



การวิเคราะห์และออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกสำหรับการนำส่งยาแบบละออง
ที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตร

**Analysis and Design of Piezoelectric Actuator for Sub-micrometer Aerosol
Drug Delivery**

กมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ

Kamonrat Tangudomkit

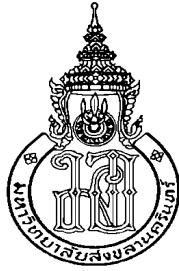
วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Mechanical Engineering**

Prince of Songkla University

2556

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



การวิเคราะห์และออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกสำหรับการนำส่งยาแบบละออง
ที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตร

**Analysis and Design of Piezoelectric Actuator for Sub-micrometer Aerosol
Drug Delivery**

กมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ

Kamonrat Tangudomkit

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Mechanical Engineering**

Prince of Songkla University

2556

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์และออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกสำหรับการนำส่งยาแบบละอองที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตร
ผู้เขียน	นางสาวกมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	คณะกรรมการสอบ
..... (รองศาสตราจารย์ ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี)ประธานกรรมการ (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชยุต นันทคุสิต)
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมกรรมการ
..... (ดร.จีระภา สุขแก้ว)	(รองศาสตราจารย์ ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี)
.....กรรมการ
(ดร.จีระภา สุขแก้ว)	(ดร.จีระภา สุขแก้ว)
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมกรรมการ
.....	(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)กรรมการ
.....	(ดร.นวัล บินหะยีนีย)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยนับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้เป็นผลมาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และขอขอบคุณผู้ที่มีส่วน
เกี่ยวข้องกับทุกท่านไว้ ณ ที่นี้

ลงชื่อ.....

(รศ.ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นางสาวกมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นางสาวกมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์และออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกสำหรับการนำส่งยาแบบละอองที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตร
ผู้เขียน	นางสาวกมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา	2555

บทคัดย่อ

อุปกรณ์ทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกถูกนำมาใช้ในการรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบทางเดินหายใจเช่น โรคหืด เนื่องจากทำละอองได้ขนาดเล็ก ทำงานได้โดยการกระตุ้นตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกด้วยความถี่ประมาณ 1-3 MHz จุดประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ ต้องการลดขนาดละอองให้ได้ในระดับต่ำกว่าไมโครเมตร โดยทำการวิเคราะห์ด้วยการสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ควบคู่ไปกับการตรวจสอบความถูกต้องด้วยผลการทดลอง

ขั้นตอนการวิจัยเริ่มจากการทดลองวัดขนาดละอองของอุปกรณ์อัลตราโซนิกที่ใช้กันในปัจจุบันด้วยเครื่อง ACI และ ICP – OES พบว่า ละอองที่ได้มีขนาดประมาณ 2 ไมโครเมตร จากนั้นสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยทฤษฎีทางฟิสิกส์ คือ การเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก ความดันเสียง และ กลศาสตร์ของไหลและการเปลี่ยนสถานะ นำค่าที่ได้มาคำนวณด้วยทฤษฎีการเกิดละออง จนสามารถคำนวณละอองได้ขนาดประมาณ 2 ไมโครเมตร เช่นกัน แล้วจึงทำการออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกใหม่เพื่อสร้างเป็นชุดทำละอองอัลตราโซนิกปรับปรุงให้ได้ขนาดละอองเล็กลง โดยนำลวดอะลูมิเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 มิลลิเมตร ยาว 1.05 เซนติเมตร ยึดปลายด้านหนึ่งตรึงกับตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก จำนวนทางไฟไนต์เอลิเมนต์หาขนาดละอองได้ประมาณ 2 ไมโครเมตร เช่นกัน สามารถทำละอองส่วนใหญ่ได้จริงที่ขนาดประมาณ 2 ไมโครเมตร แต่ละอองขนาด 1-5 ไมโครเมตรที่ได้จากอุปกรณ์ที่พัฒนาแล้วนี้มีปริมาณมากกว่าอุปกรณ์แบบเดิม 50% และได้ละอองขนาด 0.4 ไมโครเมตร มากกว่า ชุดทำละอองแบบเดิมถึง 3 เท่า

จากการวิจัยสรุปได้ว่า ชุดทำละอองแบบใหม่ที่เกิดจากการนำลวดอะลูมิเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 มิลลิเมตร ยาว 1.05 เซนติเมตร มายึดติดที่ปลายด้านหนึ่งเข้ากับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก สามารถปรับปรุงระบบนำส่งยาแบบพ่นละอองที่มีละอองขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตรได้จริง และพบว่าความถี่ที่พื้นผิวของของเหลวหรือยาที่มีค่ามากกว่า 5 MHz จะสามารถทำละอองส่วนใหญ่ให้มีขนาดต่ำกว่า 1 ไมโครเมตรได้

Thesis Title	Analysis and Design of Piezoelectric Actuator for Sub- Micrometer Aerosol Drug Delivery
Author	Miss Kamonrat Tangudomkit
Major Program	Mechanical Engineering
Academic Year	2012

ABSTRACT

Ultrasonic nebulizers are widely used for inhalation drug therapy. They can generate aerosol when the piezoelectric actuator is excited with the ultrasonic frequency around 1-3 MHz. In order to improve the drug delivery efficiency of the ultrasonic nebulizers, the purpose of this work is to minimize droplet size to be smaller than 1-2 micrometer. Because of the small aerosol can deliver drug to the lung greater than the larger aerosol. The research methodology was done by using the finite element method to design and validate with the experimental results.

The research began with the measurement of aerosol droplet sizes by Andersen Cascade Impactor (ACI) and Inductively Couple Plasma-Optical Emission Spectrometer (ICP-OES). The results showed that aerosol droplet sizes are around 2 micrometer. Next, the finite element models were studied, there were 3 modules used to simulate the physics of piezoelectric actuator module, pressure acoustic module, and laminar two-phase flow module. Until the validated simulation results obtained aerosol sizes around 2 micrometer, then the new design of ultrasonic nebulizer were developed. The new nebulizer model used of aluminum beam with diameter of 0.5 mm and length of the beam was 1.05 cm. The beam was fixed on the piezoelectric actuator and free at another end. Simulation result of the developed model showed aerosol sizes around 2 micrometer, it has the same aerosol sizes with the old model but the volume of aerosol is greater than 50% compared with the old model. Moreover, the new model yields volume of the 0.4 -micrometer aerosols 300% higher than the old one.

In summary, this research has given a new design of ultrasonic nebulizer that can produce high volume of sub-micrometer aerosol. In addition, the frequency of liquid surface must be higher than 5 MHz that can produce sub-micrometer aerosol.

กิตติกรรมประกาศ

สำหรับความสำเร็จของโครงการวิจัยที่นำมาสู่วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้รับความช่วยเหลือและการสนับสนุนในด้านต่างๆ จากบุคคลหลายท่านด้วยกัน ณ โอกาสนี้จึงขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงต่อท่านทั้งหลาย ดังนี้

รศ.ดร.พฤทธิกร สมิตไมตรี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ที่เป็นต้นแบบที่ดี สมกับคำคมที่ว่า ต้นแบบที่ดีมีค่ามากกว่าคำสอน ในด้านทัศนคติที่ดีในการใช้ชีวิต การบริหารจัดการงานวิจัยและงานต่างๆ ได้ในเวลาจำกัด เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาที่สามารถดึงศักยภาพของนักศึกษาในทีมวิจัยมาใช้ได้เหมาะสมกับประเภทของงานวิจัยซึ่งเป็นการพัฒนานักศึกษาได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทำให้งานวิจัยเป็นเรื่องที่สนุกและไม่น่าเบื่อ ท่านสามารถสร้างกำลังใจและแรงบันดาลใจ ได้จากข้อความสั้นๆ ที่บางครั้งข้าพเจ้าก็ลืมนึกไปได้อย่างไม่น่าเชื่อ รวมถึงการสนับสนุนและชี้แนะช่องทางในการจัดหาอุปกรณ์งานวิจัยที่เกินกำลังในการจัดหาของข้าพเจ้า

อ.ดร.จิระภา สุขแก้ว อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่เป็นผู้เปิดโอกาสและชี้แนะให้ข้าพเจ้ามองเห็นข้อดีของการศึกษาต่อในระดับปริญญาโท รวมทั้งคอยให้ความรู้ในด้านภาษาอังกฤษ การตรวจทานแก้ไขบทความต่างๆ ตั้งแต่ข้อเสนอโครงการ บทความทางวิชาการ รวมถึงวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งยังคอยจุดประเด็นเพื่อให้เกิดแนวคิดใหม่ๆ ทุกครั้งที่ข้าพเจ้าขอคำปรึกษา

รศ.ดร.ธีระพล ศรีชนะ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่คอยให้ความรู้และให้การช่วยเหลือในด้านอุปกรณ์ เครื่องมือวัด ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยในศาสตร์ทางด้านเกษตรกรรม ซึ่งเป็นเรื่องที่ข้าพเจ้าต้องยอมรับว่าใหม่ และไม่คุ้นเคย

รศ.ดร.สุธีระ ประเสริฐสุรทรัพย์ กับความตั้งใจที่จะพัฒนานักศึกษาในระดับบัณฑิตศึกษา อยากให้ท่านได้รู้ว่า สิ่งที่ท่านตั้งใจทำ ไม่ว่าจะเป็นการจัดคอร์สอบรมระยะสั้น การเป็นประธานของการสัมมนานักศึกษานั้น สามารถพัฒนานักศึกษารวมถึงตัวข้าพเจ้าได้มากที่สุด สิ่งที่น่าประทับใจที่สุด ก็คือ การพัฒนาทักษะในการวิเคราะห์ข้อมูล ตั้งแต่ข้อมูลที่เป็นข้อความ ตารางรูปภาพ และกราฟ ทำให้เห็นถึงความผิดปกติ จนพบช่องว่างที่สามารถนำมาวิจารณ์จนเกิดเป็นความรู้ใหม่นั้น เป็นประโยชน์อย่างมากสำหรับเส้นทางความเป็นนักวิจัย เรียกได้ว่าเป็นอาวุธสำหรับนักวิจัย

อ.ดร.กิตตินันท์ มลิวรรณ กับความช่วยเหลือในด้านความรู้ การวิเคราะห์สมการคณิตศาสตร์ และการเลือกใช้เงื่อนไขขอบเขตที่เหมาะสมสำหรับแต่ละฟิลิคส์ แต่ละโดเมน เหมือนการช่วยกำจัดเส้นผมบังภูเขา ที่ทำให้ข้าพเจ้ามองไม่เห็นทางในการแก้ปัญหาให้คลี่คลายลงได้

อ.ดร.นวัต บินหะยีนิยิ และกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่สละเวลาเพื่อทำการประเมินผลงานและตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์จนเป็นรูปเล่มที่สมบูรณ์

พี่ๆ ธุรการภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล ที่คอยให้คำปรึกษาและช่วยเหลือในด้านการติดต่อประสานงานกับหน่วยงานต่างๆ อีกทั้งยังคอยประชาสัมพันธ์ข่าวสารที่เป็นประโยชน์โดยไม่ขาดตกบกพร่องเลย

ทีมวิจัยสมาร์ตเมคาทรอนิกส์ สำหรับทุนสนับสนุนงานวิจัย และบรรยากาศที่อบอุ่นของการประชุมทุกสัปดาห์และความร่วมแรงร่วมใจในการทำงานหลายๆ อย่าง ทำให้งานเหล่านั้นสำเร็จลุล่วงได้อย่างง่ายดายไปพร้อมๆ กับความทรงจำที่น่าประทับใจไปอีกนาน

ครอบครัว หัวหน้าที่ทำงานเก่า เพื่อนๆ และตัวเอง สำหรับความรัก ความเข้าใจ กำลังใจ การให้โอกาสในการค้นหาตัวเอง หางานที่รัก และทุกอย่างที่บรรยายออกมาเป็นภาษาพูดหรือภาษาเขียนที่ไม่อาจสื่อออกมาได้หมดในหน้ากระดาษนี้

สุดท้าย ที่อยากจะกล่าวถึงอีกครั้ง หากไม่ได้บุคคลทั้งที่กล่าวมานั้น ข้าพเจ้าคงไม่สามารถยืนหยัดที่จะต่อสู้กับปัญหาและอุปสรรคต่างๆ จนงานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างมีความสุขและสนุกในทุกย่างก้าว ตลอดเส้นทางของการเป็นนักศึกษาปริญญาโทเส้นทางนี้

กมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	ix
รายการตาราง	xi
รายการภาพประกอบ	xii
สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ	xvi
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ	1
1.2 ชนิดของอุปกรณ์ทำละอองสำหรับการนำส่งยา	2
1.3 การทำงานของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก	3
1.4 เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	11
1.4.1 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกและความถี่กระตุ้น	11
1.4.2 คุณสมบัติของของเหลวที่มีผลต่อการเกิดละออง	16
1.4.3 ตัวขับเคลื่อนการไหล	19
1.4.4 รูปแบบของ Ultrasonic nebulizers	19
1.5 คุณสมบัติที่สำคัญของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก	28
1.6 วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	29
1.7 ภาพรวมของวิทยานิพนธ์	30
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและหลักการทำงานของเครื่องมือวัด	32
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	32
2.1.1 ทฤษฎีการเกิดละออง	32
2.1.2 ทฤษฎีการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก	34
2.1.3 ทฤษฎีความดันเสียง	49
2.1.4 ทฤษฎีกลศาสตร์ของไหลและการเปลี่ยนสถานะ	51
2.1.5 ทฤษฎีการเกิดควาเวชัน	54
2.1.6 ทฤษฎีการออกแบบ โครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับ การสั่นสะเทือนเชิงกล	55
2.2 หลักการทำงานของเครื่องมือวัด	56
2.2.1 หลักการทำงานของ d_{33} meter	56
2.2.2 หลักการทำงานของ LCR meter	57

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.2.3 หลักการทำงานของ Andersen Cascade Impactor	58
2.2.4 หลักการทำงานของ Inductively Couple Plasma- Optical Emission Spectrometer	61
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย	63
3.1 การทดลองเพื่อวัดขนาดละออง	64
3.2 การสร้างแบบจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	66
บทที่ 4 ผลการทดลอง	72
4.1 พฤติกรรมการเกิดละอองของแบบจำลองระบบแกนสมมาตร 2 มิติ	72
4.2 พฤติกรรมการเกิดละอองของแบบจำลองแบบระนาบความเครียด 2 มิติ	78
4.3 การวิเคราะห์และออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกล	83
4.3.1 ผลการคำนวณด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์เปรียบเทียบกับ ผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์	84
4.3.2 ผลการคำนวณหาความยาวของลวดดอลูมิเนียมด้วย แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์	88
4.4 พฤติกรรมการเกิดละอองของระบบที่มีการปรับปรุงและวิเคราะห์ผลด้วย ทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกล	90
4.5 ผลการวัดขนาดละอองเปรียบเทียบกันระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและ แบบที่พัฒนาแล้ว	94
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	96
5.1 สรุปผลการวิจัย	96
5.2 ข้อเสนอแนะ	99
เอกสารอ้างอิง	100
ภาคผนวก	104
ก. ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่วิทยานิพนธ์	105
ประวัติผู้เขียน	110

รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	คุณสมบัติของ Ultrasonic nebulizer ที่วางจำหน่ายทั่วไป	27
2-1	การเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ประเภท Soft และ Hard	43
2-2	โหมมการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกรูปร่างต่างๆ	44
2-3	แสดงขนาดละอองเมื่อเทียบกับระดับชั้นของ ACI	60
3-1	คุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก	67
3-2	คุณสมบัติของของเหลวและอากาศ	68
4-1	การเปรียบเทียบผลการคำนวณด้วยวิธีสมการคณิตศาสตร์และระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	85
4-2	ผลการคำนวณหาความยาวลวดอะลูมิเนียมที่เหมาะสมด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์	89
4-3	การเปรียบเทียบค่าของตัวแปรที่ได้จากการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว	93
4-4	การเปรียบเทียบค่าคุณสมบัติของ Nebulizer ระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและชุดทำละอองแบบใหม่กับเกณฑ์ทั่วไป	95
5-1	ผลการเปรียบเทียบค่าตัวแปรหลักระหว่างแบบจำลองที่สร้างจากระบบ 2D Axial symmetric ระบบ 2D Plane strain และผลการทดลอง	97
5-2	การเปรียบเทียบค่าของตัวแปรที่ได้จากการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว	98

รายการภาพประกอบ

รูปที่		หน้า
1-1	ตำแหน่งของละอองขนาดต่างๆ เมื่อสูดเข้าระบบทางเดินหายใจ	2
1-2	วิวัฒนาการของ Nebulizer	3
1-3	ส่วนประกอบของ MDIs	4
1-4	การใช้ MDIs	4
1-5	DPIs แบบ Turbuhaler™	5
1-6	DPIs แบบ Accuhaler™	6
1-7	DPIs แบบ Handihaler™	6
1-8	DPIs แบบ Easyhalers™	7
1-9	Nebulizers	8
1-10	Jet nebulizer	8
1-11	Ultrasonic nebulizer	9
1-12	การทำงานของ Ultrasonic atomizers	10
1-13	เพียโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์ที่อยู่ในของเหลว	11
1-14	ชุดทดลองที่นำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกไปต่อกับวัสดุแข็งที่มีรูพรุน	12
1-15	ชุดทดลองในการทำละอองที่ใช้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกสัมผัสกับของเหลวโดยตรง	13
1-16	การนำเพียโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์มาขึ้นของเหลว	13
1-17	การใช้คลื่นอัลตราโซนิกส่งผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งไปยังของเหลวที่มีแผ่น plate เป็นช่อง	14
1-18	การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมายึดกับแผ่น plate ที่มีรู เพื่อส่งผ่านคลื่นการสั่นสะเทือนไปยังของเหลว	15
1-19	รูปแบบ Ultrasonic nebulizer ที่มีการเพิ่ม Micro - pump	15
1-20	ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของละอองและความหนืดของสารละลายชนิดต่างๆ	16
1-21	ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของละอองและแรงตึงผิวของสารละลายชนิดต่างๆ	17
1-22	ความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดกับเวลาของ Air-jet nebulization และ Ultrasonic nebulization	18
1-23	ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการทำ Nebulization กับ แรงตึงผิวของสารละลายที่ได้จาก Air-jet nebulizer และ Ultrasonic nebulizer	18

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
1-24	ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการทำ Nebulization และความดันไออิ่มตัวของ Nebulizer 2 ชนิดเปรียบเทียบกับระหว่าง Air-jet nebulizer และ Ultrasonic nebulizer	19
1-25	การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสัมผัสกับของเหลวโดยตรง ในการทำละออง	20
1-26	การใช้คลื่นอัลตราโซนิกผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งเป็นรูปกรวย	21
1-27	Schematic view ของอุปกรณ์ Ultrasonic atomizing	21
1-28	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อแบบเอียงในการทำละออง	22
1-29	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบในการทำละออง และมีท่อเพื่อส่งผ่านละออง	22
1-30	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบและมีแผ่น plate ที่เจาะรูปิดด้านบน	23
1-31	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบและมีแผ่น plate ที่มีรูพุนปิดด้านบน	23
1-32	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่มีลักษณะโค้งเข้ากับภาชนะ	24
1-33	วัสดุเพียโซอิเล็กทริกต่อเข้ากับท่อที่ส่งผ่านคลื่น Acoustic	24
1-34	การใช้อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์ส่งคลื่นการสั่นผ่านน้ำไปยังของเหลว	25
1-35	ใช้คลื่นอัลตราโซนิกส่งผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งไปยังของเหลว	26
2-1	กลไกการเกิดหยดของเหลว	33
2-2	ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกและอินเวอร์สเพียโซอิเล็กทริก	35
2-3	การจัดกลุ่มผลึกตามความสมมาตรของผลึก	35
2-4	กระบวนการ Poling	36
2-5	ลักษณะโครงสร้างของวัสดุเมื่อทำการป้อนกระแสไฟฟ้าที่อุณหภูมิสูงและต่ำกว่า 120 °C	36
2-6	เครื่องหมายของแกนสำหรับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก	37
2-7	การออกแบบโครงสร้างในลักษณะของเข็มติดยึดด้วยกาวอีพ็อกซี่	55
2-8	ระบบคานปลายยึดด้านเดียว	56
2-9	Piezoelectric Constant (d_{33}) Calibrator	57
2-10	LCR Meter	58
2-11	ACI และระดับชั้นของขนาดละอองถูกส่งไปยังระบบทางเดินหายใจ	59
2-12	หลักการทำงานของ ACI ที่ต่อเข้ากับ Nebulizer แบบอัลตราโซนิกและแบบเจ็ท	59

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
2-13	หลักการ โมเมนต์สำหรับการหาขนาดของอนุภาค	60
2-14	หลักการการทำงานของ ACI ที่ต่อเข้ากับ Nebulizer แบบอัลตราโซนิคและแบบเจ็ท	61
3-1	ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย	63
3-2	ขั้นตอนการทดลองเพื่อหาขนาดละออง	64
3-3	ชุดทดลองเพื่อเตรียมสารสำหรับการวัดขนาดละอองที่ได้จากการ Nebulization	65
3-4	แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิค	66
3-5	การแบ่งเอลิเมนต์ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง	70
4-1	รูปทรงของแบบจำลองทางไฟไนต์ สำหรับแบบจำลองระบบแกนสมมาตร 2 มิติ	73
4-2	รูปแบบการสั่นสะเทือนแบบ Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ	74
4-3	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse กับความถี่กระตุ้นที่ได้จากการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่	74
4-4	รูปแบบการสั่นสะเทือนแบบ Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่ ที่ 1.77 MHz	75
4-5	พฤติกรรมการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา	75
4-6	พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว	76
4-7	พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	77
4-8	ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	78
4-9	รูปทรงของแบบจำลองทางไฟไนต์ สำหรับแบบจำลองระบบแกน 2D Plane Strain	79
4-10	รูปแบบการสั่นสะเทือนแนว Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ	79
4-11	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse กับความถี่ที่กระตุ้นที่ได้	80
4-12	รูปแบบการสั่นสะเทือนในแนว Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ ที่ 1.92 MHz	80
4-13	พฤติกรรมการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา	81
4-14	พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว	81
4-15	พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	82
4-16	ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	83

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4-17	แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ปรับปรุงใหม่	88
4-18	รูปแบบการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ปรับปรุงใหม่	88
4-19	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse และ ค่าการกระจัดในแนว Longitudinal กับความถี่ที่กระตุ้น	90
4-20	แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของระบบทำละออง ด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่ปรับปรุงใหม่	91
4-21	พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว	91
4-22	พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	92
4-23	ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป	92
4-24	ผลการวัดขนาดละอองเปรียบเทียบกันระหว่างชุดทำละอองแบบเดิม และแบบที่พัฒนาแล้ว	94

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ

λ_s (m)	คือ ความยาวคลื่นที่พื้นผิวของของเหลว
f_s (Hz)	คือ ความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว
g (m/s ²)	คือ ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก
ρ_l (kg/m ³)	คือ ความหนาแน่นของของเหลว
σ_l (N/m)	คือ แรงตึงผิวของของเหลว
h (m)	คือ ความหนาของฟิล์มที่ทำให้เกิดคลื่น
D_{nm} (m)	คือ ขนาดของหยด
D (C/m ²)	คือ การกระจัดทางไฟฟ้า (electric displacement)
T (N/m ²)	คือ ความเค้นทางกล (mechanical stress)
E (N/C)	คือ สนามไฟฟ้า (electric field)
S (-)	คือ ความเครียดทางกล (mechanical strain)
S_E (m ² /N) หรือ C_E (N/m ²)	คือ ค่าความยืดหยุ่นของวัสดุ (stiffness หรือ compliance)
S_D (m ² /N) หรือ C_D (N/m ²)	คือ ค่าความยืดหยุ่นของวัสดุ (compliance หรือ stiffness) ภายใต้การกระจัดทางไฟฟ้าคงที่
\tilde{g} (m ² /C) หรือ \tilde{q} (N/C)	คือ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างโดเมน (coupling matrix) สำหรับ Strain - Voltage form หรือ Stress - Voltage form
ϵ_T หรือ ϵ_S (F/m)	คือ ค่าการยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านหรือสภาพการยอมรับได้ทางไฟฟ้า
ϵ_0 (F/m)	คือ สภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าในสุญญากาศ (vacuum permittivity)
d (C/N) หรือ e (C/m ²)	คือ อัตราส่วนระหว่าง electric charge ที่เกิดขึ้นต่อพื้นที่ 1 หน่วย และการให้แรงกระทำ
ξ (-)	คือ damping parameter
m (kg)	คือ มวล
k (N/m)	คือ ค่าคงที่นิจสปริง
D_r (C/m ²)	คือ Remanent Electric Displacement
Q_m (-)	คือ Quality factor
D_f (-)	คือ Dissipation factor

