

國立臺灣大學公共衛生學院職業醫學與工業衛生研究所



碩士論文

Graduate Institute of Occupational Medicine and Industrial Hygiene

College of Public Health

National Taiwan University

Master Thesis

評估生物氣膠活性之噴墨霧化器特性研究

Characterization of an inkjet aerosol generator for bioaerosol
survivability study

郭庭赫

Ting-Ho Kuo

指導教授：陳志傑 博士

Advisor: Chih-Chieh Chen, Ph.D.

中華民國 103 年 1 月

January, 2014

致謝

終於輪到我寫致謝了

首先誠摯感謝我的指導教授陳志傑老師，CQ 悉心的教導使我得以一窺氣膠領域的奧妙，並指引我研究的方向。CQ 對學問的嚴謹、執著以及對公共衛生獨到的見解，使我獲益匪淺。在研究過程中，也感謝黃盛修學長(修哥)、郭玉梅老師和口委林文印老師、賴全裕老師適時的叮嚀與指導，讓此論文更臻完整。

本論文的完成亦得感謝工科海洋所吳文中老師、機械系黃光裕老師、章嘉老闆和 Duke 先生的大力協助，還有實驗室的先進：宗儒、嘉成、淞淵、治文，諸位不厭其煩一再協助我這個外行人。

兩年半的日子裡，實驗室的前輩們，叔叔、嘉偉、舜哥、男哥、小芳、宜鼎、為翔、阿郎、伍佰，總能指出研究中的缺失替我解惑；同期的戰友，人榮和淑欣，恭喜我們一起順利完成學業。當然也不能忘記實驗室的學弟/妹們：韋志、念慈、君綺、威任、吉盈；增肥十公斤的幫兇：牙醫猛壘、男五、男二舍宵夜團*2、以及公衛七樓的同儕，你/妳們的陪伴讓研究生活變得多彩多姿。

感謝家人在經濟與情感上的支持，讓我無後顧之憂在台北求學了六年多。另外要特別感謝社科院諮商輔導室的嚴老師，幫助我走出人生徬徨的低潮，如今方能安穩地立於窗前。

最後要感謝妳，因為兩年多來妳從沒出現，我心無旁騖，更能專心致志在研究上。謝謝妳！我碩士生涯未曾登場的女友。

謹此，榮耀歸於佛祖，阿門。

中文摘要

環境中的生物氣膠可透過感染方式對人體造成不良影響，懸浮於空氣中的致病微生物主要藉由人類呼吸而進入人體，而此微生物在存活的情況下，才能造成人類感染。由於對人體健康的不良影響，故空氣中微生物濃度與活性表現顯得十分重要，若能模擬出微生物飛行於空氣中的真實狀態，可對其活性的表現做出更進一步的探討。

本研究使用壓電噴墨系統(Piezoelectric inkjet)作為微生物的霧化設備，探討各種影響噴墨參數與產生氣膠微粒的粒徑分布和輸出量，同時建立微生物自然沉降的暴露艙，控制艙中的溫度、溼度和暴露時間，對微生物進行活性分析。本研究使用酵母菌(*Saccharomyces cerevisiae*)作為主要分析的微生物，以 Marple Cascade Impactor 多階衝擊器、gelatin filter 和 SKC Biosampler 液體衝擊瓶採樣，並以亞甲基藍染色法分析酵母菌的活性。

研究中的壓電噴墨裝置可以順利噴出懸浮溶液，在懸浮溶液濃度等於 4.6×10^6 顆/ml 下，噴出的液滴有 74% 未包含懸浮固體顆粒，在含有懸浮固體顆粒的 26% 液滴中，有 86% 只包含單一顆粒，其餘為包含兩顆以上。

酵母菌暴露在高濕度(RH=86%)和低濕度(RH=20%)的空氣環境下，存活率沒有顯著的差異。隨著沉降時間延長至 39 分鐘，存活率也沒有顯著的下降，此結果說明酵母菌微粒飄浮於空氣中時，短時間內幾乎不受空氣中濕度高低影響。酵母菌的存活率在不同採樣方法下呈現很大差異，以濾紙過濾或衝擊方式採樣得到的存活率(15%, 10%)比液體衝擊瓶採樣(65%)低很多，顯示生物氣膠採樣方法對微生物的造成的影響更為劇烈。

關鍵字： 壓電噴墨、氣膠微粒產生器、生物氣膠

Abstract

The survival characteristics of bioaerosols needed to be considered because they influenced the effectiveness of infection. The survivability of bioaerosols was found to depend on a number of interacting factors, and was not easy to predict. Although there have been many publications on the effect of environmental factors on the survivability of airborne infectious organisms, the results were difficult to compare. Therefore, this work aimed to establish a robust approach to characterizing the survivability of bioaerosols.

In the present study, an inkjet system was employed to generate monodisperse aerosols. Potassium sodium tartrate solution and suspensions of polystyrene latex and yeast were used as test agent. An appropriate driving signal, i.e., a square wave with voltage 14 -18 V and pulse width 14 - 20 μ s under frequency 3000 Hz, was used to squeeze the suspension out of a 50- μ m nozzle. A high resolution camera was used to monitor and assure that the droplets were uniform in size. Dispersion air was required to reduce droplet coagulation, especially under high generation frequency. The droplets were introduced into a 3-m vertical chamber (diameter 20 cm) to investigate the effect of relative humidity and airborne time on yeast survivability. An aerodynamic particle sizer was used to monitor the size distribution and number concentration of aerosol particles coming out the inkjet generator. A Marple cascade impactor, a SKC bio-sampler, and gelatin filters were used to sample the challenging yeast particles.

The results showed that using inkjet printing method to generate bioaerosols was feasible. The generated droplets were ideally 50 μ m with a GSD of 1.06. The optimal concentration of suspension to form droplets was about 4.6×10^6 #/ml. The fractions of droplets with particle to total droplets, and droplets with one particle to all droplets with particles were about 0.26 and 0.86, respectively. Viability test results showed no significant difference between low humidity (20%) and high humidity (86%). Airborne time up to 39 min under the dried condition of RH 20% did not affect the yeast viability, showing that yeast is resistant to low humidity environmental. However, the viability data from different sampling methods were significantly different: impactor 10%, gelatin filter 15%, and impinger 65%. Accordingly, the bioaerosol sampling methods were more influential on the viability of microorganisms.

Keywords: piezoelectric inkjet, aerosol generator, bioaerosol.

目錄



誌謝	i
摘要	ii
Abstract.....	iii
目錄	iv
表目錄	vi
圖目錄	vii
第 1 章、研究背景與目的	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究目的	2
第 2 章、文獻回顧	3
2.1 感染性生物氣膠	3
2.2 環境因子對生物氣膠的影響	3
2.3 實驗室生物氣膠的產生	4
2.4 噴墨系統發展	6
2.5 影響壓電噴墨的參數	7
第 3 章、實驗材料及方法	9
3.1 噴墨系統建置	9
3.1.1 噴頭訊號驅動	9
3.1.2 墨滴影像觀測	9
3.1.3 輸送壓力控制	10
3.1.4 採樣系統與控制參數	10
3.2 噴墨液滴分析	11
3.2.1 測試溶液	11
3.2.2 粒徑分析	11
3.3 菌液製備及產生	12

3.3.1 懸浮液配製	12
3.3.2 染色活性分析	13
3.3.3 生物氣膠產生	13
3.4 微生物沉降實驗	14
3.4.1 沉降腔	14
3.4.2 飛行時間和距離	14
3.4.3 微粒採樣	15
第 4 章、結果與討論	16
4.1 噴墨系統操作條件	16
4.1.1 壓電噴墨頭工作範圍	16
4.1.2 分散氣流設計	17
4.1.3 溶液濃度的影響	17
4.1.4 懸浮液濃度的影響	18
4.1.5 液滴組成分析	18
4.2 酵母菌活性實驗	20
4.2.1 染色濃度	20
4.2.2 氣膠產生器的影響	20
4.2.3 溫、溼度及飛行時間的影響	20
4.2.4 採樣方式的影響	21
第 5 章、結論與建議	22
參考文獻	23
附錄	53

表目錄

表 1.	氣膠產生器比較.....	26
表 2.	實驗參數表.....	27



圖目錄

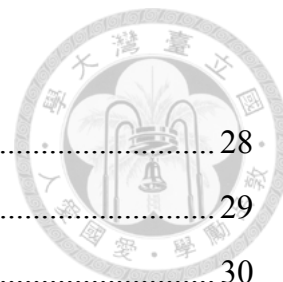


圖 1.	噴墨技術 (Le, 1998).....	28
圖 2.	電壓波形.....	29
圖 3.	噴墨系統.....	30
圖 4.	壓電噴墨頭構造.....	31
圖 5.	驅動訊號波形.....	32
圖 6.	採樣艙.....	33
圖 7.	粒徑分析方法.....	33
圖 8.	液體衝擊瓶採樣系統.....	34
圖 9.	噴墨頭工作範圍.....	35
圖 10.	三種工作條件下之 GSD、CMD	36
圖 11.	微粒產生頻率與採樣濃度的比較.....	37
圖 12.	分散空氣氣罩設計.....	38
圖 13.	分散空氣流量對微粒採樣濃度影響.....	39
圖 14.	噴墨系統濃度穩定測試.....	40
圖 15.	三種濃度 PST 溶液生產之粒徑分布	41
圖 16.	PSL 懸浮液濃度對粒徑分布影響.....	42
圖 17.	過濾掉 PSL 微粒之粒徑分布	43
圖 18.	7.1×10^6 濃度下包含 PMMA 顆粒之組成分析	44
圖 19.	7.1×10^7 濃度下包含 PMMA 顆粒之組成分析	45
圖 20.	包含固體顆粒之液滴比例.....	46
圖 21.	單顆粒液滴佔包含顆粒之液滴比例.....	47
圖 22.	包含單一顆粒之液滴比例.....	48
圖 23.	Methylene blue 染色濃度對存活率影響.....	49
圖 24.	霧化方式對酵母菌存活率影響.....	50
圖 25.	酵母菌粒徑分布.....	51
圖 26.	沉降距離對存活率的影響.....	52

第1章 研究背景與目的



1.1 研究背景

隨著時代進展和社會變遷，現代人的生活型態和過去已發生改變，人們大部分的時間都生活在建築物中，加上室內人群接觸頻繁，所以室內空氣品質(Indoor air quality, IAQ)對於民眾的健康影響有極大的關聯，國內目前已針對室內生物氣膠濃度進行規範，細菌上限標準為 1500CFU/m³，真菌則為 1000CFU/m³。為保持室內環境舒適，現代大型建築多採用空調循環系統取代自然通風來調節溫度，在空調系統未進行換氣的時候，通風管道內的污染物會逐漸累積，甚至散布至整棟建築物空間，這些空氣污染物包含了生物氣膠。

生物氣膠泛指懸浮於空氣中的生命體，如細菌、病毒、真菌、藻類、立克次體、寄生蟲等，或是經由生命體釋放衍生而來的物質，包含孢子、花粉、毒素、以及微生物的碎片和代謝物等。這些生物氣膠可透過感染(Infection)、過敏(Allergy)、中毒(Toxicity)三大方式對人體造成不良的健康效應，它不只是室內空氣污染物來源之一，也是病態大樓症候群的成因之一。空調系統中進氣口、濾網等髒汙處和箱體冷凝水、冷卻水塔潮溼處容易滋生微生物，除此之外，人類藉由呼吸、講話、咳嗽、打噴嚏的動作同樣會產生生物氣膠，這些具感染性的微生物人體有機會經由空氣傳播至人體而導致疾病發生(Macher *et al.*, 1999)。

有鑑於微生物在沉降至地面前，人類可能從呼吸暴露到空氣中的生物微粒，所以微生物飄浮在空氣中的濃度和存活等特性顯得十分重要，若能模擬出微生物飄浮於空氣中的實際狀態，將可對其各種表現做出更進一步之探討。

傳統霧化器在生成生物氣膠時，會有液滴破碎給予的應力過大，造成微生物死亡的缺點，例如卡里森霧化器(Collison Three-jet Nebulizer, BGI

Inc.)在霧化過程中，懸浮溶液會不斷撞擊內壁瓶身造成細胞的損傷；或者高速空氣吹碎液體時的剪力使細胞受到傷害(Griffiths *et al.* 1996)。此外所產生之霧粒為多粒徑分布，小液滴未必包含微生物，大液滴又可能包成簇的生物團塊，使成型之顆粒彼此之間變異相當大，造成干擾。加上霧化器需要一定程度的氣流帶動，藉由氣流攜出霧滴，本研究模擬微生物漂浮於空氣中，需盡可能減少氣流流量以延長微生物在艙中的沉降時間。噴墨技術目前廣泛運用在各種領域，其中 DOD 式(Drop on Demand)噴墨技術可以控制墨滴的產生速率，而且生成液滴的粒徑大小也非常一致，約略等於噴孔的大小，可視為符合本實驗沉降艙需求之氣膠產生器。

1.2 研究目的

本研究將先建置一壓電噴墨系統，研究各種產生參數(電壓、作用時間、頻率)和生成微粒之間的關係，之後運用噴墨技術產生生物氣膠，並建立模擬沉降腔，比較噴墨霧化系統各種不同產生條件的差異，最後再實際應用在生物氣膠的產生和微生物沉降的存活率分析，評估溼度和懸浮時間等條件對測試菌種的活性影響。

第2章 文獻回顧



2.1 感染性生物氣膠

生物氣膠經由呼吸途徑進入人體，可能引起氣喘、咳嗽、過敏性鼻炎、喉嚨發癢、氣管發炎等不良症狀。尤其是具有感染性的氣膠微粒被吸入人體，將會傳播各種疾病，如退伍軍人症、肺結核乃至於近年來的禽流感、SARS、新型流感等疾病皆是透過空氣傳播。人體接觸致病微生物導致發病與否和暴露的病菌量和病菌毒性息息相關，因此微生物的存活非常重要，只有足夠存活數量的微生物才能對人體造成感染(Douwes *et al.*, 2003, 2008)。

經由呼吸途徑感染人體的生物氣膠，大多數是從人體咳嗽、打噴嚏、講話時產生，每一次咳嗽約產生 3000 顆飛沫核，打噴嚏則產生約 40000 顆飛沫核。蒸散水分後之飛沫核粒徑落在 $0.5\mu\text{m}\sim 12\mu\text{m}$ ，範圍幾乎屬於可呼吸性微粒($<10\mu\text{m}$)。而乾燥飛沫核最終大小取決於一開始飛沫中固體含量的多寡，自人體產生的病毒顆粒，也就會受到唾液或黏膜物質包覆保護。感染性生物微粒能以三種型態存在(1)單顆細菌、真菌、病毒或孢子顆粒。(2)數顆細胞聚集成成的微粒。(3)由非生物性之微粒攜帶感染性的生物細胞。一般而言，這些感染性生物氣膠的粒徑範圍為 $0.3\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ (Cole and Cook, 1998)。

2.2 環境因子對生物氣膠的影響

感染性微粒能在傳播過程中保持存活，是人類發生疾病與否的關鍵因素，所以過去五十年來，已有不少文獻針對溫度、溼度、日照、空氣污染物等環境因子和微生物之間的存活特性進行研究。以病毒為例，DNA 病毒較 RNA 病毒能抵抗高溫，但在超過 60°C 下暴露一小時就會失去活性。含有脂質套膜的病毒如流感病毒和冠狀病毒，喜愛相對溼度低的環境 ($\text{RH}=20\sim 30\%$)，反之沒有脂質套膜的病毒在高溼度下 ($\text{RH}=70\sim 90\%$) 能存活

較久。但 Shaman 和 Kohn (2009) 的研究認為，絕對溼度比相對溼度和病毒存活率有更高的相關性。

細菌的懸浮微粒，其存活率通常隨著氣溫超過 24°C 而呈現下降趨勢，在環境溼度 RH=50~70% 下的死亡率也比高溼度 RH=70~90% 下還要高 (Tang, 2009)。Thomson 等人也指出懸浮在空氣中的細菌存活率與暴露時間有關係，研究菌株 *Pasteurella multocida* 在 RH=79% 下，5 分鐘和 45 分鐘的存活率分別自 69% 降到 2% (Thomson *et al.*, 1992)。Cox (1989) 把生物氣膠分為乾傳播 (Dry-disseminated) 和溼傳播 (Wet-disseminated) 兩種；乾微粒由乾燥的沙塵或粉末形成，在移動過程中會吸收空氣中的水分，反之由懸浮液體形成的溼微粒，則會逐漸蒸散水分。

除了溫、溼度外，日照中的紫外線也是影響微生物存活的因子，微粒上包覆的水層被認為能抵禦紫外線，因此在高溼度環境下能有較好的存活率 (Walker and Ko, 2007)。而真菌一般而言比病毒和細菌更能承受溫、溼度的變化以及紫外線，且喜愛高溫、高溼的環境，在高溫、溼度的環境條件通常能採樣到高濃度的真菌孢子 (Tang, 2009)。

雖然有不少文獻研究生物氣膠存活率和環境因子的關係，然而每篇研究由於不同的實驗方法，不同的懸浮液配製、霧化方式、採樣方式、活性分析，彼此之間的資料難以標準化，也難以進行比較。除此之外，單顆懸浮微生物和成團懸浮微生物之間的存活差異，以及包覆在微生物外表物質厚度、成分的影響，應該做更進一步的探討。

2.3 實驗室生物氣膠的產生

為了研究生物氣膠的存活特性，實驗室常將微生物氣膠化至空氣中以模擬真實情況，如前一章節所述，咳嗽、打噴嚏等行為產生的是液體狀的液滴微粒，加上多數病菌是以鏈形或簇形的方式生長，所以多呈現聚集型態的顆粒懸浮於空氣中 (Reponen *et al.*, 1997)。若要呈現實際情況，除了要

以液體方式產生氣膠外，也要盡可能保持微生物多顆的聚集型態。

Griffiths 等人 (1996, 1999, 2001) 使用同心圓細管型式的霧化器，比較微生物霧化前後的可培養性，發現 *Escherichia coli* 的可培養性從原來的 30% 左右下降到接近 0%，*Saccharomyces cerevisiae* 則從 70% 下降到 10% 左右，至於 *Pseudomonas fluorescens* 和噬菌體 MS2 也同樣被降低了培養性，只有 *Penicillium expansum* 的孢子幾乎不受影響。研究結果顯示霧化過程中的高速氣流會對微生物細胞造成傷害，另外真菌孢子比真菌、細菌、病毒較不易在霧化過程中受到損害。由以上結果可知道除了環境因子之外，生物氣膠的霧化機制會是影響微生物存活率的關鍵要素之一。

相較於 Griffiths 等人的成果，其它研究 (Heidelberg *et al.*, 1997; Agranovski *et al.*, 2003; Clark *et al.*, 2011; Hasegawa *et al.*, 2011) 使用卡里森霧化器進行相關存活特性的評估。懸浮菌液因霧化過程中受到壓力推送從小孔中噴射出來，並撞擊瓶壁而可能造成產生損傷，所以四篇文獻中測試的九種細菌在霧化後的活性皆有不同程度的下降。此外隨著霧化時間越長，造成細菌損害死亡的比例也越高。

為了避免高壓氣流吹送以及撞擊瓶壁時的損傷，一些研究使用液體氣泡破裂 (Bubble bursting) 的方式來產生生物氣膠 (Ulevicius *et al.*, 1997; Mainelis *et al.*, 2005; Rule *et al.*, 2009; Simon and Duquenne, 2013)，此種方法減輕了對微生物的傷害，氣膠化後的存活表現也比卡里森霧化器和噴射氣流方式來的好。然而上述三者都是倚靠氣流吹送產生，要生成高濃度的生物氣膠時需加大輸送的氣體流量，再者這些方法產生的懸浮液滴並非單一粒徑分布，難以釐清微生物外層物質包覆厚度的影響。為解決這些問題，需要有套可以產生單一粒徑分布、無額外氣流影響且不會造成微生物死亡的氣膠產生器 (表 1)。

2.4 噴墨系統發展

自 1878 年 Lord Rayleigh 提出將水柱變為水滴(Droplet)的概念，和 1951 年 Simens 公司發表了第一台商業用途的印表機，噴墨技術日漸普及，今日已應用在有機薄膜電晶體製程、太陽能電池、感測器的製造，以及生醫工程等方面 (Calvert, 2001; Singh *et al.*, 2010)。噴墨技術如圖 1 可分為兩大類，連續型(Continuous)和供需型(Drop on demand)；連續型之墨滴通過噴孔(Orifice)不斷地噴出，墨滴在出口處經高壓電場帶電後，再由偏壓板控制墨滴飛行的方向朝印刷物飛去。由於墨滴是連續不斷的產生，必須有墨水回收裝置回收墨水，此外連續式噴墨解析度較低，所以多用於大型海報列印。

供需型噴墨為現今主流的噴墨技術，可歸類為四種：(1)熱泡式(Thermal)、(2)壓電式(Piezoelectric)、(3)靜電式(Electrostatic)和(4)聲波式(Acoustic)；市場上又以熱泡式和壓電式為大宗。熱泡式乃利用電子訊號使加熱元件(Heater)瞬間產生高溫將墨水氣化成氣泡，產生之氣泡推擠墨水向噴嘴射出，氣泡冷卻變回液態時，墨水瞬間回填的力量將噴孔的液滴拉斷。

壓電式噴墨的致動原理是利用電壓驅動壓電元件，使之產生變形擠壓噴嘴腔中的液體，當作用於腔中液體壓力克服自身的表面張力時，墨滴自噴孔射出，噴墨腔空間回復時，墨滴拉斷分離。而根據不同的變形型態，壓電噴墨技術又可再細分為四類：(1)擠壓型(Squeeze mode)、(2)彎曲型(Bend mode)、(3)推送型(Push mode)、(4)剪型(Shear mode)。壓電式噴墨和熱泡式噴墨相較之下沒有經過 heater 的加熱，所以墨料不會產生化學變化，可以使用的材料也更為廣泛，但是壓電式噴墨系統的建置成本較高，噴孔也較容易阻塞住(Le, 1998)。

2.5 影響壓電噴墨的參數

當一脈衝電壓作用於壓電材料時，壓電材料會擠壓毛細管，毛細管的收縮和膨脹使管內液體產生正、負壓力波，壓力波隨著時間在管中進行傳遞和反射，在經過特定週期後，會有一股能量較大的正壓力波剛好傳遞到開口噴嘴端，如果壓力夠大的話，此時液體就會突破表面張力而噴出細柱，之後到達的負壓力波會產生拉回之力將細柱拉斷，細柱斷裂過程中即碎裂成小液滴。若沒有其他的脈衝電壓加入，則壓力波會在管腔內來回傳遞，直至能量衰減消失為止(Tsai and Hwang, 2008; Verkouteren, 2011; Liu *et al.*, 2012)。

壓力波的大小和波形受到脈衝電壓訊號的調控，直接影響了細柱噴出的體積、液滴的飛行速度、以及衛星液滴的形成。由於液體的黏性會消耗壓力波傳遞時的能量，所以黏滯係數越大的液體需要較大的壓力波才能擠出液體。當液體被擠出時，由於液體前後的速度不同，所以擠出的液體會愈拉愈長，最終斷裂。液柱斷裂前端較大顆的為主液滴，而後端則形成較小顆的衛星液滴(Satellite droplets)。衛星液滴的產生除了受到速度的影響之外也受到表面張力的影響，表面張力大的液體因受到較大之引力拉扯，後端液滴被拉回，不易生成衛星液滴，只有前端產生一顆完整的主液滴，表面張力小則容易碎裂成衛星液滴(Jo *et al.*, 2009; Kwon, 2010)。

