selama proses *ejection* dan *injection*. Oleh karena itu sangat diperlukan pengontrolan kecepatan laju alir untuk meminimalisir frekuensi *spike*.



Gambar 5.13. Respon frekuensi resonansi dari sensor QCM ketika proses *ejection* dan *injection* 10  $\mu\text{L}$  aquades dengan kecepatan 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$ .



## BAB VI PENUTUP

### 6.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa:

1. Pada penelitian ini telah dirancang konstruksi sel dengan beberapa optimalisasi diantaranya yaitu, penggunaan material utama penyusun konstruksi sel berupa PMMA (*Poly Methyl Methacrylate*) untuk konstruksi sel bagian atas, dan material PLA (*Poly Lactid Acid*) untuk konstruksi sel bagian bawah. Telah dilakukan *treatment* plasma RF untuk memodifikasi permukaan dari material PMMA dan telah dilakukan pengujian WCA (*Water Contact Angle*) untuk menganalisis *wettability* dari material PMMA. Hasil *treatment* plasma menunjukkan *wettability* dari PMMA mengalami perubahan yaitu menjadi lebih hidrofilis dengan sudut kontak kurang dari  $65^{\circ}$  dan waktu *ageing* atau *recovery* selama 2 hari.
2. Sistem injeksi cairan berbasis motor *stepper* dan *syringe pump* telah dirancang dengan beberapa optimalisasi, diantaranya yaitu mengontrol *mode* putaran *step* pada motor *stepper* dan merancang *user interface* untuk pengontrol motor *stepper*. Sistem injeksi cairan dapat bekerja untuk proses *ejection* dan *injection* pada rentang volume 10  $\mu\text{L}$  sampai 75  $\mu\text{L}$ , dengan kecepatan laju alir 0.7  $\mu\text{L}/\text{second}$  dan 6.3  $\mu\text{L}/\text{second}$ .
3. Proses *ejection* dan *injection* cairan berpengaruh pada respon frekuensi resonansi dari sensor QCM. Semakin cepat laju alir cairan *sample*, menghasilkan perubahan frekuensi yang semakin besar juga, hal ini diakibatkan oleh efek tekanan sesaat yang ditimbulkan oleh cairan *sample*.



Selama proses *ejection* dan *injection* dengan kecepatan laju alir  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$  dan  $6.3 \mu\text{L} / \text{second}$  tidak terdeteksi adanya *spike signal* atau *noise*. laju alir cairan kurang dari  $0.7 \mu\text{L} / \text{second}$  mempengaruhi respon frekuensi resonansi sebesar 5 Hz pada saat proses *ejection* dan 4-5 Hz pada saat proses *injection*.

## 6.2 Saran

Penulis menyarankan untuk penelitian selanjutnya yang berkonsentrasi pada sistem injeksi cairan untuk sensor QCM menggunakan pompa utama berbasis peristaltik, dengan mengatur kecepatan laju alir lebih rendah dari sebelumnya yaitu  $0.7 / \text{second}$ . Sehingga diharapkan dapat memberikan efek respon frekuensi resonansi yang stabil dan rentang volume injeksi yang lebih besar.

## DAFTAR PUSTAKA

Abe, Takashi, and Makoto Higuchi. 2011. "A Monolithic QCM Array Designed for Mounting on a Flow Cell." *IEEE Sensors Journal* 11 (1): 86–90. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2010.2051662>.

Auge, Jörg, Peter Hauptmann, Frank Eichelbaum, and Steffen Rösler. 1994. "Quartz Crystal Microbalance Sensor in Liquids." *Sensors and Actuators: B. Chemical* 19 (1–3): 518–22. [https://doi.org/10.1016/0925-4005\(93\)00983-6](https://doi.org/10.1016/0925-4005(93)00983-6).

Aydemir, Firat, and Mehmet Ali Ebeoglu. 2018. "A QCM Sensor Array-Based Electronic Tongue with the Optimized Oscillator Circuit Using FPGA." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 67 (2): 431–38. <https://doi.org/10.1109/TIM.2017.2779318>.