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ (ต่อ)

ρ (kg/m ³)	คือ ความหนาแน่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก
ω (Hz)	คือ ความถี่ที่ได้จากการตอบสนอง
u (m)	คือ ผลตอบสนองของการกระจัด
F_v (N)	คือ ปริมาณของแรงที่กระทำ
ρ_v (kg/m ³)	คือ ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า
$F(f)$ (N)	คือ แอมพลิจูดของแรง
$F_{ph}(f)$ (N)	คือ ค่าของแรงเมื่อเวลาเปลี่ยนไป
t (s)	คือ เวลา
ρ_s (kg/m ³)	คือ ความหนาแน่นของประจุบนพื้นผิว (surface charge density)
d_s (m)	คือ ความหนาของฉนวน
ϵ_{rL} (-)	คือ ค่า Relative permittivity ของแผ่นฉนวน
d_L (m)	คือ ความหนาของแผ่นฉนวน
V_{ref} (V)	คือ แหล่งจ่ายความต่างศักย์ไฟฟ้า จากภายนอกที่เชื่อมต่อกับวัสดุ
$A(t,z)$ (m)	คือ แอมพลิจูดของคลื่น
v (m/s)	คือ ความเร็วของคลื่น
k_{eq} (1/m)	คือ ตัวเลขคลื่นหรือ wave number
ϕ (rad)	คือ มุมเฟส
Q (1/s)	คือ monopole source หรือแหล่งจ่ายคลื่นเสียงที่เป็นไปในลักษณะกระจายตัวทุกทิศทาง
c (m/s)	คือ ความเร็วเสียง
p (Pa)	คือ ความดันเสียง
q (N/m ³)	คือ dipole source หรือแหล่งจ่ายคลื่นเสียงที่เป็นไปในลักษณะของการส่งคลื่นและการสะท้อนกลับใน 2 ทิศทางที่ตรงข้ามกัน
u_n (m/s ²)	คือ ค่าความเร่ง
u_s (m/s)	คือ ความเร็วของคลื่นที่ผิว (surface wave velocity)
μ (Pa.s)	คือ ความหนืดจลนศาสตร์ (fluid dynamic viscosity)
F (N/m ³)	คือ แรงเชิงปริมาตร (volume force vector)

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ (ต่อ)

$\mu_{e0} (m^2 / (s.V))$	คือค่าการเคลื่อนที่ของกระแสไฟฟ้า (electroosmotic mobility)
$E_t (-)$	คือ ค่าของกระแสไฟฟ้าที่ผนัง (fluid electric field tangential to the wall)
$\varepsilon_r (-)$	คือ the fluid's relative permittivity
$\varepsilon (F/m)$	คือ สภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าในพื้นที่ว่าง (the permittivity of free space)
$\zeta (V)$	คือ the fluid's zeta potential
$u_w (m/s)$	คือ ผนังที่มีการเคลื่อนที่ (velocity of moving wall)
$\gamma (m/s)$	คือ ตัวแปรป้อนกลับ (reutilization parameter)
$\lambda (N)$	คือ ความหนาแน่นของพลังงานรวม (the mixing energy density)
$\varepsilon_{pf} (m)$	คือ ตัวแปรที่ควบคุมความหนาบริเวณรอยต่อ (the parameter controlling interface thickness)
$x (m.s/kg)$	คือ ตัวแปรที่เปลี่ยนกลับไปกลับมาได้ (the mobility turning parameter)
$\tilde{E} (Pa)$	คือ ค่ามอดูลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity)
$I (m^4)$	คือ โมเมนต์ความเฉื่อยของคานวัดจากแกนกลาง (area moment of inertia of beam about neutral axis)
$L (m)$	คือ ความยาวของคาน (span of beam)
$\hat{y}_i (\frac{x}{L})$	คือ mode shape ของการสั่นสะเทือน
$\tilde{Q} (C)$	คือ ค่าของชาร์จ์ที่เกิดขึ้น
$\tilde{F} (N)$	คือ แรงกลที่กระทำต่อผลึก
$C (F)$	คือ ค่าความจุไฟฟ้าของตัวเก็บประจุ
$V (Volt)$	คือ ศักย์ไฟฟ้า
$V (Volt)$	คือ ความต่างศักย์ที่ใช้กระตุ้น
$I(f)(A)$	คือ ไฟฟ้ากระแสสลับที่ให้กับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบันทั่วโลกมีคนป่วยโรคหืด ประมาณ 150 ล้านคน โดยเด็กอายุ 9 – 14 ปี และคนที่มียาอายุเกิน 65 ปี มีโอกาสเป็นโรคหืดมากที่สุด จากจำนวนผู้ป่วยทั้งหมด พบว่า จะมีผู้เสียชีวิตประมาณ 180,000 คนต่อปี สำหรับยาที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคหืดนั้น มีด้วยกัน 2 กลุ่ม คือ ยาแก้อาการอักเสบของทางเดินหายใจและยาขยายหลอดลม (สุเมธ, 2010) ส่วนการรักษา นั้นสามารถทำได้ 3 วิธีหลักๆ คือ การกิน การฉีด และการพ่นละออง ซึ่งแต่ละวิธีมีข้อดี ข้อเสีย ดังนี้

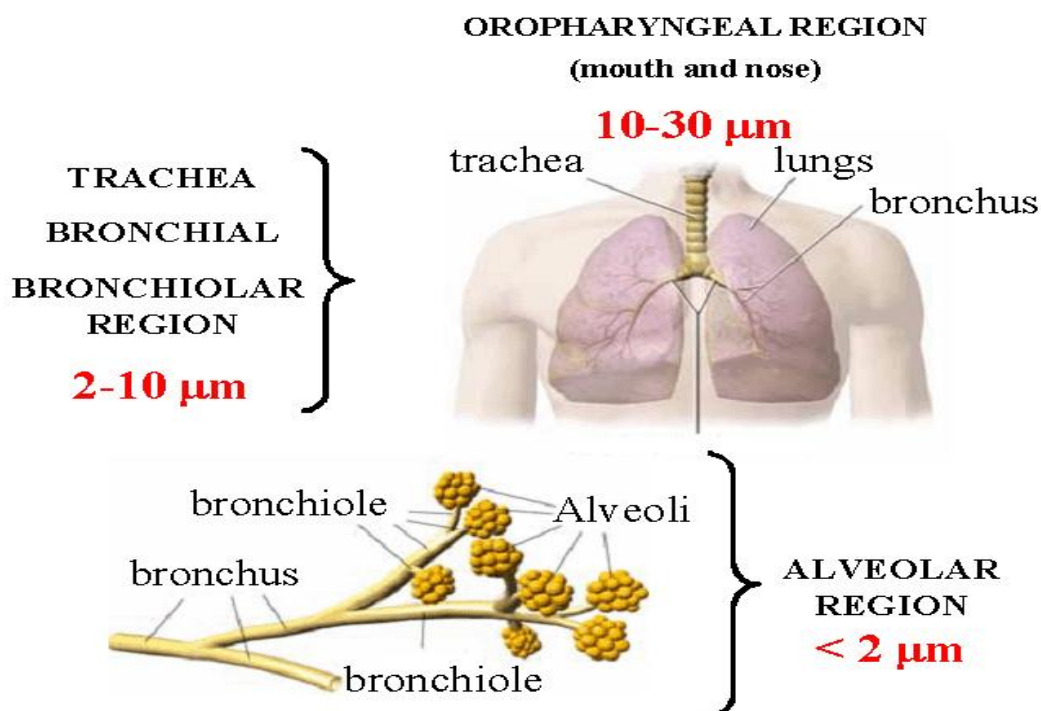
การกิน มีข้อดี คือ สะดวก แต่มีข้อเสีย คือ ยานอกฤทธิ์ช้า เนื่องจากต้องผ่าน กระเพาะอาหาร ลำไส้ และดูดซึมผ่านเลือดก่อนที่ตัวยาจะถึงเป้าหมายที่ต้องการ ทำให้ต้องใช้ยา ปริมาณมาก

การฉีด มีข้อดี คือ ยานอกฤทธิ์ได้เร็วเพราะเข้าสู่กระแสเลือดโดยตรง แต่มีข้อเสีย คือ มีผลข้างเคียงสูง (สิรินันท์ และ เฉลิมชัย, 2010)

การพ่นละออง หรือ การนำส่งยาสู่ระบบทางเดินหายใจผ่านทางช่องจมูก หรือ ช่องปาก คอหอย กล่องเสียง หลอดลม หลอดลมย่อย และหลอดลมแขนงภายในปอด เพื่อให้ยาออกฤทธิ์เฉพาะที่ ซึ่งการดูดซึมยาจะเกิดขึ้นบริเวณเนื้อเยื่อถุงลมปอด จำนวนกว่า 400 ล้านถุง มีพื้นที่ผิว มากถึง 75 ตารางเมตร (ธีระพล, 2011) สู่ระบบไหลเวียนโลหิต นับเป็นข้อดี คือ ช่วยนำยาสู่ หลอดลมส่วนปลายได้โดยตรงและมีผลข้างเคียงน้อยกว่าวิธีอื่น (วันชัย, 2010) แต่มีข้อเสีย คือ ประสิทธิภาพในการนำส่งยาค่ำ ส่วนใหญ่ติดอยู่ตามปากและลำคอ ส่วนที่ไปยังหลอดลมและปอดมี เพียง 10% ของปริมาณยาที่พ่นในแต่ละครั้ง (สิรินันท์ และ เฉลิมชัย, 2010)

ประสิทธิภาพในการนำส่งยาสู่ทางเดินหายใจจึงขึ้นอยู่กับลักษณะทางกายภาพของ ทางเดินหายใจ คุณสมบัติของยา เช่น ความสามารถในการแตกตัวเป็นประจุ การละลาย ความคงตัว ความชอบไขมัน และที่สำคัญ คือ ขนาดอนุภาคยา โดยที่ อนุภาคยาขนาดใหญ่กว่า 10 ไมโครเมตร

เมื่อสูดยาจะตกอยู่บริเวณช่องปากและลำคอ ส่วนอนุภาคยาขนาด 5 - 10 ไมโครเมตร จะตกที่ หลอดลมและถุงลมปอดขนาดใหญ่ อนุภาคที่เล็กกว่า 5 ไมโครเมตร จะตกอยู่บริเวณทางเดินหายใจ ส่วนล่าง (ธีระพล, 2011) ดังรูปที่ 1-1 และอนุภาคที่เล็กกว่า 0.5 ไมโครเมตร จะสามารถซึมผ่านผนัง และเยื่อหุ้มเซลล์ได้ (Bailey and Berkland, 2008)



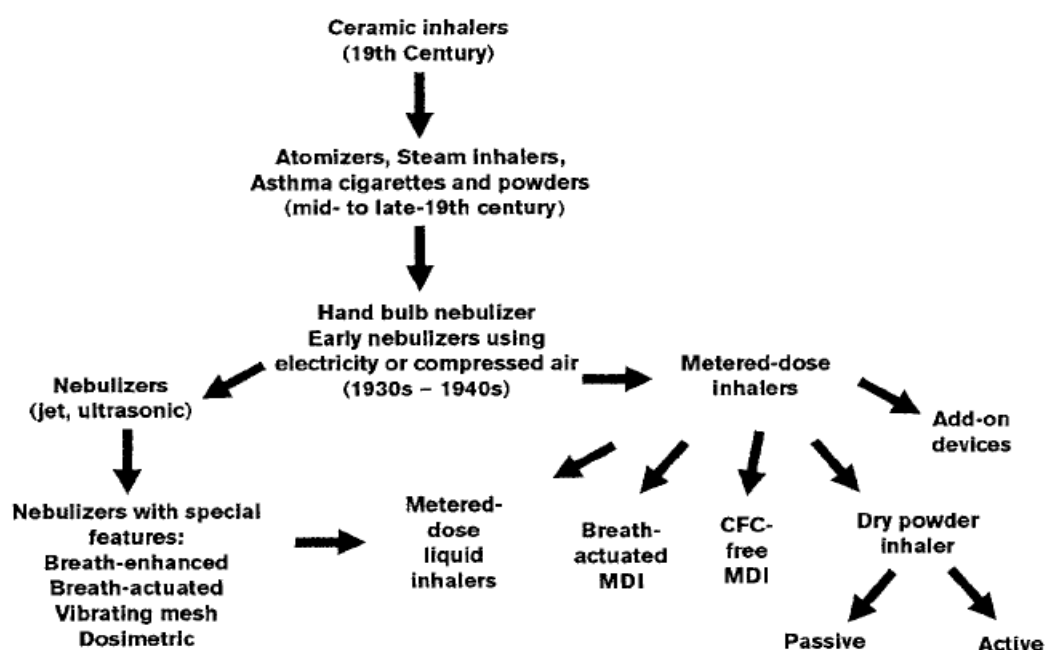
รูปที่ 1-1 ตำแหน่งของละอองขนาดต่างๆ เมื่อสูดเข้าระบบทางเดินหายใจ (ธีระพล, 2011)

เพื่อเป็นการปรับปรุงและเพิ่มประสิทธิภาพในการนำส่งยาให้สามารถออกฤทธิ์ได้ เฉพาะที่ วิธีการกลั่นลมหายใจไว้ช่วงขณะสูดละอองยาที่มีขนาดอนุภาคต่ำกว่าระดับไมโครเมตร ก็ เป็นอีกวิธีหนึ่งที่สามารถทำได้ ดังนั้น การพัฒนาอุปกรณ์ให้สามารถผลิตละอองยาในระดับต่ำกว่า ไมโครเมตร จึงมีความสำคัญที่จะต้องคิดค้นและพัฒนาต่อไป

1.2 ชนิดของอุปกรณ์สำหรับนำส่งยาด้วยการสูดดม

การบำบัดโรคด้วยการสูดดม เป็นที่รู้จักกันมาตั้งแต่สมัยโบราณ และมีที่มาจาก การเตรียมสาร datura ซึ่งได้จากพืชชนิดหนึ่งชื่อลำโพงขาว ดอกแห้งของพืชชนิดนี้ สามารถนำมาผลิต ยารักษาโรคหืด โรคหลอดลมอักเสบรวมถึงไข้หวัดได้ การทำละอองเพื่อใช้สูดดมเกิดขึ้นใน

ประเทศอินเดียมากกว่า 4,000 ปี ในปลายศตวรรษที่ 18 และศตวรรษที่ 19 มีการนำภาชนะดินเผามาใช้เป็นอุปกรณ์ช่วยสูดกันอย่างแพร่หลาย อุปกรณ์ดังกล่าวนี้ ได้ถูกพัฒนาอย่างจริงจังเป็นอุตสาหกรรมในประเทศฝรั่งเศส จนกลายมาเป็น Atomizers, Nebulizers, Metered-Dose Inhalers (MDIs) และ Dry Powder Inhalers (DPIs) เพื่อตอบสนองความต้องการของประชาชนในยุคที่นิยมการสูดดมสารระเหยและการทำสปา (Anderson, 2005) ดังรูปที่ 1-2



รูปที่ 1-2 วิวัฒนาการของ Nebulizer (Anderson , 2005)

ในปัจจุบัน อุปกรณ์ที่ถูกนำมาใช้ในการนำส่งยาเพื่อรักษาโรกระบบทางเดินหายใจ มี 3 รูปแบบหลัก คือ MDIs, DPIs และ Nebulizers (คณะเภสัชศาสตร์ ม.สงขลานครินทร์, 2009 ,LeBrun et al., 2000) โดย 2 วิธีหลัง ถูกออกแบบขึ้นเพื่อลดปัญหาที่เกิดขึ้นจากการใช้สารขับเคลื่อน (propellant) ที่เป็นองค์ประกอบใน MDIs รายละเอียดของอุปกรณ์สำหรับการนำส่งยาแบบพ่นละออง มีดังนี้

1.2.1 อุปกรณ์พ่นยาแบบอัดไอ (MDIs)

อุปกรณ์ชนิดนี้ใช้สำหรับพ่นยาที่แขวนลอยหรือละลายอยู่ใน low-vapor-pressure propellant, chlorofluorocarbon (CFC) หรือ hydrofluoralkane (HFA), cosolvents และ/หรือ

surfactants ตัวอุปกรณ์ประกอบด้วย หลอดยา (canister) และกระบอกสูดยา (mouth piece) ดังรูปที่ 1-3 เมื่อกดหลอดยา ยาจะถูกวัดขนาดพ่นออกมาทางหัวฉีด (actuator orifice) ในรูปของละออง ดังรูปที่ 1-4 (คณะเภสัชศาสตร์ ม.สงขลานครินทร์, 2009)



รูปที่ 1-3 ส่วนประกอบของ MDIs (Health central, 2010)



รูปที่ 1-4 การใช้ MDIs (Health central, 2010)

การนำส่งยาด้วยอุปกรณ์ชนิดนี้ เป็นที่นิยมสำหรับการรักษาผู้ป่วยนอก เนื่องจากเครื่องมือมีขนาดเล็กสามารถพกพาได้สะดวก แต่มีข้อเสีย คือต้องอาศัยทักษะในการใช้อุปกรณ์และ

ที่สำคัญ คือ จังหวะการกดขากับการสูดหายใจเข้าต้องสัมพันธ์กัน (วันชัย, 2010 ,LeBrun et al., 2000)

1.2.2 อุปกรณ์พ่นยาที่อยู่ในรูปผงแห้ง (DPIs)

อุปกรณ์ชนิดนี้มีด้วยกันหลายแบบ ได้แก่ Rotahaler™, Spinhaler™, Diskhaler™, Turbuhaler™, Accuhaler™, Handihaler™ และ Easyhalers™ ซึ่ง DPIs 4 แบบหลังเป็นที่นิยมใช้มากที่สุด (เภสัชกรรมจ่ายยา การใช้ยาเทคนิคพิเศษ ภาควิชาเภสัชกรรมคลินิก คณะเภสัชศาสตร์ ม.สงขลานครินทร์, 2009) ดังแสดงในรูปที่ 1-5 1-6 1-7 และ 1-8 แต่มีหลักการทำงานแบบเดียวกันคือ ใช้สำหรับพ่นยาที่อยู่ในรูปผงแห้งบรรจุในแคปซูล (capsule) อาศัยกลไกของเครื่องทำให้ผงยาสามารถผ่านไปจนถึงหลอดลมส่วนปลายได้ เมื่อผู้ป่วยสูดหายใจเข้าอย่างแรงด้วยอัตราการไหลของลมหายใจไม่น้อยกว่า 60 ลิตร/นาที

การนำส่งยาด้วยอุปกรณ์ชนิดนี้มีข้อดี คือ ไม่ต้องอาศัยจังหวะที่สัมพันธ์กันระหว่างการกดพ่นยากับการหายใจเข้าเหมือน MDIs แต่มีข้อจำกัดในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการหอบเหนื่อยมาก หรือผู้ป่วยเด็กที่ไม่สามารถสูดยาได้แรงพอ (วันชัย, 2010)



รูปที่ 1-5 DPIs แบบ Turbuhaler™ (Medical Definition ม.ขอนแก่น, 2010)



รูปที่ 1-6 DPIs แบบ Accuhaler™ (Medical Definition ม.ขอนแก่น, 2010)



รูปที่ 1-7 DPIs แบบ Handihaler™ (Medical Definition ม.ขอนแก่น, 2010)



รูปที่ 1-8 DPIs แบบ Easyhalers™ (Hexal Asthma, 2010)

1.2.3 อุปกรณ์พ่นยาแบบละออง (Nebulizers)

อุปกรณ์พ่นยาแบบละออง คือ อุปกรณ์ที่ใช้เปลี่ยนยาที่เป็นของเหลวให้กลายเป็นละอองหมอกละเอียดส่งผ่านท่อเพื่อการสูดดมผ่านทางจมูกและปากของคนไข้ (Hess, 2000 ,สุเมธ, 2010) ดังรูปที่ 1-9 นี้ สามารถแบ่งตามลักษณะการทำงานได้ 2 แบบ คือ แบบ Jet nebulizer และแบบ Ultrasonic nebulizer อุปกรณ์พ่นยาแต่ละแบบมีหลักการทำงาน ดังนี้

Jet nebulizer ดังรูปที่ 1-10 คือ อุปกรณ์พ่นละอองยาที่ใช้หลักการส่งอากาศที่ถูกอัดจาก Compressor ให้ไหลผ่านรูเล็กๆ ทำให้อากาศมีการขยายตัวอย่างรวดเร็ว จนเป็นสาเหตุให้เกิดแรงดันที่เป็นลบ ซึ่งจะดูดของเหลวให้ลอยขึ้นในลักษณะของอนุภาคใหญ่ จากนั้นอนุภาคเหล่านี้จะชนเข้ากับตัวขัดขวางการไหลที่เรียกว่า Baffle ซึ่งติดอยู่ที่ผนังของภาชนะ ทำให้เกิดเป็นละอองที่มีขนาดเล็ก ปล่อยออกมาตามท่ออย่างต่อเนื่อง (O'Callaghan and Barry, 1997)

Ultrasonic nebulizer ดังรูปที่ 1-11 คือ อุปกรณ์พ่นละอองที่ใช้คลื่นอัลตราโซนิกในการทำให้ผลึกวัสดุเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric material) เกิดการสั่น ทำให้อากาศของเหลวถูกรบกวนจนหลุดออกจากกันเกิดเป็นละอองยา (LeBrun et al., 2000 ,O'Callaghan and Barry, 1997 ,Taylor and McCallion,1997)



รูปที่ 1-9 Nebulizers (Tri – medinc, 2010)



รูปที่ 1-10 jet nebulizer (Airlux.bg CLINEB, 2012)



รูปที่ 1-11 ultrasonic nebulizer (Allergy Asthma Technology LLC,2012)

อุปกรณ์ส่งยาแบบ ultrasonic nebulizer มีข้อดีกว่าแบบ jet nebulizer ดังนี้ (สุเมธ, 2010 ,Galler,2005)

1. เครื่องจะเงียบมากขณะใช้งาน เนื่องจาก ultrasonic nebulizer ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ ส่งผ่านทรานสดิวเซอร์เพียโซอิเล็กทริกเพื่อให้ได้ละออง จึงไม่ทำให้เกิดเสียงรบกวน แต่ jet nebulizer ใช้มอเตอร์และปั๊มเป็นส่วนประกอบ ซึ่งมีเสียงดังรบกวนขณะเครื่องทำงาน

2. อัตราในการนำยาเข้าสู่ร่างกายของ ultrasonic nebulizer จะเร็วกว่า nebulizer ที่ใช้ compressor ถึง 50%

3. สามารถควบคุมปริมาณของยาที่ต้องการให้ผู้ป่วยสูดดมได้

4. ไม่มีการอุดตันของท่อที่ใช้ในการพ่นยา

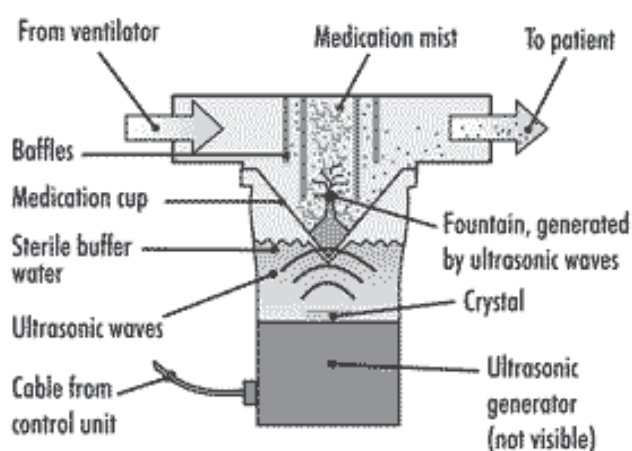
5. อุปกรณ์มีขนาดเล็กสามารถพกพาได้

ข้อดีของอุปกรณ์พ่นยาแบบละอองทั้ง 2 ชนิดนี้ คือ สามารถใช้ในกรณีผู้ป่วยมีอาการหอบเหนื่อยรุนแรง เนื่องจากภาวะหลอดลมหดรัดเกร็ง หรือ ตีบ เนื่องจากไม่ต้องอาศัยทักษะในการสูดยาของผู้ป่วย นอกจากนี้การใช้ nebulizer เป็นเพียงวิธีเดียวที่สะดวกในการให้ยากับเด็กเล็ก และสามารถบริหารยาในขนาดสูงได้ในระยะเวลาอันสั้น เนื่องจากขนาดละอองที่ได้จาก nebulizer มีขนาดเล็กมากประมาณ 1-5 μm . (Taylor and McCallion,1997, Hess, 2000, LeBrun et al., 2000) แต่มีข้อเสีย คือ ประสิทธิภาพในการส่งยาไปยังพื้นที่เป้าหมายต่ำ โดยเฉลี่ยคิดเป็น 10% เมื่อเปรียบเทียบกับประสิทธิภาพของการสูดยาด้วย DPIs ซึ่งค่าเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 20-30% (LeBrun et al., 2000)