施以單一脈衝電壓的情況下，越大的電壓有較高的液滴飛行初速，液體被擠出體積也較多，而每次脈衝電壓運作的時間長短會影響液滴的形成，太短的脈寬時間不利液滴的噴出，太長的脈寬會產生衛星液滴。另外由於壓力波未消耗完的能量，可能造成每次的脈衝前後彼此干擾，因此穩定產生頻率有一定限制，其操作上限與噴頭的制動方式、噴孔形式、波形相關(Wu *et al.*, 2004; Wijshoff, 2006; Chen *et al.*, 2007)。

為了減少衛星液滴的產生並穩定液滴的體積，有研究採用不同波形的電壓來驅動壓電噴墨頭(Liou *et al.*, 2010; Shin *et al.*, 2011; Liu *et al.*, 2013)，主要有如圖 2 所示(1)Single pulse(2)Double pulse (3)Bipolar waveform (4)W-shape waveform 幾種波形。上述除了 single pulse 以外的其他波形，在合適電壓值及時間寬度的參數調整下，能夠有效消除管內殘餘的壓力波，減少衛星液滴的產生。其中 bipolar 波形的電壓，可以使用更小的電壓峰值就把高黏滯度的液體噴出，液滴的型態也相當穩定，因此本研究將會採用 bipolar 波形做為輸出的電壓波形。

Dougherty 等人(2007)使用噴孔大小 30 μm 的自製壓電噴墨系統進行懸浮溶液的噴出試驗。以粒徑 1 μm 的 PSL(Polystyrene latex)微粒為挑戰懸浮溶液時，發現當溶液的 PSL 微粒濃度越低時，越多比例噴出的是單顆型態的 PSL 微粒；反之濃度越高，則呈現多顆 PSL 微粒聚集成團的現象。實驗在 *Bacillus globigii* 孢子懸浮液上也發現類似結果，溶液濃度為 6.5×10^9 顆/ml 情況下，可觀察到 *Bacillus globigii* 的孢子以成團方式被噴出。

第3章 實驗材料及方法



3.1 噴墨系統建置

用來產生微粒的噴墨系統主要可分為噴墨頭、液體輸送、墨滴影像觀測、和噴頭訊號驅動幾個單元(圖 3)。本研究使用器材為噴嘴 50 μm 大小之擠壓型 (Squeeze mode) 壓電噴墨頭 (MJ-AT-50, MicroFab Inc., Plano, Texas)(圖 4), 適用此噴頭之溶液的黏滯度須小於 20cP, 表面張力介於 20~70 dyne/cm。噴墨系統啟用時先將液體輸送至噴墨頭, 並控制液體壓力使得液面剛好位於噴孔出口, 過大的正壓會讓溶液不停地自噴孔流出, 負壓太大又會使噴墨管中的溶液吸回儲存槽。待液面穩定後輸入特定脈衝之電壓訊號, 配合 CCD 鏡頭觀察液滴產生的情況。

3.1.1 噴頭訊號驅動

訊號控制程式修改自臺大工科海洋所光機電系統實驗室以 LabVIEW 所撰寫的程式, 再輔以訊號擷取卡 (Data acquisition card) 從電腦輸出類比脈衝信號, 然而 DAQ 卡輸出之最大峰壓值之為 $\pm 10\text{V}$, 尚不足以驅動壓電噴頭使用, 所以需要加裝功率放大器將訊號放大 10 倍至 $\pm 100\text{V}$ 。研究中所用到的 DAQ 卡 (NI PCI-6251, National Instruments Corporation, Austin, Texas) 有二通道類比輸出, 最高採樣率 1.25 MS/s; 而功率放大器 (HA-400, PINTEK Co., Ltd., New Taipei City, Taiwan) 的最大輸出電壓範圍 $\pm 200\text{V}$, 功率 80mA, 頻寬 600kHz。

3.1.2 墨滴影像觀測

噴頭啟動時使用 CCD 鏡頭觀察液滴產生情況, 同時可觀測噴嘴有無阻塞情況發生, 研究中使用的 CCD 鏡頭 (SuperIris-360-CA, New Image Co., Ltd., Taipei City, Taiwan) 之解析度和畫面更新率分別為 1280x960 pixels、30fps。由於觀測系統需要拍攝瞬間高速噴出的液滴, 而 CCD 的取

樣時間不足以短到捕捉清晰的液滴成像，因此還要利用閃頻 LED 搭配液滴的產生速率進行閃爍來模仿連續曝光，以極短時間之相對亮度曝光來代替高速快門的行為。LED 燈的閃爍信號同樣由 3.1.1 節的程式所控制，藉由調整不同延遲的閃爍時間，可觀察到液滴在不同時間點的產生情形。

3.1.3 輸送壓力控制

供應至噴墨頭的液體需根據其特性調整輸送的背壓，液體一般而言會受重力影響，自噴孔不斷流出，所以要施以一定程度的負壓，使液面維持在噴孔出口處，而黏滯度大的液體在噴墨管道中流動不易，則用較小負壓即可。不同的液體因密度和黏滯度的關係，有其合適的壓力值範圍，過大的負壓會將液體倒抽回去。實驗系統中的正壓、負壓條件各以高壓空氣管線和真空幫浦獨立供應，並以三向閥連結液體儲存槽，三向閥能夠切換液體供應系統的正負壓狀態，且附有調節閥控制輸送的壓力大小。本研究選用稀薄水溶液為主要測試液體，因此固定同樣的壓力範圍。

3.1.4 採樣系統與控制參數

圖 5 為本研究訊號控制程式所輸出的電壓訊號波形， V 值表示供應噴墨頭的電壓峰值， t_{rise} 和 t_{fall} 分別代表電壓訊號爬升和下降的時間，而 t_{dwell} 代表維持此電壓值的時間。本研究的 t_{rise} 和 t_{fall} 時間皆小於 100ns，所以 t_{dwell} 時間即可代表訊號的脈波寬度(pulse width)，另外每秒產生的脈衝訊號數以產生頻率(frequency)表示。歸納本實驗參數和代號分別為： V (voltage)電壓值大小、 P_w (pulse width)脈波寬度、 F (frequency)產生頻率。微粒採樣系統如圖 6 所示，液滴成形後受一開始噴出的初速和重力在管腔中下降，為避免發生電荷不均勻的情況，微粒會經過 Am-241 電性中和成波茲曼分布。微粒和稀釋空氣混合時，微粒中的水分會蒸發減少，最終只剩溶質的部分，再由氣動粒徑分析儀(APS, Aerodynamic Particle Sizer, TSI Inc. St. Paul, MN)採集分析蒸乾的微粒。



3.2 噴墨液滴分析

3.2.1 測試溶液

研究使用 PST (Potassium sodium tartrate) 鹽類溶液來了解噴墨系統產生液滴的大小。PST 是分子量 282.1、密度 1.79g/cm^3 的可溶性鹽類，常溫下溶解度為 0.63 g/ml ，對於 PST 溶液噴出之液滴大小和乾燥微粒大小之間的關係可以利用下列式子進行換算(Hinds, 1999)：

$$d_p = d_d(F_v)^{1/3} \quad (3.1)$$

d_p ：乾燥後微粒粒徑。

d_d ：噴出之液滴粒徑。

F_v ：溶質體積分率。

其中 F_v 可再細分為：
$$F_v = C + I \quad (3.2)$$

C ：調配鹽類的體積分率。

I ：其他可溶雜質的體積分率。

懸浮溶液部分則用不可溶的 PSL (Polystyrene latex) 顆粒和壓克力 (PMMA) 顆粒來模擬微生物。PSL 顆粒為粒徑 $3\mu\text{m}$ 的標準品(4203A, Duke Scientific, Palo Alto, California)，標準懸浮原液中除了 1% 左右的 PSL 顆粒外，還溶有濃度 $<0.5\%$ 的介面活性劑跟防腐劑； $3\mu\text{m}$ 的 PMMA 顆粒(MX-300, Soken Chemical Co., Ltd., Tokyo, Japan.) 則單純只用去離子水配製。懸浮溶液在使用前皆以水浴超音波震盪 2 分鐘來消除沉澱，確保固體顆粒平均分散在液體中，再用細胞計數盤(Hemocytometer)來計數數目濃度，最後用微量吸管以連續稀釋的方式配出各種不同濃度的懸浮液，研究中相關的操作參數詳列於表 2。

3.2.2 粒徑分析

懸浮液體產生的液滴，可能是沒有包含固體顆粒的液滴(Empties)，也

可能是包含了一顆(Singlets)、兩顆(Doublets)、三顆(Triplets)，或者更多的固體顆粒。為了釐清各類型態液滴所佔的比例，研究會先運用下列公式 3.3 將 Singlets、Doublets 等多種形態微粒的粒徑分布曲線算出，再與實際測量到的粒徑分布進行曲線配適，接著調整各種微粒的組成比例，疊合出最符合實驗值的曲線(圖 7)。氣懸微粒的粒徑分布是對數常態分佈，通常可用幾何平均粒徑 d_g 和幾何標準差 σ_g 兩個參數來表示。

$$df = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \ln \sigma_g} \exp\left(\frac{-(\ln d_p - \ln d_g)^2}{2(\ln \sigma_g)^2}\right) d \ln d_p \quad (3.3)$$

又由於在對數常態分佈下，幾何平均粒徑 d_g 等於其中位粒徑 CMD，所以也可改寫成下式：

$$df = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \ln \sigma_g} \exp\left(\frac{-(\ln d_p - \ln CMD)^2}{2(\ln \sigma_g)^2}\right) d \ln d_p \quad (3.4)$$

3.3 菌液製備及產生

研究選擇酵母菌(*Saccharomyces cerevisiae*)做為測試菌種，考量到其生長快速、培養容易、實驗所需設備要求不高，且細胞大顆易於顯微鏡下觀察，加上本實驗系統位於一般物理實驗室內，所以使用低生物風險且非人類致病菌的酵母菌進行實驗。

3.3.1 懸浮液配製

取下 YPD(Yeast Extract Peptone Dextrose)固態培養基上的 *S. cerevisiae* BY4741 菌落，接種菌落至 10ml 的 YPD 營養液，營養液成分含 1%yeast extract、2%peptone 和 2%dextrose。營養液於 30°C 下培養 18~24 小時使其達生長穩定期後放入 4°C 冰箱保存。

每次實驗前都先將培養好的營養液在 1400RCF 下離心 10 分鐘，去除離心過後之上層營養液再加入滅菌水，重複上面步驟清洗酵母菌兩次，使營養液完全清除乾淨，洗淨之浮液搖晃均勻後以細胞計數盤算出酵母菌濃

度，再分別稀釋至需要的使用濃度。

3.3.2 染色活性分析

酵母菌的活性分析參考 Sami (1994)的研究，採用亞甲基藍染劑染色法。懸浮液和氣膠化後的酵母菌懸微粒，皆以亞甲基藍(Methylene blue)染色，並搭配血球計數器於顯微鏡下觀察計算。因酵母菌死亡細胞無法代謝掉進入細胞內的亞甲基藍染料而被染色，故視野下呈現藍紫色，正常酵母菌則不被染色呈現透明。研究中將會評估亞甲基藍染劑濃度及染色時間對活性分析的影響，進而選出最適合的染色濃度和時間，減少酵母菌存活率受染色分析方法的影響。

酵母菌存活率：

$$S = 1 - \frac{\text{Number of blue cell}}{\text{Total cell}} \quad (3.5)$$

3.3.3 生物氣膠產生

本實驗在於比較各種霧化器產生氣膠時對酵母菌造成的影響，使用懸浮菌液的濃度為 4.6×10^6 顆/ml，評估的霧化器有氣動霧化器(Pneumatic atomizer)、超音波霧化器、卡里森霧化器以及噴墨霧化器。霧化後的液滴隨即噴灑於玻片上，接著加入亞甲基藍染色做活性分析，和霧化前懸浮菌液的存活率進行比較。

霧化前後的相對存活率等於：

$$S_{\text{nebulization}} = \frac{S_{\text{slide}}}{S_{\text{suspension}}} \quad (3.6)$$

$S_{\text{suspension}}$ ：懸浮液中酵母菌存活率。

S_{slide} ：玻片上酵母菌存活率。



3.4 微生物沉降實驗

3.4.1 沉降腔

沉降腔同圖 6，是一內徑 20 公分，高度 300 公分的直立壓克力圓管，頂部裝設噴墨頭，並以蓋子封閉上端；沉降腔出口末端開放，且裝有 HEPA 防止外界空氣干擾。管內通有定量、調理溫、濕度的乾淨空氣以維持正壓，而管內風速可由流量除以管腔截面積求得，本研究之總流量有 6L/min 和 2L/min 兩種條件，管內風速分別為 0.32 和 0.11cm/s。

生物氣膠自噴墨頭直接進入沉降腔中，含有微生物的液滴會在測試腔中迅速蒸乾，微粒會依照本身重力沉降速度加管內固有風速帶引，於特定時間沉降至特定的高度，沉降腔會在距離頂部 30、100、200、300 公分處開口分別進行採樣，評估不同採樣點微生物的存活率。

3.4.2 飛行時間和距離

根據微粒終端沈降速度公式(Hinds, 1999)，能推算出特定大小微粒到達 30、100、200、300 公分處各採樣口的時間，此公式詳細如下：

$$V_{ts} = \frac{\rho_p d_p^2 g C_c}{18\eta} \quad (3.7)$$

ρ_p ：微粒密度。

g ：重力加速度。

η ：氣體黏滯係數。

d_p ：微粒粒徑。

C_c ：修正因數 (Cunningham correction factor)。

以粒徑 3 μm 大小、密度 1g/cm³ 微粒為例，重力沉降速度為 0.027cm/s，而沉降腔 2L/min 流量下之風速是 0.11cm/s，因此最終腔內沉降速度是 0.137cm/s，到達個採樣口的時間分別為 3.6、12.2、24.3、36.5 分鐘。

3.4.3 微粒採樣

實驗中的酵母菌微粒使用 Marple Cascade Impactor 多階衝擊器、gelatin filter 明膠濾紙以及 SKC Biosampler 液體衝擊瓶進行收集，採樣流量分別為 2、2、12.5 L/min，為使酵母菌達到各方法便於觀察的濃度，採集時間長度則分別為 3、6、15 分鐘。

Marple Cascade Impactor 採樣器裡面裝填透明的 mylar film 濾片，被捕集到濾片上的酵母菌微粒便可直接經由顯微鏡觀察計數，搭配亞甲基藍染色法進行活性分析。Gelatin filter 裝填在 25mm 大小的濾紙匣裡抽氣採樣，採集完畢之濾紙溶入 1ml 的無菌水，溶化之萃取液再以 vortex 震盪器震盪 30 秒，確保濾紙完整溶解，最後計數萃取液中存活的菌數。

Biosampler 以高速氣流衝擊液體的方式收集微粒，但採樣器標準的採樣流率 12.5 L/min 大於沉降腔中 2L/min 的空氣流量，因此採取如圖 8 所示的方式，幫浦氣流循環補充的採樣法，透過針閥調整排出 2L/min 氣流，剩下 10.5 L/min 的氣流再循環回來，使 Biosampler 依然以 12.5 L/min 的氣流進行衝擊採樣，但採樣管只從沉降腔裡抽取 2L/min。液體收集瓶中之收集液採樣完後於 1400RCF 下離心 10 分鐘，析掉上清液再加入 1ml 無菌水回溶，來大幅提高液體中的菌數濃度，方便亞甲基藍染色法於顯微鏡下觀察。沉降腔中酵母菌的相對存活率等於：

$$S_{chamber} = \frac{S_{filter}}{S_{nebulizer}} \text{ or } \frac{S_{extract}}{S_{nebulizer}} \quad (3.8)$$

$S_{nebulizer}$ ：霧化後酵母菌的相對存活率。

S_{filter} ：濾紙上酵母菌存活率。

$S_{extract}$ ：萃取液酵母菌存活率。

第4章 結果與討論



4.1 噴墨系統操作條件

4.1.1 壓電噴墨頭工作範圍

根據文獻回顧，能順利噴出液滴的訊號參數和液體本身的表面張力以及黏滯度有關，因本研究中皆以水來調配稀薄溶液，上述表面張力和黏滯度兩參數和水(70dyn/cm, 1cP)不會相差太大，所以先使用去離子水找出適當的工作參數。透過影像觀測系統的觀察，發現背後輸送壓力控制在-1.8kPa 以下時，液體能夠抵抗重力維持液面在噴孔處，不會持續流出，然而一旦超過-3.4kPa 則又因負壓太大液體被吸回。因此適當的操作壓力值為-1.8kPa~-3.4kPa 之間。壓電噴墨頭在相同的脈波寬度下，過小的電壓值無法提供足夠能量將液滴噴出，而太大的電壓又會產生衛星液滴；反之在相同的驅動電壓條件，脈寬時間太短無法順利噴出液滴，太長則同樣生成多顆衛星液滴，歸納各種產生條件可以畫出如圖 9 所示的工作範圍。

由工作範圍得知不同驅動電壓下需搭配適當的脈波寬度，研究中選取驅動電壓和脈波寬度分別為：14V, 18 μ s、16V, 16 μ s、18V, 14 μ s 三組條件分析噴出液滴的粒徑，測試溶液為體積分率濃度 0.0216%的 PST 溶液。結果顯示(圖 10)微粒分布之 GSD 為 1.06，粒徑非常單一，此外三者中位粒徑皆在 3 μ m 左右，再根據式 3.1 的推算，得到噴出原始液滴大小為 50 μ m，約等於噴頭噴孔的大小。總結以上結果，之後的研究均將設定背壓在 -2.2kPa、電壓 14~18V、脈寬 14~18 μ s 的條件下生產，以維持實驗穩定。

依照噴墨頭的制動方式，每輸出一個電壓脈衝訊號會噴出一顆液滴，以 1000Hz 為例，代表每秒產生 1000 顆 50 μ m 大小的液滴，每分鐘消耗約 4 μ L 的液體。然而上述驅動條件在頻率超過 9000Hz 時，由於兩脈衝電壓施加時間過於靠近，壓力波相互干擾，會有液滴噴出不穩定的情況發生，所以本系統對於水的產生頻率上限為 9000Hz。

4.1.2 分散氣流設計

壓電噴墨頭於每次的脈波會成功噴出一顆液滴，但實驗發現在每秒 100 顆以上的高頻率產生條件下，由於噴孔處附近的微粒濃度瞬間提升，造成微粒彼此碰撞的機會增加而發生膠結現象，隨著產生頻率增加，採樣到的微粒數目濃度越來越偏離理論值(圖 11)。為了解決此問題，本研究在噴墨頭加設了分散氣流裝置(圖 12)，由氣罩小孔中的加速氣流將迅速液滴吹散，減少膠結現象的發生。圖 13 呈現了加裝分散氣流設計後，不同流量對採樣濃度的影響，在分散氣流 0L/min 的狀況下，由於沒有氣流將微粒攜走，所以採樣到的濃度最低。隨著分散氣流流量增高，微粒被吹得更散並減少膠結，濃度也接近理論值，但過大的氣流可能撞擊管壁反而增加微粒的損失，因此本實驗系統最適宜的分散氣流流量為 0.4L/min。

如圖 14 所示，噴墨系統在產生頻率 500、1000、3000、7000Hz 下皆能產生微粒，實驗總氣流 6L/min 條件下，分別接近理論濃度 5、10、30、70#/cm³，且持續穩定濃度的 2 個小時。在分散氣流的吹動下，微粒的膠結已有所改善，但 7000Hz 應濃度過高仍有些微顆粒發生膠結，而產生頻率 3000Hz 以下的條件，膠結現象不明顯，系統中的損失也少，最終還能採樣到理論數目 94%的微粒。

4.1.3 溶液濃度的影響

本節使用 0.0008%、0.0216%和 0.1%三種不同體積分率濃度的 PST 水溶液進行測試，在 4.1.1 節已求出噴頭噴出之液滴粒徑在 50 μ m 左右，因此運用式 3.1 算出本次乾燥微粒之 CMD 應分別為 1、3、5 μ m，可是從圖 15 的結果來看，0.0008%濃度的微粒大小為 1.12 μ m 比 1 μ m 還大。為求更精細的計算，重新帶入式 3.2 推算，再次得出配置水溶液的水裡原先就溶有 3.1ppm 的固體雜質，造成乾燥後的微粒粒徑稍大於預測值，噴墨系統產生液滴大小並不受稀薄溶液濃度影響，仍是 50 μ m。

4.1.4 懸浮液濃度的影響

不同濃度 PSL 懸浮液的粒徑分布結果如圖 16 所示，可以看到分布呈現兩個尖峰，粒徑較大的尖峰是 $3\mu\text{m}$ 的 PSL 顆粒，粒徑較小的尖峰則是懸浮液裡其他可溶性雜質形成的。隨著懸浮液的濃度增加，PSL 微粒顆粒濃度也增加，然而顆粒聚集程度同樣跟著變大，此外因懸浮液是採用連續稀釋的方法配置，所以雜質微粒亦會隨著濃度變大。為了確認粒徑較小的尖峰是由懸浮液裡其他可溶性雜質造成的，研究將測試液通過 $0.22\mu\text{m}$ 的針筒式過濾器(Millex-GV, Millipore, Billerica, MA)，過濾掉 $3\mu\text{m}$ 的 PSL 顆粒後重新噴出。新噴出的分布(圖 17)證實較小粒徑的尖峰確實是由溶液中的可溶性雜質產生的，依照產品說明書，這些雜質應該是濃度 $<0.5\%$ 的介面活性劑和防腐劑所組成，另外藉由式 3.1 算出他們在標準原液中的濃度是 0.23% ，符合產品說明書的數值。

4.1.5 液滴組成分析

由 4.1.4 節知道噴出的液滴會分成兩個部分，第一部分是沒有包含到微粒的空液滴(Empty droplets)，另一部分的液滴則會包含固體微粒，其中液滴未必只包覆到一顆微粒，隨著懸浮液濃度增加，單一液滴可能會包覆到 3、4 顆以上的微粒。依 3.2.2 節的方法，得出圖 18 的分析結果，以圖中濃度為 $7.1\times 10^6\text{\#/ml}$ 的 PMMA 懸浮液為例，所有包含到 PMMA 固體微粒的液滴中，約有 78.2% 包含一顆微粒、 19.6% 兩顆、 2.2% 三顆，超過 4 顆以上的比例 $<0.1\%$ ，增高至十倍濃度的 $7.1\times 10^7\text{\#/ml}$ 時，只含一顆的比例下降到 5.5% ，多數的液滴包含 3~5 顆的微粒(圖 19)。