Barsan, Madalina M., Janja Klinčar, Martin Batič, and Christopher M a Brett. 2007. "Design and Application of a Flow Cell for Carbon-Film Based Electrochemical Enzyme Biosensors." *Talanta* 71 (5): 1893–1900. <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2006.08.032>.

Binghai Wen, Zhangrong Qin, Chunlei Wang, Chaoying Zhang, Haiping Fang. 2017. "Contact Angle Measurement in Lattice Boltzmann Method," no. February.

Camacho, Santos, Diaz, and Poyato. 2008. "Optical Emission Spectroscopy of Oxygen Plasma Induced by IR CO<sub>2</sub> Pulsed Laser." *Journal of Physics* 215206 (2008). <https://doi.org/10.1088/0022-3727/41/21/215206>.

Cassiede, M., J. L. Daridon, J. H. Paillol, and J. Pauly. 2010. "Impedance Analysis for Characterizing the Influence of Hydrostatic Pressure on Piezoelectric Quartz Crystal Sensors." *Journal of Applied Physics* 108 (3).

<https://doi.org/10.1063/1.3460805>.

Chang, J. 2009. "Thermal Plasma Solid Waste and Water Treatments: A Critical Review What Is Plasmas Solid Liquid Gas." *International Journal of Plasma Environmental Science and Technology* 3 (2): 67–84.

Chunta, Suticha, Chamras Promptmas, and Chainarong Cherdchu. 2009. "Lipoprotein Sensor: A Piezoelectric Quartz Crystal Device." *Applied Biomedical Engineering* 2 (July): 24–32.

Doy, N., G. McHale, M. I. Newton, C. Hardacre, R. Ge, J. M. MacInnes, D. Kuvshinov, and R. W. Allen. 2010. "Small Volume Laboratory on a Chip Measurements Incorporating the Quartz Crystal Microbalance to Measure the Viscosity-Density Product of Room Temperature Ionic Liquids." *Biomicrofluidics* 4 (1). <https://doi.org/10.1063/1.3353379>.

Encarnação, João Miguel. 2007. "Development of Biosensors for Molecular Analysis Development of Biosensors for Molecular Analysis." *Biosensor and Bioelectronics*.

Fitriani, Sukma W, Setyawan P Sakti, and Tatsuhiko Aizawa. 2017. "Plasma Oxidation Printing Into Carbon Based Materials." *The 11th SEATUC Symposium*, no. 1: 1–5.

Hendro, Amril. 2015. "Teknologi Plasma Untuk Pengolahan Air," no. December: 0–8.

Hussain, Yazan, Jacqueline Krim, and Christine Grant. 2005. "OTS Adsorption: A Dynamic QCM Study." *QCM* 262: 81–86. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2005.03.016>.

Huyen Lynh . Duong, and Pin Chuan . Chen. 2017. "A BONDING METHOD



BETWEEN POLY ( LACTIC ACID ) ( PLA ) AND POLY ( METHYL METHACRYLATE ) ( PMMA ) FOR MICROFLUIDIC CHIPS,” 1273–76.

Ikhsani, R.N., and S.P. Sakti. 2017. “Flow Rate Effect of Syringe Pump on Quartz Crystal Microbalance Sensor Resonance Frequency Stability.” *Proceeding - 2016 International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology, ISSIMM 2016*, 107–10. <https://doi.org/10.1109/ISSIMM.2016.7803733>.

Jaruwongrungrsee, K., T. Maturos, P. Sritongkum, a. Wisitsora-at, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, and a. Tuantranont. 2010. “Design and Simulation of Flow Cell Chamber for Quartz Crystal Microbalance Sensor Array.” *Electrical Engineering/Electronics Computer Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 2010 International Conference on*, no. 1: 3–6.

Judawisastra, Hermawan. 2010. “Identifikasi Material Polimer Pada Produk O-Ring,” 13–15.

Keiji Kanazawa, K., and Joseph G. Gordon. 1985. “The Oscillation Frequency of a Quartz Resonator in Contact with Liquid.” *Analytica Chimica Acta* 175 (C): 99–105. [https://doi.org/10.1016/S0003-2670\(00\)82721-X](https://doi.org/10.1016/S0003-2670(00)82721-X).