จากข้อดีของ Ultrasonic nebulizer ที่มีมากกว่า Jet nebulizer และข้อเสียในด้านประสิทธิภาพของการนำส่งยา จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ที่มีจุดมุ่งหมาย คือ ปรับปรุงและพัฒนา ultrasonic nebulizer ให้สามารถผลิตละอองได้ในระดับที่ต่ำกว่าไมโครเมตร และหลักการทำงานอย่างละเอียดสำหรับ ultrasonic nebulizer จะถูกกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

1.3 การทำงานของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

Ultrasonic nebulizers คือ อุปกรณ์ทำละอองที่มีส่วนประกอบพื้นฐาน ได้แก่ เครื่องกำเนิดไฟฟ้าอัลตราโซนิก ภาชนะสำหรับใส่ยาหรือของเหลวที่ต้องการทำให้เป็นละออง ตัวขัดขวางการไหลที่ผนังด้านบนของอุปกรณ์เพื่อขัดขวางการไหลของละอองที่มีขนาดใหญ่ให้ตกกลับไปรวมตัวกับของเหลวในภาชนะสำหรับทำละอองอีกครั้ง ส่วนละอองที่มีขนาดเล็กให้ลอยออกไปตามท่อเพื่อใช้ในการสูดดม (Nerbrink et al., 1994) และวัสดุเพียโซอิเล็กทริกติดที่ก้นภาชนะในลักษณะที่สัมผัสกับยาหรือของเหลว อุปกรณ์ชนิดนี้สามารถทำละอองได้โดยใช้เครื่องกำเนิดไฟฟ้าจ่ายคลื่นความถี่สูงประมาณ 1-3 MHz (ความถี่ระดับอัลตราโซนิก) ไปทำให้ผลึกของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเกิดการสั่น แล้วส่งผ่านการสั่นสะท้อนไปที่ของเหลว เมื่อพลังงานในของเหลวมีความเข้มมากพอ จะส่งผลให้ของเหลวรวมตัวกันในลักษณะเหมือนภูเขาหรือน้ำพุที่บริเวณผิวของของเหลวในภาชนะ และที่ปลายยอดคลื่นเป็นบริเวณที่โมเลกุลของของเหลวมีพลังงานจลน์มากที่สุด และมากพอที่สามารถเอาชนะแรงดึงผิวของของเหลว ทำให้โมเลกุลเหล่านั้นหลุดออกจากกันเกิดเป็นละอองได้ (O'Callaghan and Barry, 1997) ดังแสดงในรูปที่ 1-12



รูปที่ 1-12 การทำงานของ Ultrasonic nebulizers (Medicalbuyer, 2013)

จากหลักการทำงานของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะเห็นได้ว่า ปัจจัยหลักที่มีผลต่อขนาดละอองมี 3 อย่าง คือ ความถี่ที่ใช้กระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริก คุณสมบัติของเหลวที่นำมาทำละออง และการออกแบบตัวขัดขวางการไหล ซึ่งทั้ง 3 ปัจจัยนี้ ได้มีผู้ที่ศึกษา และทำการทดลองไว้หลายลักษณะ ดังจะได้นำเสนอในหัวข้อถัดไป

1.4 เอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

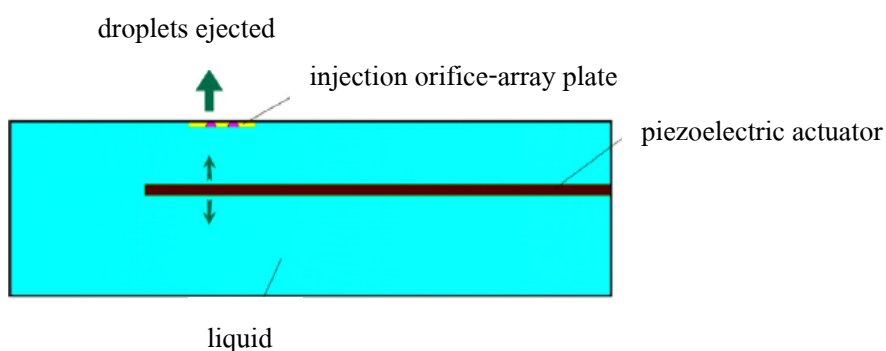
จากการตรวจสอบเอกสาร สำหรับบทความทางวิชาการ สามารถแบ่งเป็นประเด็นหลัก ที่เกี่ยวข้องกับปัจจัยของการเกิดละอองที่ได้จากการทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริกได้ 3 ประเด็น คือ วัสดุเพียโซอิเล็กทริกและความถี่กระตุ้น คุณสมบัติของของเหลวที่เกี่ยวข้องกับการทำละอองและผลของตัวขัดขวางการไหล

ในส่วนของสิทธิบัตร จะแสดงให้เห็นถึงรูปแบบที่หลากหลายของ ultrasonic nebulizer ที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการประดิษฐ์เป็นผลิตภัณฑ์ได้ในอนาคต

1.4.1 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกและความถี่กระตุ้น

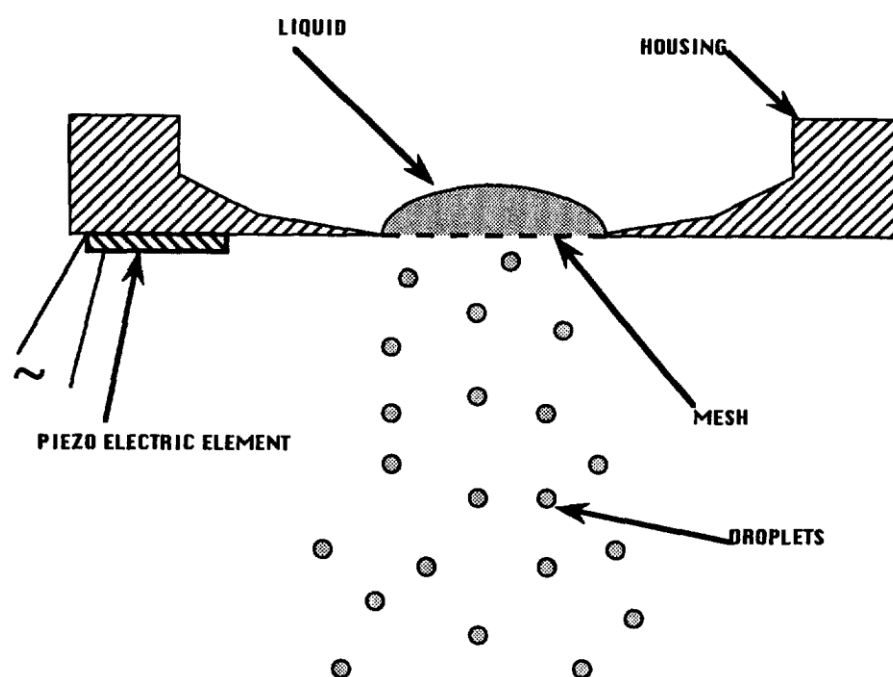
Kelvin (Rayleigh,1898 and Dover press,1946) ได้อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ที่ใช้กระตุ้นตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกกับขนาดของละอองที่เกิดขึ้นไว้ว่า ความถี่ยิ่งมาก ละอองที่ได้จะยิ่งมีขนาดเล็ก (Suleimani and Collins,1999) และได้มีการทำการทดลองในหลายๆงานวิจัย พบว่า เป็นไปตามที่ Kelvin ได้อธิบายไว้ การทดลองดังกล่าว มีดังนี้

Jeng และคณะ (2006) ได้ศึกษาการทำละอองโดยให้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกอยู่ในสารละลายและมีแผ่น plate เจาะรู ดังแสดงในรูปที่ 1-13 พบว่า การทำละอองรูปแบบดังกล่าว ใช้ความถี่ในช่วง 4 – 60 kHz และละอองที่ได้มีขนาด 50 ไมโครเมตร



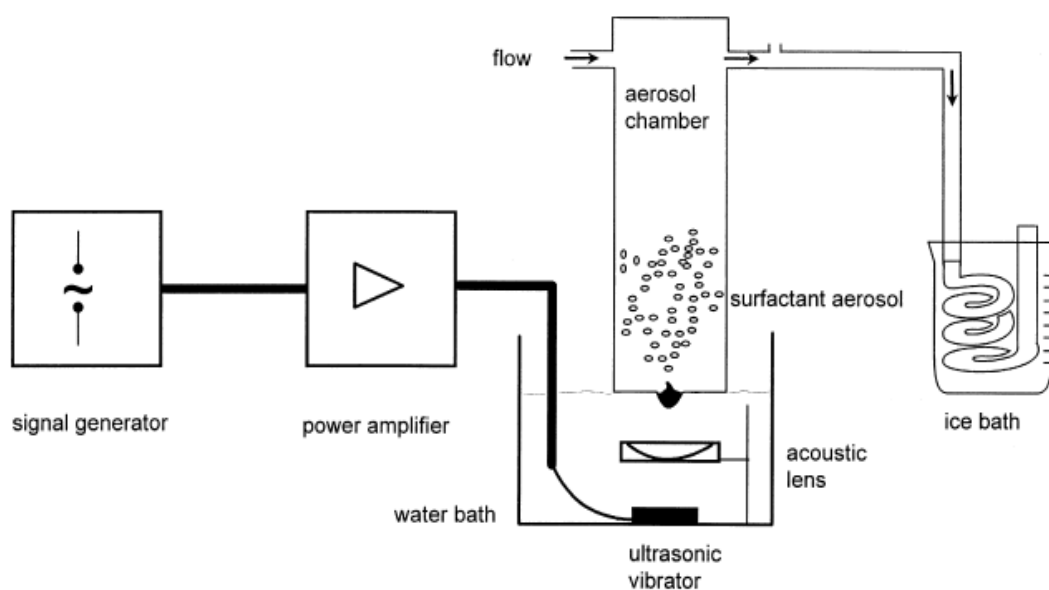
รูปที่ 1-13 เพียโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์ที่อยู่ในของเหลว (Jeng et al., 2006)

Taylor และ McCallion (1997) ได้อธิบายลักษณะการเกิดละอองจากคลื่นอัลตราโซนิกที่อ้างอิงจากรายงานของ Baker และ Stimpson (1994) เกี่ยวกับการทำละอองโดยการนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกไปต่อกับวัสดุแข็งที่มีรูพรุน ดังแสดงในรูปที่ 1-14 ซึ่งขนาดของรูอยู่ที่ 3 ไมโครเมตร ใช้คลื่นความถี่ 1-3 MHz ได้ละอองขนาด 3 ไมโครเมตร เช่นกัน



รูปที่ 1-14 ชุดทดลองที่นำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกไปต่อกับวัสดุแข็งที่มีรูพรุน
(Taylor and McCallion, 1997)

Wagner et al. (1999) ได้ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของละอองกับความถี่ของคลื่นอัลตราโซนิก โดยการสร้างชุดทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 1-15 พบว่า เมื่อใช้ความถี่ 1.7 MHz จะได้ขนาดละออง 4.98 ไมโครเมตร และเมื่อใช้ความถี่ 3.3 MHz จะได้ขนาดละออง 0.47 ไมโครเมตร และหากใช้ความถี่ 4 MHz จะได้ขนาดละออง 0.48 ไมโครเมตร แสดงให้เห็นว่าที่ความถี่มากกว่า 3.3 MHz ขนาดของละอองค่อนข้างใกล้เคียง



รูปที่ 1-15 ชุดทดลองในการทำละอองที่ใช้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกสัมผัสกับของเหลวโดยตรง (Wagner et al., 1999)

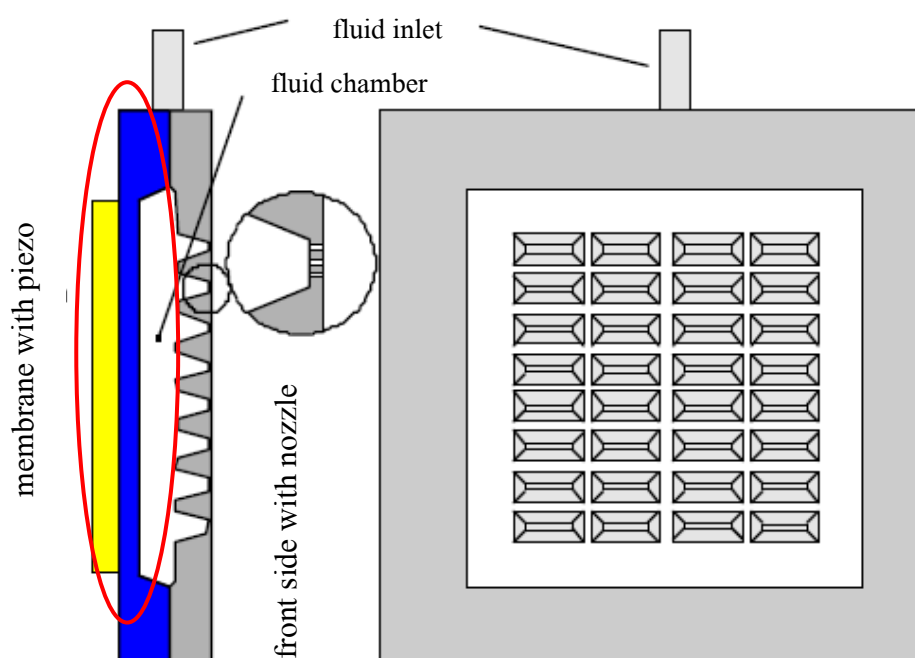
Lozano และคณะ (2003) ได้ศึกษาการทำละอองจากคลื่นอัลตราโซนิกความถี่สูง จากชุดทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 1-16 พบว่า เมื่อกระตุ้นด้วยสัญญาณ Pulsed ที่ความถี่ 500 kHz -2 MHz จะได้ละอองขนาด 3.5 – 5.5 ไมโครเมตร และในช่วงของ Transient ที่ความถี่ 1.65 MHz ได้ขนาดละอองอยู่ที่ 3-5 μm .



รูปที่ 1-16 การนำเพียโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์มาสู่นของเหลว (Lozano et al., 2003)

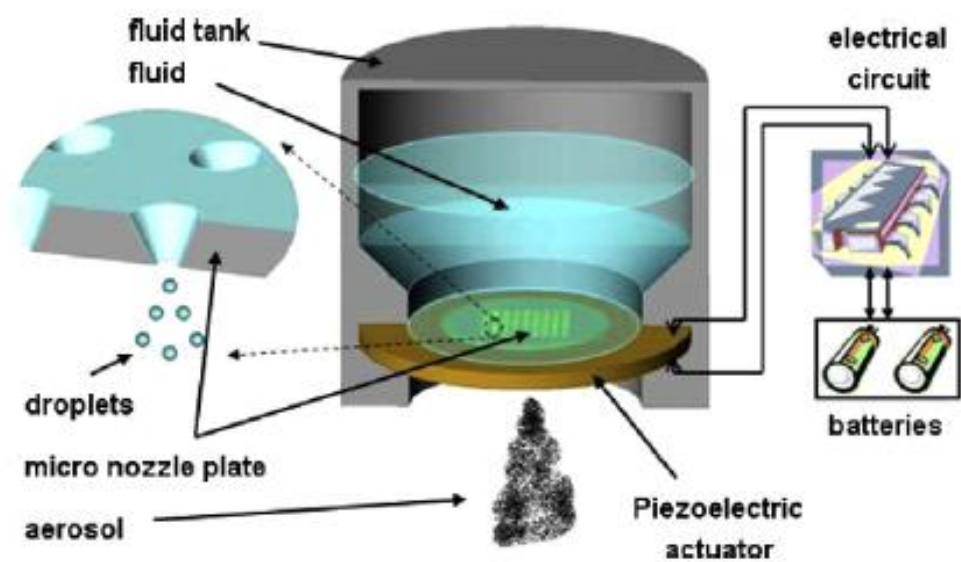
จะเห็นได้ว่า Jeng และคณะ (2006) ใช้ความถี่ต่ำ ประมาณ 1 - 60 kHz ในการกระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ละอองที่ได้จึงมีขนาดใหญ่ ประมาณ 50 ไมโครเมตร ส่วน Taylor และ McCallion (1997), Wagner et al. (1999) และ, Lozano และคณะ (2003) ใช้ความถี่สูงในระดับ 1 - 5 MHz ละอองที่ได้จึงมีขนาดเล็กประมาณ 1 - 5 ไมโครเมตร แต่ก็ยังมีงานวิจัยที่ทำการทดลองโดยใช้ความถี่ต่ำระดับ kHz แล้วได้ละอองขนาดเล็กระดับไมโครเมตร ดังนี้

Heij และคณะ (1999) ได้ศึกษาการทำละออง โดยใช้คลื่นอัลตราโซนิกส่งผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งไปยังของเหลวที่มีแผ่น plate เป็นช่องตามรูปแบบ ดังแสดงในรูปที่ 1-17 พบว่า ใช้คลื่นความถี่ 205 kHz ได้ละอองขนาด 5 ไมโครเมตร

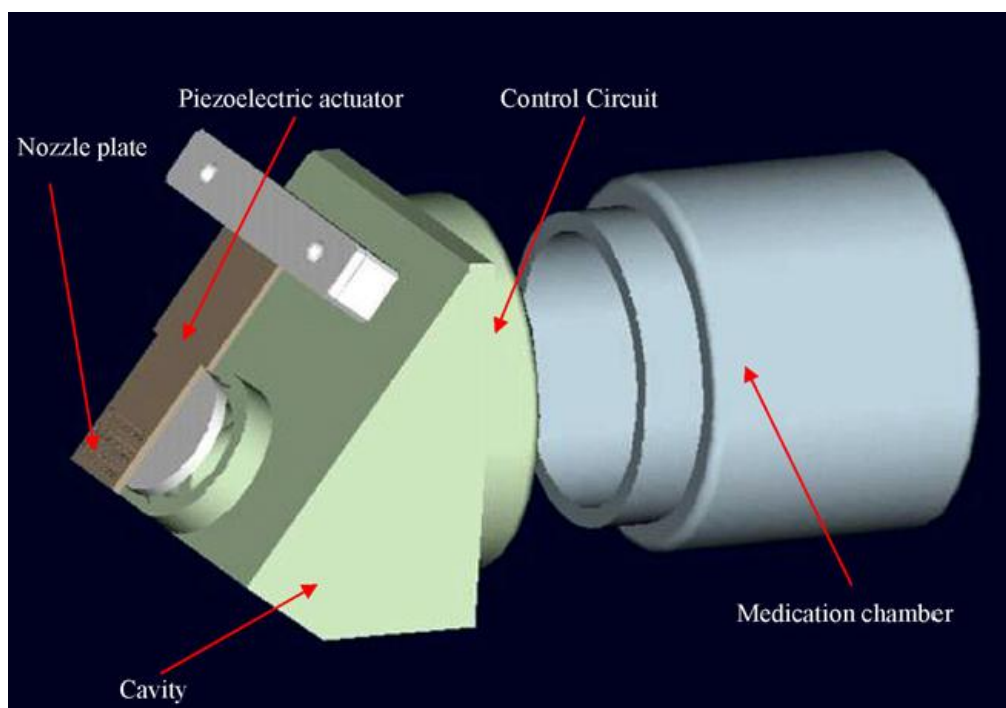


รูปที่ 1-17 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกส่งผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งไปยังของเหลวที่มีแผ่น plate เป็นช่อง (Heij et al., 1999)

Shen (2007 และ 2010) ได้ศึกษาการทำละอองโดยการนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมายึดกับแผ่น plate ที่มีรูพรุน เพื่อส่งผ่านคลื่นการสั่นสะเทือนไปยังของเหลว โดยใช้ความถี่ 128 kHz พบว่าสามารถทำละอองได้ขนาด 4.07 ไมโครเมตร ดังแสดงในรูปที่ 1-18 อีกทั้งยังพยายามหาวิธีประหยัดพลังงานที่ใช้กับอุปกรณ์ในการทำละอองโดยการนำ Micro-pump มาประยุกต์ใช้จนได้เป็น Micro-Nebulizer ดังแสดงในรูปที่ 1-19 ทำให้สามารถทำละอองได้ในระดับ 4.04 ไมโครเมตร ที่ความถี่กระตุ้น 120 kHz



รูปที่ 1-18 การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมายึดกับแผ่น plate ที่มีรู เพื่อส่งผ่านคลื่นการสั่นสะเทือนไปยังของเหลว (Shen , 2007)



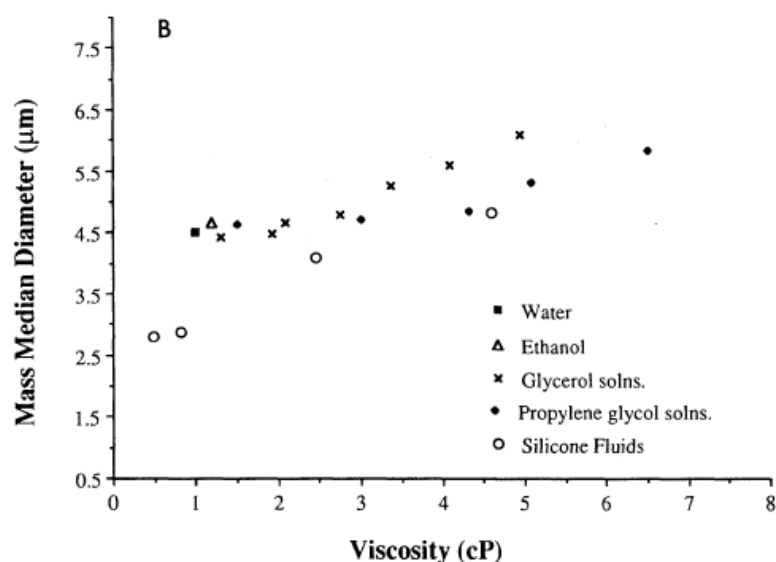
รูปที่ 1-19 รูปแบบของ Micro-Nebulizer (Shen , 2010)

ซึ่งจากงานวิจัยของ Heij และคณะ (1999), และ Shen (2007 และ 2010) จะเห็นได้ว่า ถ้าต้องการทำละอองให้ได้ขนาดเล็ก โดยการใช้ความถี่ต่ำแล้วจะต้องมีการนำเทคนิคด้านอื่นๆ มาช่วยในการทำละออง เช่น การนำ micro-pump หรือแผ่น plate ที่มีรูพรุนมาติดตั้งรวมในระบบด้วย

1.4.2 คุณสมบัติของของเหลวที่มีผลต่อการเกิดละออง

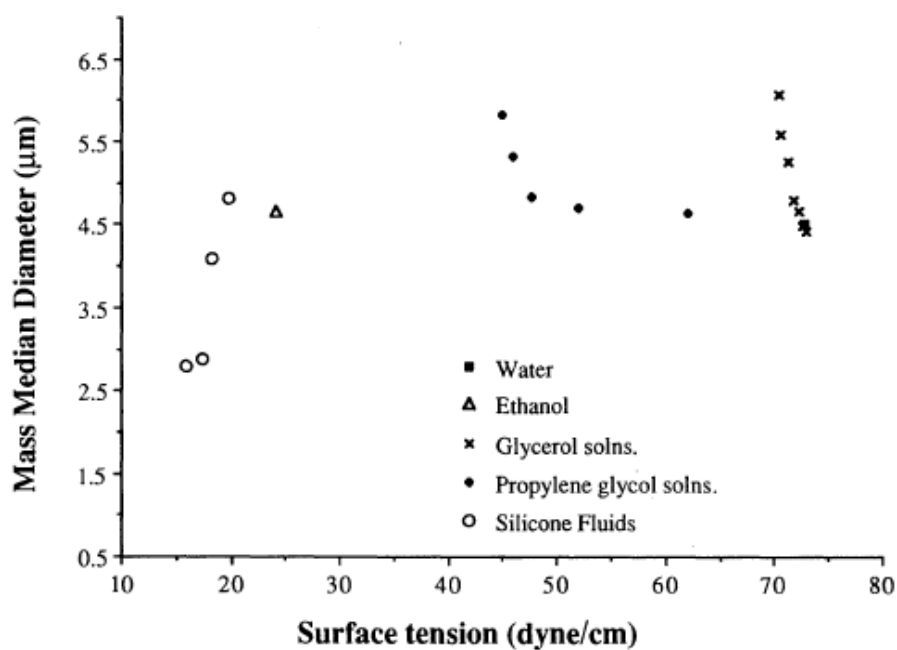
คุณสมบัติของของไหลที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการ ultrasonic nebulizer ได้แก่ ความหนาแน่น (density) ความหนืด (viscosity) แรงตึงผิว (surface tension) ความดันไออิ่มตัว (vapor pressure) (Hess, 2000) ซึ่งได้มีการศึกษาและการทดลอง ดังนี้