研究最後把各種不同濃度的結果畫成三張(圖 20, 21, 22)。裡面的橫坐標代表平均每顆霧化液滴中所包含的固體微粒數，代號 \bar{x} ，其值大小與懸浮液濃度有關， \bar{x} 可經由下列式子轉換算出(Hinds, 1999)。

$$\bar{x} = F_v \left(\frac{d_d}{d_p} \right)^3 = C_N \times V_d \quad (4.1)$$



\bar{x} : Average number of particles per droplets

F_v : Volume fraction of solid particles

d_d : Droplet size

d_p : Particle size

C_N : Number concentration of particles in suspension

V_d : Volume of a droplet

另外圖中實線所代表的理論值為卜瓦松機率分佈 (Poisson distribution)，詳細算法如下：

$$P(n) = \frac{(\bar{x})^n}{n!} e^{(-\bar{x})} \quad (4.2)$$

$P(n)$ = Probability of n particles occurring in a droplets

實驗做出的液滴組成比例大致和理論值相符合，懸浮液的濃度越大 (\bar{x} 值越大)，產生空液滴的比例愈低，但只包含一顆微粒之液滴佔所有包覆微粒液滴的比例也會下降，因此需要在足夠數量的包覆微粒液滴以及高比例的單顆微粒液滴取得一個平衡點。本研究認為，懸浮溶液濃度等於 $4.6 \times 10^6 \#/\text{ml}$ 的情況下，是最適合的操作濃度，噴出的液滴約 26% 包含微粒，在此 26% 的液滴中又有 86% 只包含一顆微粒。若以 3000Hz 頻率產生，每秒鐘可噴出 3000 顆液滴，3000 顆裡面有 780 顆液滴包含微粒，671 顆是只包含一顆固體微粒的 singlets，在 2L/min 的稀釋氣體下，濃度分別為 $90 \#/\text{cm}^3$ 、 $23.4 \#/\text{cm}^3$ 和 $20.1 \#/\text{cm}^3$ 。



4.2 酵母菌活性實驗

4.2.1 染色濃度

實驗分別使用 0.01%、0.05%、0.1% 三種濃度的亞甲基藍染劑，對尚未霧化前的酵母菌懸浮菌液染色，並於第 3 分鐘、第 10 分鐘、和第 20 分鐘下在顯微鏡底下觀察染色情形。分析結果如圖 23，三種濃度的亞甲基藍在染色 3 分鐘時的存活率並沒有太大差異，都在 95% 左右。但隨著染色時間增加，高濃度亞甲基藍的存活率呈下降趨勢，於第 20 分鐘時，0.01% 的染劑濃度約只減少 2% 的存活率，但濃度 0.1% 的染劑存活率卻減少了 30% 左右。雖然染色分析簡單、快速，但為避免高濃度的亞甲基藍對分析結果造成過大影響，之後皆使用濃度 0.01% 的染劑進行染色。

4.2.2 氣膠產生器的影響

圖 24 顯示各種霧化器在不同運作時間下，產生酵母菌液滴的相對存活率，控制組為靜置在環境下的懸浮菌液。結果發現隨著時間增加，控制組的存活率並沒有顯著下降，仍維持在 100% 左右，而卡里森霧化器有緩慢下降的趨勢，30 分鐘左右的存活率已降至 96%，推測卡里森霧化器霧化過程中，因細胞不斷地撞擊內壁，造成一部分酵母菌的死亡，超音波霧化器則觀察到存活率明顯下降，可能是超音波霧化器使用時噴嘴產生的高溫將細胞燙死。只有噴墨產生器的相對存活率雖有些微下降，但 40 分鐘後仍能維持在 98% 左右，證實噴墨產生器幾乎不對酵母菌的存活造成影響。

4.2.3 溫、溼度及飛行時間的影響

研究中比較了高溼度(RH=86%)和低溼度(RH= 20%)兩種暴露空氣條件下，不同沉降距離對酵母菌存活率的影響，實驗所使用的酵母菌粒徑主要為 2.9 μm (圖 25)，可以算出到達各採樣口的預估飛行時間。實驗結果發現酵母菌不論在低溼度或高溼度的環境下，相對存活率並沒有明顯的差

異，三種採樣方法皆呈現同樣的結論(圖 26)。除此之外，隨著沉降時間從 4 分鐘延長到 39 分鐘，酵母菌的相對存活率雖然呈些微下降之趨勢，但同樣沒有顯著的差異，此結果也說明短時間內飄浮於空氣中的酵母菌微粒，受環境中相對濕度高低的影響不明顯，由此推測即使酵母菌外圍的水分蒸發完，但其細胞壁和細胞膜的組成可以暫時保護細胞內的水分，不至於太快被蒸散而能保持活性。

4.2.4 採樣方式的影響

酵母菌微粒在第一個採樣點(30cm)的相對存活率，隨著採樣方法的不同，即分別大幅下降 30%至 80%不等的存活率(圖 26)。由於使用慣性衝擊方式收集微生物微粒時，可能會對微生物造成損傷(Stewart *et al.*, 1995)，因此首先推測 Marple 多階衝擊器採樣法存活率低(<10%)的原因，緣於高速氣流衝撞收集板時造成微生物損傷，依酵母菌的粒徑分布，通過狹縫衝擊該階收集板的風速為 240cm/s。然而使用明膠濾紙以較慢的表面風速(6.8cm/s)進行收集，雖然存活率(10~20%)相較衝擊採樣法變高了，但跟初始溶液值相比下仍然非常低，所以推論除了衝擊損傷外，尚有其他會減少酵母菌活性的因素。研究再次以液體衝擊瓶收集酵母菌微粒，此方法得到的相對存活率大幅提升到 60~70%；與衝擊法和過濾法相比，已收集在濾紙上的酵母菌微粒，因持續受到較高速度的氣流吹拂，加速了水分的蒸散，此外附著在固體上的酵母菌亦可能改變細胞的表面特性，反而液體介質收集的酵母菌能夠一直保持濕潤，但是通過液體衝擊瓶加速孔洞的氣流速度可達 160m/s，如此高速的氣流即使衝擊具有緩衝能力的液體介質，仍可能造成酵母菌的損傷，導致相對存活率降至 70%。至於微粒飛行 30cm 處的相對存活率略高於 100cm 之後的飛行距離，則有可能是酵母菌微粒外層的水分尚未完全蒸乾，多了一層緩衝空間，減輕酵母菌微粒受到的衝擊。

第5章 結論與建議

本研究的壓電噴墨系統能夠穩定噴出 GSD=1.06 的單粒徑分布液滴，在測試溶液為稀薄水溶液的情況下，最大產生頻率可達 7000Hz(每秒七千顆液滴)，但由於會發生 coagulation 的現象，需要 dispersion air 將之吹散，本系統以 0.4L/min 的 dispersion air 可達到最佳吹散效果以及最少管道沉積損失。

本系統也成功噴出 PSL、PMMA、酵母菌的懸浮液滴，產生後的乾燥微粒粒徑分布和懸浮液的濃度以及可溶性雜質濃度有關，較大懸浮液濃度會形成多顆粒聚集的大團微粒，在懸浮顆粒散布均勻的情況下，其組成比例大致和卜瓦松分佈符合，所以能調整微生物的聚集型態，以本篇實驗為例，為研究酵母菌單一顆最基本的存活型態，因此使用 4.6×10^6 #/ml 酵母菌濃度的懸浮液，噴出的液滴約 26% 包含酵母菌細胞，而其中的 26% 液滴中又有 86% 只包含一顆細胞。

除了微生物外，其他的可溶性物質乾燥會附著在微生物表面，形成一層包覆層，而根據包覆層物質的特性及親、疏水性質，會不會影響該顆微粒吸水、脫水傾向或蒸散程度的改變，不同包覆厚度的微粒也可能造成微生物微粒的存活差異。微粒的包覆厚度透過可溶性物質濃度或營養液之濃度來調整，但一般霧化器產生的多粒徑分布(Polydisperse)，微粒之間有相當程度之變異，厚度難以均一化，運用壓電噴墨系統產生單粒徑分布(Monodisperse)微粒是解決此問題更佳方案。

壓電噴墨系統在分析生物氣膠的活性上仍有許多發展空間，本研究的沉降艙受限於高度，只能看見短時間的暴露結果，若結合旋轉腔(Rotating drum)延長微生物微粒飄浮於空氣中的時間，將進一步探討長時間空氣暴露對微生物活性之影響。對於微粒飛行時相對風速大小之影響，則能利用靜電微粒平衡系統(Electrodynamics balance)做更深入的研究。

參考文獻

- Agranovski, V., Ristovski, Z., Hargreaves, M., J Blackall, P., & Morawska, L. (2003). Performance evaluation of the UVAPS: influence of physiological age of airborne bacteria and bacterial stress. *Journal of aerosol Science*, 34(12): 1711-1727.
- Calvert, P. (2001). Inkjet printing for materials and devices. *Chemistry of Materials*, 13(10): 3299-3305.
- Chen, Y. S., Huang, Y. L., Kuo, C. H., & Chang, S. H. (2007). Investigation of design parameters for droplet generators driven by piezoelectric actuators. *International journal of mechanical sciences*, 49(6): 733-740.
- Clark, S., Hall, Y., Kelly, D., Hatch, G., & Williams, A. (2011). Survival of Mycobacterium tuberculosis during experimental aerosolization and implications for aerosol challenge models. *Journal of applied microbiology*, 111(2): 350-359.
- Cole, E. C., & Cook, C. E. (1998). Characterization of infectious aerosols in health care facilities: An aid to effective engineering controls and preventive strategies. *American Journal of Infection Control*, 26(4): 453-464.
- Cox, C. S. (1989). Airborne bacteria and viruses. *Science progress*, 73(292): 469-499.
- Dougherty, G., Hadley, D., O'Connor, P., & Bottiger, J. (2007). Engineered Aerosol Production for Laboratory Scale Chemical/Biological Test and Evaluation: Report no. UCRL-TR-230829, Lawrence Livermore National Laboratory, Livermore, CA, USA.
- Douwes, J. (2003). Bioaerosol Health Effects and Exposure Assessment: Progress and Prospects. *Annals of Occupational Hygiene*, 47(3): 187-200.
- Douwes, J., Eduard, W., & Thorne, P. S. (2008). Bioaerosols. In H. Editor-in-Chief: Kris (Ed.), *International Encyclopedia of Public Health* (pp. 287-297). Oxford: Academic Press.
- Griffiths, W., Stewart, I., Clark, J., & Holwill, I. (1999). Procedures for the characterisation of bioaerosol particles. Part I: Aerosolisation and recovery agent effects. *Aerobiologia*, 15(4): 267-280.
- Griffiths, W., Stewart, I., Clark, J., & Holwill, I. (2001). Procedures for the characterisation of bioaerosol particles. Part II: Effects of environment on culturability. *Aerobiologia*, 17(2): 109-119.
- Griffiths, W., Stewart, I., Reading, A., & Futter, S. (1996). Effect of aerosolisation, growth phase and residence time in spray and collection fluids on the culturability of cells and spores. *Journal of aerosol science*, 27(5): 803-820.
- Hasegawa, N., Yamasaki, S., & Horiguchi, Y. (2011). A study of bacterial culturability

- during bioaerosol challenge test using a test chamber. *Journal of Aerosol Science*, 42(6): 397-407.
- Heidelberg, J., Shahamat, M., Levin, M., Rahman, I., Stelma, G., Grim, C., et al. (1997). Effect of aerosolization on culturability and viability of gram-negative bacteria. *Applied and Environmental Microbiology*, 63(9): 3585-3588.
- Hinds, W. C. (1999). *Aerosol technology: properties, behavior, and measurement of airborne particles*: John Wiley & Sons.
- Jo, B. W., Lee, A., Ahn, K. H., & Lee, S. J. (2009). Evaluation of jet performance in drop-on-demand (DOD) inkjet printing. *Korean Journal of Chemical Engineering*, 26(2): 339-348.
- Kwon, K. S. (2010). Experimental analysis of waveform effects on satellite and ligament behavior via in situ measurement of the drop-on-demand drop formation curve and the instantaneous jetting speed curve. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 20(11): 115005.
- Le, H. P. (1998). Progress and trends in ink-jet printing technology. *Journal of Imaging Science and Technology*, 42(1): 49-62.
- Liou, T. M., Chan, C. Y., & Shih, K. C. (2010). Effects of actuating waveform, ink property, and nozzle size on piezoelectrically driven inkjet droplets. *Microfluidics and Nanofluidics*, 8(5): 575-586.
- Liu, Y. F., Pai, Y. F., Tsai, M. H., & Hwang, W. S. (2012). Investigation of driving waveform and resonance pressure in piezoelectric inkjet printing. *Applied Physics A*, 109(2): 323-329.
- Liu, Y. F., Tsai, M. H., Pai, Y. F., & Hwang, W. S. (2013). Control of droplet formation by operating waveform for inks with various viscosities in piezoelectric inkjet printing. *Applied Physics A*: 1-8.
- Macher, J., Ammann, H. M., Burge, H., Milton, D., & Morey, P. (1999). *Bioaerosols: assessment and control*: ACGIH Cincinnati, Ohio.
- Mainelis, G., Berry, D., Reoun An, H., Yao, M., DeVoe, K., Fennell, D. E., et al. (2005). Design and performance of a single-pass bubbling bioaerosol generator. *Atmospheric Environment*, 39(19): 3521-3533.
- Reponen, T., Willeke, K., Ulevicius, V., Grinshpun, S. A., & Donnelly, J. (1997). Techniques for dispersion of microorganisms into air. *Aerosol science and technology*, 27(3): 405-421.
- Rule, A. M., Schwab, K. J., Kesavan, J., & Buckley, T. J. (2009). Assessment of bioaerosol generation and sampling efficiency based on *Pantoea agglomerans*. *Aerosol Science and Technology*, 43(6): 620-628.
- Sami, M., Ikeda, M., & Yabuuchi, S. (1994). Evaluation of the alkaline methylene blue staining method for yeast activity determination. *Journal of fermentation*

and bioengineering, 78(3): 212-216.

- Shaman, J., & Kohn, M. (2009). Absolute humidity modulates influenza survival, transmission, and seasonality. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(9): 3243-3248.
- Shin, P., Sung, J., & Lee, M. H. (2011). Control of droplet formation for low viscosity fluid by double waveforms applied to a piezoelectric inkjet nozzle. *Microelectronics Reliability*, 51(4): 797-804.
- Simon, X., & Duquenne, P. (2013). Feasibility of Generating Peaks of Bioaerosols for Laboratory Experiments. *Aerosol and Air Quality Research*, 13(3): 877-886.
- Singh, M., Haverinen, H. M., Dhagat, P., & Jabbour, G. E. (2010). Inkjet printing—process and its applications. *Advanced materials*, 22(6): 673-685.
- Stewart, S. L., Grinshpun, S. A., Willeke, K., Terzieva, S., Ulevicius, V., & Donnelly, J. (1995). Effect of impact stress on microbial recovery on an agar surface. *Applied and Environmental Microbiology*, 61(4): 1232-1239.
- Tang, J. W. (2009). The effect of environmental parameters on the survival of airborne infectious agents. *J R Soc Interface*, 6 Suppl 6: S737-746.
- Thomson, C., Chanter, N., & Wathes, C. (1992). Survival of toxigenic *Pasteurella multocida* in aerosols and aqueous liquids. *Applied and environmental microbiology*, 58(3): 932-936.
- Tsai, M. H., & Hwang, W. S. (2008). Effects of pulse voltage on the droplet formation of alcohol and ethylene glycol in a piezoelectric inkjet printing process with bipolar pulse. *Materials transactions*, 49(2): 331-338.
- Ulevicius, V., Willeke, K., Grinshpun, S. A., Donnelly, J., Lin, X., & Mainelis, G. (1997). Aerosolization of particles from a bubbling liquid: characteristics and generator development. *Aerosol science and technology*, 26(2): 175-190.
- Verkouteren, R. M., & Verkouteren, J. R. (2011). Inkjet metrology II: resolved effects of ejection frequency, fluidic pressure, and droplet number on reproducible drop-on-demand dispensing. *Langmuir*, 27(15): 9644-9653.
- Walker, C. M., & Ko, G. (2007). Effect of ultraviolet germicidal irradiation on viral aerosols. *Environmental science & technology*, 41(15): 5460-5465.
- Wijshoff, H. (2006). *Manipulating drop formation in piezo acoustic inkjet*. Paper presented at the NIP & Digital Fabrication Conference.
- Wu, H. C., Shan, T. R., Hwang, W. S., & Lin, H. J. (2004). Study of micro-droplet behavior for a piezoelectric inkjet printing device using a single pulse voltage pattern. *Materials transactions.*, 45(5): 1794-1801.



表 1. 氣膠產生器比較

	Inkjet	Collison nebulizer	Pneumatic air jet
Particle distribution	Monodisperse	Polydisperse	Polydisperse
Air flow	None	High	High
Cell damage	No	Impaction	Shear force
Generation control	Electric signals drop on demand	Air flow, pressure	Air flow, pressure



表 2. 實驗參數表

Parameter	Symbol	Unit	Range
Inkjet driving			
Frequency	F	Hz	10~7000
Pulse width	W_p	μs	6~23
Voltage	V	V	12~55
Pressure	P	kPa	~ -2.2
Aerosol generation			
Dispersion air	Q_D	cc/min	0~1000
Dilution air	Q_L	L/min	1~6
Total air flow	Q_T	L/min	1~6
Suspension concentration	C_N	#/ml	$4.6 \times 10^5 \sim 7.1 \times 10^7$
Volume fraction	F_V	V/V	0.0008%, 0.0216%,0.1%

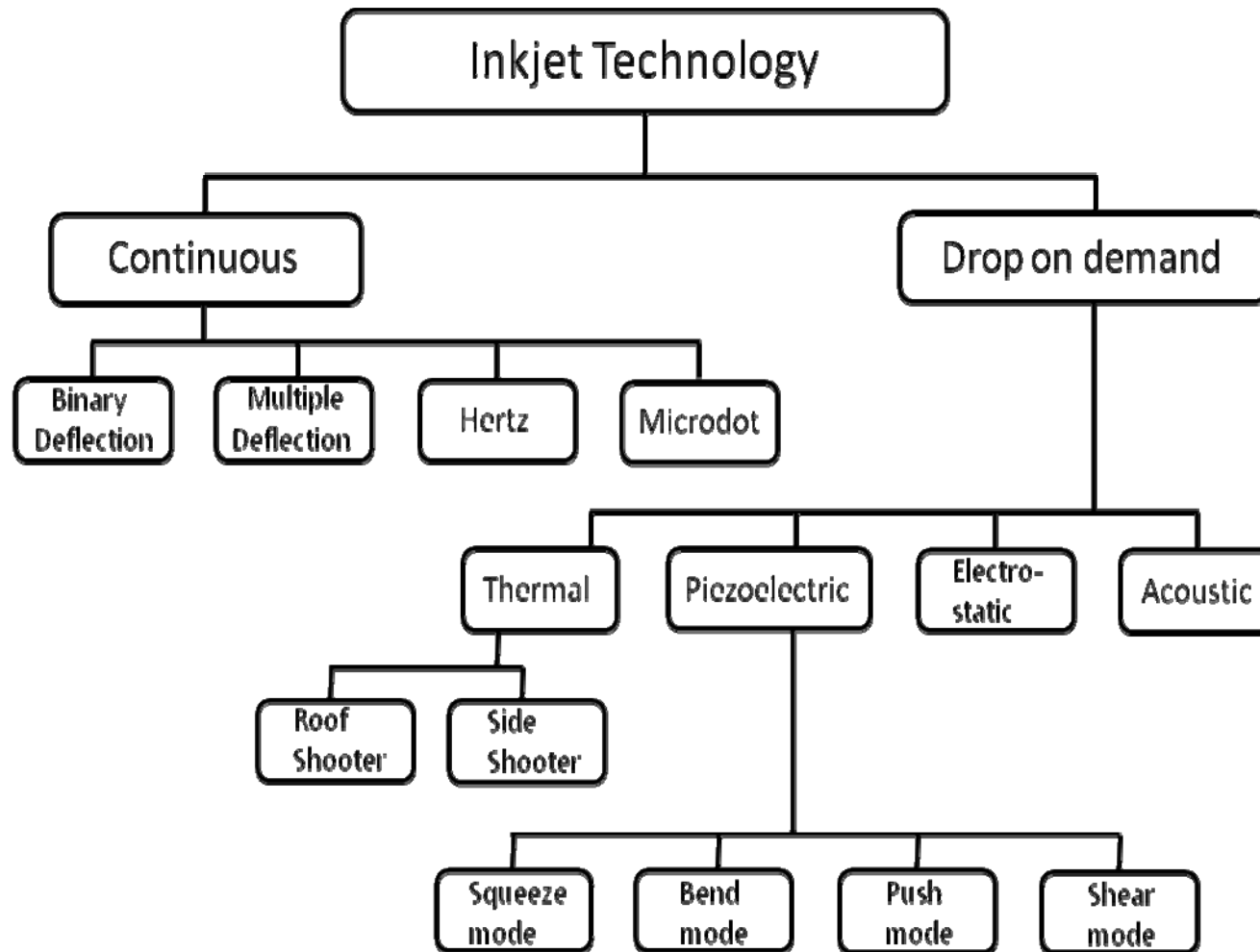


圖 1. 噴墨技術 (Le,1998)