Kurosawa, Shigeru, Jong-Won Park, Hidenobu Aizawa, Shin-Ichi Wakida, Hiroaki Tao, and Kazuhiko Ishihara. 2006. “Quartz Crystal Microbalance Immunosensors for Environmental Monitoring.” *Biosensors & Bioelectronics* 22 (4): 473–81. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2006.06.030>.

Liu, Junshan, Hongchao Qiao, Chong Liu, Zheng Xu, Yongqian Li, and Liding Wang. 2009. “Plasma Assisted Thermal Bonding for PMMA Microfluidic Chips with Integrated Metal Microelectrodes.” *Sensors and Actuators, B:*





*Chemical* 141 (2): 646–51. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2009.07.032>.

Michalzik, Monika, Ralph Wilke, and Stephanus Büttgenbach. 2005. “Miniaturized QCM-Based Flow System for Immunosensor Application in Liquid.” *Sensors and Actuators, B: Chemical* 111–112 (SUPPL.): 410–15. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2005.03.048>.

Rêgo, José Kaio Max Alves do, José Heriberto Oliveira do Nascimento, Pankaj Agrawal, Tomás Jeferson Alves Mélo, Maria Carolina Burgos Costa, and Edson Noriyuki Ito. 2017. “Influence of Amine Groups in the Chemical Structure of Photochromic Dyes on the Rheological and Mechanical Properties of Poly(methyl Methacrylate) (PMMA).” *Dyes and Pigments* 142: 350–57. <https://doi.org/10.1016/j.dyepig.2017.03.060>.

Rezaei, Fatemeh, Marzieh Abbasi-firouzjah, and Babak Shokri. n.d. “Investigation of Antibacterial and Wettability Behaviours of Plasma-Modified PMMA Films” 85401. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/47/8/085401>.

Sakti, S. P., F. Wahyuni, U.P. Juswono, and Aulanni'am. 2013. “Development of QCM Immunosensor with Small Sample Solution for Detection of MMP-3 Antibody.” *Sensor and Transducers*.

Sakti, Setyawan P, Rizal Y Aji, and Layli Amaliya. 2017. “Low-Cost Contact Angle Measurement System for QCM Sensor.” *TELKOMNIKA (Telecommunication Computing Electronics and Control)* 15 (2): 560–69. <https://doi.org/10.12928/TELKOMNIKA.v15i2.4981>.

Shahzadi, Iqra, Muhammad Bashir, Shazia Bashir, and Mansoor H Inayat. 2018. “Thermally Assisted Coating of PVA for Hydrophilic Surface Modification of PMMA Microchannel for Oil in Water Emulsion.”



Sullivan, C K O, and G G Guilbault. 1999. "Commercial Quartz Crystal Microbalances—Theory and Applications." *Theory QCM* 14: 663–70.

Vashist, Sandeep Kumar, and Priya Vashist. 2011. "Recent Advances in Quartz Crystal Microbalance-Based Sensors." *Journal of Sensors* 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/571405>.

Wessels, Alexander, Bernhard Klöckner, Carsten Siering, and Siegfried R. Waldvogel. 2013. "Practical Strategies for Stable Operation of HFF-QCM in Continuous Air Flow." *Sensors (Switzerland)* 13 (9): 12012–29. <https://doi.org/10.3390/s130912012>.

Yunata, Ersyzario Edo, and Tatsuhiko Aizawa. 2016. "Micro-Grooving into Thick CVD Diamond Films via Hollow-Cathode Oxygen Plasma Etching." *Manufacturing Letters* 8. Society of Manufacturing Engineers (SME): 16–20. <https://doi.org/10.1016/j.mfglet.2016.05.001>.

Zhao, Tianyi, and Lei Jiang. 2018. "Contact Angle Measurement of Natural Materials." *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 161. Elsevier B.V.: 324–30. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2017.10.056>.

Zuxuan Lin, T. 1996. "Improved Accuracy in Dynamic Quartz Crystal Microbalance Measurements of Surfactant Enhanced Spreading." *QCM* 19: 7–8.