McCallion และคณะ (1995) ได้ศึกษาความสัมพันธ์ของขนาดละอองและความหนืดของสารละลายชนิดต่างๆ ที่ผ่านกระบวนการ ultrasonic nebulization พบว่า ขนาดละอองจะเพิ่มขึ้นตามความหนืดของสาร ดังแสดงในรูปที่ 1-20 ต่อมาในปี 1996 McCallion พบว่า ค่าความหนืดของสารที่สามารถนำมาใช้กับ Ultrasonic Nebulizer (Medix Electric ~180 kHz) ต้องมีค่าน้อยกว่า 6 cp โดยจะได้ละออง ขนาดประมาณ 4 ไมโครเมตร ถ้าค่าความหนืดมากกว่า 6 cp จะไม่สามารถนำมาทำ Nebulization ได้



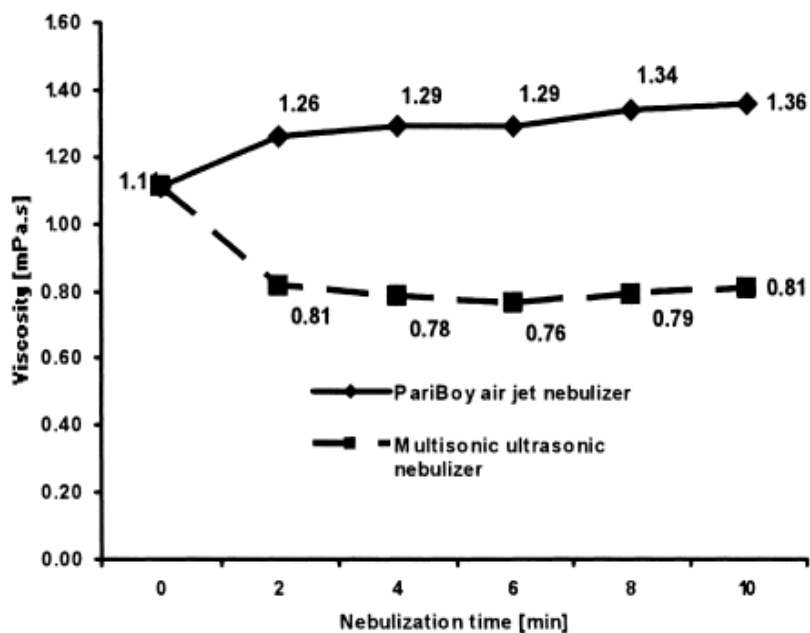
รูปที่ 1-20 ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของละอองและความหนืดของสารละลายชนิดต่างๆ (McCallion et al., 1995)

อีกทั้งยังได้ศึกษาแรงตึงผิวของสารละลายชนิดต่างๆ พบว่า หากสารละลายที่นำมาผ่านกระบวนการ Ultrasonic nebulization มีแรงตึงผิวมากละอองที่ได้จะมีขนาดใหญ่ขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 1-21



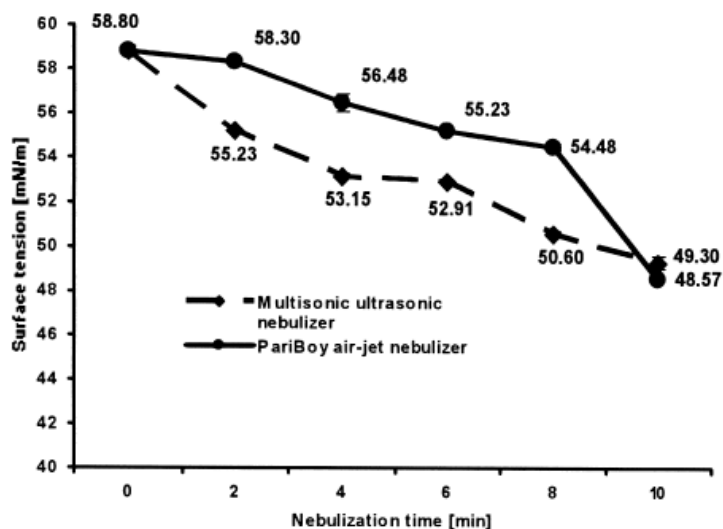
รูปที่ 1-21 ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของละอองและแรงตึงผิวของสารละลายชนิดต่างๆ (McCallion et al., 1995)

Steckel และ Eskandar (2003) ได้ศึกษาความสัมพันธ์ของความหนืด แรงตึงผิว และค่าความดันไออิ่มตัวกับเวลาในการทำ nebulization ของ Air-jet nebulizer และ Ultrasonic nebulizer พบว่า ค่าความหนืดของสารจะค่อนข้างคงที่หลังจากการทำ nebulization ไปแล้ว 2 นาที ดังแสดงในรูปที่ 1-22



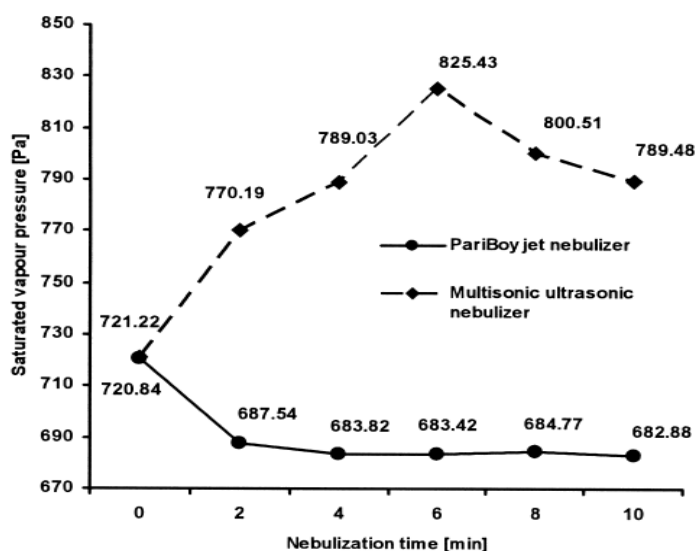
รูปที่ 1-22 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดกับเวลาของ air-jet nebulization และ ultrasonic nebulization (Steckel and Eskandar , 2003)

แรงตึงผิวของละอองมีแนวโน้มลดลงเมื่อเวลาที่ใช้ทำ Ultrasonic nebulization นานขึ้นดังแสดงในรูปที่ 1-23



รูปที่ 1-23 ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการทำ nebulization กับ แรงตึงผิวของสารละลายที่ได้จาก air-jet nebulizer และ ultrasonic nebulizer (Steckel and Eskandar , 2003)

ส่วนค่าความดันไอของสารลดลงเมื่อผ่านการทำ Ultrasonic nebulization ในช่วงแรก และจะเริ่มคงที่ หลังจากนาที่ที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 1-24



รูปที่ 1-24 ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการทำ nebulization และความดันไออิ่มตัวของ nebulizer 2 ชนิดเปรียบเทียบกันระหว่าง air-jet nebulizer และ ultrasonic nebulizer (Steckel and Eskandar , 2003)

1.4.3 ตัวขัดขวางการไหล

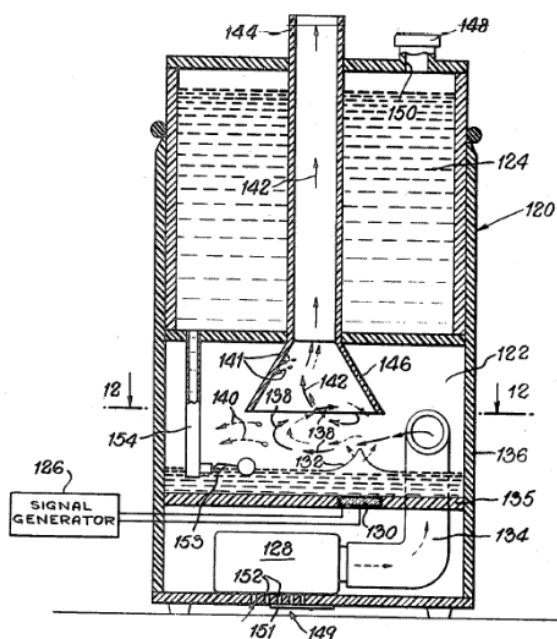
Nerbrink และคณะ (1994) พบว่า หากในการทำละอองครั้งแรกไม่ได้ติดตัวขัดขวางการไหลละอองที่ได้จะมีขนาดระหว่าง 15 - 500 ไมโครเมตร แต่ถ้าในการทำละอองนั้นมีการติดตัวขัดขวางการไหลไว้ด้วย ละอองที่มีขนาดใหญ่ส่วนหนึ่งจะตกกลับไปรวมกับของเหลวในภาชนะ และอีกส่วนหนึ่งจะเกิดการแตกตัวอีกครั้ง หรือที่เรียกว่า secondary droplets ทำให้ละอองที่ได้จะมีขนาดระหว่าง 1 - 10 ไมโครเมตร

1.4.4 รูปแบบของ Ultrasonic nebulizers

มีผู้ที่สนใจ นำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาประยุกต์ใช้เป็นอุปกรณ์ทำละออง ดังที่จะกล่าวถึง ดังนี้

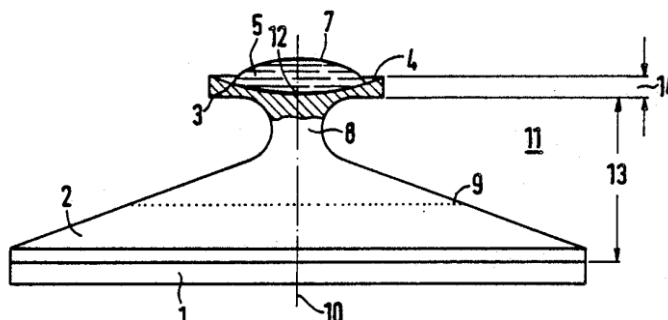
Boucher และคณะ (1969) ได้ออกแบบอุปกรณ์ทำละอองที่มีลักษณะเป็นภาชนะ 2 ชั้น ดังรูปที่ 1-25 ชั้นบนไว้ใส่ของเหลว ส่วนชั้นล่างมีไว้รับของเหลวจากชั้นบน ซึ่งควบคุมปริมาตรของของเหลวที่ใช้ในการทำละอองโดยใช้วาล์ว หมายเลข 153 มีหลักการ คือ ใช้คลื่น ultrasonic หมายเลข 126 ที่ความถี่ 800 kHz ส่งผ่าน piezotransducer หมายเลข 130 ได้คลื่นความถี่ในช่วง 600 kHz - 1 MHz ได้ละอองขนาด 0.1 - 100 ไมโครเมตร โดยวัสดุเพียโซอิเล็กทริกทำจากเซรามิก มี

ลักษณะเป็นแผ่นกลมบาง ใช้การส่งคลื่นความถี่แบบ flat ไปยังของเหลว ทำให้ของเหลวบริเวณที่อยู่เหนือทรานสดิวเซอร์ถูกรบกวนจนรวมตัวกันเป็นรูปโคนเหมือนน้ำพุ และของเหลวนยอดสุดก็จะหลุดออกมาเป็นละออง เมื่อละอองปะทะกับอากาศที่ออกจาก Blower จะฟอร์มตัวในลักษณะการหมุนปั่น่วนแบบไซโคลนเคลื่อนที่ไปตามท่อ (ตามแนวลูกศร หมายเลข 142) ละอองที่มีขนาดใหญ่จะชนเข้ากับผนังบริเวณ หมายเลข 141 แล้วตกกลับไปยังภาชนะชั้นล่างเพื่อทำละอองอีกครั้ง



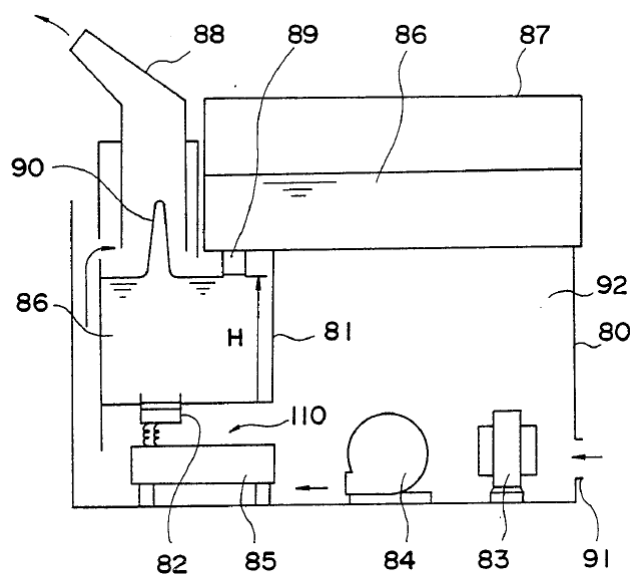
รูปที่ 1-25 การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสัมผัสกับของเหลวโดยตรง ในการทำละออง (Boucher et al., 1969)

Drews และคณะ (1990) ได้ออกแบบอุปกรณ์ทำละออง ดังรูปที่ 1-26 โดยใช้วัสดุเพียโซอิเล็กทริก หมายเลข 1 ที่ทำจาก ceramic มีรูปร่างเป็นแผ่นกลมประกบติดกับฐานโลหะ หมายเลข 2 ดังแสดงในรูปที่ 1-26 ใช้ความถี่ 1-5 MHz กระตุ้นของเหลวปริมาณน้อยกว่าหรือเท่ากับ 15 ไมโครลิตร ใช้กำลังไฟฟ้าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 30 วัตต์ ขนาดละอองที่ได้มีขนาดต่ำกว่า 40 ไมโครเมตร โดยที่ละอองส่วนใหญ่จะมีขนาด ประมาณ 5 ไมโครเมตร

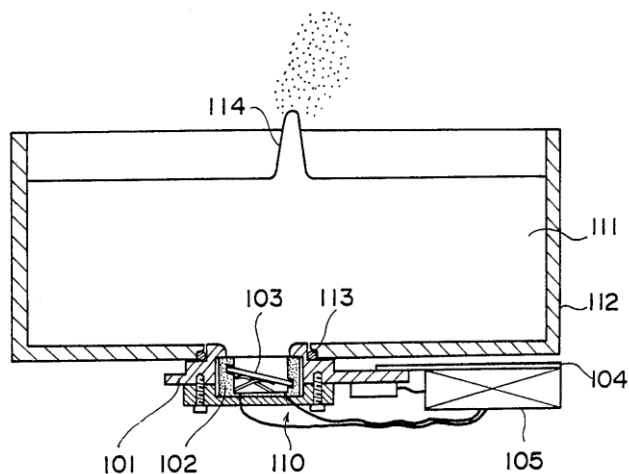


รูปที่ 1-26 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งเป็นรูปกรวย
(Drews et al., 1990)

Takahashi (1988) ได้ออกแบบ ultrasonic atomizing ที่มีลักษณะเป็นภาชนะ 2 ชั้น คล้ายกับ Boucher และคณะ (1969) ดังรูปที่ 1-27 โดยใช้คลื่น ultrasonic ความถี่ 1.8 MHz ถึง 2.4 MHz ผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่มีลักษณะเป็นแผ่นกลม ทำจาก ceramic หมายเลข 103 ไปยังน้ำ ดังรูปที่ 1-28 โดยเครื่อง Ultrasonic atomizing นี้สามารถบรรจุน้ำเพื่อใช้ทำละอองได้ 4-5 ลิตร และสามารถทำละอองได้นานถึง 8 ชั่วโมง แต่ตัวเครื่องมีขนาดค่อนข้างใหญ่ ใช้พื้นที่ในการวางอุปกรณ์ ประมาณ 13.2 ตารางเมตร

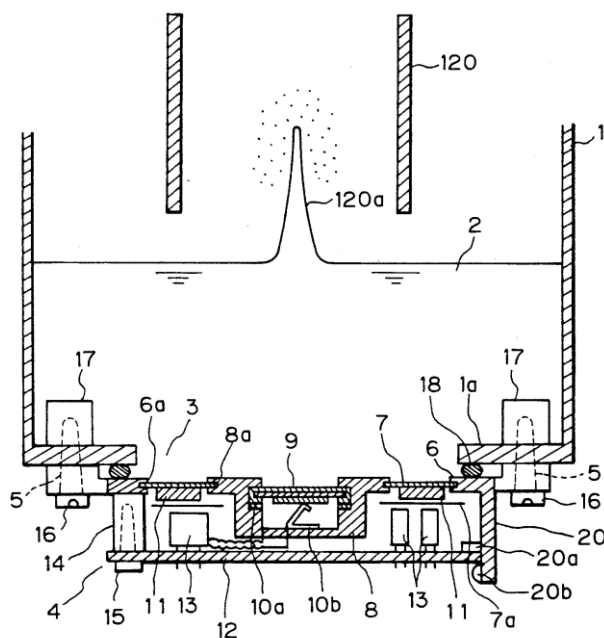


รูปที่ 1-27 Schematic view ของอุปกรณ์ ultrasonic atomizing (Takahashi, 1988)

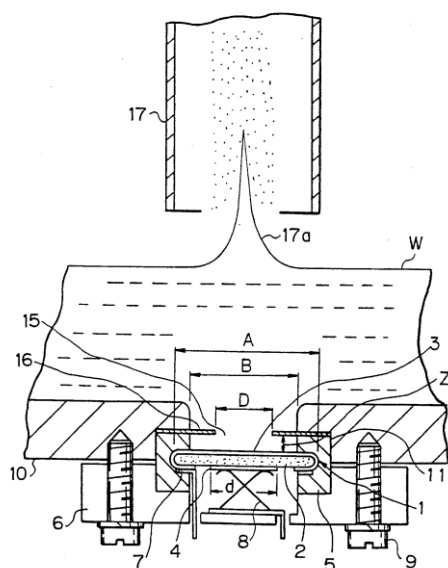


รูปที่ 1-28 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อแบบเอียงในการทำละออง (Takahashi, 1988)

จากนั้นได้มีการปรับปรุงในส่วนของการนำเชื้อแบคทีเรียและเชื้อราที่จะออกมาพร้อมกับละอองและเพิ่มอัตราการเกิดละออง จึงได้มีการติดตั้ง heater เพื่อเพิ่มอุณหภูมิให้กับน้ำ และปรับวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่จากเดิมติดตั้งในลักษณะเอียง ดังรูปที่ 1-28 มาเป็นในลักษณะวางราบ ดังรูปที่ 1-29 ซึ่งได้คำนวณขนาดของช่องว่างอิเล็กโทรด (electrode) และวัสดุเพียโซอิเล็กทริก (z) ดังในรูปที่ 1-30 ซึ่งขนาดช่องว่างดังกล่าวควรต่ำกว่า 10.0 มิลลิเมตร (Takahashi et al., 1993)

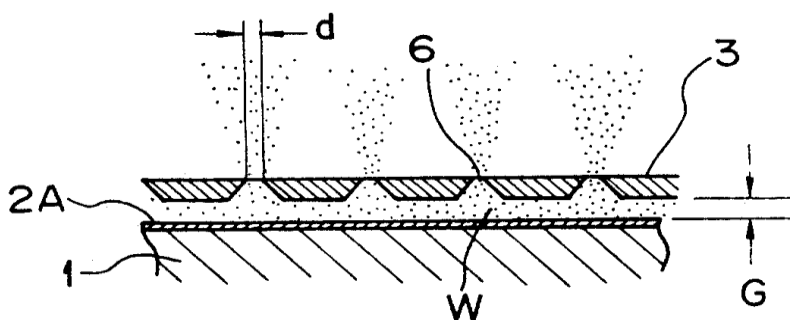


รูปที่ 1-29 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบในการทำละอองและมีท่อเพื่อส่งผ่านละออง (Takahashi et al., 1993)



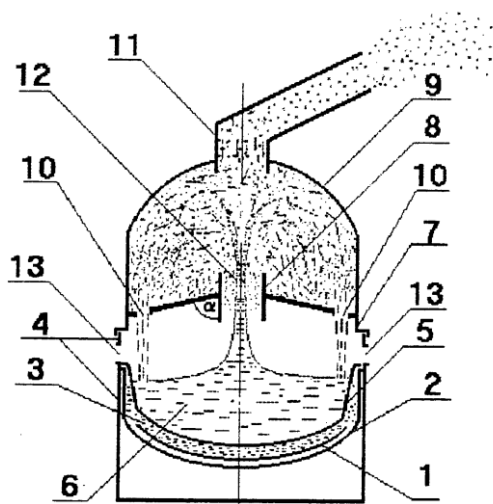
รูปที่ 1-30 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบและมีแผ่น plate ที่เจาะรูปิดด้านบน
(Takahashi et al., 1993)

ต่อมาในปี 1994 ได้มีการปรับปรุงประสิทธิภาพของ ultrasonic nebulizer อีกครั้ง โดยการออกแบบให้มีตาข่าย ยึดกับด้านบนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก โดยมีระยะห่าง น้อยกว่า 100 ไมโครเมตร ให้ของเหลวไหลผ่าน และในส่วนที่เป็นรูตาข่ายมีขนาด ตั้งแต่ 5-100 ไมโครเมตร เมื่อกระตุ้นสัญญาณความถี่ที่ 1.7 MHz แก่วสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ทำจาก ceramic แผ่นกลมมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 มิลลิเมตร กับของเหลวลึก 30 – 40 มิลลิเมตร พบว่า จะให้อัตราการเกิดละอองมากที่สุด อยู่ที่ 400 มิลลิลิตรต่อชั่วโมง ใช้กำลังไฟฟ้าสูงสุด ที่ 40 วัตต์ ดังรูปที่ 1-31 ได้ละอองที่มีขนาดต่ำกว่า 10 ไมโครเมตร (Takahashi et al., 1994)



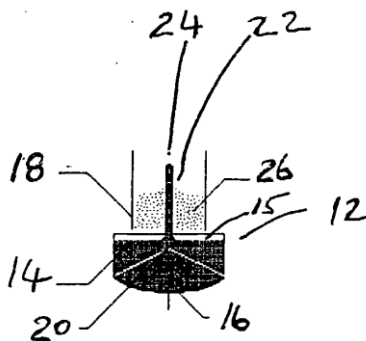
รูปที่ 1-31 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกถูกนำมาต่อในแนวราบและมีแผ่น plate ที่มีรูพรุนปิดด้านบน
(Takahashi et al., 1993)

Cheiman (1994) ได้ประดิษฐ์ ultrasonic nebulizer โดยการออกแบบวัสดุเพียโซอิเล็กทริกให้มีลักษณะโค้ง ไปตามภาชนะ หมายเลข 1 ดังรูปที่ 1-32 เมื่อจ่ายคลื่น ultrasonic ผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกไปยังของเหลว ของเหลวจะรวมตัวกันเป็นน้ำฟูไปตามท่อภายในแล้วหลุดเป็นละออง ละอองขนาดเล็กจะลอยออกมาสู่ด้านบนเพื่อการสูดดม ส่วนละอองขนาดใหญ่จะชนกับผนังภาชนะตกกลับไปรวมตัวกับของเหลวเพื่อทำละอองใหม่อีกครั้ง



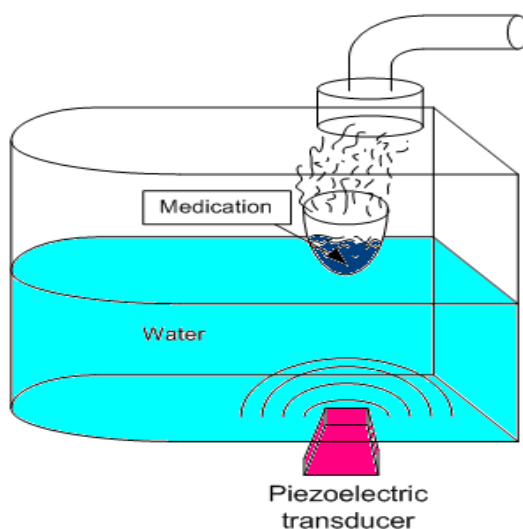
รูปที่ 1-32 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่มีลักษณะโค้งเข้ากับภาชนะ (Cheiman, 1994)

Sheiman (2004) ปรับปรุงประสิทธิภาพ nebulizer โดยออกแบบการทำงานของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกให้ส่งคลื่นการสั่นสะเทือน แบบเฉพาะจุด ดังรูปที่ 1-33 ผลที่ได้คือ มีละอองเกิดขึ้นรอบของเหลวที่พุ่งขึ้นมาแต่ไม่ได้บอกถึง ความถี่ที่ใช้กระตุ้นและขนาดละอองที่สามารถผลิตได้