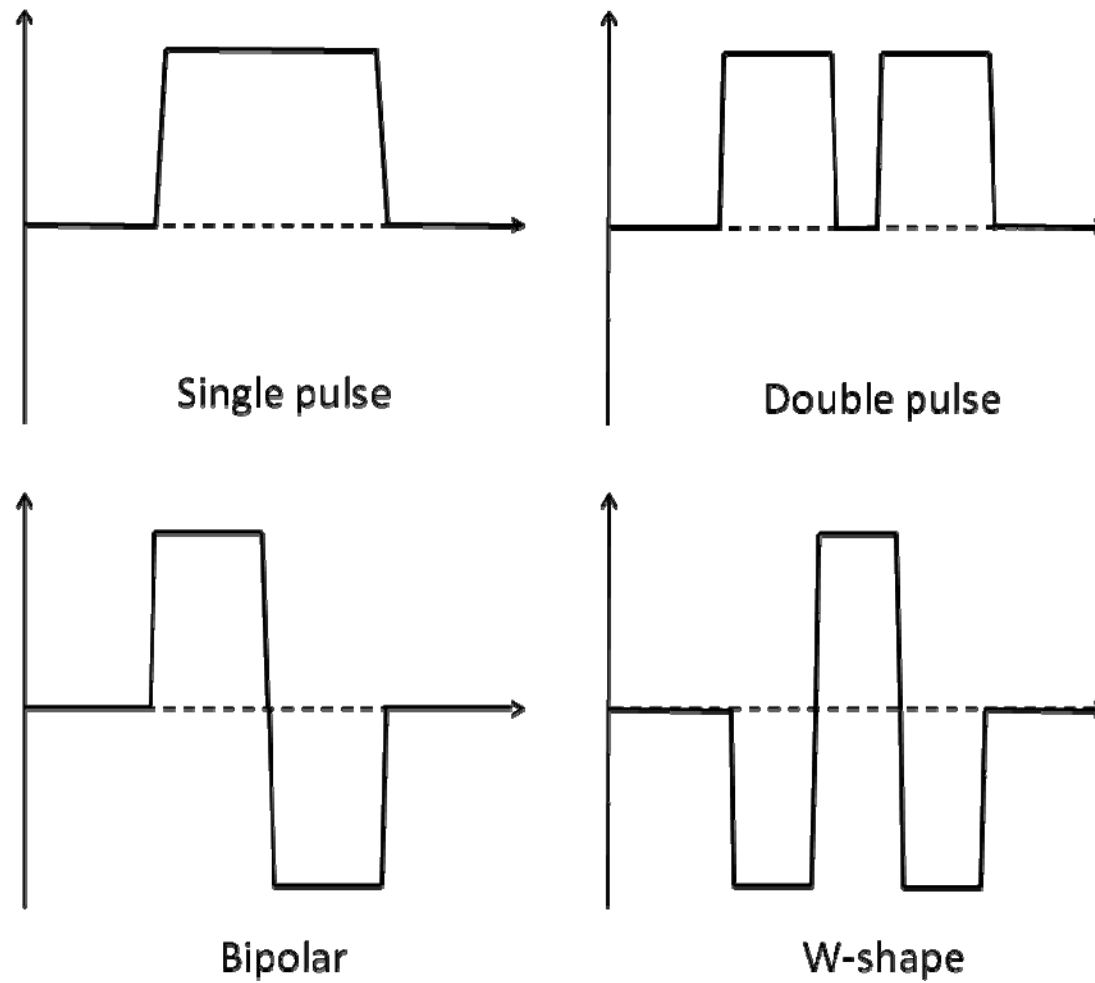


圖 2. 電壓波形

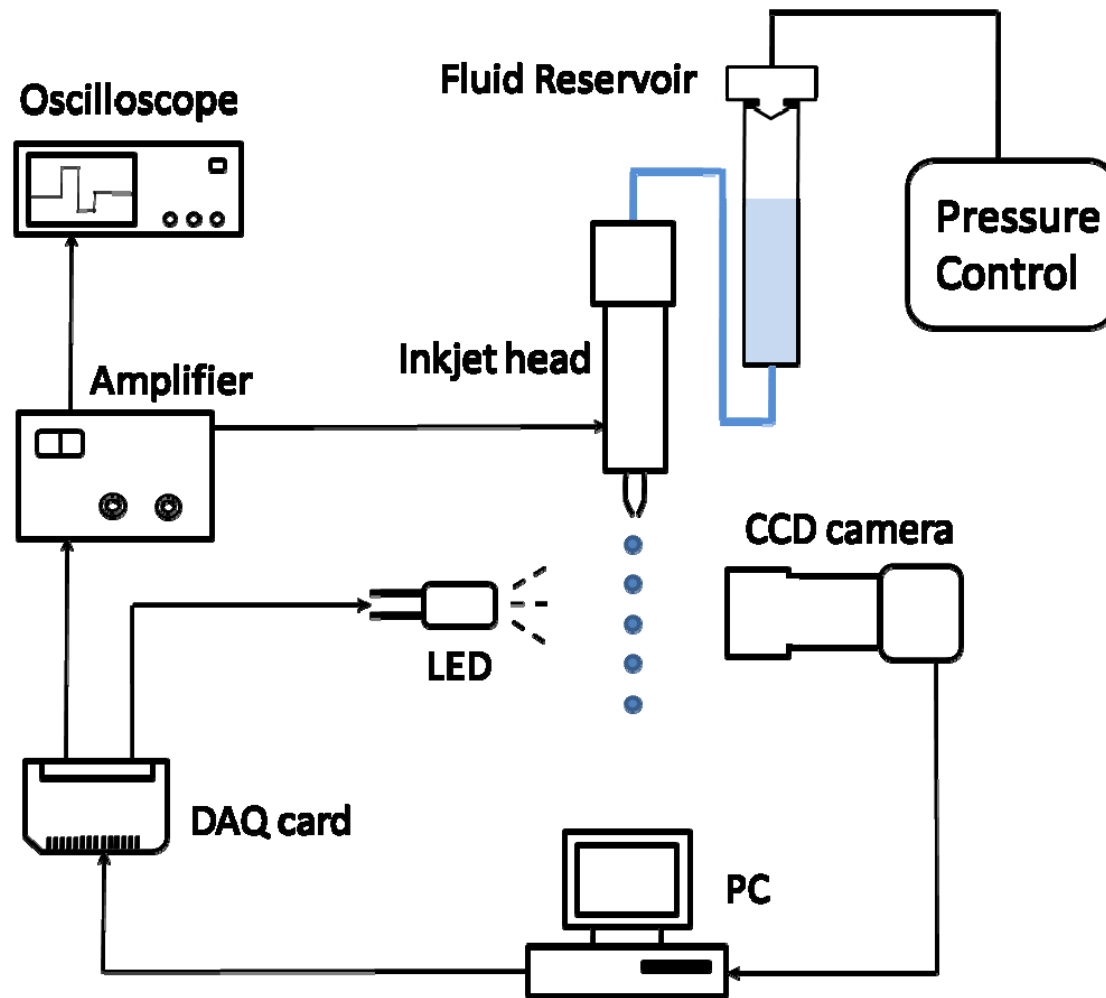


圖 3. 噴墨系統

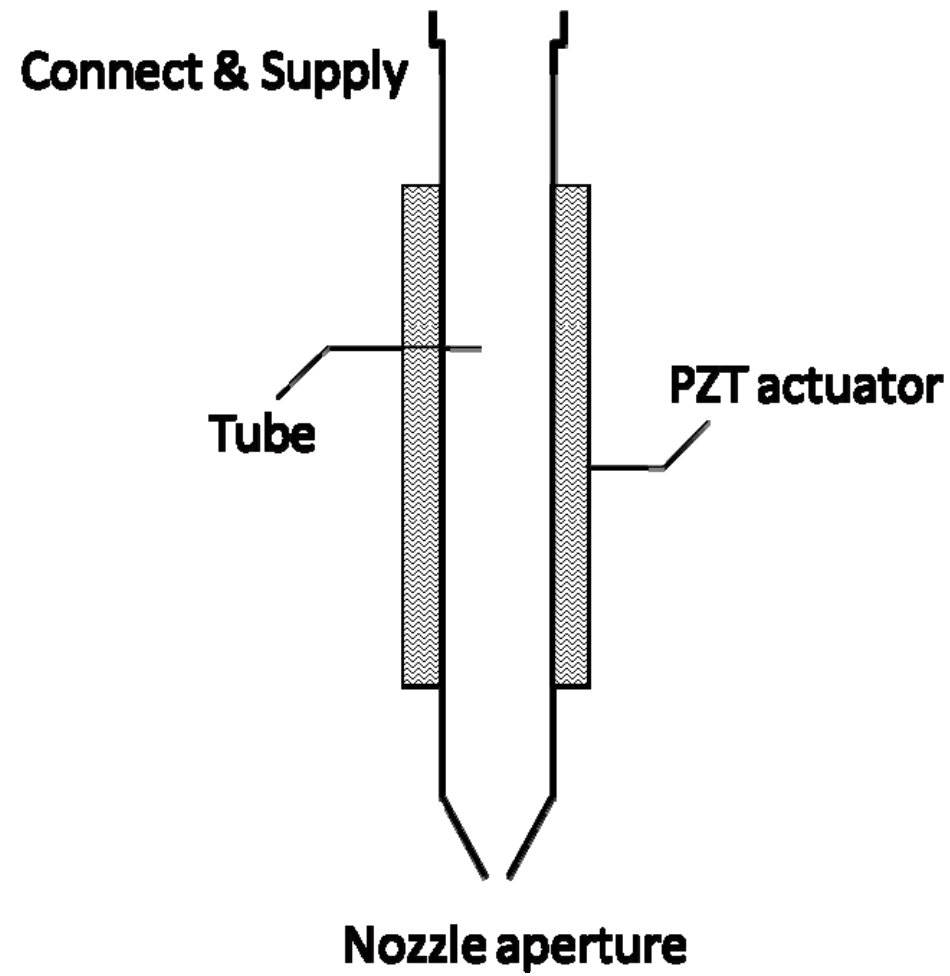


圖 4. 壓電噴墨頭構造

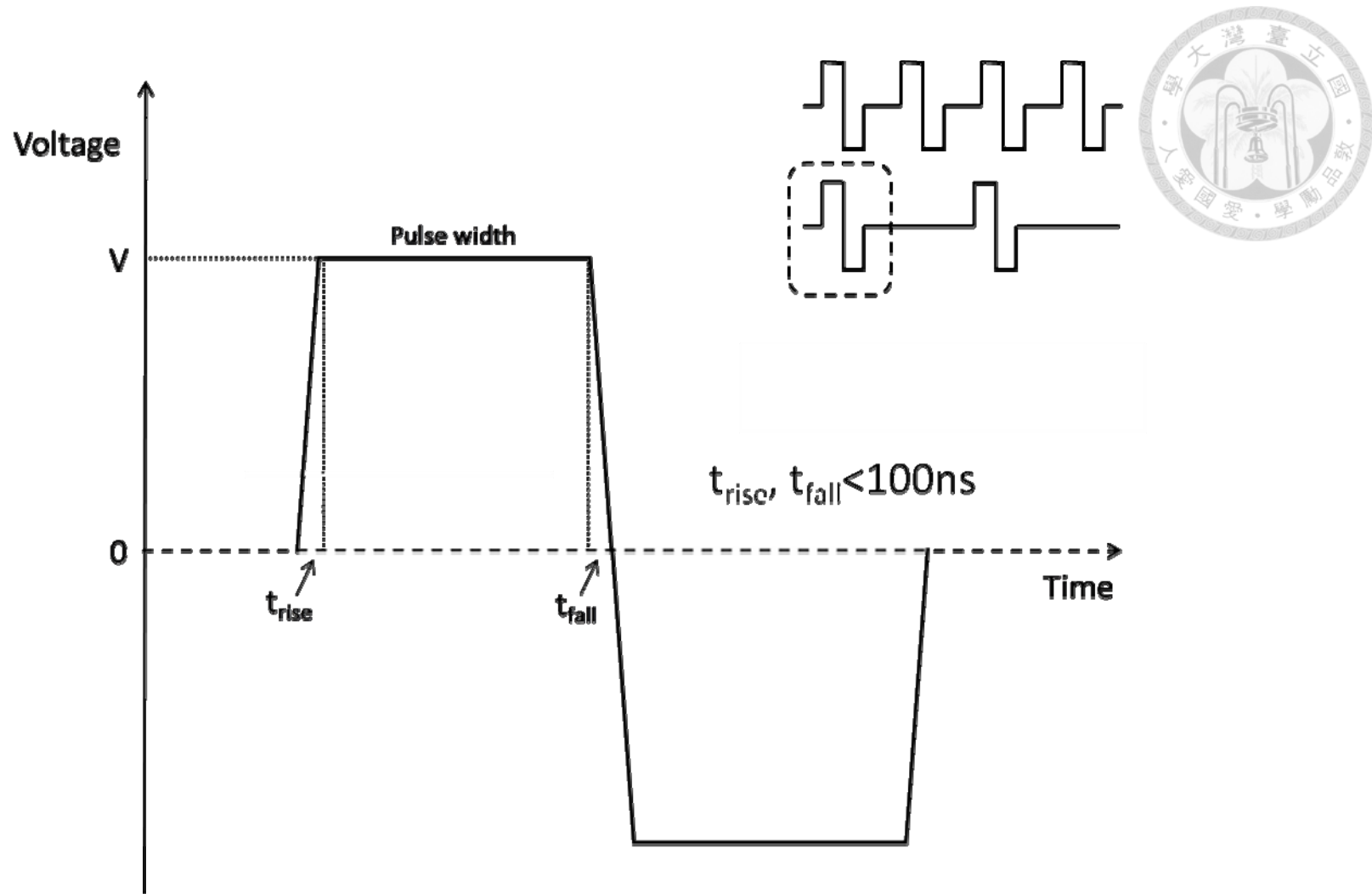


圖 5. 驅動訊號波形

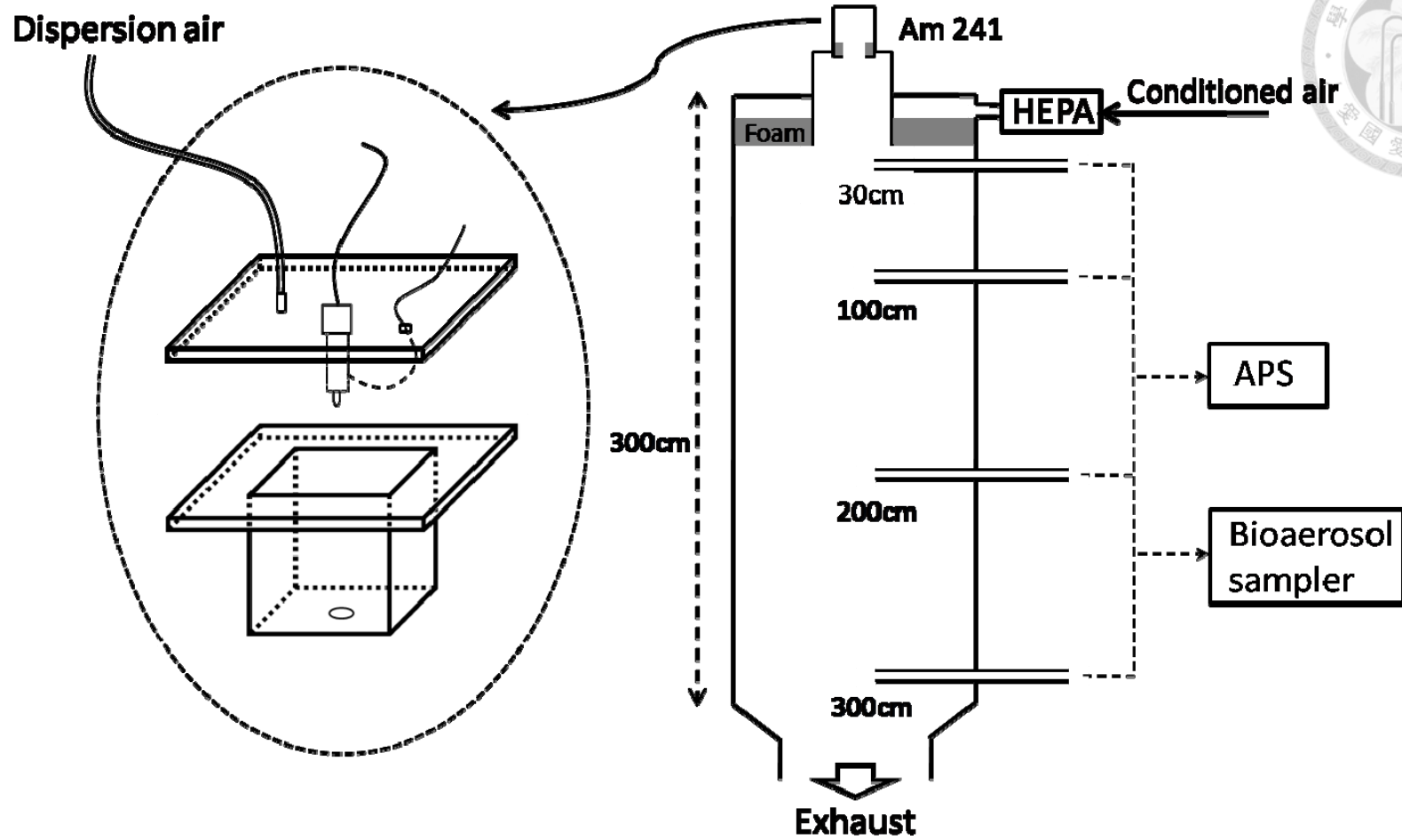


圖 6. 採樣艙



$$df = \frac{1}{\sqrt{2\pi \ln \sigma_g}} \exp\left(\frac{-(\ln d_p - \ln CMD)^2}{2(\ln \sigma_g)^2}\right) d \ln d_p$$