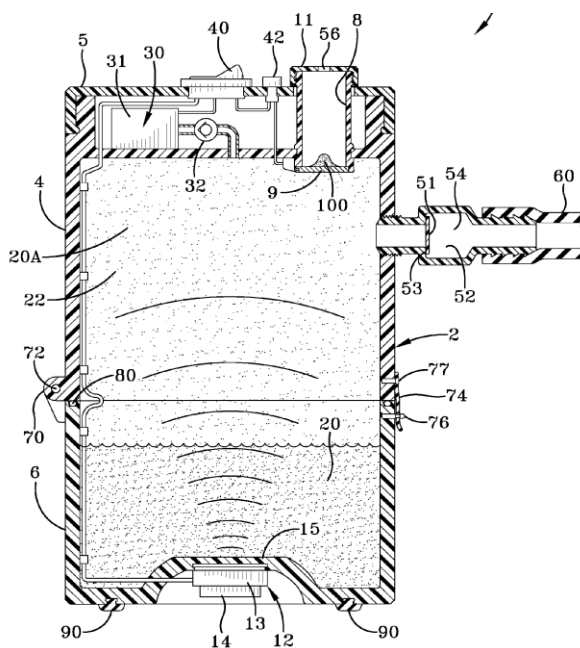
รูปที่ 1-33 วัสดุเพียโซอิเล็กทริกต่อเข้ากับท่อที่ส่งผ่านคลื่น acoustic (Sheiman, 2004)

ดร.สุเมธ (2005) ได้ออกแบบอุปกรณ์อัลตราโซนิก nebulizer ที่สามารถทำละอองได้ขนาด 5 ไมโครเมตร ที่ใช้ความถี่ 2 MHz โดยการใช้อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์ส่งคลื่นการสั่นผ่านน้ำไปยังของเหลว ดังแสดงในรูปที่ 1-34



รูปที่ 1-34 การใช้อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์ส่งคลื่นการสั่นผ่านน้ำไปยังของเหลว

Raghuprasad (2007) ได้ออกแบบ ultrasonic nebulizer โดยการใช้ ultrasonic transducer ในการส่งผ่านคลื่นการสั่นสะท้อนไปยังน้ำ เพื่อทำน้ำให้เป็นละออง จากนั้นด้วยกลไกของเครื่องจะทำการปล่อยยาในรูปแบบผงแห้งที่อยู่ทางด้านบนของเครื่อง หมายเลข 100 มาผสมกับละอองน้ำ รวมเป็นละอองยาเพื่อการสูดเข้าระบบทางเดินหายใจ โดยละอองยาที่ได้จะมีขนาด 2 – 10 ไมโครเมตร ใช้เวลาในการทำ nebulization 20 – 30 นาที ดังรูปที่ 1-35



รูปที่ 1-35 ใช้คลื่นอัลตราโซนิกส่งผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและวัสดุแข็งไปยังของเหลว (Raghuprasad , 2007)

จากการตรวจสอบเอกสารและสิทธิบัตร ตั้งแต่ปี ค.ศ.1969 – 2010 ดังที่กล่าวไปข้างต้น พบว่า รูปแบบในการนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาประยุกต์ใช้ในการทำละออง แบ่งได้เป็น 2 รูปแบบดังนี้

รูปแบบที่ 1 การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสันของเหลวโดยตรง ซึ่งก็คือ การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสัมผัสกับของเหลวโดยตรง






รูปแบบที่ 2 การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสันของเหลวโดยอ้อม ซึ่งก็คือ การนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาสันผ่านตัวกลาง ที่เป็นของแข็งหรือของเหลว แล้วให้ตัวกลางนั้นส่งคลื่นการสั่นสะเทือนไปยังของเหลวที่ต้องการทำละออง

และจาก 2 รูปแบบที่ได้กล่าวไว้แล้วนั้น พบว่า รูปแบบที่ 1 มีแนวโน้มที่จะนำมาพัฒนาให้ได้ ultrasonic nebulizer ที่มีละอองในระดับ submicron ได้



ส่วนการตรวจสอบเอกสารและสิทธิบัตร ตั้งแต่ปี 2011 ถึงปัจจุบันแทบจะไม่พบงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกสำหรับทำละอองเลย มีเพียงแต่การออกแบบส่วนอื่นๆ ของอุปกรณ์อัลตราโซนิก ได้แก่ การออกแบบตัวช่วยระบายความร้อน ตัวช่วยควบคุมความชื้น วงจรที่ช่วยปรับตั้งความถี่ เป็นต้น

จากการสำรวจ อุปกรณ์ ultrasonic nebulizer ที่วางจำหน่ายทั่วไป พบว่ามีคุณสมบัติ ดังแสดงในตารางที่ 1-1 นี้

ตารางที่ 1-1 คุณสมบัติของ ultrasonic nebulizer ที่วางจำหน่ายทั่วไป

รุ่น/ยี่ห้อ	ความถี่	ชนิดของเหลว	ขนาดอนุภาค	อุณหภูมิ	อัตราการฟุ้งละออง	ปริมาตรเริ่มต้น	เวลา
Sonozap (2006) 	2.4 MHz	Water, Salt solution, Fuels, Acetones และอื่นๆ	1.7 μm .	0 – 54 °C	0 – 25 ml/hr	-	-
Damedco Sa (2007) 	1.4 MHz	-	1 – 7 μm .	-	-	-	-
Shenzhen oka (2009) 	2.4 MHz	-	0.5 – 6 μm .	10 – 40 °C	-	3 – 8 ml	-
CEI Technology (2009) 	-	-	5 μm .	-	0.7 ml/min	10 ml	10 min
Merson (2010) 	1.7 MHz	-	-	-	≥ 3 ml/min	150 – 350 ml	0 – 60 min

ตารางที่ 1-1 (ต่อ) คุณสมบัติของ ultrasonic nebulizer ที่วางจำหน่ายทั่วไป

รุ่น/ยี่ห้อ	ความถี่	ชนิดของเหลว	ขนาดอนุภาค	อุณหภูมิ	อัตราการฟุ้งละออง	ปริมาตรเริ่มต้น	เวลา
GuangDong Yuetlua (2010) 	-	-	1 – 5 μm .	-	2 ml/min	50 ml	0 – 60 min
Lumiscop 	2.8 MHz	● NaCl 0.9% (Normal Sakine)	0.5 – 4.0 μm .	10 – 40 °C	0.7 ml/min	5 ml	45 min

1.5 คุณสมบัติที่สำคัญของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

จากการตรวจสอบเอกสาร สามารถสรุปได้ว่า คุณสมบัติที่สำคัญของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก มีดังนี้

1.5.1 ปริมาตรเริ่มต้น หรือ ปริมาตรของยาที่จะนำมาใช้ในการทำ nebulization อยู่ที่ 5 – 200 มิลลิลิตร

1.5.2 ปริมาตรของยาที่เหลือจากการ nebulization (Dead volume or Residual volume) ควรจะต่ำกว่า 40%

1.5.3 ขนาดของละออง ควรจะต่ำกว่า 5 ไมโครเมตร และมีค่าการกระจายตัว (GSD) น้อยกว่า 1.2 และประสิทธิภาพในการเกิดละอองคงที่ตลอดระยะเวลาที่อุปกรณ์ทำงาน

1.5.4 เวลาที่ใช้ในการทำ nebulization ไม่เกิน 1 ชั่วโมง

1.5.5 อัตราการเกิดละออง ไม่ต่ำกว่า 0.7 มิลลิลิตรต่อนาที

1.5.6 ความร้อนที่เกิดขึ้นระหว่างการ nebulization จะต้องมียุณหภูมิไม่เกิน 30 °C ภายในเวลาไม่เกิน 30 นาที

1.5.7 สามารถทำ nebulization ได้กับ ยา Isoniazid, น้ำเกลือ 0.9%, แคลเซียม และ ยาขยายหลอดลมแบบละลายน้ำได้

1.6 วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1.6.1.1. เพื่อออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกที่ตอบสนองต่อความถี่ที่ทำให้เกิดละอองยาขนาดต่ำกว่า 1 ไมโครเมตร

1.6.1.2. เพื่อศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดละอองที่ขนาดต่ำกว่าระดับ 1 ไมโครเมตร

1.6.2 ขอบเขตของการวิจัย

1.6.2.1. การทำละอองที่มีขนาดต่ำกว่า 1 ไมโครเมตร ด้วยการนำวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมาประยุกต์ใช้

1.6.2.2. ของเหลวที่ใช้ในการทำละออง คือ สารละลาย Isoniazid หรือของเหลวที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับสารดังกล่าว

1.6.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.3.1. ได้องค์ความรู้เกี่ยวกับการสร้างละอองเหลวในระดับที่เล็กกว่าไมโครเมตร

1.6.3.2. ได้ตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก ที่สามารถทำงานได้ดี ในช่วงความถี่ที่สามารถทำให้เกิดละอองในระดับเล็กกว่าไมโครเมตร

1.6.3.3. ได้ ultrasonic nebulizer ต้นแบบในระดับปฏิบัติการ ที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการนำส่งยาเพื่อรักษาโรกระบบทางเดินหายใจ

1.7 ภาพรวมของวิทยานิพนธ์

ภาพรวมที่จะนำเสนอของแต่ละบทในวิทยานิพนธ์ มีดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ นำเสนอในส่วนของที่มาและความสำคัญของละอองยาขนาดเล็กที่มีผลต่อประสิทธิภาพในการนำส่งยา ชนิดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการนำส่งยาแบบละออง หลักการทำงานของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริก สิ่งที่แตกต่างกันระหว่าง ultrasonic nebulizers และ ultrasonic atomizers เอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยที่ได้ทำการตรวจสอบ จนพบว่า คุณสมบัติที่สำคัญของอุปกรณ์ทำละอองด้วยวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและกล่าวถึง วัตถุประสงค์ ขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัยนี้

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและหลักการการทำงานของเครื่องมือวัด นำเสนอเกี่ยวกับทฤษฎี สมการคณิตศาสตร์ ที่นำมาใช้ในการคำนวณ วิเคราะห์และอธิบายปรากฏการณ์ของการเกิดละอองเมื่อของเหลวถูกกระตุ้นด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่จ่ายให้กับตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก อาทิ เช่น ทฤษฎีของปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก การเกิดความดันเสียงที่ส่งผลให้คลื่นเกิดการแทรกสอด แล้วทำให้เกิดพลังงานจลน์ระหว่างโมเลกุลของของเหลว การไหลของของเหลว 2 สถานะที่สัมผัสกัน รวมถึงการอธิบายปรากฏการณ์ของแรงกระทำระหว่างโครงสร้างกับของเหลว เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบ โครงสร้างให้กับตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก และหลักการการทำงานของเครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลอง

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย นำเสนอขั้นตอนการดำเนินการวิจัยที่จะมีการนำแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยวิเคราะห์ปรากฏการณ์ของการเกิดละอองในระดับไมโครเมตร สำหรับหาค่าของตัวแปรที่เหมาะสม เพื่อนำไปใช้ในการออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก และในส่วนของทดลองจะมีการนำเสนอเกี่ยวกับวิธีการทดลอง รวมถึงอธิบายเกี่ยวกับเครื่องมือวัดและวิธีการวัดผลอีกด้วย

บทที่ 4 ผลการทดลองในบทนี้จะนำเสนอเกี่ยวกับ ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองอุปกรณ์ทำละอองที่มีขนาดละอองในระดับไมโครเมตรเปรียบเทียบกับทดลองจริง และผลที่ได้จากการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองอุปกรณ์ที่ได้

ออกแบบไว้เพื่อทำละอองที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตรเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ใช้ตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกที่ได้ออกแบบใหม่อีกครั้ง

บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ นำเสนอในส่วนของสรุปผล การประเมินสภาพปัญหา รวมถึงการแนะนำสิ่งที่จะต้องแก้ไขปรับปรุงและพัฒนาต่อไป

ส่วนเอกสารผลงานตีพิมพ์เผยแพร่วิทยานิพนธ์ ได้นำเสนอในส่วนของภาคผนวกท้ายเล่มวิทยานิพนธ์นี้ด้วยเช่นกัน

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและหลักการทำงานของเครื่องมือวัด

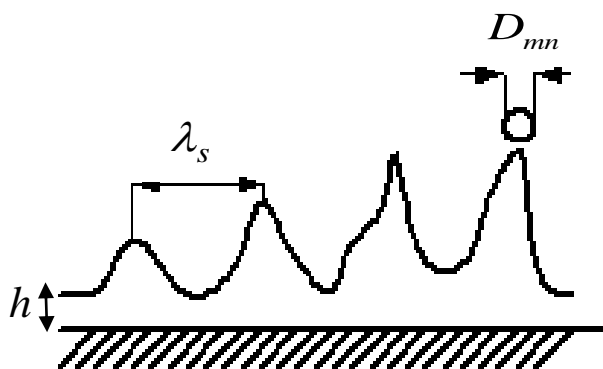
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในขั้นตอนการทำละอองจากยาที่เป็นของเหลวด้วยคลื่นอัลตราโซนิก หรือที่เรียกว่ากระบวนการ nebulization เกิดขึ้นโดยการให้พลังงานไฟฟ้าแก่วัสดุเพียโซอิเล็กทริก ทำให้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกเกิดการสั่นแล้วส่งผ่านการสั่นสะท้อนไปยังของเหลว ทำให้ของเหลวเกิดเป็นคลื่นที่มีความถี่สูง มีการสะสมของพลังงานในรูปแบบความดันเสียง เมื่อของเหลวมีพลังงานมากพอจะทำให้ของเหลวเกิดการเปลี่ยนแปลงสถานะกลายเป็นหยดที่มีขนาดต่างๆ กัน และเพื่อลดขนาดของละออง จึงจำเป็นต้องออกแบบโครงสร้างบางอย่างเพิ่มเติมโดยใช้หลักการสั่นสะท้อนเชิงกลของโครงสร้างเพื่อให้ได้ขนาดที่เหมาะสมกับการทำละออง ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องมีดังต่อไปนี้ ทฤษฎีการเกิดละออง ทฤษฎีการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก ทฤษฎีความดันเสียง ทฤษฎีกลศาสตร์ของไหลและการเปลี่ยนแปลงสถานะ และทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะท้อนเชิงกล ซึ่งจะได้กล่าวรายละเอียดต่อไป

2.1.1 ทฤษฎีการเกิดละออง

ละออง (Aerosol) คือ อนุภาคของแข็งหรือของเหลวที่ลอยตัวในสภาพแก๊ส มีขนาดของอนุภาคอยู่ระหว่าง $2 \text{ nm} - 100 \text{ }\mu\text{m}$ (Hinds, 1999) อนุภาคของละอองที่ได้จากกระบวนการ Nebulization มีลักษณะเป็นหยดของเหลว (Liquid drop) มีขอบเขตระหว่างสถานะเป็นของเหลวในแก๊ส (Sadhil, 1997)

หยดของเหลวดังกล่าวเกิดขึ้นได้เพราะของเหลวมีพลังงานสะสมมากพอที่จะรวมตัวกันในลักษณะของคลื่น เมื่อยอดคลื่นบนแผ่น plate ที่มีการเคลื่อนที่ขึ้นลง (Transverse) มีพลังงานที่สะสมมากกว่าแรงตึงผิวของของเหลว จะทำให้ของเหลวบริเวณนั้นๆ หลุดออกเป็นหยดไหล ดังรูปที่ 2-1



รูปที่ 2-1 กลไกการเกิดหยดของเหลว

Kelvin (1870) ได้อธิบายการเกิดหยดของเหลวในรูปแบบของความสัมพันธ์ระหว่างความยาวคลื่นและความถี่ของคลื่นอัลตราโซนิก บนเงื่อนไขการคำนวณ ในระบบ 2 มิติ พิกัดทรงกระบอก ตามสมการที่ (1)

$$\lambda_s f_s = \sqrt{\left(\frac{\lambda_s g}{2\pi} + \frac{2\pi\sigma_l}{\rho_l \lambda_s}\right) \tanh\left(\frac{2\pi h}{\lambda_s}\right)} \quad (1)$$

เมื่อ	λ_s (m)	คือ ความยาวคลื่นที่พื้นผิวของของเหลว
	f_s (Hz)	คือ ความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว
	g (m/s ²)	คือ ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วงของโลก
	ρ_l (kg/m ³)	คือ ความหนาแน่นของของเหลว
	σ_l (N/m)	คือ แรงตึงผิวของของเหลว
	h (m)	คือ ความหนาของฟิล์มที่ทำให้เกิดคลื่น

Lang (1962) ได้จัดรูปใหม่เพื่อให้สมการ (1) คำนวณได้ง่ายขึ้น โดยกำหนดให้ liquid film บางมาก ๆ จะได้ $\tanh(2\pi h / \lambda_s) = 1$ ผลของแรงโน้มถ่วงที่มีผลกับหยดละอองมีค่าน้อยกว่า capillary force มาก ๆ จะได้ $\frac{\lambda_s g}{2\pi} \ll \frac{2\pi\sigma}{\rho\lambda_s}$ ดังนั้นจะได้ความสัมพันธ์ของความยาวคลื่นที่พื้นผิวของของเหลวกับความถี่ที่กระตุ้น ดังสมการที่ (2) (Dobre and Bolle, 1999) ซึ่งสามารถนำมาใช้ในการคำนวณโดยการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ได้

$$\lambda_s = \left(\frac{2\pi\sigma_l}{\rho_l f_s^2} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (2)$$

และความถี่ที่พื้นผิวของของเหลวมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของความถี่กระตุ้น (f) จะได้ $f_s = f/2$ ในกรณีที่ต้องการหาความยาวคลื่นที่พื้นผิวของของเหลวจากการทดลอง

นอกจากนี้ Lang (1962) ยังได้พบอีกว่า ขนาดของหยดมีความสัมพันธ์กับความยาวคลื่นที่พื้นผิวของของเหลว ดังสมการที่ (3) โดยที่ค่าของ λ_s และ D_{nm} (Al-Suleimani et al., 1999), (Dobre and Bolle., 1999), (H Le Brun et al., 2000), (Barreras et al., 2002), (McCallion et al., 1995), (Dumouchel et al., 2003) และ (Avvaru et al., 2006)

$$D_{nm} \approx 0.34\lambda_s \quad (3)$$

เมื่อ D_{nm} (m) คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหยด โดยที่ความถี่ที่พื้นผิว, f_s , เป็นตัวแปรหลักของการคำนวณหาขนาดของละออง สามารถหาได้โดยทฤษฎีทางฟิสิกส์ที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ ทฤษฎีการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก ความดันเสียง กลศาสตร์ของไหลและการเปลี่ยนแปลงสถานะ ดังจะกล่าวตามลำดับในหัวข้อถัดไป

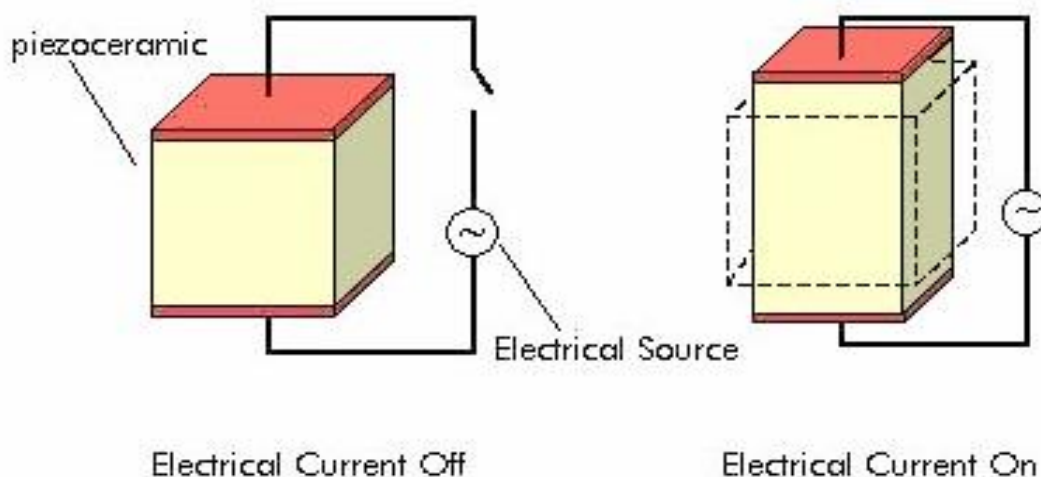
2.1.2 ทฤษฎีการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก

ในการศึกษาทฤษฎีการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก มีสิ่งที่น่าสนใจ ได้แก่ ประวัติความเป็นมา สมการคณิตศาสตร์ คุณสมบัติ และประเภทของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ตลอดจนการคำนวณทางคณิตศาสตร์เพื่อวิเคราะห์หาพฤติกรรมและการสั่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก รูปร่างต่างๆ

2.1.2.1. ประวัติความเป็นมาของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

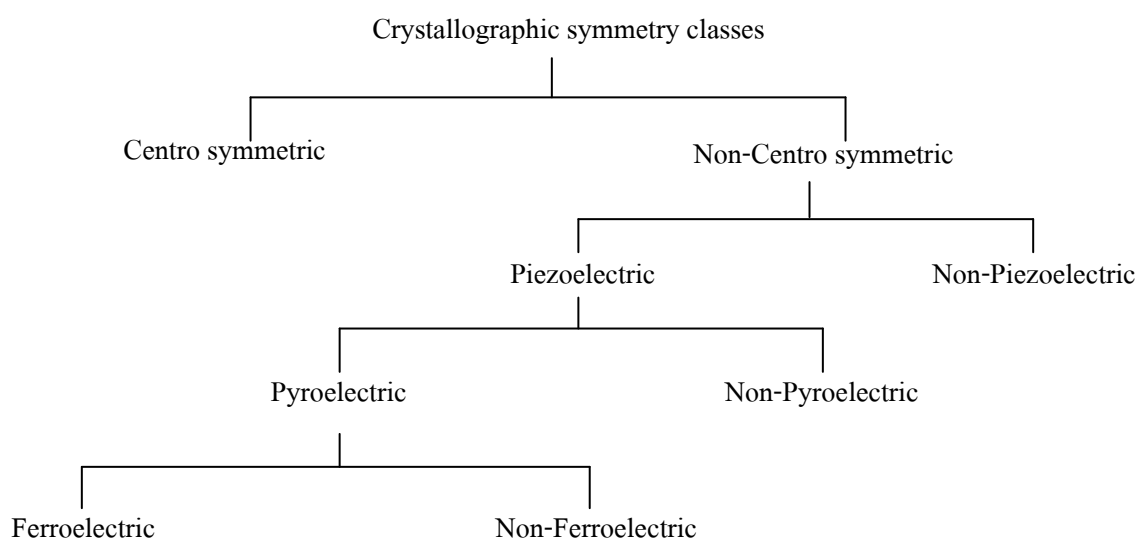
ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric effect) ถูกค้นพบโดย ปีแอร์ (Pierre) และ แจ็ก กูรี (Jacques Curie) ในปี ค.ศ.1880 ปรากฏการณ์ดังกล่าวจะเกิดขึ้นเมื่อวัสดุ อัน ได้แก่ tourmaline, quartz, topaz, cane sugar และ Rochelle salt ได้รับแรงกล (mechanical force) เช่น แรงกดและแรงดึง จะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าตกคร่อมผลึกซึ่งเป็นการเปลี่ยนรูปพลังงานกลเป็นพลังงานไฟฟ้า แล้วให้แรงดันไฟฟ้า (volt) ออกมา ต่อมาในปี ค.ศ.1881 ลิปแมนน์ (Lippmann) ได้พบว่า ในทางกลับกัน เมื่อนำวัสดุนี้ไปใส่ในสนามไฟฟ้า ผลึกจะเกิดการยืด และเมื่อกลับทิศสนามไฟฟ้า

ผลึกจะเกิดการหด เป็นการเปลี่ยนจากพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล ดังรูปที่ 2-2 เรียกว่าปรากฏการณ์อินเวอร์สเพียโซอิเล็กทริก (inverse piezoelectric effect) (ทวี, 2010)



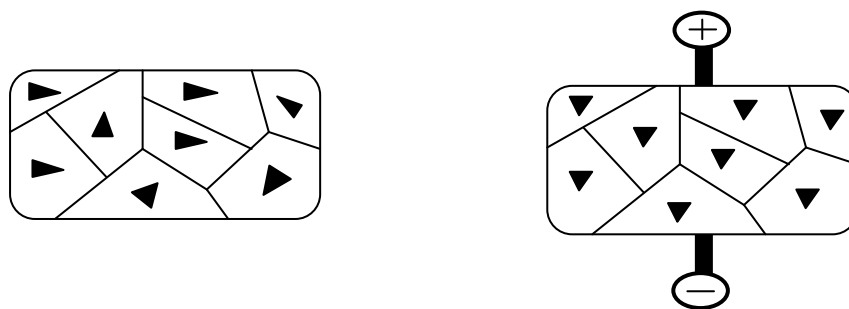
รูปที่ 2-2 ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกและอินเวอร์สเพียโซอิเล็กทริก

ต่อมา ลอร์ด เคลวิน (Lord Kelvin) และ โวลต์มาร์ วอยท์ (Woldemar Voigt) ได้ร่วมกันวิจัย พัฒนา ปรับปรุงและวางกฎเกณฑ์เกี่ยวกับทฤษฎีต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก โดยได้อธิบายว่า ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกนั้นขึ้นกับลักษณะสมมาตรของหน่วยเซลล์ จึงได้จัดกลุ่มผลึกตามความสมมาตร ในปี ค.ศ. 1917 (ตรีศูล, 2009) ดังรูปที่ 2-3



รูปที่ 2-3 การจัดกลุ่มผลึกตามความสมมาตรของผลึก

โดยทั่วไป วัสดุเพียโซอิเล็กทริกทั้งที่มีอยู่ในธรรมชาติ และที่ได้จากการสังเคราะห์ ขึ้นใหม่ ไดโพล (dipoles) ที่มีอยู่ในเกรน (grain) ต่างๆ นั้นไม่ได้เรียงไปในทิศทางเดียวกัน ทำให้ วัสดุแสดงปรากฏการณ์ไดโพลโมเมนต์เพียโซอิเล็กทริกได้น้อยมากจนไม่สามารถนำมาใช้งานได้ จำเป็นต้องป้อนสนามไฟฟ้าตรงให้แก่สารเพื่อปรับไดโพลโดเมนส์สุทธิของตัวทำงาน กระบวนการ นี้เรียกว่า โพลลิง (poling) (ทวิ, 2010) ดังแสดงในรูปที่ 2-4

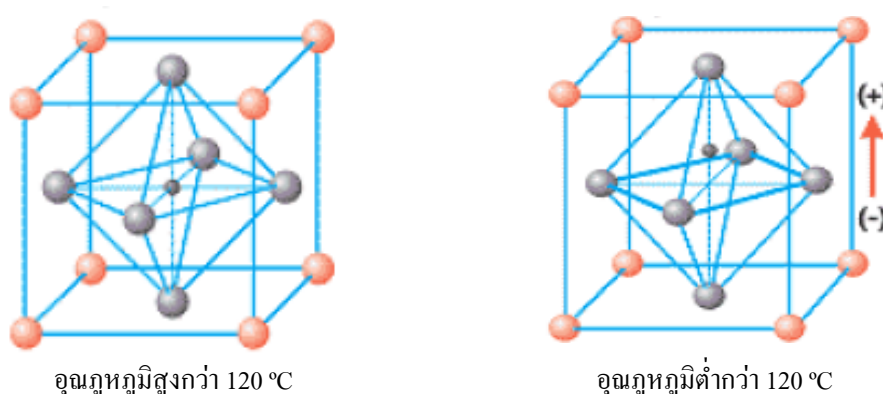


ก่อนการป้อนสนามไฟฟ้าให้กับวัสดุ

หลังการป้อนสนามไฟฟ้าให้กับวัสดุ

รูปที่ 2-4 กระบวนการ poling

กระบวนการดังกล่าว จะต้องกระทำที่อุณหภูมิต่ำกว่า อุณหภูมิคูรี (Curie) นั่นคือ ต่ำกว่า 120°C ซึ่งเป็นอุณหภูมิกฤตที่มีการเปลี่ยน โครงสร้างของวัสดุจากรูปลูกบาศก์ไปเป็นรูป tetragonal ทำให้โครงสร้างเกิดความไม่สมมาตรกันขึ้น โดย จุดศูนย์กลางประจุบวกทั้งหมดภายใน แผ่นเซลล์แยกออกจากจุดศูนย์กลางของประจุลบ ทำให้เกิดขั้วไฟฟ้าขึ้น 2 ขั้ว หรือที่เรียกว่า อิเล็กทริกไดโพล โมเมนต์ (electric dipole moment), (Americanpiezo, 2010) ดังรูปที่ 2-5



อุณหภูมิสูงกว่า 120°C

อุณหภูมิต่ำกว่า 120°C

รูปที่ 2-5 ลักษณะ โครงสร้างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเมื่อทำการป้อนกระแสไฟฟ้า ที่อุณหภูมิสูงและต่ำกว่า 120°C (Americanpiezo, 2010)

2.1.2.2. สมการที่เกี่ยวข้องกับการเกิดปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก
ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกและอินเวอร์สเพียโซอิเล็กทริกที่เกิดขึ้น สามารถอธิบายตามกฎของ Hook's law ได้ดังสมการที่ (4) และ (5)

$$\text{สมบัติทางกล : } S = S_E \cdot T \quad (4)$$

$$\text{สมบัติไฟฟ้า : } D = \varepsilon_T \cdot E \quad (5)$$

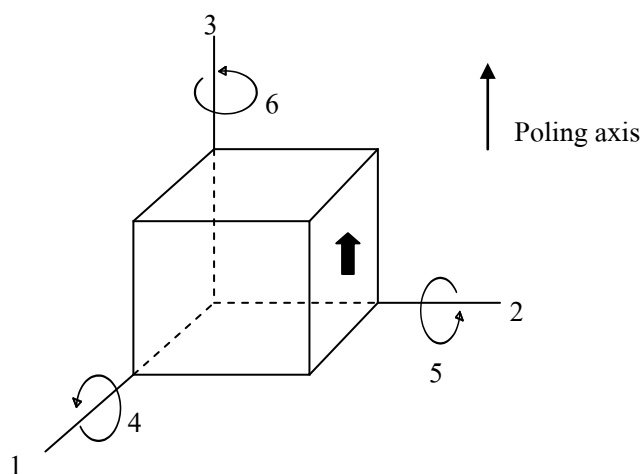
เมื่อ D (C/m^2) คือ การกระจัดทางไฟฟ้า (electric displacement)

T (N/m^2) คือ ความเค้นทางกล (mechanical stress)

E (N/C) คือ สนามไฟฟ้า (electric field)

S (Unitless) คือ ความเครียดทางกล (mechanical strain)

S_E (m^2/N) หรือ C_E (N/m^2) คือ ค่าความยืดหยุ่นของวัสดุ (stiffness หรือ compliance) ภายใต้สนามไฟฟ้าคงที่ ซึ่งเกี่ยวข้องกับข้อมูลของ stress-strain โดยที่ 1 2 3 คือ แกนหลัก 3 ทิศทางของการโพลาไรเซชัน และ 4 5 6 คือ แกนเฉือนรอบแกน 1 2 3 (ทวี, 2010), (ตรีศูล, 2009) ดังรูปที่ 2-6



รูปที่ 2-6 เครื่องหมายของแกนสำหรับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก (ทวี ตันขศิริ, 2010)

ดังนี้

เมื่อนำสมการที่ (4) และ (5) มารวมกัน จะเขียนเป็นสมการได้ทั้งหมด 4 รูปแบบ

1) Strain – Charge Form

$$S = S_E.T + d.E \quad (6)$$

$$D = d'.T + \varepsilon_T.E \quad (7)$$

2) Stress – Charge Form

$$T = C_E.S - e.E \quad (8)$$

$$D = e'.S + \varepsilon_s.E \quad (9)$$

3) Strain – Voltage Form

$$S = S_D.T + \tilde{g}.D \quad (10)$$

$$E = -\tilde{g}'.T + \varepsilon_T^{-1}.D \quad (11)$$

4) Stress – Voltage Form

$$T = C_D.S - \tilde{q}.D \quad (12)$$

$$E = -\tilde{q}'.S + \varepsilon_s^{-1}.D \quad (13)$$

เมื่อ S_D (m^2/N) หรือ C_D (N/m^2) คือ ค่าความยืดหยุ่นของวัสดุ (compliance หรือ stiffness) ภายใต้การกระจัดทางไฟฟ้าคงที่

\tilde{g} (m^2/C) หรือ \tilde{q} (N/C) คือ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างโดเมน (coupling matrix) สำหรับ Strain - Voltage form หรือ Stress - Voltage form (Zhang, Liu and Wang, 2011)

2.1.2.3. ค่าคุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

ค่าคุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมีด้วยกันหลายค่า ดังนี้

ค่าของ **Stiffness** หรือ **Compliance** จะแสดงเป็นเมตริกซ์ 6x6 ดังนี้

$$S_E = C_E^{-1} = \begin{bmatrix} S_{E11} & S_{E12} & S_{E13} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_{E11} & S_{E13} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_{E33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{E66} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{E44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{E44} \end{bmatrix}$$

$$\text{โดยที่ } S_{E66} = 2(S_{E11} - S_{E12})^2$$

ค่าการยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านหรือสภาพการยอมรับได้ทางไฟฟ้า คือ ε_T หรือ ε_S (F/m) สามารถเขียนให้อยู่ในรูปเมตริกซ์ 3x3 ได้ดังนี้

$$\varepsilon_T = \begin{bmatrix} \varepsilon_{T11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{T11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{T33} \end{bmatrix} = \varepsilon_0 \begin{bmatrix} \varepsilon_{rT11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{rT11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{rT33} \end{bmatrix}$$

$$\varepsilon_S = \begin{bmatrix} \varepsilon_{S11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{S11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{S33} \end{bmatrix} = \varepsilon_0 \begin{bmatrix} \varepsilon_{rS11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{rS11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{rS33} \end{bmatrix}$$

เมื่อ $\varepsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12}$ F/m คือ สภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าในสุญญากาศ (vacuum permittivity)

ค่าความสัมพันธ์ระหว่างสภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าของตัวกลาง กับสภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าในสุญญากาศ (**relative permittivity**) คือ ε_{rT} หรือ ε_{rS} (Unitless) และความสัมพันธ์ระหว่าง ε_T และ ε_S จะเขียนได้ดังสมการที่ (14)

$$\varepsilon_S = \varepsilon_T - d^T \cdot S_E^{-1} \cdot d \quad (14)$$

ค่าความสัมพันธ์ระหว่างโดเมน (coupling matrix) สำหรับ Strain - Charge form หรือ Stress - Charge form คือ d (C/N) หรือ e (C/m²) บ่งบอกถึง อัตราส่วนระหว่าง electric charge ที่เกิดขึ้นต่อพื้นที่ 1 หน่วย และการให้แรงกระทำ โดยที่ ค่าคงที่ d สามารถหาได้จากสมการที่ (15)

$$d = k\sqrt{\varepsilon_0 k^T S_E} \quad (15)$$

ความสัมพันธ์ระหว่าง Coupling matrix (d , C/N) และ Coupling matrix (e , C/m²) เป็นดังสมการที่ (16)

$$e = S_E^{-1} \cdot d = d^T \cdot S_E^{-1} \quad (16)$$

ซึ่ง Coupling matrix, d^T จะแสดงเป็นเมตริกซ์ 3x6 และค่า Coupling matrix, e จะแสดงเป็น เมตริกซ์ 6x3 ดังนี้

$$d^T = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \text{ และ } e = \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

จะเห็นได้ว่า $d_{32} = d_{31}$ และ $d_{24} = d_{15}$ ซึ่งเป็นข้อจำกัดของการคำนวณทางคณิตศาสตร์ทำให้จำเป็นต้องเลื่อนหลักที่ 4 ไปแทนที่ หลักที่ 5 ส่วนหลักที่ 5 เลื่อนไปที่ หลักที่ 6 และ หลักที่ 6 เลื่อน ไปที่ หลักที่ 4

ในกรณีที่มีการทำ Poling แคนต่างๆ ค่า $[c]$, $[e]$ และ $[\varepsilon]$ จะเปลี่ยนไปด้วย แบ่งได้เป็น 3 กรณี (Yang, 2005) ดังนี้

กรณีที่ 1 Poling ในแนวแกน 3

$$c = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{21} & c_{11} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{31} & c_{31} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \quad e = \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33} \end{bmatrix}$$

กรณีที่ 2 Poling ในแนวแกน 1

$$c = \begin{bmatrix} c_{33} & c_{13} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{66} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \quad e = \begin{bmatrix} e_{33} & 0 & 0 \\ e_{31} & 0 & 0 \\ e_{31} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & e_{15} \\ 0 & e_{15} & 0 \end{bmatrix} \quad \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{33} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{11} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{11} \end{bmatrix}$$

กรณีที่ 3 Poling ในแนวแกน 2

$$c = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{13} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{33} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{13} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} \end{bmatrix} \quad e = \begin{bmatrix} 0 & e_{31} & 0 \\ 0 & e_{33} & 0 \\ 0 & e_{31} & 0 \\ 0 & 0 & e_{15} \\ 0 & 0 & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{33} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{11} \end{bmatrix}$$

นอกจากนี้ วัสดุเพียโซอิเล็กทริก ยังมีค่าคุณสมบัติอื่นๆ อีกเช่น

Electric Conductivity (σ , s/m) คือ คุณสมบัติในด้านการนำไฟฟ้า ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามเวลาและอุณหภูมิ แบ่งได้เป็นแบบ Isotropic, Diagonal, Symmetric หรือ Anisotropic ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของตัวกลางที่ใช้เป็นสื่อไฟฟ้า

Damping and Loss คือ คุณสมบัติในด้านการดูดกลืนพลังงาน มีได้ดังนี้

Damping แบ่งได้เป็น 5 ชนิด คือ 1. No damping 2. Rayleigh damping จะประกอบด้วย ส่วนที่เป็น Mass damping parameter ($\alpha_{dM}, 1/s$) และ Stiffness damping parameter (β_{dK}, s) ดังสมการที่ (17)

$$\xi = \alpha_{dM} m + \beta_{dK} k \quad (17)$$

โดยที่ ξ (Unitless) คือ damping parameter, m (kg) คือ มวล และ k (N/m) คือ ค่าคงที่นิยสปริง 3. Loss factor สำหรับ Elasticity matrix ($\eta_{CE}, \text{Unitless}$) 4. Loss factor สำหรับ Compliance matrix ($\eta_{SE}, \text{Unitless}$) และ 5. Isotropic loss ($\eta_s, \text{Unitless}$) พบว่า

$$\eta_s = \xi \quad (18)$$

Coupling loss แบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ No loss, Loss factor สำหรับ coupling matrix, e ($\eta_e, \text{Unitless}$) และ Loss factor สำหรับ coupling matrix, d ($\eta_d, \text{Unitless}$)

Dielectric loss แบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ No loss, Loss factor สำหรับ strain permittivity ($\eta_{eS}, \text{Unitless}$) และ Loss factor สำหรับ stress permittivity ($\eta_{eT}, \text{Unitless}$)

สำหรับค่าคุณสมบัติที่เป็น loss factor ทุกชนิดนั้น มีทั้งที่เป็นแบบ Symmetric ที่มีค่าคุณสมบัติเป็นเมตริกซ์ และแบบที่เป็น Isotropic ที่มีค่าคุณสมบัติเป็นแบบค่าคงที่

Remanent Electric Displacement ($D_r, C/m^2$) เป็นค่าที่เกี่ยวข้องกับการนำไฟฟ้าที่ตกค้างในเนื้อวัสดุ เป็นปริมาณเวกเตอร์

Quality factor ($Q_m, \text{Unitless}$) คือ ค่าที่บ่งบอกถึงสัดส่วนระหว่างพลังงานที่เก็บสะสมต่อพลังงานที่สูญเสีย ดังสมการที่ (19)

$$Q_m = \frac{1}{D} \quad (19)$$

โดยที่ D_r (Unitless) คือ ค่า Dissipation factor จะมีค่าต่ำกว่า 1 เสมอ และเปลี่ยนแปลงไปตามความถี่ (Comsol Multiphysics user guide, 2011)

จะเห็นได้ว่าวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมีค่าคุณสมบัติที่หลากหลาย ทำให้ลักษณะทางกายภาพของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมีได้หลายแบบ ดังจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

2.1.2.4. ประเภทของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

โดยปกติ วัสดุเพียโซอิเล็กทริก แบ่งตามลักษณะการนำไปใช้งาน ได้เป็น 4 ประเภท คือ

Hard Material จะเป็นเซรามิก (ceramics) ที่สามารถทนต่อการกระตุ้นทางไฟฟ้าและความเค้นเชิงกลได้สูง เหมาะสำหรับงานที่ต้องการการตอบสนองอย่างต่อเนื่องเป็นเวลานาน วัสดุกลุ่มนี้ ได้แก่ PZT-2, PZT-4 และ PZT-8 ตัวอย่างการใช้งาน เช่น PZT-4 ใช้สำหรับอุปกรณ์ทำความสะอาดที่ใช้คลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic cleaning) เครื่องพ่นหมอกที่ใช้ตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกแบบเหรียญ (fog discs) และตัวตรวจจับความชื้น (humidify transducer) ส่วน PZT-8 ใช้สำหรับเครื่องเชื่อมโลหะที่ใช้คลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic welding)

Soft Material จะเป็นเซรามิก ที่มีความไวต่อสิ่งกระตุ้น เหมาะสำหรับงานที่ต้องการการตอบสนองแบบทันทีทันใด วัสดุกลุ่มนี้ ได้แก่ PZT-5 การใช้งาน เช่น PZT-5A ใช้เป็นตัวตรวจจับในอุปกรณ์วัดความเร่ง (accelerometer transducer) PZT-5H ใช้เป็นตัวตรวจจับในเครื่องมือแพทย์ (medical transducer) และ PZT-5X ใช้เป็นตัวทำงาน (actuator)

Lead-free Material ใช้เป็นทรานสดิวเซอร์ในการหาฝูงปลาในทะเล และอุปกรณ์ต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการบินเรือ วัสดุกลุ่มนี้ ได้แก่ BT-1

Custom Material จะเป็นเซรามิกแบบอื่นๆ นอกเหนือจากที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่งจะมีลักษณะเฉพาะตัวขึ้นอยู่กับการใช้งานนั้นๆ

สำหรับข้อดีและข้อเสียของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก แต่ละประเภทสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 2-1 (Uchino and Giniewicz, 2003)

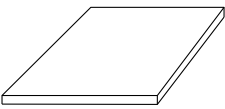


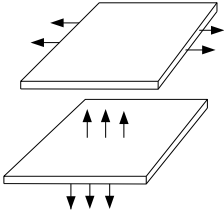
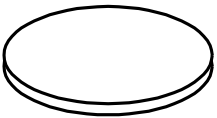


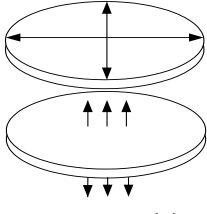
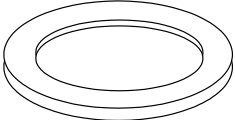


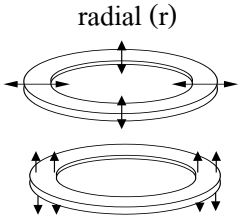
ตารางที่ 2-1 การเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ประเภท Soft และ Hard

Material	d	k	Q_m	Off-Resonance Application	Resonance Application
Soft (PZT-5H)	High+	High+	Low-	High Displacement+	Heat Generation-
Hard (PZT-8)	Low-	Low-	High+	Low Strain-	High AC Displacement+

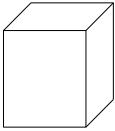


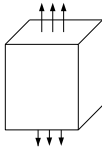
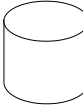


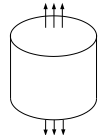
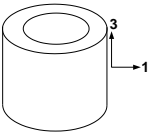


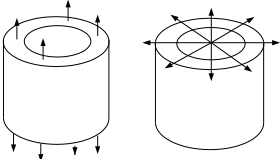
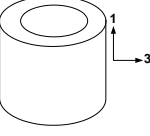
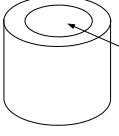
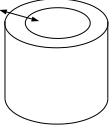
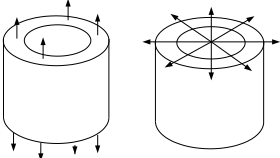
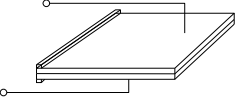
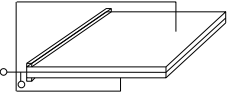




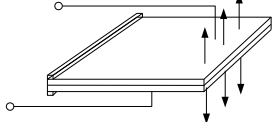
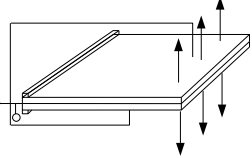
2.1.2.5. โหมดการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกรูปร่างต่างๆ

โดยทั่วไป โหมดของการสั่นสะเทือนจะขึ้นอยู่กับรูปร่างของวัสดุ ทิศทางการ polling และ ทิศทางของการให้กระแสไฟฟ้า (Piezoelectricity, 2010) ดังตารางที่ 2-2 ในกระบวนการ nebulization นี้จะเลือกใช้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกแบบเหรียญ (Disc) ดังนั้นทิศทางของการกระจัดที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุจะอยู่ในแนวแกน 3

ตารางที่ 2-2 โหมดการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกรูปร่างต่างๆ (Piezoelectricity, 2010)

Shape	Polarization Direction	Applied Field: Voltage Output	Mode of Vibration: Displacement
 <p>Plate</p>			 <p>thickness (h)</p>
 <p>Disc</p>			 <p>thickness (h)</p>
 <p>Ring</p>			 <p>radial (r)</p> <p>thickness (h)</p>

ตารางที่ 2-2 (ต่อ) โหมดการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกรูปร่างต่างๆ (Piezoelectricity, 2010)

Axis	Polarization Direction	Applied Field: Voltage Output	Mode of Vibration: Displacement
 Bar			
 Rod			
 Ring			
 Cylinder Wall Electrode			
  Plate Bender	 	 	 

2.1.2.6. การวิเคราะห์การตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและเงื่อนไขขอบเขต การศึกษาการตอบสนองของอุปกรณ์เพียโซอิเล็กทริก มีการวิเคราะห์ห้อยู่ด้วยกัน 3 แบบ คือ

การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ (Eigen frequency Analysis) เป็นการคำนวณหาลักษณะโหมดของการสั่นสะเทือนของวัตถุในกรณีที่ไม่มีแรงภายนอกมากระทำ ซึ่งแต่ละโหมดจะมีลักษณะการสั่นที่ขึ้นอยู่กับค่าความถี่ธรรมชาติ หรือที่เรียกว่า eigenfrequency ที่มีค่าสัมพันธ์กับ eigenvalue (λ) ของการคำนวณ ดังสมการที่ (20) และ (21)

$$-\rho\omega^2 u - \nabla \cdot T = F_v, \quad -i\omega = \lambda \quad (20)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_v \quad (21)$$

เมื่อ ρ (kg/m^3) คือ ความหนาแน่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

ω (Hz) คือ ความถี่ที่ได้จากการตอบสนอง

u (m) คือ ผลตอบสนองของการกระจัด

F_v (N) คือ ปริมาณของแรงที่กระทำ

T (N/m^2) คือ ความเค้นทางกล

ρ_v (kg/m^3) คือ ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า

ซึ่งได้มาจากการกระจายพจน์ของ Love's equation ส่วนค่า λ ที่ได้ ก็คือลักษณะของรูปแบบการสั่นสะเทือนในแต่ละความถี่ธรรมชาติ

แต่ถ้าในเนื้อวัสดุมีการดูดกลืนพลังงาน หรือมี damping ค่าของ eigenvalue จะอยู่ในรูปของจำนวนเชิงซ้อน โดยที่ จำนวนจริงเป็นผลของโครงสร้างของวัสดุ และจำนวนจินตภาพเป็นผลมาจาก damping ในเนื้อวัสดุ

การวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ (Frequency domain analysis) เป็นการคำนวณเมื่อระบบอยู่ในสภาวะ steady state และมีแรงมากระทำในลักษณะที่เป็น harmonic excitation ดังสมการที่ (22) โดยสนใจตัวแปร คือ displacement field (u, v, w) ที่เป็นผลตอบสนองในแต่ละความถี่ ดังสมการที่ (23)

$$F_{freq} = F(f) \cdot \cos(2\pi f \cdot t + F_{ph}(f) \cdot \frac{\pi}{180}) \quad (22)$$

$$\rho\omega^2 u - \nabla \cdot \sigma = F_v e^{j\phi} \quad (23)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_v$$

โดยที่ $F(f)(N)$ คือ แอมพลิจูดของแรง และ $F_{ph}(f)(N)$ คือ ค่าของแรงเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

การวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับเวลา (Time-dependent analysis) เป็นการคำนวณเพื่อศึกษาผลตอบสนองที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา ดังสมการที่ (24) โดยแรงที่กระทำมีความสัมพันธ์ขึ้นกับเวลา

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \cdot \sigma = F_v \quad (24)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_v$$

เมื่อ t (s) คือ เวลา

เงื่อนไขขอบเขตทางกลและทางไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับการกำหนดพฤติกรรมของแบบจำลองให้ปฏิบัติตามพฤติกรรมทางกายภาพ มีดังนี้

เงื่อนไขขอบเขตทางกล (Structural boundary condition)