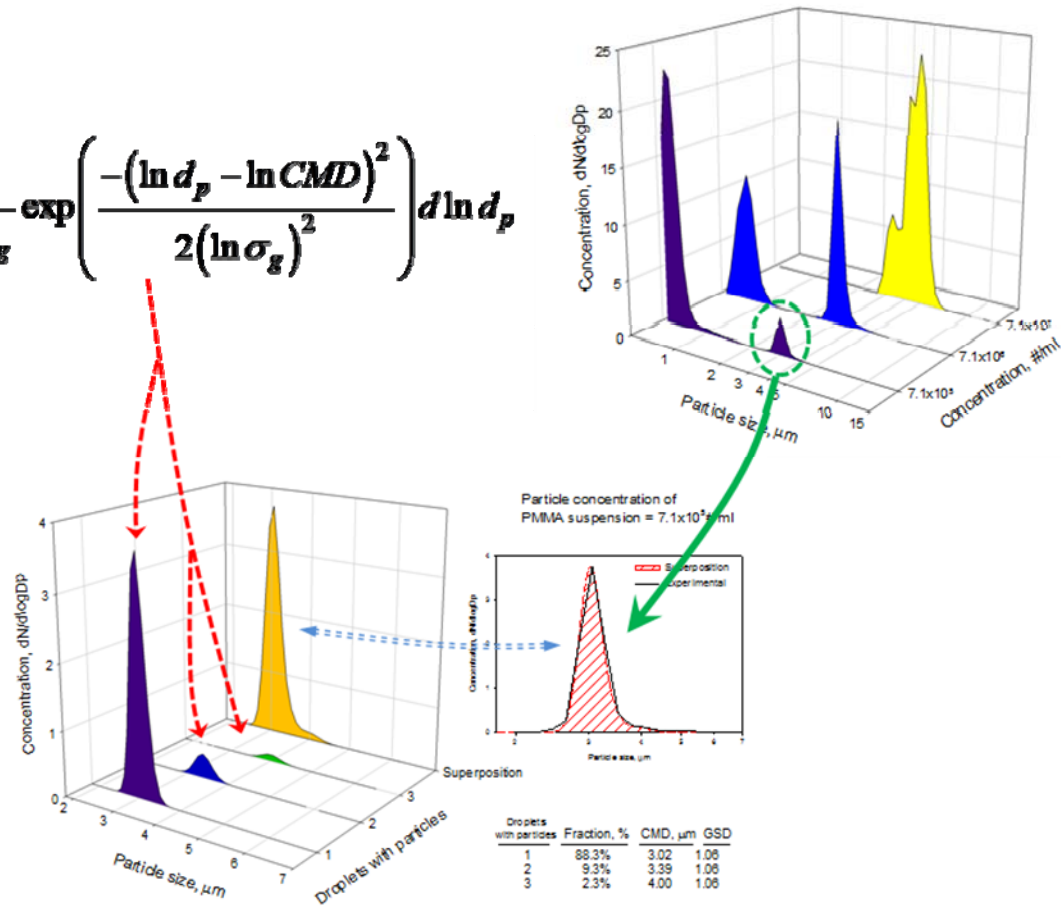


圖 7. 粒徑分析方法

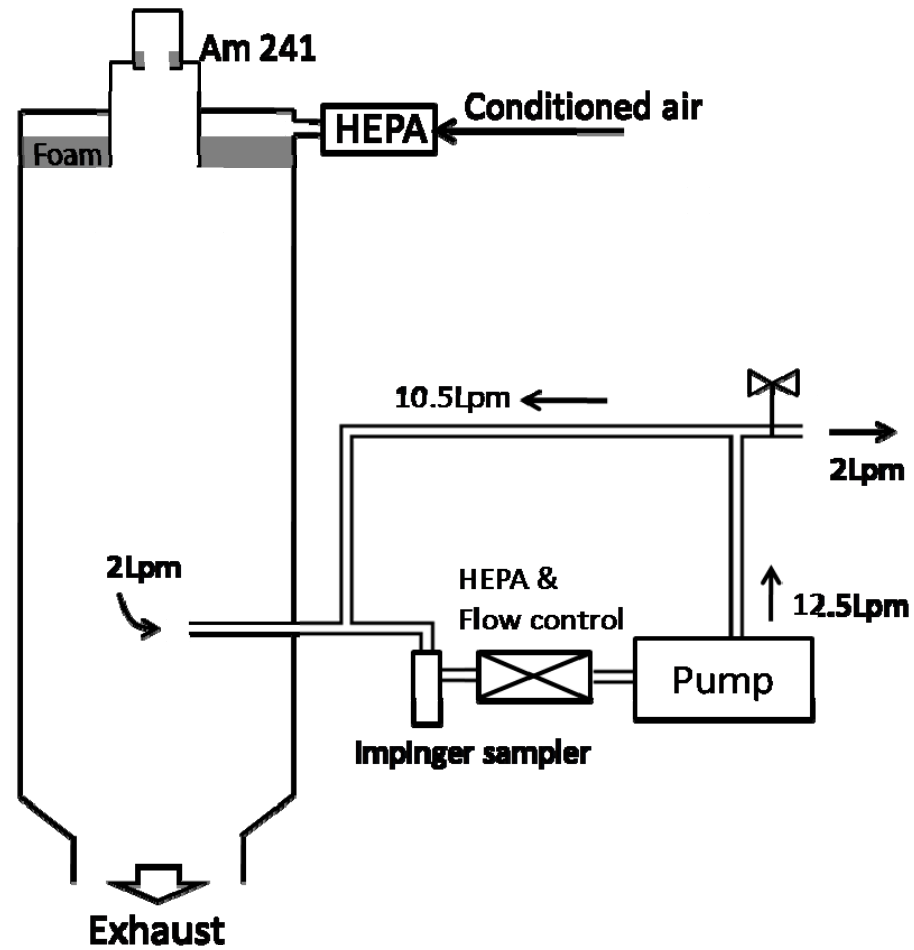


圖 8. 液體衝擊瓶採樣系統

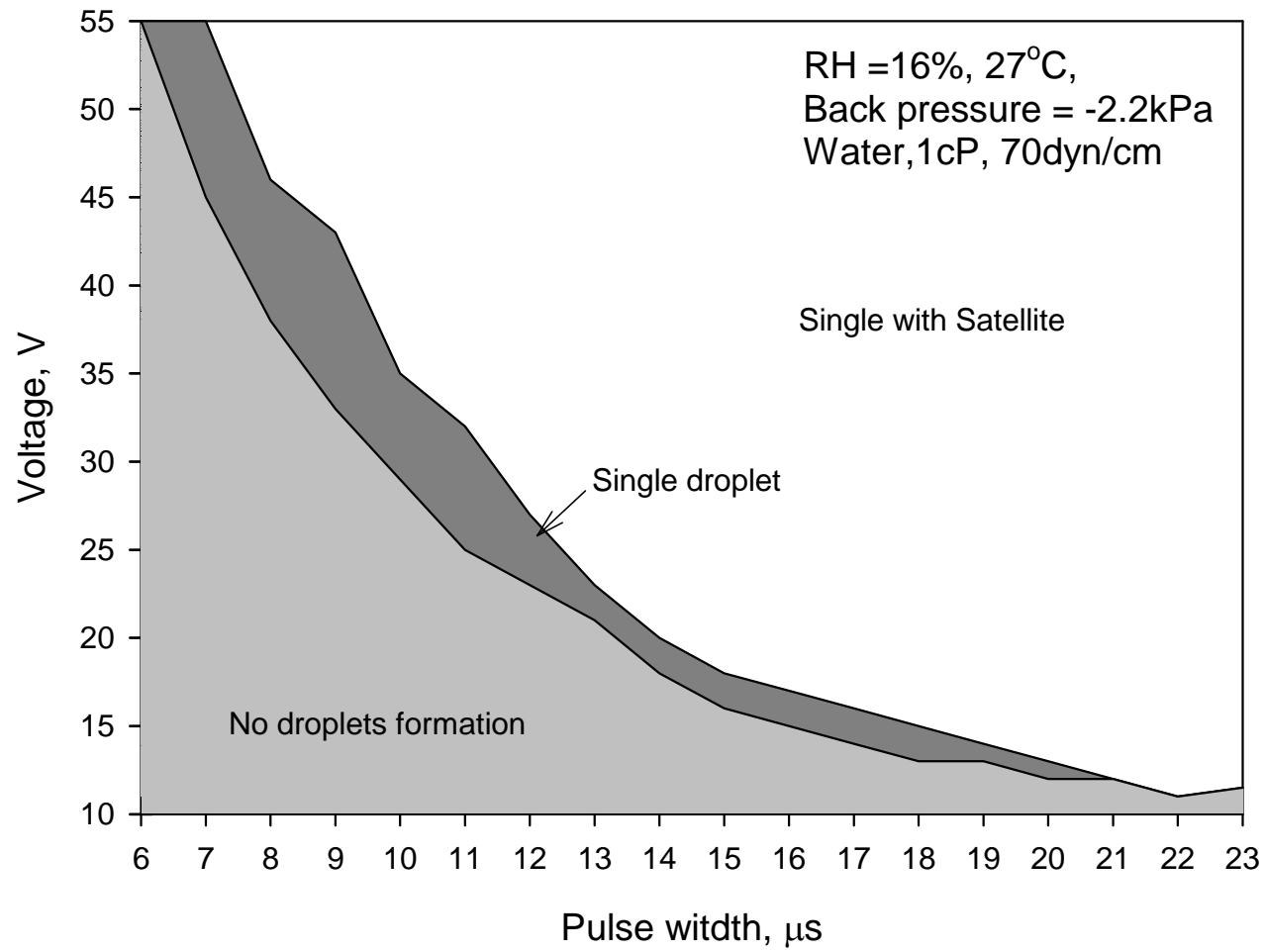


圖 9. 噴墨頭工作範圍

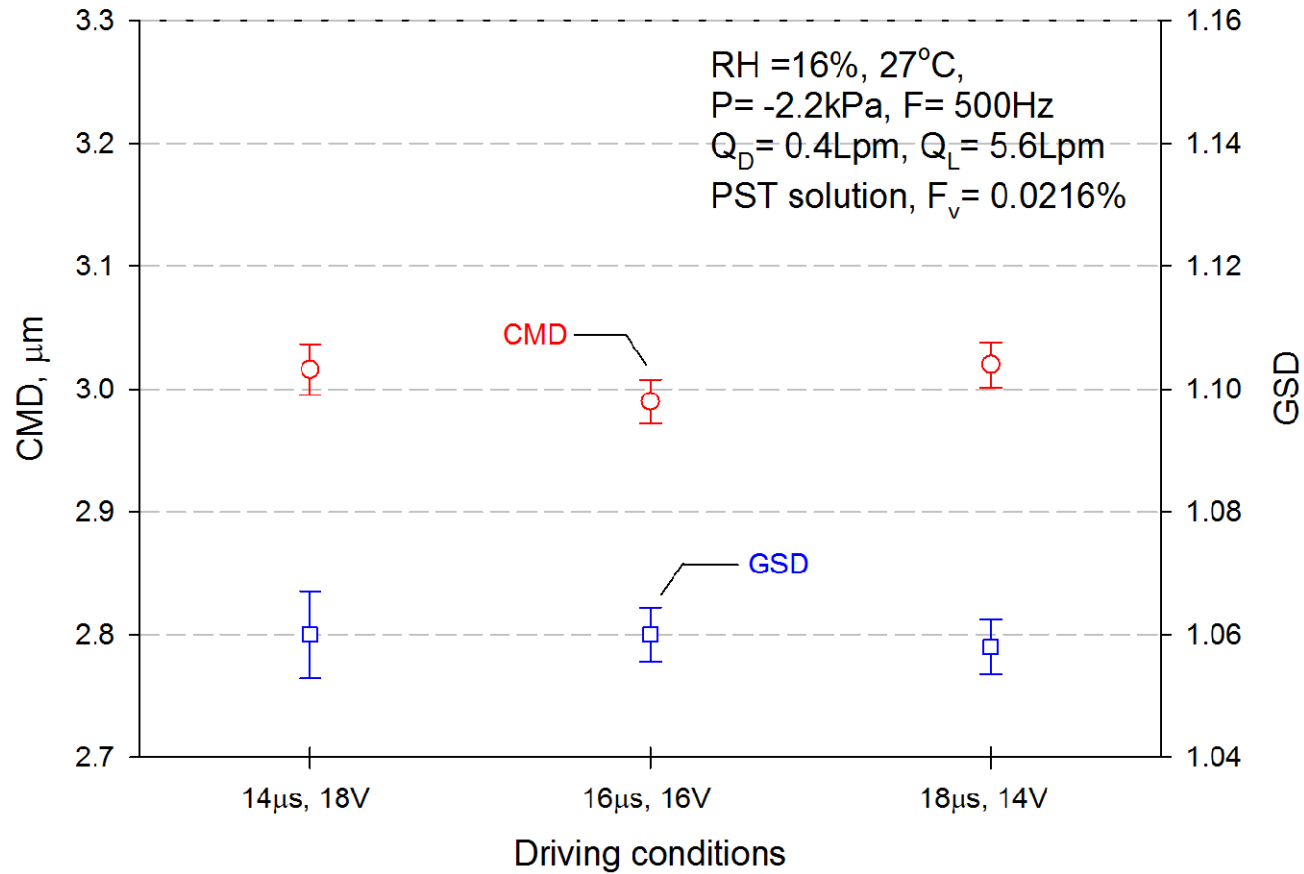


圖 10. 三種工作條件下之 GSD、CMD

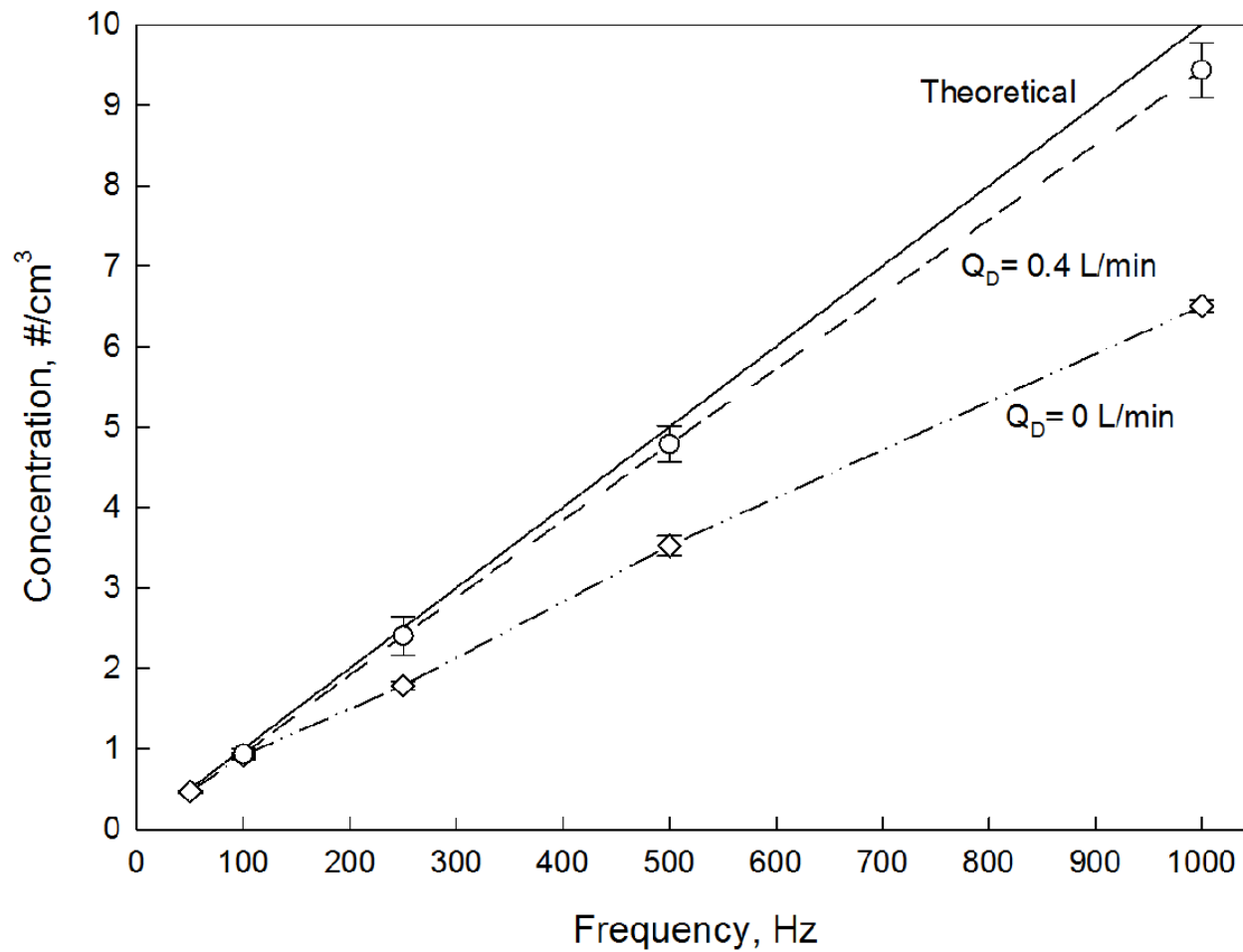


圖 11. 微粒產生頻率與採樣濃度的比較

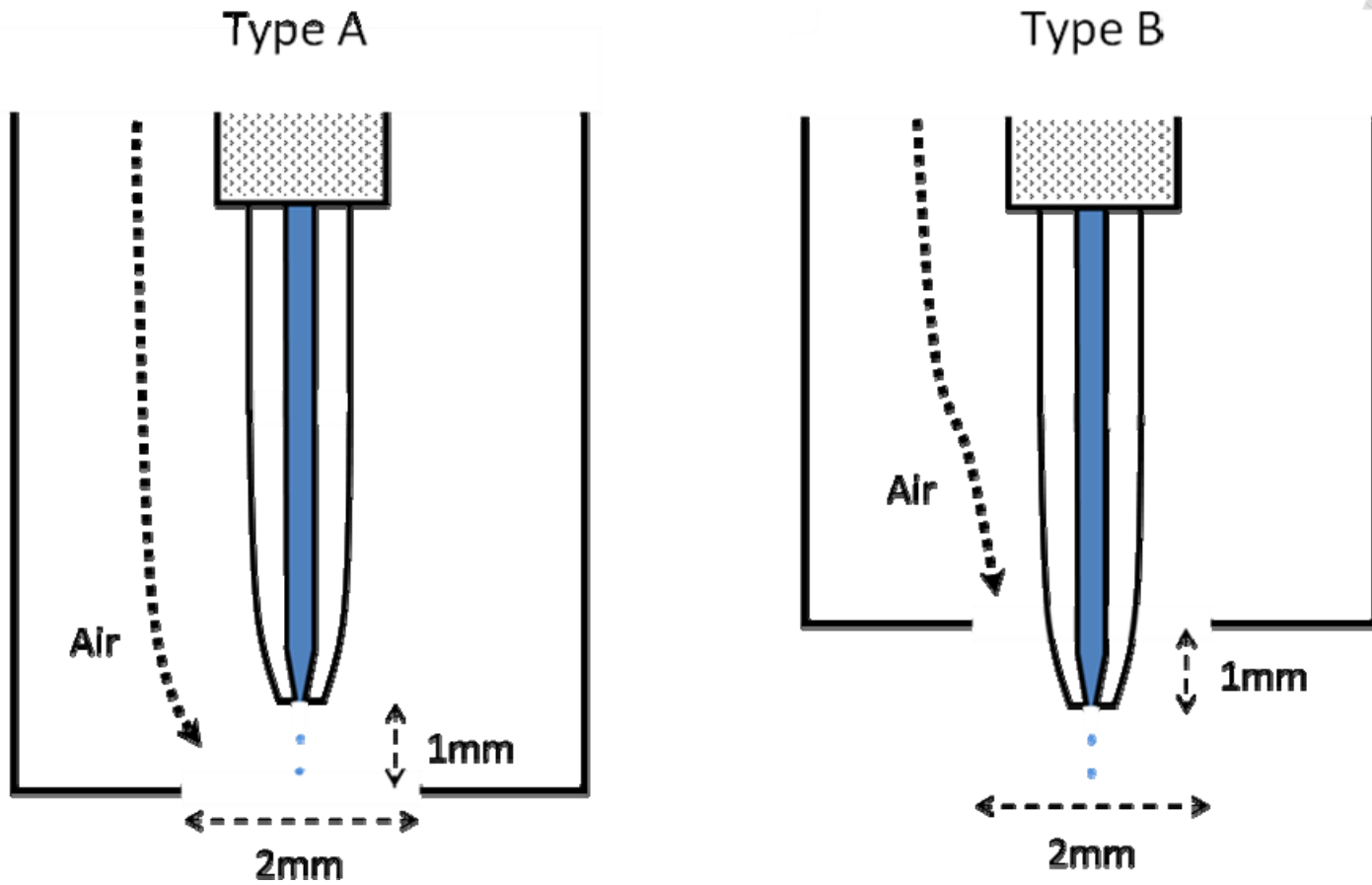


圖 12. 分散空氣氣罩設計

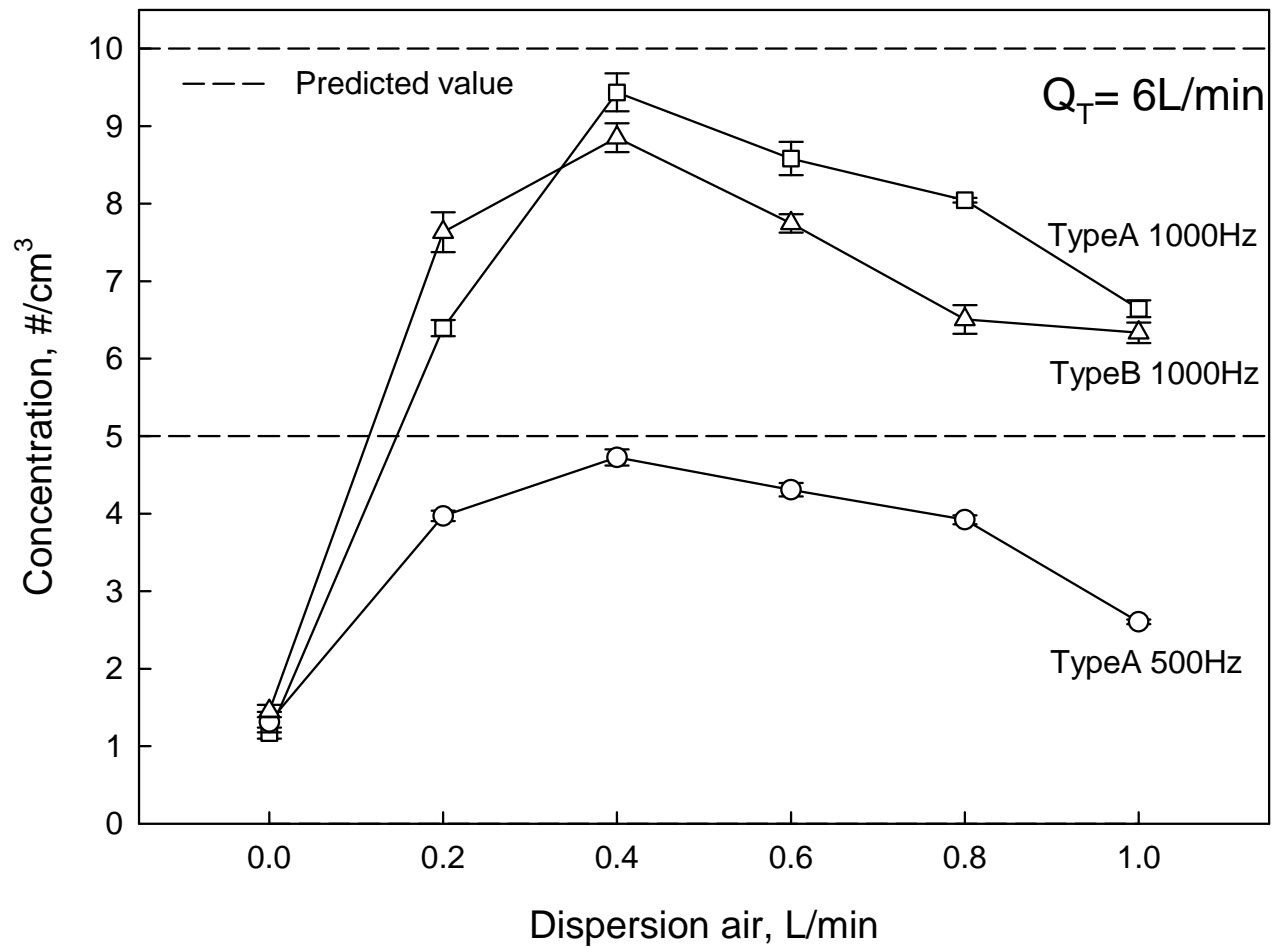


圖 13. 分散空氣流量對微粒採樣濃度影響

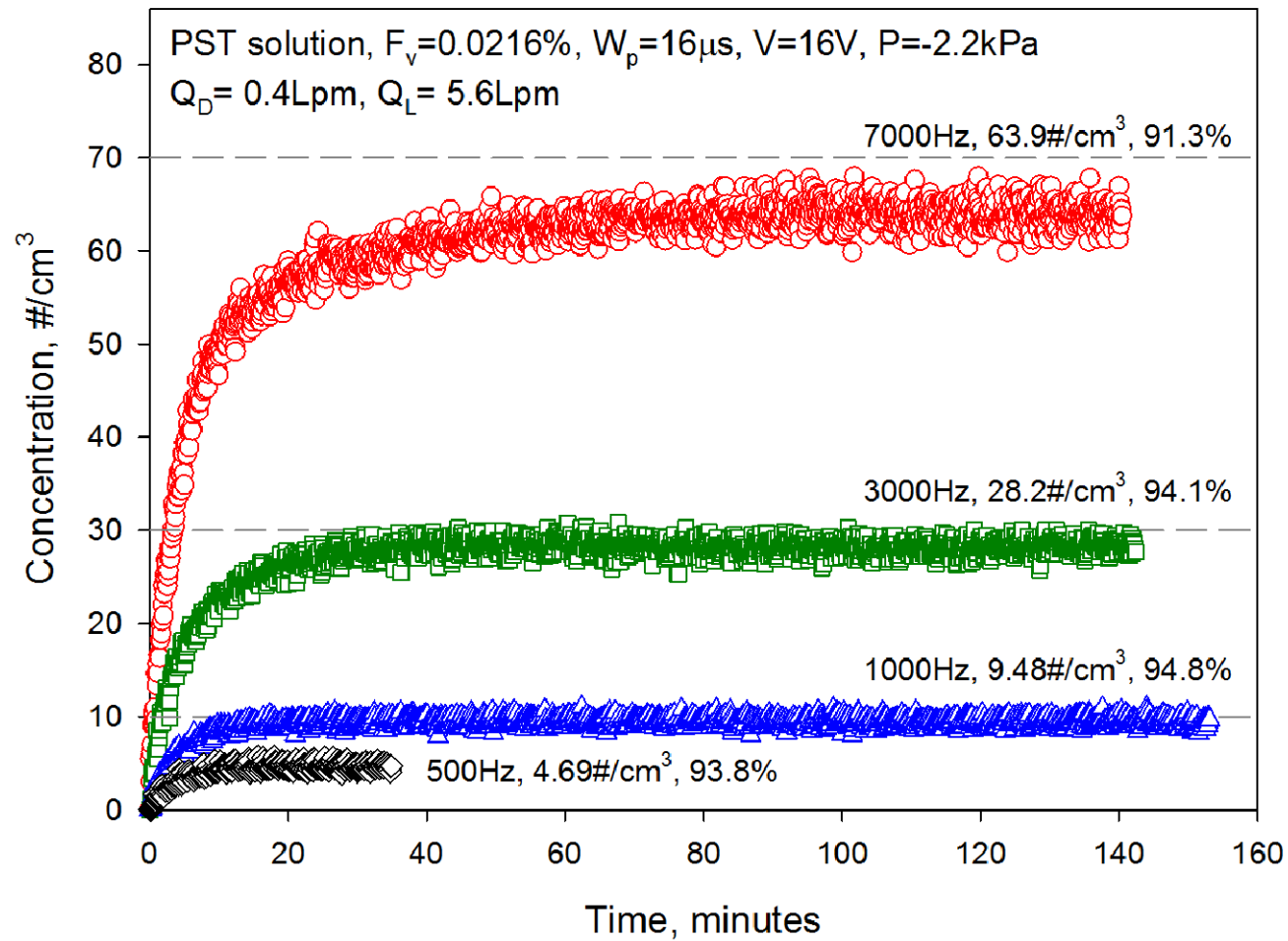


圖 14. 噴墨系統濃度穩定測試

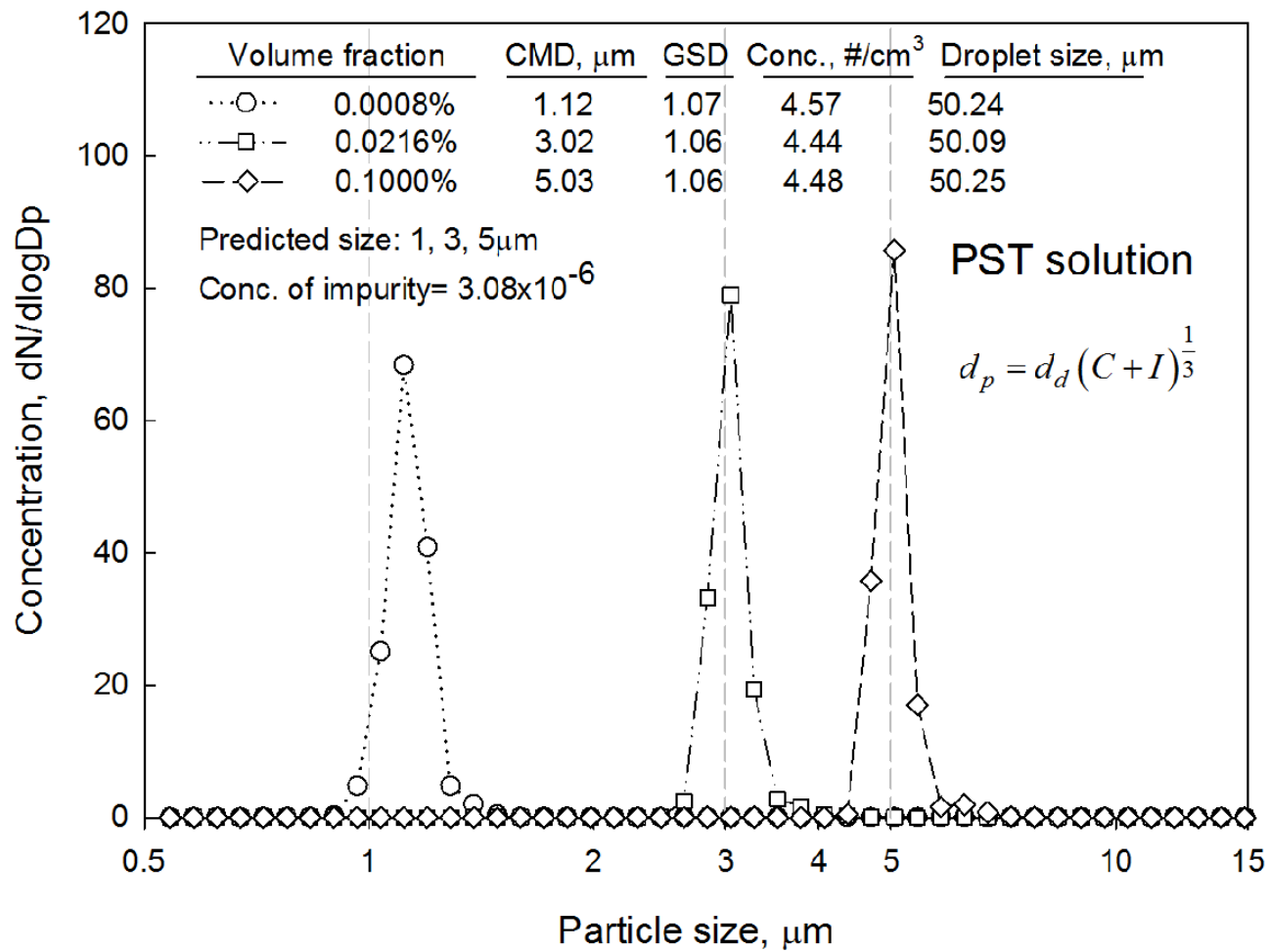


圖 15. 三種濃度 PST 溶液生產之粒徑分布

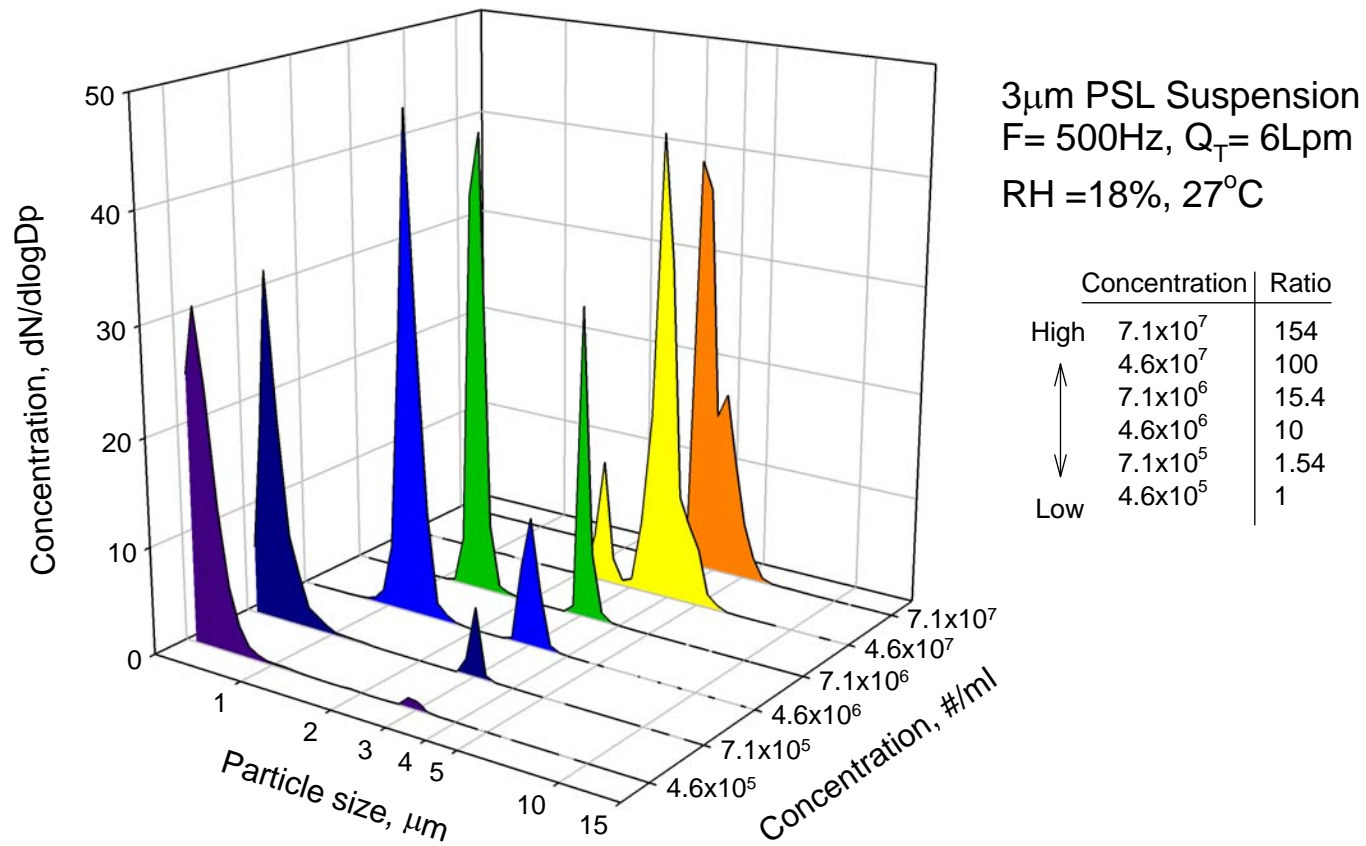


圖 16. PSL 懸浮液濃度對粒徑分布影響

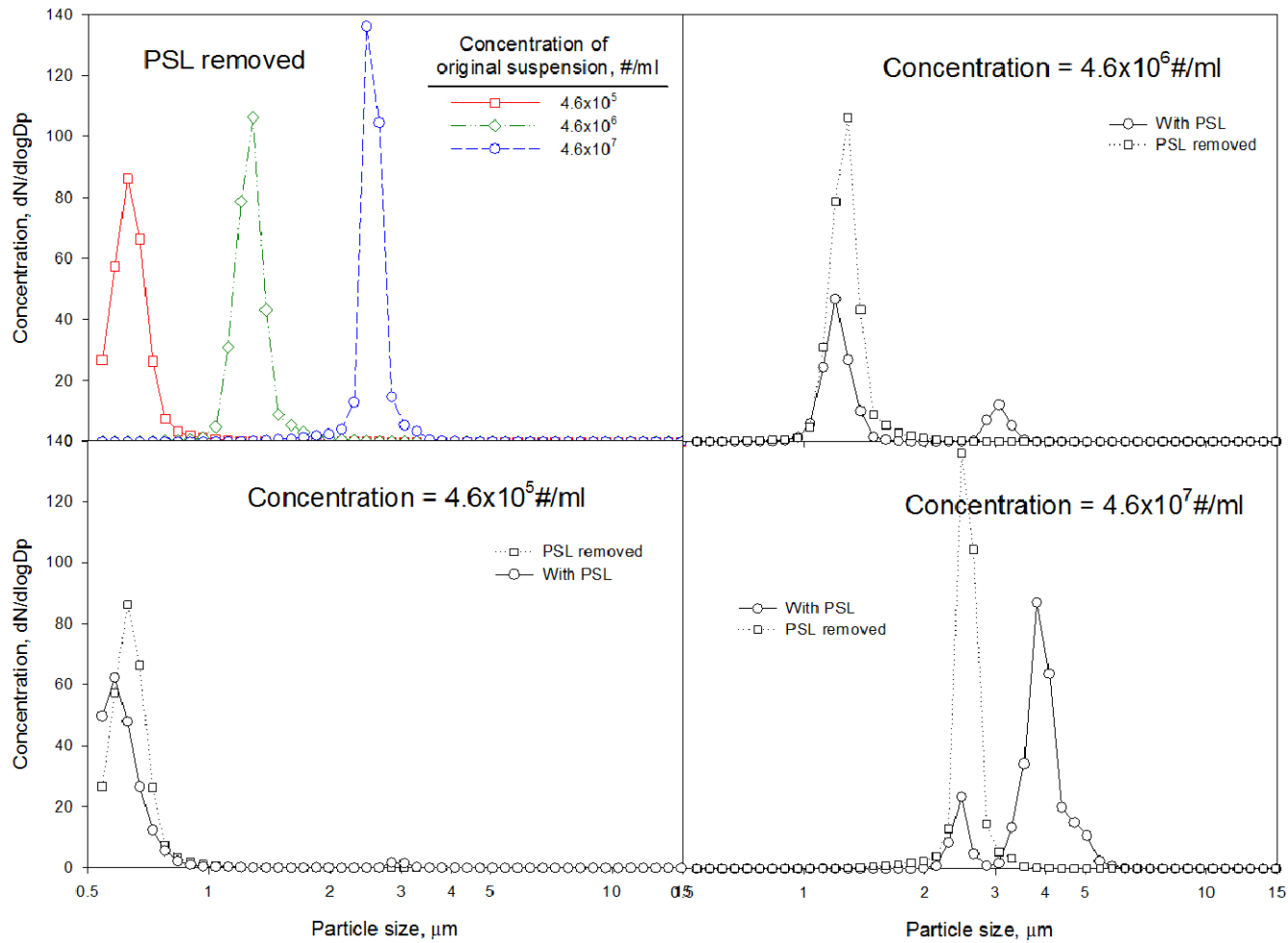


圖 17. 過濾掉 PSL 微粒之粒徑分布

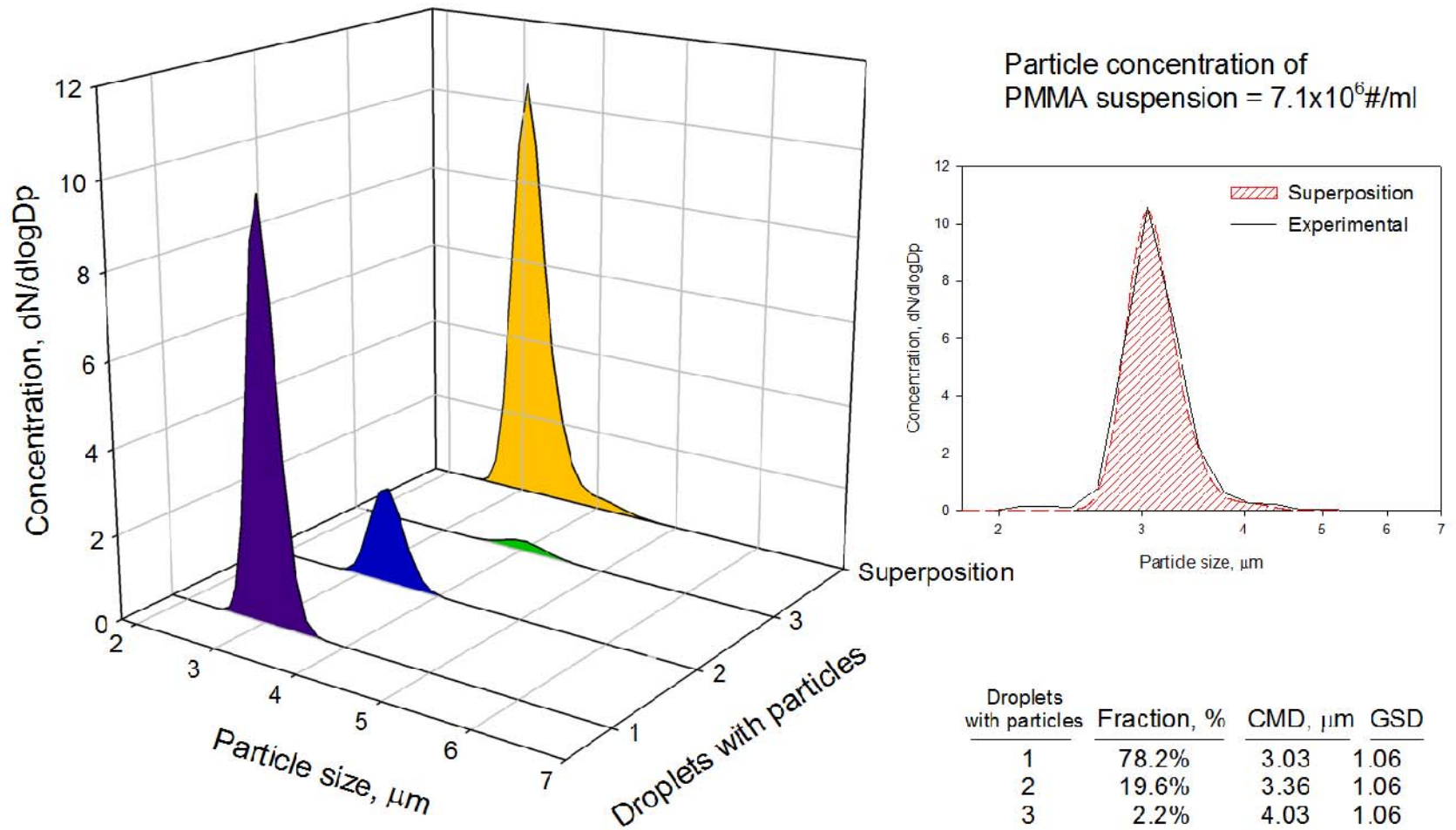


圖 18. 7.1×10^6 濃度下包含 PMMA 顆粒之組成分析

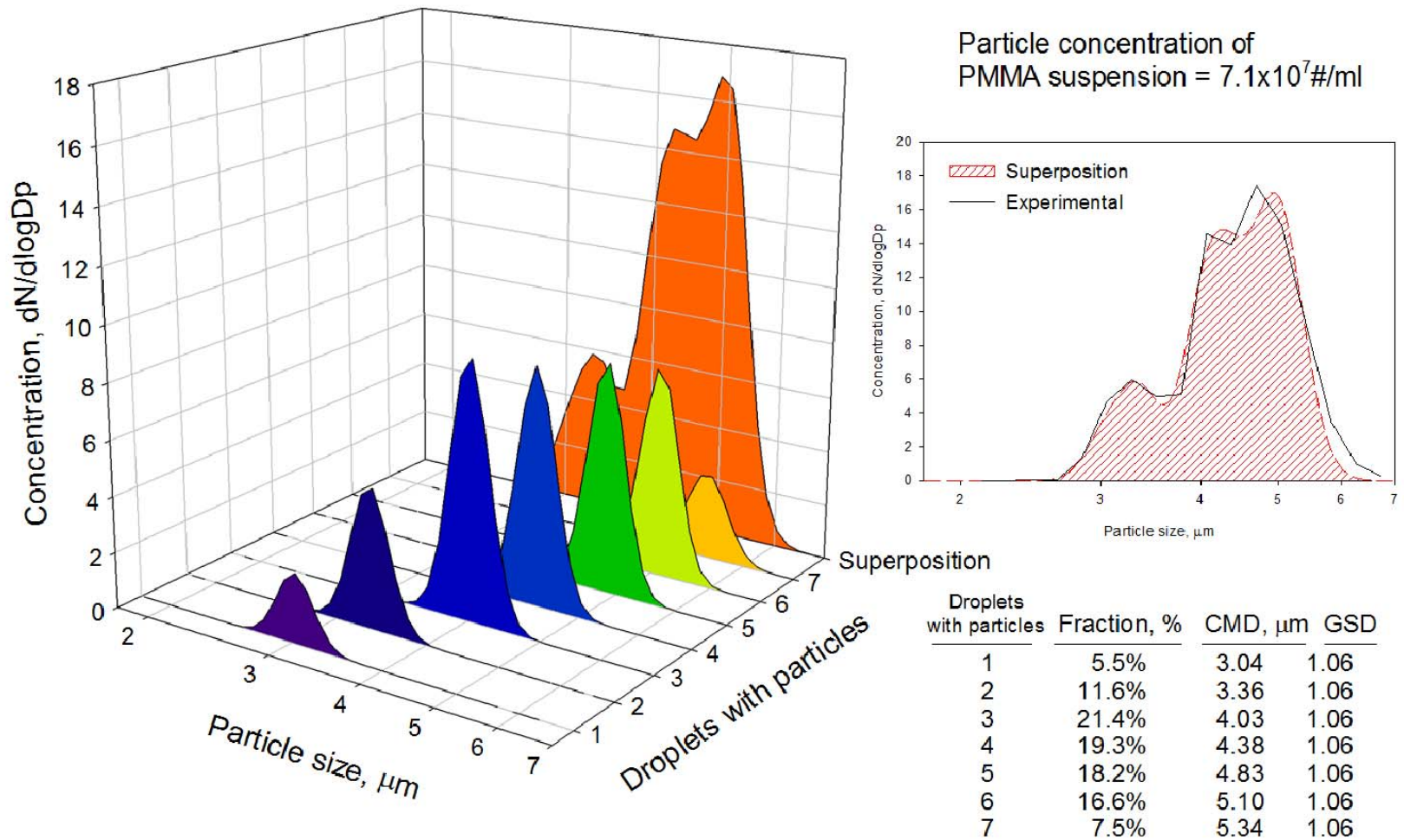


圖 19. 7.1×10^7 濃度下包含 PMMA 顆粒之組成分析

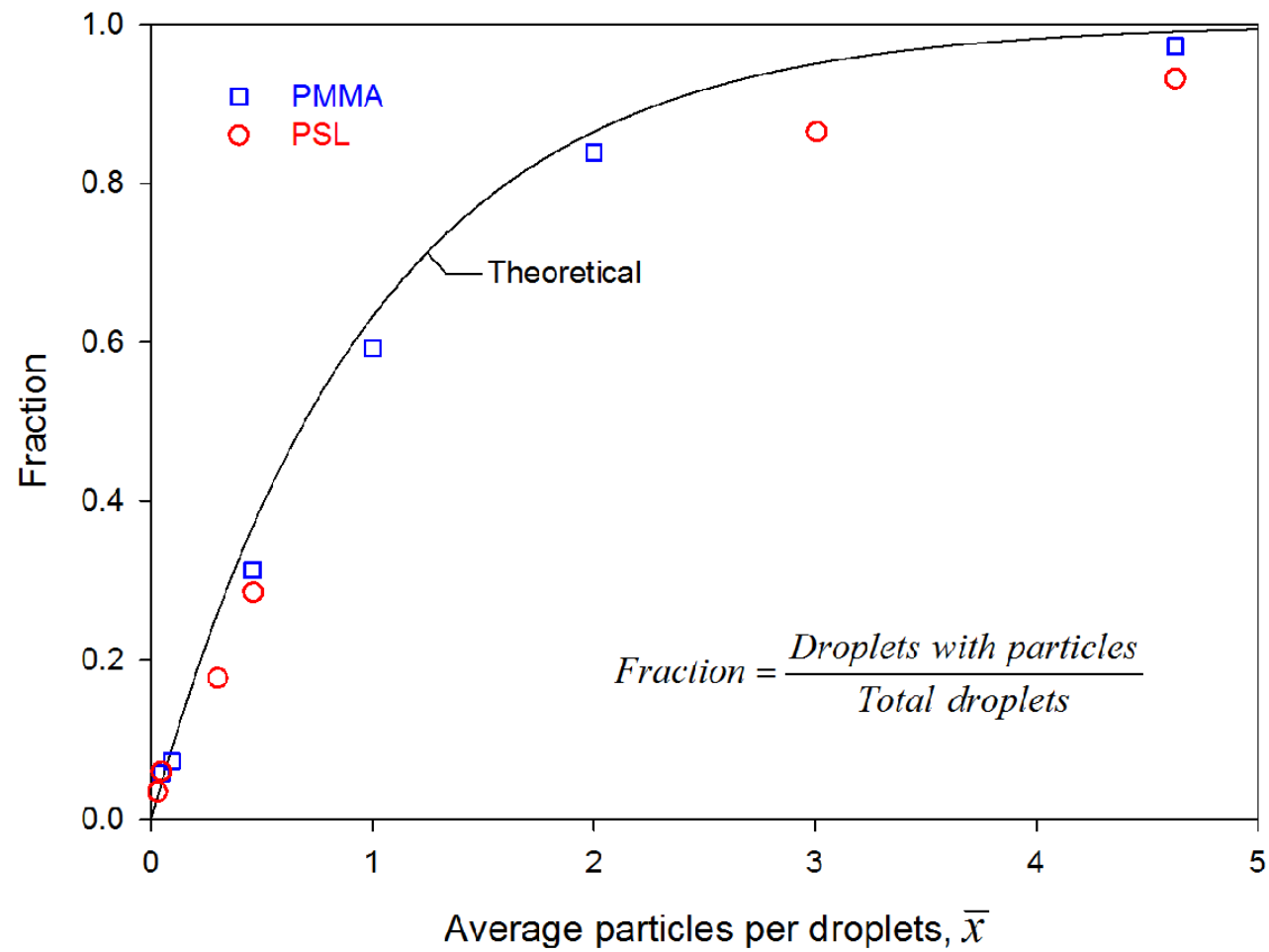


圖 20. 包含固體顆粒之液滴比例

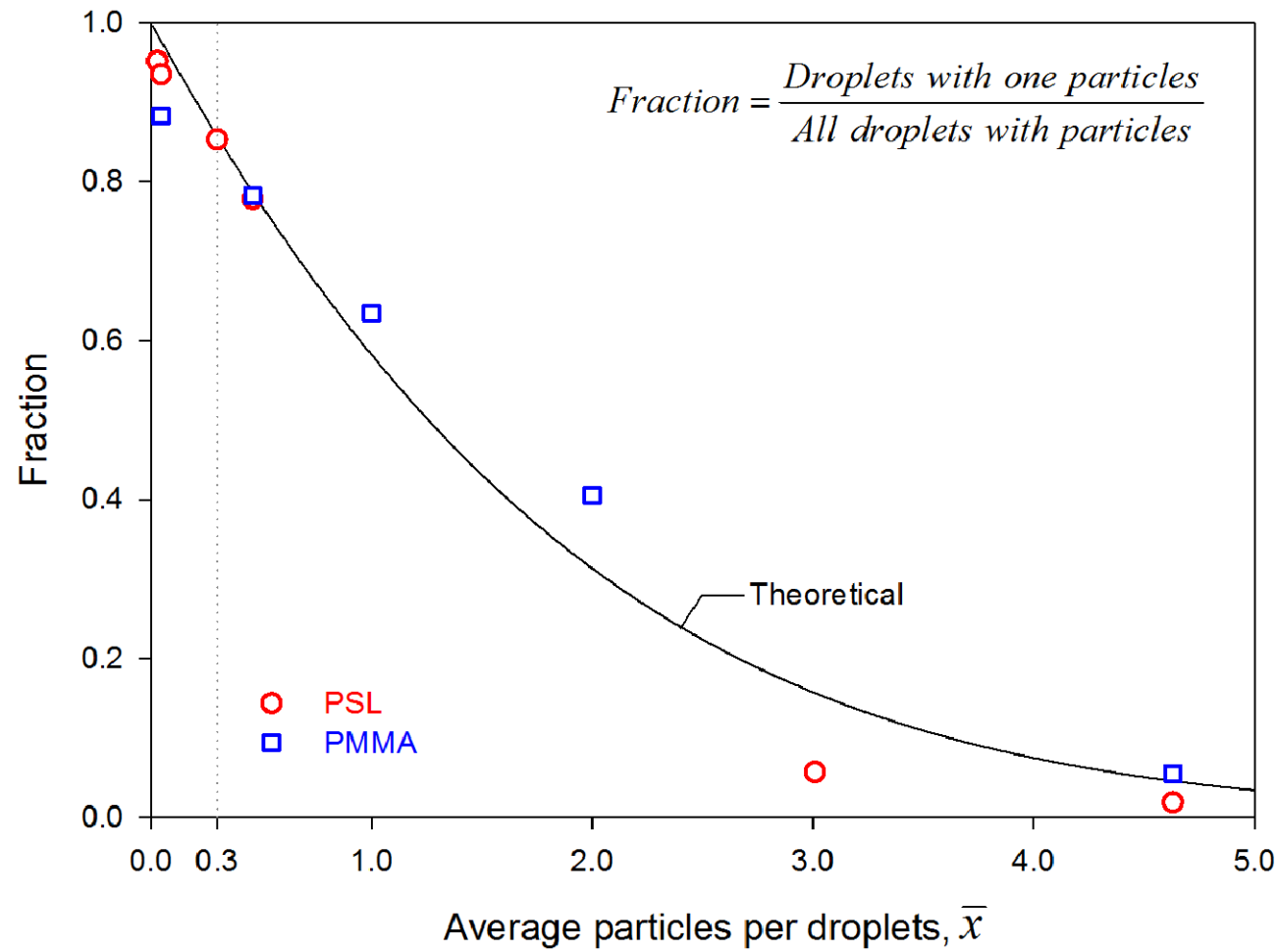


圖 21. 單顆粒液滴佔包含顆粒之液滴比例

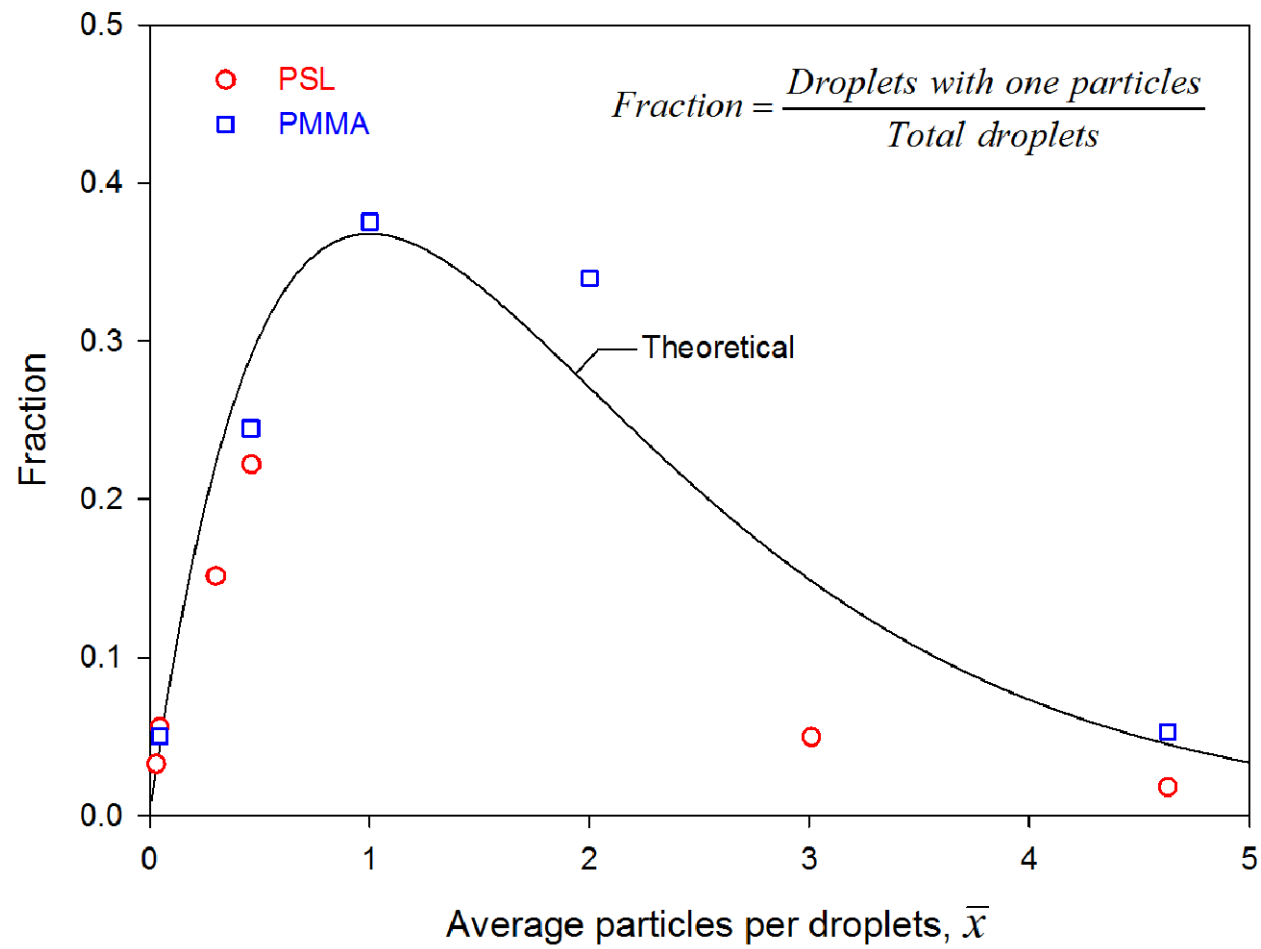


圖 22. 包含單一顆粒之液滴比例

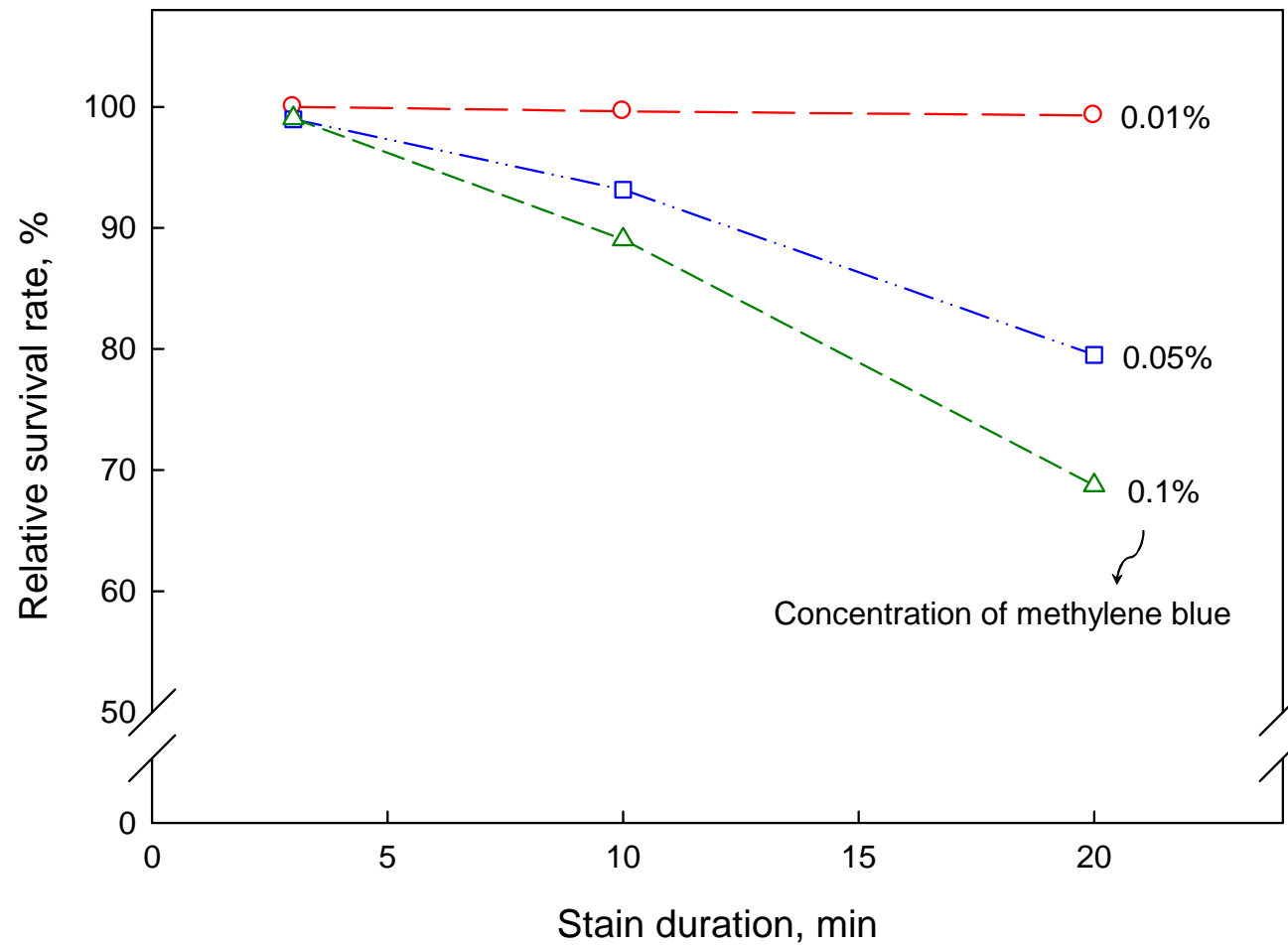


圖 23. Methylene blue 染色濃度對存活率影響

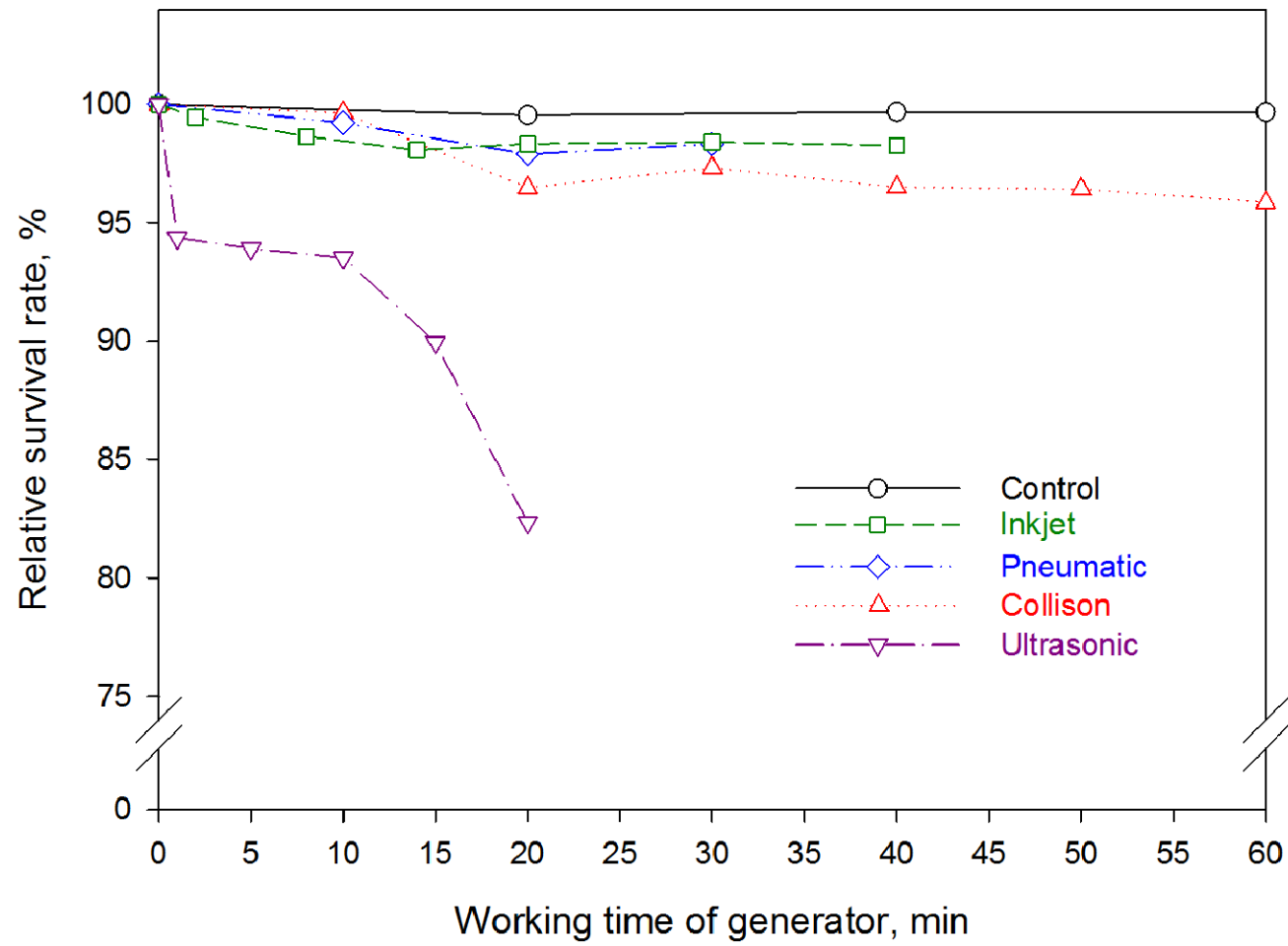


圖 24. 霧化方式對酵母菌存活率影響

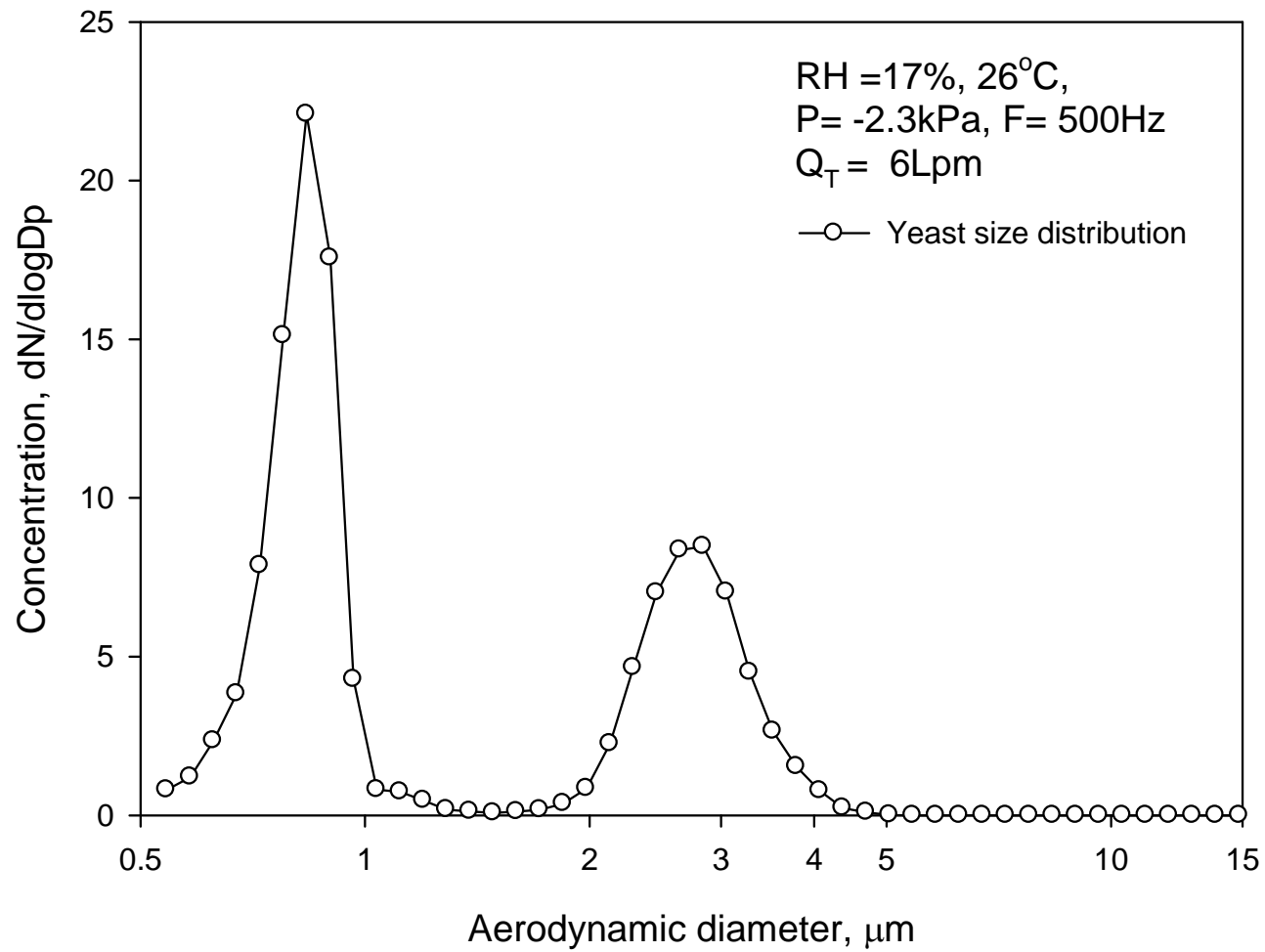


圖 25. 酵母菌粒徑分布

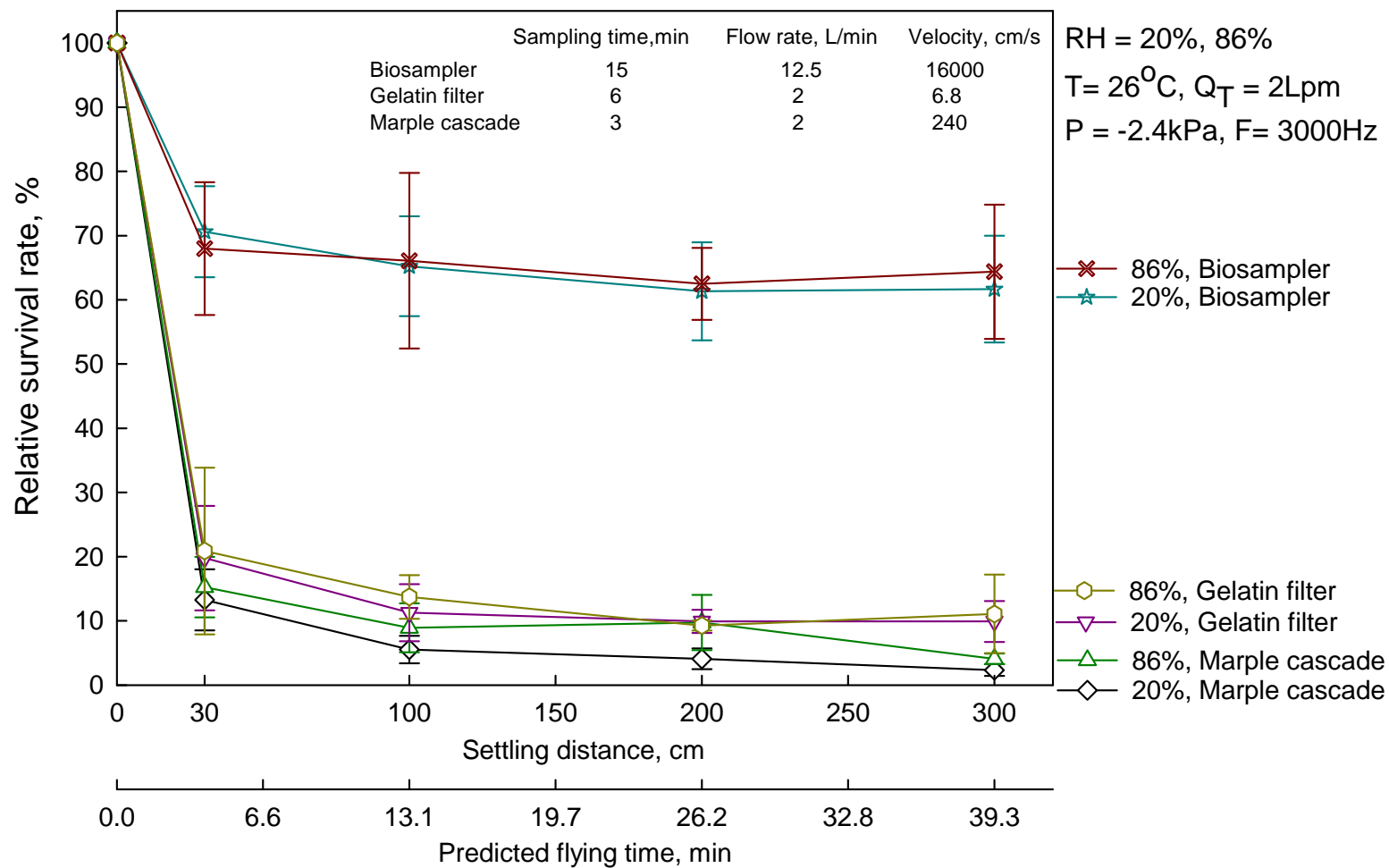


圖 26. 沉降距離對存活率的影響



附錄 噴墨系統使用說明

一、系統架構