วัตถุอิสระ (Free) หมายถึง สภาวะที่วัตถุไม่มีแรงใดๆ มากระทำและไม่มีการยึดจับ

วัตถุถูกจับยึด (Fixed constraint) หมายถึง สภาวะที่วัตถุไม่มีการเคลื่อนที่ในทุกทิศทาง ระยะในการเคลื่อนที่เป็นศูนย์

วัตถุที่กำหนดระยะกระจัดได้ (Prescribed displacement) หมายถึง สภาวะที่วัตถุไม่มีการเคลื่อนที่ หรือถูกยึดในบางทิศทาง ทำให้วัตถุเสีรูปร่างได้ในทิศทางที่ไม่ถูกยึด

วัตถุที่กำหนดความเร็วได้ (Prescribed velocity) หมายถึง สภาวะที่วัตถุถูกกำหนดให้มีความเร็วในแต่ละทิศทาง อาจจะมีการเปลี่ยนแปลงที่ขึ้นอยู่กับเวลา และความถี่ของการสั่นสะเทือน

วัตถุที่กำหนดความเร่งได้ (Prescribed acceleration) หมายถึง สภาวะที่วัตถุถูกกำหนดให้มีความเร่งในแต่ละทิศทาง อาจจะมีการเปลี่ยนแปลงที่ขึ้นอยู่กับเวลา และความถี่ของการสั่นสะเทือน

วัตถุเชื่อมต่อแบบแข็ง (Rigid connector) หมายถึง สภาวะที่วัตถุถูกกำหนดให้มีพลังงานจลน์คงที่ เพื่ออธิบายถึงสภาวะที่มีการหมุนเกิดขึ้น อันเนื่องมาจากวัตถุมีแรง โมเมนต์ หรือ โมเมนต์ของความเฉื่อยมากระทำ

วัตถุเป็นแบบล้อ (Roller) หมายถึง สภาวะที่วัตถุไม่มีการเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกับที่โดนจับยึด แต่สามารถเคลื่อนที่ได้ในทิศทางที่ตั้งฉากกับทิศของแรงที่ถูกจับยึด

เงื่อนไขขอบเขตทางไฟฟ้า (Electrical boundary condition)

กราวด์ (Ground) หมายถึง สภาวะที่วัตถุมีความต่างศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ ($V = 0$)

ความต่างศักย์ไฟฟ้า (Electric potential) หมายถึง สภาวะที่วัตถุมีความต่างศักย์ไฟฟ้าเกิดขึ้น ($V = V_0$) มีความหนาแน่นของประจุไฟฟ้าที่พื้นผิว (Surface charge density) ดังสมการที่ (25)

$$-n \cdot D = \rho_s \text{ หรือ } n \cdot (D_1 - D_2) = \rho_s \quad (25)$$

โดยที่ ρ_s (kg/m^3) คือ ความหนาแน่นของประจุบนพื้นผิว (surface charge density) มีฉนวนเคลือบพื้นผิว (Dielectric shielding) ดังสมการที่ (26)

$$n \cdot D = -\nabla_t \cdot \epsilon_0 \epsilon_{rs} d_s \nabla_t V \quad (26)$$

โดยที่ d_s (m) คือ ความหนาของฉนวน

แหล่งจ่ายภายนอก (Terminal) หมายถึง สภาวะที่วัตถุเชื่อมต่อเข้ากับวงจรไฟฟ้า หรือแหล่งจ่ายความต่างศักย์ภายนอก

วัตถุมีการกระจายตัวของประจุไฟฟ้า (Distributed capacitance) ดังสมการที่ (27)

$$-n \cdot D = \epsilon_0 \epsilon_{rL} \frac{V_{ref} - V}{d_L} \text{ หรือ } -n \cdot (D_1 - D_2) = \epsilon_0 \epsilon_{rL} \frac{V_{ref} - V}{d_L} \quad (27)$$

โดยที่ ϵ_{rL} (Unitless) คือ ค่า Relative permittivity ของแผ่นฉนวน

d_L (m) คือ ความหนาของแผ่นฉนวน

V_{ref} (V) คือ แหล่งจ่ายความต่างศักย์ไฟฟ้า จากภายนอกที่เชื่อมต่อกับ

วัสดุ

ไม่มีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า (Zero charge) หมายถึง สภาวะที่วัตถุไม่มีประจุไฟฟ้า หรือการเคลื่อนที่ของประจุไฟฟ้าเป็นศูนย์และไม่มีมีความต่างศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมตัววัตถุ

วัตถุมีการกระจัดทางไฟฟ้า (Displacement field)

$$n.D = n.D_0 \quad (28)$$

เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองของเครื่องทำละอองอัลตราโซนิกที่ ออกแบบนี้ สำหรับเงื่อนไขทางกลมี 1 เงื่อนไข คือ Fixed Constraint หรืออาจจะใช้ Prescribed displacement แล้วกำหนดค่า displacement ทุกด้านที่ขอบของแบบจำลองมีค่าเป็นศูนย์ ส่วน เงื่อนไขขอบเขตทางไฟฟ้า มี 2 เงื่อนไข คือ Ground ที่บริเวณด้านบนและ Electric potential ที่ บริเวณด้านล่างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

หลังจากที่วิเคราะห์การตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกได้เป็นที่เรียบร้อยแล้ว ค่าการตอบสนองเชิงการกระจัด (displacement response) ที่ได้จากทฤษฎีนี้จะถูกนำไปใช้เป็น เงื่อนไขขอบเขตของทฤษฎีความดันเสียงเพื่อหาค่าความดันเสียงที่สะสมในระบบ ซึ่งจะอธิบายใน หัวข้อถัดไป

2.1.3 ทฤษฎีความดันเสียง

ความดันเสียงเกิดจากการสั่นสะเทือนของแหล่งกำเนิด ที่มีรูปแบบการถ่ายทอด พลังงานไปยังบริเวณรอบข้างในลักษณะของคลื่น โดยคลื่นอัลตราโซนิกเป็นคลื่นเสียงที่มีความถี่ มากกว่า 20 kHz ซึ่งหูคนฟังไม่ได้ยิน มีความยาวคลื่นน้อย จึงเลี้ยวเบนได้ดี มีพลังงานสูง และ เดินทางได้ไกลกว่าเสียงธรรมดา สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ในหลายๆ ด้าน เช่น เครื่องโซนาร์ที่ใช้ในการประมง ตรวจรอยร้าวของวัตถุและทำความสะอาดผิวโลหะในอุตสาหกรรมต่างๆ ตรวจ ความผิดปกติของอวัยวะคนในทางการแพทย์ และใช้ในการนำส่งยาแบบพ่นละออง ที่เรียกว่า ultrasonic nebulizer ในทางเภสัชกรรม เป็นต้น หากจำแนกคลื่นอัลตราโซนิกตามประเภทของการ ใช้ตัวกลางในการเคลื่อนที่ จัดเป็น คลื่นกล (Mechanical waves) จำแนกตามการสั่นของอนุภาคที่ สั่นในแนวเดียวกับการเคลื่อนที่ จัดเป็น คลื่นตามยาว (Longitudinal waves) และเมื่อจำแนกตาม ลักษณะของการรบกวนแหล่งกำเนิดที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา และระยะทาง จัดเป็น คลื่น เคลื่อนที่ (Travelling wave) ที่เวลาผ่านไปสักระยะหนึ่งจะมีการแทรกสอดเกิดขึ้น สามารถเขียนใน รูปทางคณิตศาสตร์ได้ ดังสมการที่ (29)

$$y = A(t, z) \cos(\omega t - kz + \phi) \quad (29)$$

โดยที่ $A(t, z) (m)$ คือ แอมพลิจูดของคลื่น

$v (m/s)$ คือ ความเร็วของคลื่น

$k_{eq} (1/m)$ คือ เลขคลื่น (wave number)

$\phi (rad)$ คือ มุมเฟส

ผลลัพธ์ของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลวเป็นผลรวมของ background pressure และ scattered pressure ที่เกิดจากการขัดขวางการเคลื่อนที่ของคลื่นในตัวกลาง มีสมการกำกับระบบ ดังนี้

สำหรับการวิเคราะห์แบบฮาร์โมนิกเป็นไปดังสมการที่ (30)

$$\nabla \frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) - \frac{k_{eq}^2}{\rho_l} p = Q \quad (30)$$

สำหรับการวิเคราะห์แบบทรานเซียน เป็นไปดังสมการที่ (31)

$$\frac{1}{\rho_l c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot - \frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) = Q \quad (31)$$

เมื่อ $k_{eq} (1/m)$ คือ ตัวเลขคลื่นหรือ wave number

$Q (1/s)$ คือ monopole source หรือแหล่งจ่ายคลื่นเสียงที่เป็นไปในลักษณะกระจายตัวทุกทิศทาง

$c (m/s)$ คือ ความเร็วเสียง

$p (Pa)$ คือ ความดันเสียง

$q (N/m^3)$ คือ dipole source หรือแหล่งจ่ายคลื่นเสียงที่เป็นไปในลักษณะของการส่งคลื่นและการสะท้อนกลับใน 2 ทิศทางที่ตรงข้ามกัน

เงื่อนไขขอบเขตที่เกี่ยวข้องกับการจำลองพฤติกรรมทางกายภาพ ดังนี้

1. บริเวณที่ของเหลวสัมผัสกับวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะเป็นบริเวณที่มีการแปลงค่าการกระจัดของการสั่นสะเทือนไปเป็นค่าความเร่งของโมเลกุลของของเหลว ด้วยสมการที่ (32) และ (33)

$$-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = -n \cdot u_{tt} \quad (32)$$

$$\sigma \cdot n = p \cdot n \quad (33)$$

เมื่อ u_{tt} (m/s^2) คือ ค่าความเร่ง ซึ่งหาได้จากการเปลี่ยนแปลงการกระจัดเทียบกับเวลาสองครั้ง

2. บริเวณที่ของเหลวสัมผัสกับผนังภาชนะ คือ บริเวณที่ทำให้คลื่นเสียงมีการสะท้อนกลับจนเกิดการแทรกสอด ทำให้แอมพลิจูดของคลื่นเพิ่มสูงขึ้น หรือลดต่ำลงกว่าเดิมมาก ๆ เป็นไปดังสมการที่ (34)

$$-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = 0 \quad (34)$$

3. บริเวณที่น้ำสัมผัสกับอากาศจะเป็นบริเวณที่ของไหลทั้ง 2 ชนิด มีความดันเท่ากับความดันบรรยากาศ (Comsol Multiphysics user guide, 2011)

เมื่อทำการหาค่าของความดันเสียงที่สะสมในของไหลได้แล้ว ค่าความดันนี้จะถูกนำไปคำนวณต่อในทฤษฎีของกลศาสตร์ของของไหลและการเปลี่ยนแปลงสถานะ ดังจะกล่าวในหัวข้อต่อไป

2.1.4 ทฤษฎีกลศาสตร์ของของไหลและการเปลี่ยนแปลงสถานะ

เมื่อของไหลในระบบได้รับผลกระทบจากสิ่งต่างๆ ที่เข้ามากระทำ จนทำให้คุณสมบัติต่างๆ ของของไหลเกิดการเปลี่ยนแปลงทำให้เกิดปรากฏการณ์ถ่ายโอนเกิดขึ้น กระบวนการถ่ายโอนที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของหยดไหลขึ้นอยู่กับหลักการของพลังงาน มวล และโมเมนตัม ซึ่งเป็นไปตามกฎข้อที่ 1 ของเทอร์โมไดนามิกส์ ที่กล่าวไว้ว่า "การเปลี่ยนแปลงของ

พลังงานภายในจะเกิดขึ้นในลักษณะที่ทำให้เกิดการทำงาน หรือความร้อน หรือเกิดทั้ง 2 อย่างพร้อมๆ กัน"

ในการวิเคราะห์การเปลี่ยนเฟส ของของไหล 2 สถานะจะเลือกใช้ตามสมการ Navier-Stoke ที่ได้รับการพัฒนาในรูปของหลักการอนุรักษ์มวล ดังสมการที่ (35)

$$\frac{\partial \rho_l}{\partial t} + \nabla(\rho_l u_t) = 0 \quad (35)$$

และในรูปของหลักการอนุรักษ์โมเมนตัม ดังสมการที่ (36)

$$\rho_l \frac{\partial u_t}{\partial t} + \rho_l u_t \nabla u_t = -\nabla p + \nabla(\mu(\nabla u_t + (\nabla u_t)^T)) - \frac{2}{3} \mu(\nabla u_t)I + F \quad (36)$$

เมื่อ u_t (m/s) คือ ความเร็วของคลื่นที่ผิว (surface wave velocity)

μ (Pa.s) คือ ความหนืดจลนศาสตร์ (fluid dynamic viscosity)

F (N/m³) คือ แรงเชิงปริมาตร (volume force vector)

โดยสมมติว่าของไหลเป็นแบบ Newtonian Fluid (μ เป็นค่าคงที่) และ incompressible fluid (ρ เป็นค่าคงที่) จะได้ $\nabla u_t = 0$ สำหรับสมการอนุรักษ์พลังงาน (continuity equation) และสมการอนุรักษ์โมเมนตัม (momentum equation) จะลดรูปเหลือสมการที่ (37)

$$\rho_l \frac{\partial u_t}{\partial t} + \rho_l (u_t \nabla) u_t = \nabla[-pI + \mu(\nabla u_t + (\nabla u_t)^T)] + \rho g + F \quad (37)$$

เงื่อนไขขอบเขตที่เกี่ยวข้อง ได้แก่

1. Volume Force หรือ Body Force คือ แรงภายในของของเหลวคิดเทียบกับ ปริมาตร

2. Inlet และ Outlet สามารถกำหนดได้หลายแบบ เช่น ความเร็ว ความดัน Laminar inflow Normal Stress และ Mass flow

3. Wall มีทั้งหมด 9 ประเภท ได้แก่

Slip คือ ขอบเขตที่มีค่า normal velocity เป็นศูนย์ ($n \cdot u = 0$)

No slip คือ ขอบเขตที่มีค่าความเร็วเป็นศูนย์ ($u = 0$)

Sliding wall คือผนังที่มีพฤติกรรมเหมือนสายพาน สามารถกำหนดค่าของ u_w ได้
 Moving wall คือผนังที่มีการเคลื่อนที่มีค่าความเร็ว ($u = u_w$)
 Leaking wall คือผนังที่มีลักษณะเป็นรูทำให้ของเหลวสามารถรั่วไหลได้ ($u = u_1$)
 Electroosmotic velocity คือผนังที่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน เพื่อถ่ายเทประจุไฟฟ้าให้กับของเหลว มีค่าความเร็ว ($u = \mu_{e0} E_t$ โดยที่ $\mu_{e0} (m^2 / (s.V))$ คือค่าการเคลื่อนที่ของกระแสไฟฟ้า (electroosmotic mobility) และ E_t (Unitless) คือค่าของกระแสไฟฟ้าที่ผนัง (fluid electric field tangential to the wall) เมื่อ $\mu_{e0} = -\epsilon_r \epsilon_0 \frac{\zeta}{\mu}$ โดยที่ ϵ_r (Unitless) คือ the fluid's relative permittivity $\epsilon (F/m)$ คือ the permittivity of free space $\zeta (V)$ คือ the fluid's zeta potential $\mu (Pa.s)$ คือ the fluid's dynamic viscosity โดยทั่วไปแล้ว $\mu_{e0} \approx 7 \times 10^{-8} m^2 / (s.V)$ และ $\zeta \approx 100 mV$)

Slip velocity คือขอบเขตที่มีค่าความเร็วใช้ในระดับไมโครเมตร

Wetted wall คือขอบเขตที่กำหนดให้ mass flux มีค่าเป็นศูนย์

Moving wetted wall คือเป็นขอบเขตที่ใช้เฉพาะสำหรับ phase field method ซึ่งประกอบไปด้วย 2 ตัวแปรหลัก คือ velocity of moving wall, u_w และ contact angle, θ_w (Comsol Multiphysics user guide, 2011)

4. Symmetry คือคุณสมบัติการสมมาตรกัน

5. Initial Interface คือบริเวณรอยต่อระหว่างของเหลวกับของเหลว (Liquid-Liquid interface) เป็นบริเวณที่ความเร็วและแรงเฉือนบริเวณรอยต่อของของเหลวทั้ง 2 ชนิดมีค่าเท่ากัน ($v_{x1} = v_{x2}$, $\tau_{yx1} = \tau_{yx2}$) หรือของเหลวกับแก๊ส (Liquid-Gas interface) เป็นบริเวณที่แรงเฉือนมีค่าประมาณศูนย์ ($\tau_{yx} \cong 0$) (Bird et al., 2002) หรือของแข็งกับของเหลว (Solid-Liquid Interface)

6. Periodic Flow Condition คือขอบเขตที่มีความแตกต่างระหว่างความดันเกิดขึ้น (Comsol Multiphysics user guide, 2011)

ในแบบจำลองนี้จะใช้ Boundary Condition คือ Inlet ที่บริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุเพียโซอิเล็กทริกกับของเหลว, No slip wall ที่บริเวณผนังภาชนะ และ two fluid interface ที่บริเวณรอยต่อของของไหลสองชนิด ในการคำนวณเพื่อหาค่าความเร็ว รวมถึงความถี่ของคลื่นที่พื้นผิวของของเหลว จากนั้นนำค่าความถี่พื้นผิวที่คำนวณได้ไปแทนค่าในสมการที่ (3) เพื่อหาขนาดของระลอกที่เกิดขึ้น ในสมการที่ (4)

ส่วนการอธิบายปรากฏการณ์การเกิดละอองจะใช้สมการที่ (38) และ (39) เป็นสมการกำกับระบบเพื่อหาสัดส่วนเชิงปริมาตรของเหลวและแก๊สที่เกิดขึ้น (volume fraction) (Comsol Multiphysics user guide, 2011)

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + u_r \nabla \phi = \nabla \frac{\gamma \lambda}{\varepsilon_{pf}^2} \nabla \psi \quad (38)$$

$$\psi = -\nabla \varepsilon_{pf}^2 \nabla \phi + (\phi - 1) \phi + \frac{\varepsilon_{pf}^2}{\lambda} \frac{\partial f}{\partial \phi} \quad (39)$$

$$\lambda = \frac{3\varepsilon_{pf}\sigma_l}{\sqrt{8}} ; \gamma = x\varepsilon_{pf}^2$$

เมื่อ γ (m/s) คือ ตัวแปรป้อนกลับ (reutilization parameter)

λ (N) คือ ความหนาแน่นของพลังงานรวม (the mixing energy density)

ε_{pf} (m) คือ ตัวแปรที่ควบคุมความหนาบริเวณรอยต่อของของไหล 2

สถานะ (the parameter controlling interface thickness)

x (m.s/kg) คือ ตัวแปรที่เปลี่ยนกลับไปกลับมาได้ (the mobility turning parameter)

สำหรับการเปลี่ยนสถานะที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองนี้นอกจากการมีละอองเกิดขึ้นแล้วยังมีการเกิดและยุบตัวของโพรงใอภายในของเหลวขึ้นอีกด้วย ดังจะได้กล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

2.1.5 ทฤษฎีการเกิดคาวิเทชัน

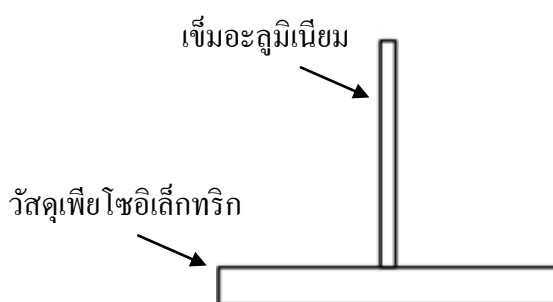
การเกิดโพรงใอ หรือ Cavitation จะเกิดขึ้นเมื่อน้ำหรือของเหลวมีความดันลดต่ำลงจนต่ำกว่าแรงดันไอของน้ำที่สภาวะนั้นๆ โดยเฉลี่ยจะอยู่ที่ประมาณ 12,000 psi ถึง 150,000 psi ทำให้น้ำเกิดการขยายตัวออกเป็นฟองที่มีขนาดตั้งแต่ 10-100 ไมครอน มีการเปลี่ยนสถานะจากของเหลวกลายเป็นแก๊ส เมื่อความดันของน้ำกลับมาเพิ่มอีกครั้ง แรงดันจากน้ำรอบๆฟองจะกดอัดให้ฟองมีขนาดเล็กลงจนยุบตัวไปในที่สุดทำให้เกิดการเปลี่ยนสถานะจากแก๊สกลายเป็นของเหลว เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า การยุบตัวของโพรงใอ หรือ Implosion โดยที่การเกิด Cavitation และ Implosion จะเป็นไปได้อย่างรวดเร็วและไม่เป็นระเบียบแบบแผน และจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับชนิดของของเหลว ของเหลวที่มีแรงดันไอต่ำ เช่น แอลกอฮอล์ หรือน้ำมัน จะเกิด Cavitation ได้ง่ายกว่าน้ำซึ่งเป็นของเหลวที่มีแรงดันไอสูงกว่า

ในระบบทำละออง Ultrasonic Nebulizer การสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกทำให้ระบบมีความดันเกิดขึ้น และความดันนี้เองทำให้มีการเกิดและยุบตัวของโพรงอากาศเกิดเป็นพลังงานจลน์สะสมภายในของเหลว ส่งผลให้ของเหลวมีความถี่พื้นผิวเพิ่มมากขึ้น

เพื่อที่จะปรับปรุงประสิทธิภาพของ ultrasonic nebulization สามารถทำได้โดยการเพิ่มความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว ดังนั้นการออกแบบโครงสร้างที่เป็นอุปกรณ์เสริมจะอธิบายในหัวข้อถัดไป

2.1.6 ทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกล

ในการปรับปรุงประสิทธิภาพของ ultrasonic nebulizer สามารถทำได้โดยการเพิ่มความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว โดยการออกแบบโครงสร้างในลักษณะของเข็มติดยึดด้วยกาวอีพ็อกซีเข้ากับด้านบนของเหรียญเพียโซอิเล็กทริก ดังรูปที่ 2-7



รูปที่ 2-7 การออกแบบโครงสร้างในลักษณะของเข็มติดยึดด้วยกาวอีพ็อกซี

เมื่อกระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกด้วยไฟฟ้า จะทำให้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกและเข็มเกิดการสั่นไปด้วยกัน การสั่นสะเทือนของเข็มจะทำให้พื้นผิวของของเหลวถูกรบกวนจนมีความถี่เพิ่มขึ้นเป็นเหตุให้เกิดละอองที่มีขนาดเล็กลง ตามที่ต้องการ

โดยความยาวที่เหมาะสมของเข็มสามารถคำนวณได้ด้วยทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกล ลักษณะเข็มที่ใช้จัดอยู่ในรูปแบบของ Clamped-Free ดังรูปที่ 2-8 แอมพลิจูดของการสั่นสูงสุดที่ตรงกับความถี่ธรรมชาติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ใช้ในการกระตุ้นโครงสร้างสามารถคำนวณได้ ดังสมการที่ (40)



รูปที่ 2-8 ระบบคานาปลายยึด 1 ด้าน

$$f_i = \frac{\lambda_i^2}{2\pi L^2} \left(\frac{EI}{m} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (40)$$

เมื่อ $\lambda_1 = 1.87510407$, $\lambda_2 = 4.69409113$, $\lambda_3 = 7.85475744$, $\lambda_4 = 10.99554073$, $\lambda_5 = 14.13716839$ และ $\lambda_i = (2i-1)\frac{\pi}{2}$; $i > 5$

\tilde{E} (Pa) คือ ค่ามอดูลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity)

I (m⁴) คือ โมเมนต์ความเฉื่อยของคานาวัดจากแกนกลาง (area moment of inertia of beam about neutral axis)

L (m) คือ ความยาวของคานา (span of beam)

ส่วนรูปแบบของการสั่น คำนวณได้จากสมการที่ (41) (Blevins, 1979)

$$\hat{y}_i \left(\frac{x}{L} \right) = \cosh \frac{\lambda_i x}{L} - \cos \frac{\lambda_i x}{L} - \sigma_i \left(\sinh \frac{\lambda_i x}{L} - \sin \frac{\lambda_i x}{L} \right) \quad (41)$$

และที่รูปแบบของการสั่นมากกว่า 16 หาจากสมการที่ (42) (Yu Tang and M.ASCE., 2003)

$$\hat{y}_i \left(\frac{x}{L} \right) = \frac{2}{\sinh(\beta_n L) + \sin(\beta_n L)} [\cosh(\beta_n L) \sin(\beta_n L) - \cos(\beta_n L) \sinh(\beta_n L)] \quad (42)$$