(1) 噴墨頭和 holder 安裝

MicroFab 公司出產的壓電噴頭如圖 1，噴頭上端螺牙可鎖入 holder，噴嘴材質為玻璃毛細管，安裝時須小心避免碰撞，電源插孔具方向性，紅線、藍線的位置不可弄反。為避免從噴嘴噴出之微粒濃度太高而 coagulation，近噴嘴出口 1mm 處設計一直徑 2mm 的小孔，使之產生流速較大之氣流將微粒吹散。

對準 chamber 頂部的兩隻卡榫(圖 5 的紅色 A、藍色 B 兩角)放入 holder，之後使用長尾夾固定，壓克力板間加裝墊片並塗抹 grease 防止洩漏，插上驅動電源線時同樣要注意電流方向，不可插錯。



圖 1. 噴墨頭



圖 2. Holder 上蓋板

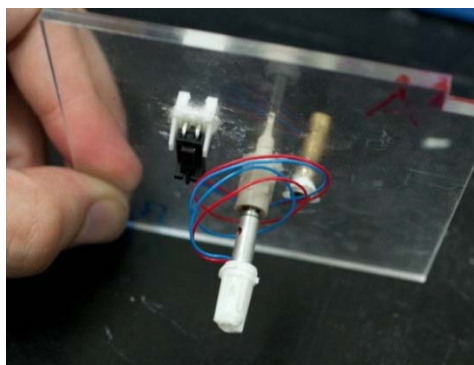


圖 3. 噴墨頭裝於上蓋板

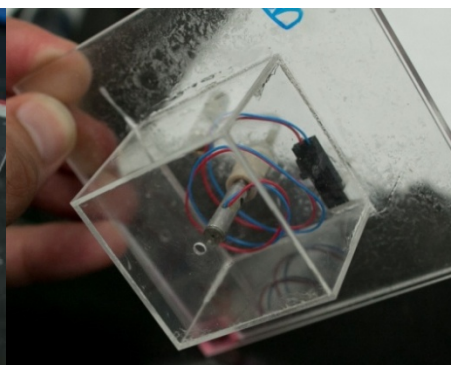


圖 4. Dispersion air hood 設計



圖 5. Holder 安裝於 chamber 頂部

(2) CCD Camera

CCD Camera 用於觀察墨滴自噴頭噴出的情況，但系統使用 CCD 之最大影像擷取率為每秒 30 張，無法清楚捕捉墨滴影像，因此搭配閃頻 LED 燈的亮暗進行相對曝光的動作。以頻率 1000Hz、每次亮 $1\mu\text{s}$ 的 LED 燈為例，等同於相機每秒開關快門 1000 次，每次曝光時間 $1\mu\text{s}$ 。

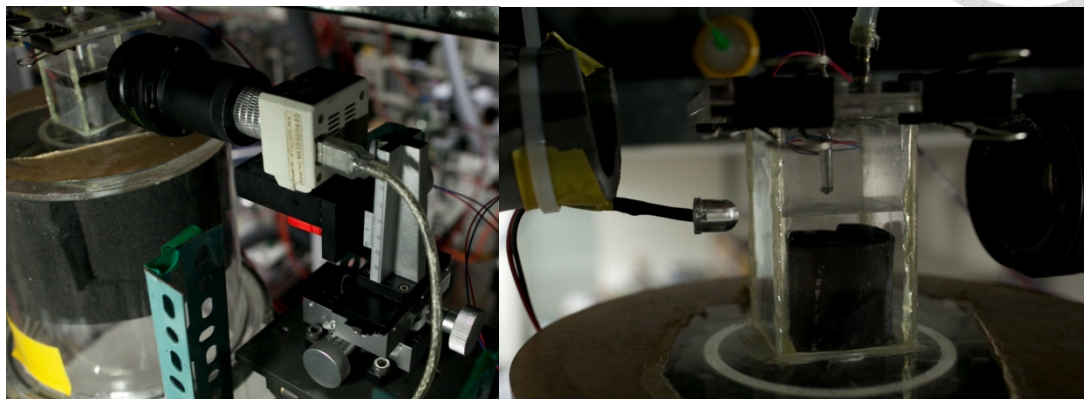


圖 6. 閃頻 LED 燈和鏡頭側視

(3) 接線盒連接

電腦 DAQ 卡輸出兩組訊號，分別用於閃頻 LED 燈和驅動壓電噴墨頭；Channel 22、55 為一組，可直接連接 LED 燈(注意電流方向)，而 Channel 21、54 用於驅動噴墨頭，但 DAQ 卡輸出最大電壓只有 $\pm 10\text{V}$ 尚不足以驅動噴墨頭，因此要再連接功率放大器，將電壓放大到 $\pm 100\text{V}$ 。

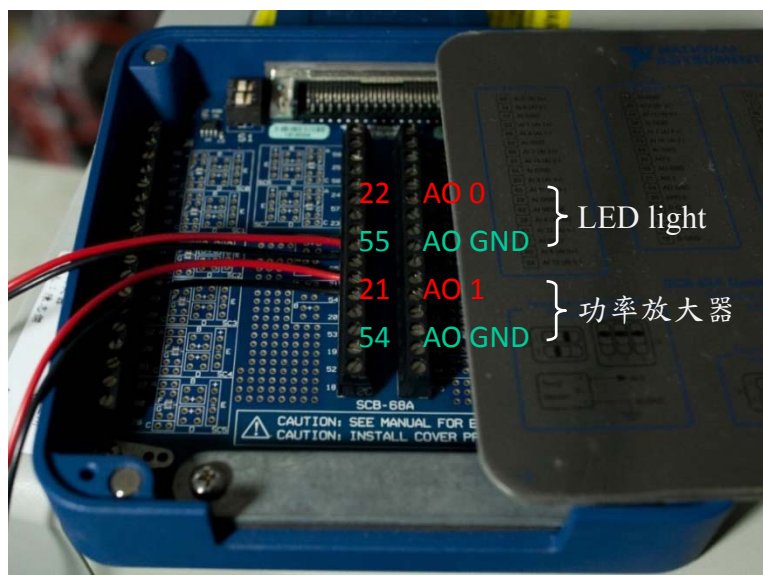


圖 7. 接線盒連接

(4) 示波器和放大器

示波器和放大器(圖 8)的型號分別為 GWINSTEK GDS-1052U 和 PINTEK HA-400，詳細操作方法請參閱產品說明書。



圖 8.示波器(左)和放大器(右)

(5)Labview 訊號產生程式

訊號產生程式分為兩個部分，PWM LED 控制閃頻 LED 燈的閃爍，Printhead 負責噴墨頭的驅動訊號。LED 燈和噴墨頭的驅動訊號是同步輸出的，控制 LED 燈閃爍的延遲時間，可以觀察不同時間點墨滴的位置。

PWM LED 可控制閃爍頻率(pulse in 1ms)、LED 電壓大小(voltage)、閃爍延遲時間(delay time)、每次亮的時間長短(delay width)。電壓大小與 LED 的亮度有關，每次亮的時間長短則影響每次曝光的光通量，控制這兩項參數使擷取影像不會過度曝光或太暗。

Printhead 控制輸出訊號的電壓大小和維持時間，本程式輸出 square wave 波形的電壓訊號。Drop number in 1ms 代表每 ms 產生微粒數量即產生頻率，Point number in 1st、2st 分別控制方波正半週期和負半週期的維持時間，預設單位為 μs 。voltage amplitude at 1st、2nd 則分別控制 DAQ 卡輸出正半週期和負半週期的電壓大小，範圍限制 $\pm 10\text{V}$ ，而輸出的電壓再經由放大器放大 10 倍至 $\pm 100\text{V}$ 。

圖 10 為示波器實際監測 DAQ 卡輸出的訊號，由圖可知驅動電壓為 30V、半週期維持時間 $15\mu\text{s}$ 、頻率 1000Hz。放大器 monitoring channel 的衰減比例是 100:1，因此示波器監測到 300mV 實際上代表輸出 30V。

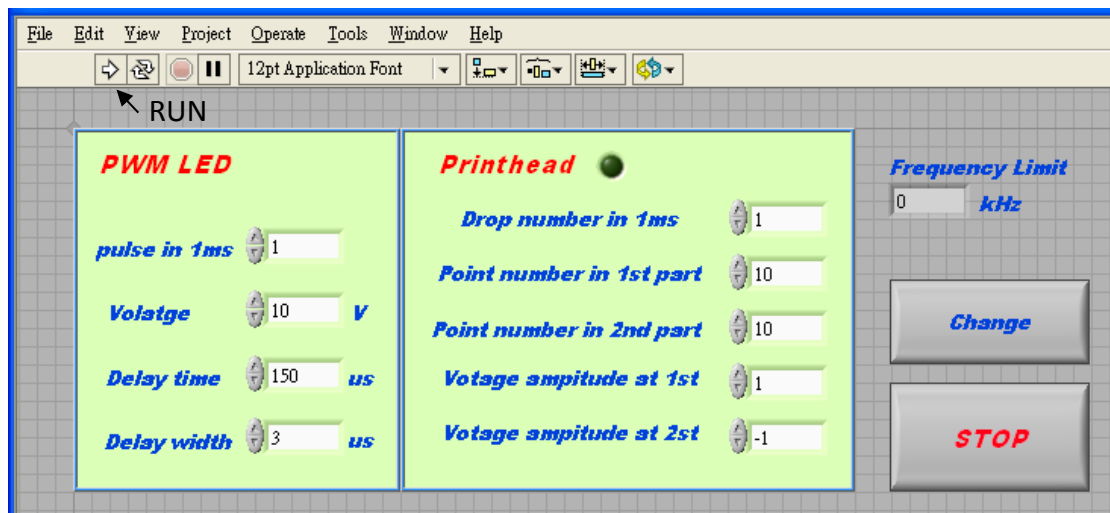


圖 9. 程式操作介面

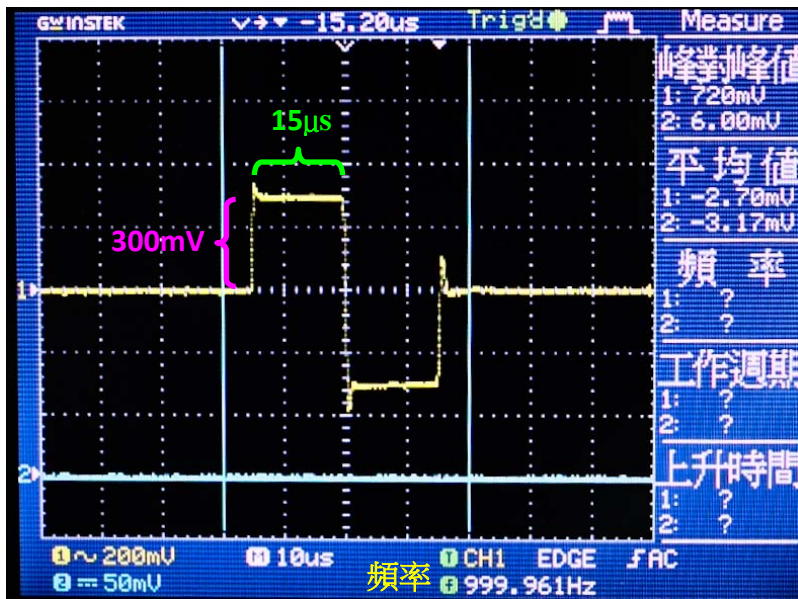


圖 10. 示波器畫面

(6)背壓控制單元

為了保持噴墨頭毛細管內液體供應穩定，過大負壓墨滴無法被擠出，過大正壓則液體漏出，因此需要在液體槽背後裝設氣壓控制單元。液體槽連接圖 11 裡左邊的可控制正、負壓狀態的三口二位閥，三口二位閥另外再連接供應正壓的高壓空氣管線和提供負壓的真空閥。圖 11 的真空閥能調節抽氣馬達提供的負壓，最大壓力為-0.3kPa，調節解析度為 0.1kPa。

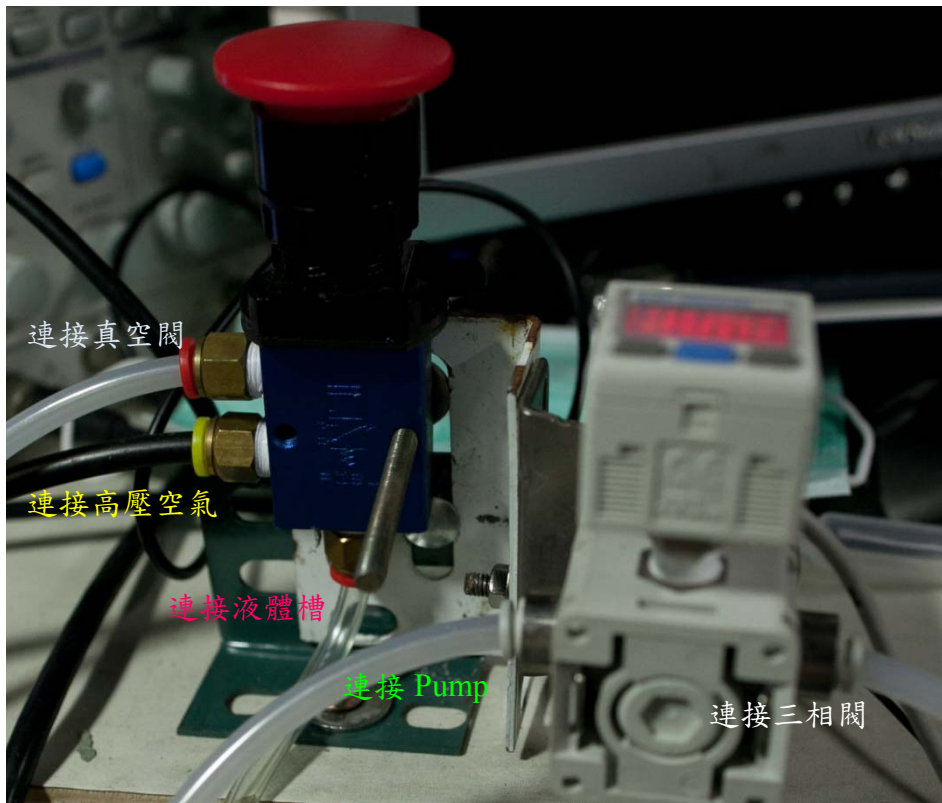


圖 11. 氣壓控制單元管線配置

二、使用流程

(1) 開啟噴墨影像觀測程式，並微調 CCD camera 的位置使噴頭畫面置中，若光線太暗可以開檯燈輔助照明或啟動 LED 燈。

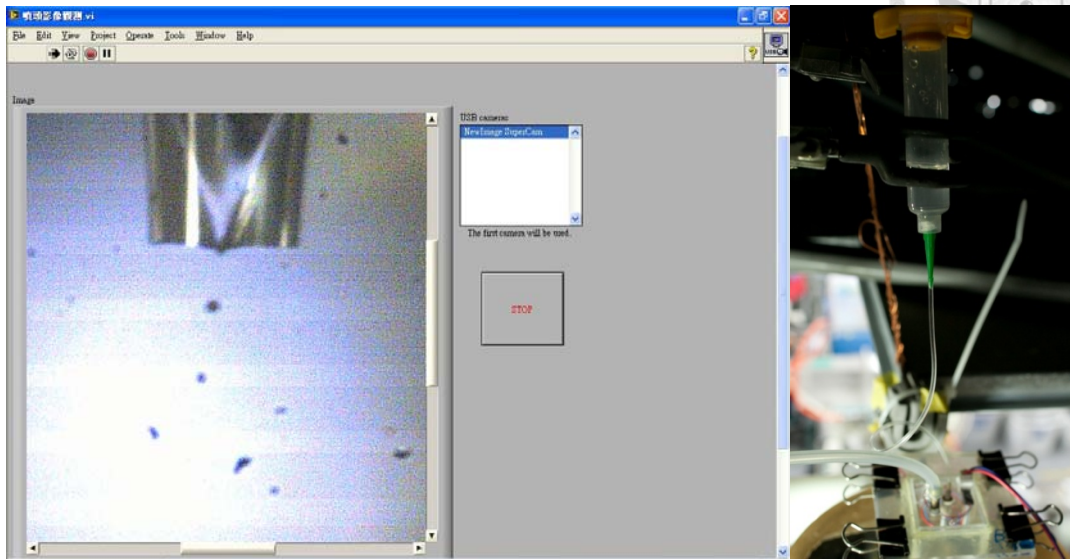


圖 12. 觀測程式介面

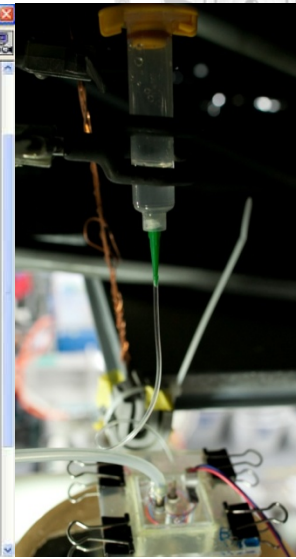


圖 13. 針筒液料槽

(2) 打開 dispersion air 和 dilution air，dispersion air 的理想範圍是 400ccm~600ccm，可能依照當天情況改變。

(3) 將裝填完液料的針筒槽連接到 holder 上，特別注意連接管中不可以有任何氣泡，連接管中的氣泡將會引響墨滴產生時的穩定。連接管裝好後，切換三口二位閘於正壓狀態將噴墨頭玻璃毛細管中的空氣推擠出來。

(4) 開啟 pump 抽氣同時調整壓力值，調整壓力時一邊觀察噴頭影像，噴嘴液面需剛好維持在噴孔位置如圖 17。適合此噴頭噴出的壓力表讀值範圍為： $-1.8\text{kPa} \sim -3.6\text{kPa}$ ，研究進行時固定壓力值在 -2.2kPa 。

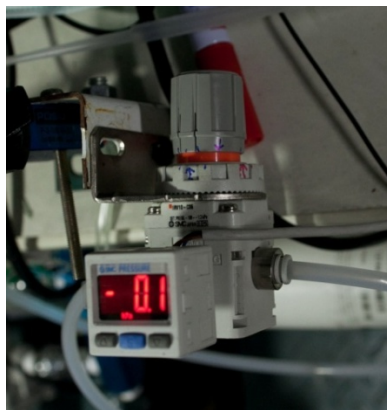


圖 15. 調壓閥

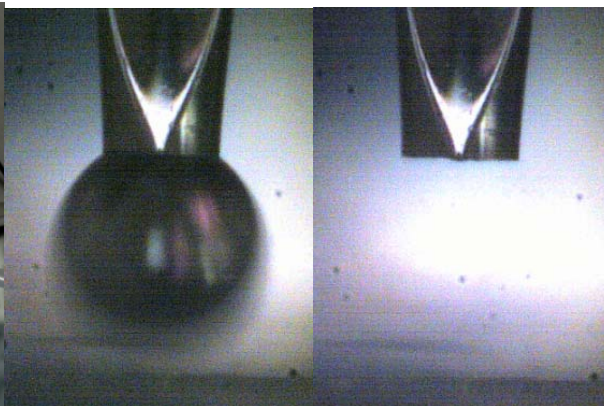


圖 16. 壓力太大
液面露出



圖 17. 壓力值剛好

(5)開啟訊號產生程式輸出電壓訊號，各種參數調整請參考第一章系統架構的說明。調整驅動訊號應同時觀察噴出影像是否為單顆液滴，避免衛星液滴的產生。另外驅動噴墨頭電路裝有單切開關，除了使用程式控制之外，亦可手動控制噴墨頭的啟動。

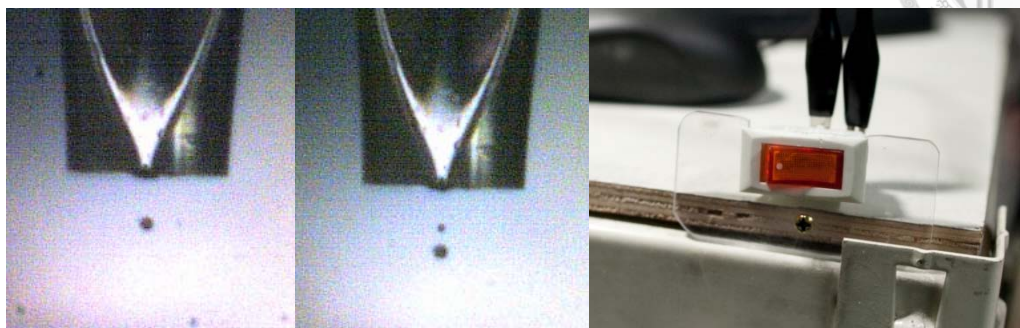


圖 18. 單顆液滴

圖 19. 衛星液滴

圖 20. 噴頭驅動電路單切開關

三、清潔與保養

每次使用完後應立即將噴頭清洗乾淨！以免液體乾掉後殘渣堵塞毛細管，更加難以清理。清理噴墨頭可分：抽氣沖洗、正沖洗、反沖洗等方法。

(1)抽氣沖洗：調壓閥調整到-50kPa 以下的壓力值，將噴頭毛細管中的殘留液體吸除乾淨。

(2)正沖洗：如圖 21 所示，液體抽除乾淨後，自噴墨頭入口端使用針筒注入乾淨的二次水或酒精溶液沖洗毛細管，為避免有固態微粒沉積，清潔液宜先用 0.22 μm 的 syringe filter 過濾乾淨，若毛細管通暢無阻塞可見到圖 22 自噴孔噴出的細微水柱。

(3)反沖洗：使用細 PVC 軟管套住玻璃毛細管出口，以反向的乾淨清洗液沖洗毛細管。因玻璃毛細管脆弱，除非嚴重堵塞，否則不建議使用這種方式。

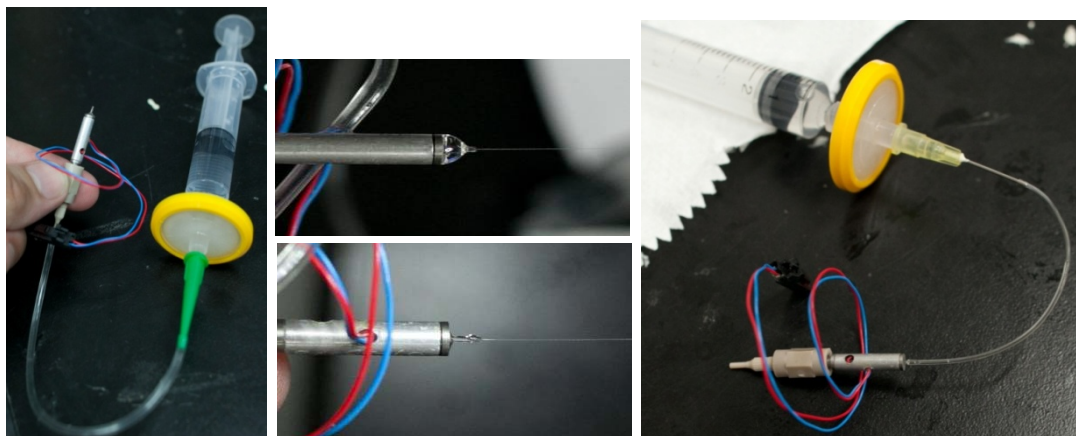


圖 21. 正沖洗

圖 22. 噴出的細水柱

圖 23. 反沖洗

(4)使用 Acetone、IPA 溶劑清洗(請戴手套於通風櫥內操作)：依照噴頭的使用頻率，每 3~5 天如圖 24 的模擬示範，使用針筒連接噴墨頭，再由噴嘴出口抽取 Acetone 或 IPA 溶劑，反覆吸取溶劑進行多次清洗，要注意溶劑不要碰觸到玻璃毛細管以外的地方。

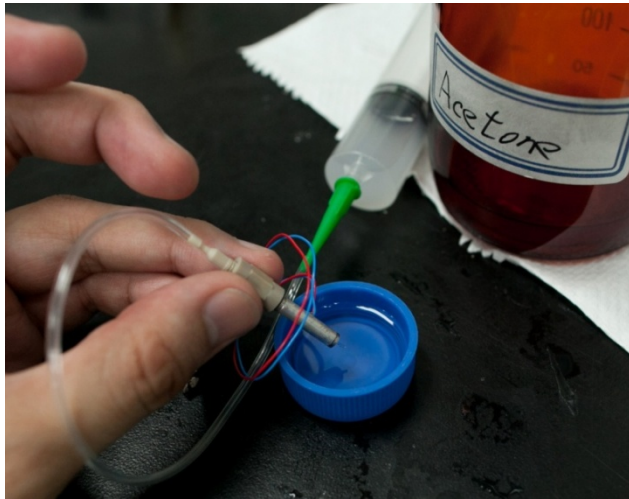


圖 24. 反覆抽取 acetone 沖洗噴頭



(6) 針筒液料槽和連接塑膠軟管務必在使用後使用水浴超音波清潔乾淨，塑膠軟管屬於耗材，過於髒污可以更換。

四、系統檢查與校正

(1) 每次使用噴墨系統前使用清水或調配好特定濃度的鹽類溶液試噴，確保系統運作正常後，再更換此次實驗用的溶液。

(2) 實驗前需校正 dispersion air 和 dilution air 的流量，也必須使用示波器確認 DAQ 卡輸出的訊號以及功率放大器的放大倍率無誤。

(3) 示波器的校正請詳閱儀器說明書。

五、系統除錯

故障情形	可能原因	處理方式
液滴未噴出	訊號線未連接	接好
	訊號線方向接錯	接對位置
	背壓太大	減小背壓
	背壓太小	增大背壓
	驅動電壓太小	加大驅動電壓
	連接管有氣泡	驅除氣泡
有衛星液滴	驅動電壓太大	減小驅動電壓
	脈波寬度太長	縮短電壓脈波寬度
監控畫面過暗	LED 電壓太低	升高電壓
	LED 明亮時間太短	加長明亮時間
	LED 位置沒對準	對準
監控畫面過亮	LED 電壓太高	降低電壓
	LED 明亮時間太長	減少明亮時間
無電壓輸出訊號	程式 bug	重 run 幾次
	連接線沒接好	接好