2.2 หลักการทำงานของเครื่องมือวัด

2.2.1 หลักการทำงานของเครื่องมือวัดค่าคงที่เพียโซอิเล็กทริก

เครื่องมือวัดค่าคงที่เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Constant (d_{33}) Calibrator) หรือที่เรียกกันว่า d_{33} meter เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดค่า d_{33} มีลักษณะ ดังรูปที่ 2-9 หลักการคือ การให้แรงกดที่เป็นฟังก์ชันไซน์ กระทำต่อผลึกเพียโซอิเล็กทริก ซึ่งจะทำให้บริเวณผิวของอิเล็กโทรดเกิด

ประจุไฟฟ้าที่มาจากศักย์ไฟฟ้าผ่านตัวเก็บประจุ (C) แล้ววัดค่าชาร์จ (\tilde{Q}) ที่ได้ โดยที่ปริมาณของประจุไฟฟ้าจะสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณของแรงกลที่กระทำต่อผลึก ดังสมการที่ (43)

$$d_{33} = \frac{D_3}{\sigma_3} = \frac{\tilde{Q}}{\tilde{F}} = \frac{CV}{\tilde{F}} \quad (43)$$

เมื่อ \tilde{Q} (C) คือ ค่าของชาร์จที่เกิดขึ้น

\tilde{F} (N) คือ แรงกลที่กระทำต่อผลึก

C (F) คือ ค่าความจุไฟฟ้าของตัวเก็บประจุ

V (Volt) คือ ศักย์ไฟฟ้า



รูปที่ 2-9 Piezoelectric Constant (d_{33}) Calibrator

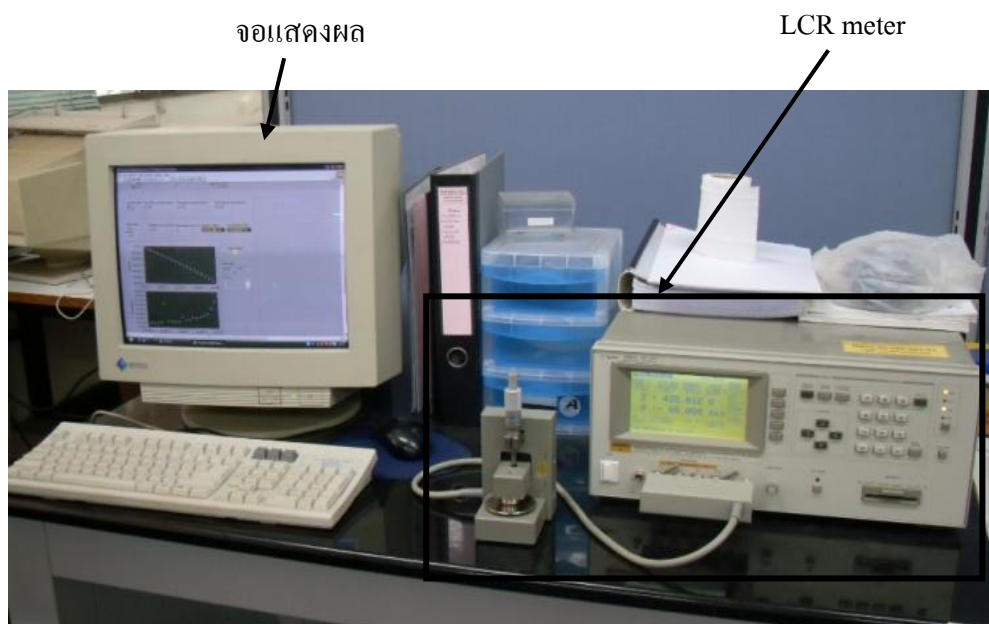
2.2.2 หลักการทำงานของเครื่องวัดแอลซีอาร์ (LCR meter)

เครื่องวัดแอลซีอาร์ ดังรูปที่ 2-10 ใช้สำหรับวัดความต้านทานเชิงซ้อน (Absolute value of impedance ,|z|) แอดมิตแตนซ์ (Absolute value of admittance ,|Y|) การเหนี่ยวนำไฟฟ้า (Inductance , L) ความสามารถในการเก็บประจุ (Capacitance ,C) การต้านทานไฟฟ้า (Resistance , R) การนำไฟฟ้า (Conductance , G) ปัจจัยการสูญเสียพลังงาน (Dissipation factor , D) ตัวประกอบคุณภาพ (Quality factor , Q) ความต้านทานจินตภาพ (Reactance , X) ส่วนจินตภาพของแอดมิตแตนซ์ (Susceptance , B) และมุมเฟส (Phase angle , θ) เป็นการวัดความสัมพันธ์ระหว่างกำลังไฟฟ้าขาเข้าและการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ความถี่ใดๆ เป็นไปดังสมการที่ (44)

$$P_E(f) = V \operatorname{Re}[I(f)] \quad (44)$$

เมื่อ V (Volt) คือ ความต่างศักย์ที่ใช้กระตุ้น และ $I(f)$ คือ ไฟฟ้ากระแสลับที่ให้กับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

เครื่องวัดแอลซีอาร์ เมื่อนำมาใช้ในการหาค่าความถี่ธรรมชาติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก มีหลักการคือ ให้ไฟฟ้ากระแสลับไหลผ่านวัสดุเพียโซอิเล็กทริก จะทำให้วัสดุเพียโซอิเล็กทริกเกิดการสั่น ภายในตัวผลึกเพียโซอิเล็กทริกจะมีการเปลี่ยนแปลงพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกลอย่างรวดเร็ว จากนั้นทำการปรับเพิ่มความถี่ของกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้น ไปเรื่อยๆ จนถึงค่าความถี่หนึ่งวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะมีการเปลี่ยนแปลงพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกลได้น้อยที่สุด ค่าอิมพีแดนซ์จะมีค่าสูงสุด ค่าความถี่ที่ทำให้ค่าอิมพีแดนซ์สูงสุดก็คือค่าความถี่ธรรมชาติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่สามารถวัดได้จากเครื่องแอลซีอาร์

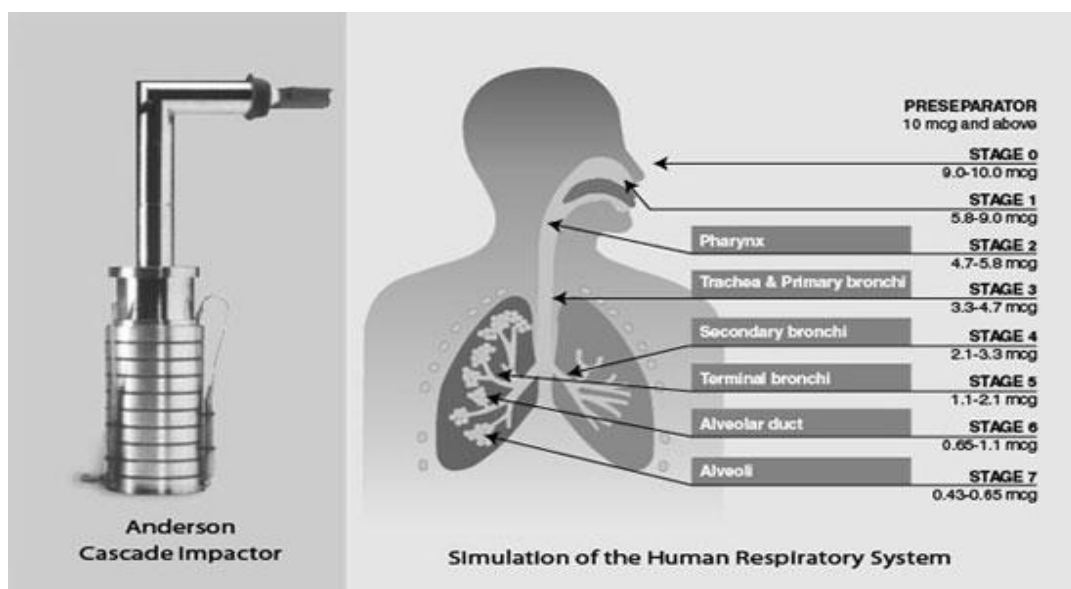


รูปที่ 2-10 LCR Meter

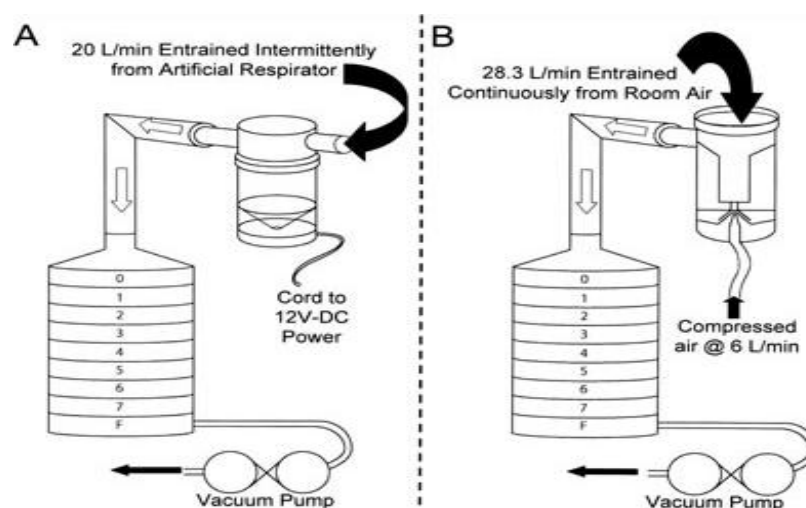
2.2.3 หลักการทำงานของ Andersen Cascade Impactor

Anderson Cascade Impactor (ACI) เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดขนาดของละอองที่จำลองระบบการทำงานของปอด เพื่อตรวจสอบว่า อุปกรณ์ที่ใช้ทำละอองนั้นสามารถนำส่งละอองเข้าสู่ปอดได้ในระดับใด ดังแสดงในรูปที่ 2-11 อุปกรณ์ดังกล่าวมีลักษณะเป็นชั้นๆ (stage) ที่แต่ละชั้นจะมีแผ่นจานบางประกบอยู่ด้านล่างของชั้น วางเรียงกันทั้งหมด 10 ชั้น แต่ละชั้นจะมีรูพุนขนาด

ต่างๆ โดยเรียงจากใหญ่ไปเล็ก ที่ชั้นบนสุดรูพรุนจะมีขนาดใหญ่ที่สุด และการใช้อุปกรณ์สำหรับวัดขนาดสามารถติดตั้งได้ดังรูปที่ 2-12



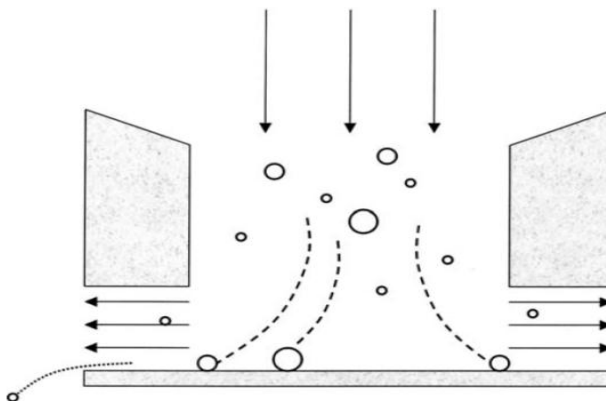
รูปที่ 2-11 ACI และระดับชั้นของขนาดละอองถูกส่งไปยังระบบทางเดินหายใจ (Revolizer, 2010)



รูปที่ 2-12 หลักการทำงานของ ACI ที่ต่อเข้ากับ nebulizer แบบอัลตราโซนิคและแบบเจ็ท (Asmus et al., 2001)

หลักการทำงาน คือ ใช้ลมดูดอากาศจากปั๊มเทียบได้กับการสูดลมหายใจเข้าแล้วอาศัยหลักการโมเมนตัมของอนุภาคในการหาขนาด โดยอนุภาคที่มีขนาดใหญ่เมื่อเคลื่อนที่ผ่านชั้นต่างๆ ได้แล้วแต่มีขนาดเล็กพอที่จะตกอยู่บนแผ่นจานที่ประกบอยู่ด้านล่างของชั้นนั้น ส่วน

อนุภาคที่มีขนาดเล็กกว่ารูพรุนในชั้นนั้นก็จะเคลื่อนที่ไปตามแรงดูดอากาศตกลงในชั้นถัดไป ดังรูปที่ 2-13



รูปที่ 2-13 หลักการ โมนเมนต์สำหรับการหาขนาดของอนุภาค (Hickey,A,J., 2004)

โดยแต่ละชั้นของ ACI สามารถแสดงค่าขนาดของละอองได้ดัง ตารางที่ 2-3 ส่วนการเลือกระดับอัตราการดูดอากาศของปั๊มจะเลือกใช้ ดังนี้ อัตราการดูดอากาศ 28.3 L/min ใช้สำหรับวัดขนาดละอองจากอุปกรณ์ MDI และ nebulizer อัตราการดูดอากาศ 60 L/min ใช้สำหรับวัดขนาดละอองจากอุปกรณ์ประเภท DPI และอัตราการดูดอากาศ 90 L/min เป็นค่าที่ถูกปรับแต่งขึ้นใหม่ในทางอุตสาหกรรมเพื่อใช้วัดขนาดละอองจากอุปกรณ์ชนิดอื่น

ตารางที่ 2-3 แสดงขนาดละอองเมื่อเทียบกับระดับชั้นของ ACI

Stage	28.3 L/min	60 L/min	90 L/min
-1		8.6	6.2
0	9.0	6.5	4.0
1	5.8	4.4	3.2
2	4.7	3.2	2.3
3	3.3	1.9	1.4
4	2.1	1.2	0.8
5	1.1	0.55	0.5
6	0.7	0.26	
7	0.4	0.13	

2.2.4 หลักการทำงานของ Inductively Couple Plasma-Optical Emission Spectrometer

Inductively Couple Plasma-Optical Emission Spectrometer (ICP – OES) ดังรูปที่ 2-14 เป็นเครื่องมือสำหรับวิเคราะห์ธาตุต่างๆ ในเชิงปริมาณและคุณภาพ มีหลักการคือ การให้ความร้อนแก่สารตัวอย่างที่อยู่ในรูปของเหลวเพื่อให้สารตัวอย่างแตกตัวเป็นไอออนด้วยพลาสมา ไอออนที่เกิดขึ้นจะถูกกระตุ้นให้คายแสงออกมาที่มีความยาวคลื่นต่างๆ แล้วถูกแยกให้เป็นแสงความยาวคลื่นเดี่ยวด้วย Diffractive optics ให้เป็นแสงความยาวคลื่นเดี่ยวที่เป็นสมบัติเฉพาะตัวของไอออนแต่ละธาตุ โดยความเข้มแสง (intensity) จะแปรผันตรงกับปริมาณธาตุ

การวิเคราะห์ปริมาณธาตุ (Qualitative analysis) จะใช้สารมาตรฐานที่มีความเข้มข้นแน่นอน (Standard solution) เทียบกับสารตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์ โดยสามารถวิเคราะห์ความเข้มข้นได้ในช่วง $\mu\text{g/L}$ จนถึง g/L



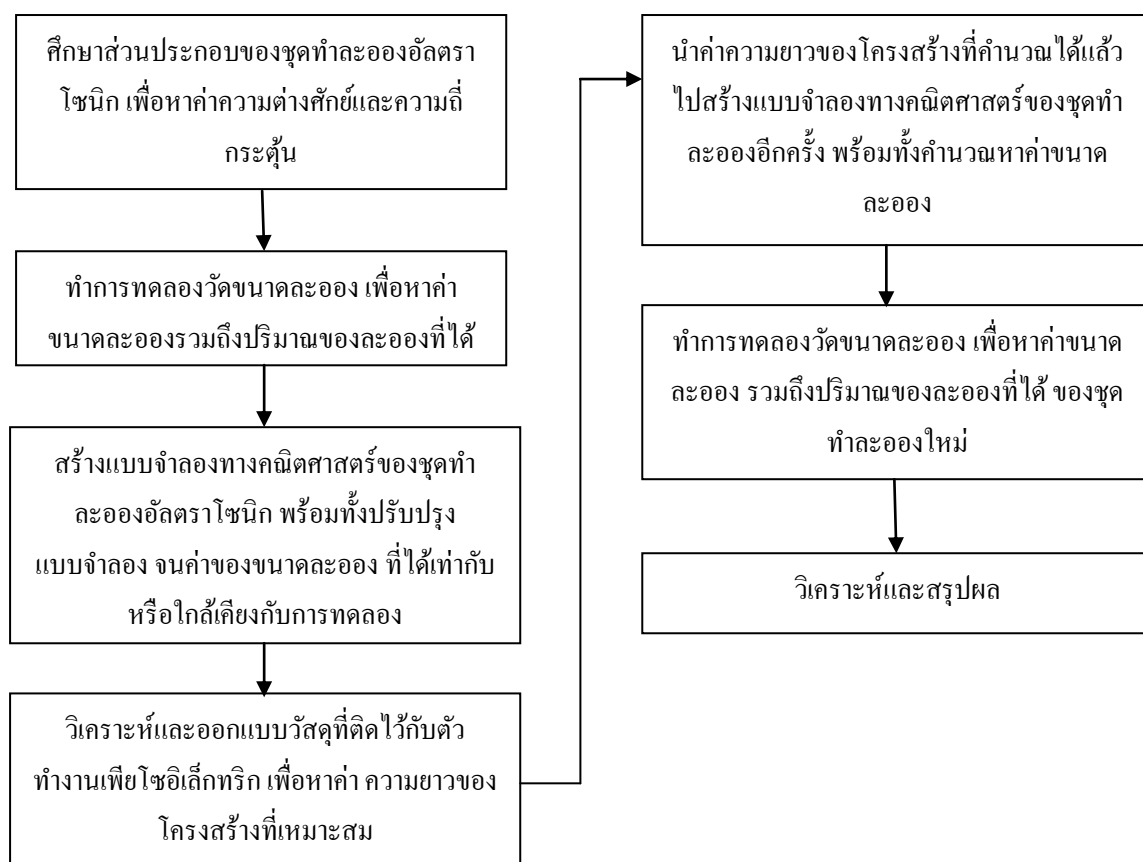
รูปที่ 2-14 หลักการทำงานของ ACI ที่ต่อเข้ากับ nebulizer แบบอัลตราโซนิคและแบบเจ็ท (Asmus et al., 2001)

สำหรับงานวิจัยเกี่ยวกับการวิเคราะห์และออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริก เพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพของระบบนำส่งยาด้วยการลดขนาดของละอองนี้ จะแบ่งขั้นตอนการวิจัยออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนของการสร้างแบบจำลองด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งจะใช้ทฤษฎีทั้งหมดที่ได้กล่าวมาในการวิเคราะห์ คำนวณขนาดละออง และส่วนของการทดลองที่จะใช้เครื่องมือวัดทั้งหมดที่ได้อธิบายหลักการทำงานไปแล้วนั้นเพื่อตรวจหาขนาดของละอองที่ได้จริงแล้วนำผลลัพธ์ที่ได้จาก 2 ส่วนนี้มาเปรียบเทียบและปรับปรุงแบบจำลองให้ถูกต้องกับการทดลองมากที่สุดเพื่อที่จะสามารถนำไปออกแบบและปรับปรุงประสิทธิภาพของเครื่องทำละอองอัลตราโซนิคให้บรรลุวัตถุประสงค์ได้ โดยขั้นตอนหรือระเบียบวิธีวิจัยอย่างละเอียดจะกล่าวถึงในบทถัดไป

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

ลำดับขั้นตอนของการวิจัยนี้เริ่มต้นจาก การเลือกรูปแบบของระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิค ซึ่งมีส่วนประกอบได้แก่ ชุดหัวทำละอองเพียโซอิเล็กทริก ของเหลว และภาชนะ จากนั้นแบ่งกิจกรรมในการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วน คือ การทดลองเพื่อวัดขนาดของละออง และการสร้างแบบจำลองด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อนำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกัน เมื่อผลที่ได้จาก 2 กิจกรรมเป็นไปในทิศทางเดียวกัน แสดงให้เห็นว่า แบบจำลองด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์มีความเชื่อถือได้และสามารถนำแบบจำลองดังกล่าวไปออกแบบเพื่อสร้างชุดทำละอองอัลตราโซนิคที่สามารถทำละอองที่มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตรได้จริง ขั้นตอนการทำวิจัยโดยภาพรวม แสดงดังรูปที่ 3-1

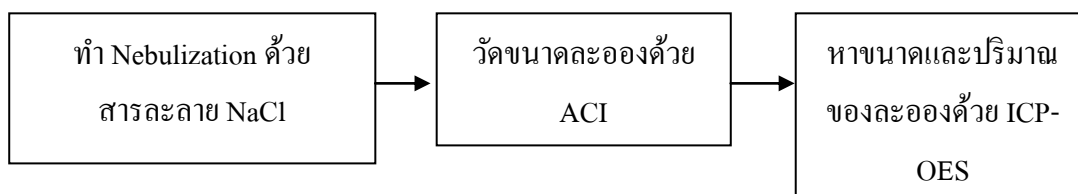


รูปที่ 3-1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

3.1 การทดลองเพื่อวัดขนาดของละออง

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองเพื่อวัดขนาดของละออง ประกอบด้วย ชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก สารละลาย NaCl 0.9% เป็นสารทดลองเพื่อวัดขนาดละอองที่ได้จากการทำ nebulization เนื่องจากเป็นสารละลายที่ใช้กันอย่างแพร่หลายและสามารถแตกตัวเป็นไอออนได้ทำให้วัดปริมาณสาร NaCl ที่ตกค้างในแต่ละชั้นของ Andersen Cascade Impactor (ACI) ด้วยเครื่อง Inductively Couple Plasma-Optical Emission Spectrometer (ICP – OES) ได้ ป้อนอากาศ ACI และ ICP-OES

ขั้นตอนการดำเนินการทดลองแสดงได้ ดังรูปที่ 3-2



รูปที่ 3-2 ขั้นตอนการทดลองเพื่อหาขนาดละออง

3.1.1 วิธีดำเนินการทดลอง

ขั้นตอนการวัดขนาดละอองเริ่มต้นจาก นำสารละลาย NaCl 0.9% ใส่ในชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 cm สูง 10 cm ด้วยปริมาตร 80 ml จากนั้นนำปั๊มดูดอากาศต่อเข้ากับเครื่อง ACI ที่ทางออกด้านล่างของเครื่อง ACI แล้วใช้อุปกรณ์วัดอัตราการไหลของอากาศต่อกับเครื่อง ACI ทางด้านบน ปรับอัตราการไหลที่ระดับ 28.3 L/min ถอดอุปกรณ์วัดอัตราการไหลออก แล้วนำชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกมาต่อแทนที่ ดังรูปที่ 3-3 แล้วเปิดสวิทช์ชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก เป็นเวลา 10 s ไม่ต้องปิดสวิทช์จนกว่าจะทำการทดลองเสร็จเป็นที่เรียบร้อยแล้ว เพื่อให้ละอองที่ได้จากชุดทำละอองมีความหนาแน่นมากพอ จากนั้นเปิดปั๊มดูดอากาศนาน 15 s ซึ่งเทียบเท่ากับเวลาที่ผู้ป่วยสูดละอองยาจากเครื่อง ultrasonic nebulizer 1 ครั้ง ปิดปั๊มดูดอากาศและสวิทช์ชุดทำละออง ถอดชุดทำละอองและปั๊มดูดอากาศออกจากเครื่อง ACI



รูปที่ 3-3 ชุดทดลองเพื่อเตรียมสารสำหรับการวัดขนาดละอองที่ได้จากการ nebulization

3.1.2 การเตรียมสารละลายเพื่อวัดขนาดละออง

หลังจากปิดปั๊มดูดอากาศและปิดสวิทช์ชุดทำละอองแล้ว ละอองของสารละลาย NaCl ที่ได้จากการ nebulization ที่มีขนาดต่าง ๆ กันจะตกอยู่ในชั้นของ ACI ที่ต่างกัน โดยละอองขนาดใหญ่จะตกอยู่ชั้นบน ส่วนละอองขนาดเล็กจะตกอยู่ชั้นล่าง ดังนั้นในการหาปริมาณ NaCl ที่ตกอยู่ในแต่ละชั้นของ ACI สามารถทำได้โดยนำเครื่อง ACI มาถอดแผ่นจานเหล็กในแต่ละชั้นออกจากกัน แล้วล้างสารละลาย NaCl ที่ตกค้างบนแผ่นจานเหล็กในแต่ละชั้นออกด้วยน้ำกลั่นปริมาตร 25 ml ต่อแผ่นจานเหล็ก 1 ชั้น ตั้งแต่ชั้นที่ 0 - 7 โดยสารละลาย NaCl ที่ตกบนแผ่นจานเหล็กแต่ละชั้นสามารถเทียบเป็นขนาดละอองได้ ดังตารางที่ 2-3

3.1.3 การวัดปริมาณสารละลายและการแปลความหมายเพื่อหาขนาดละออง

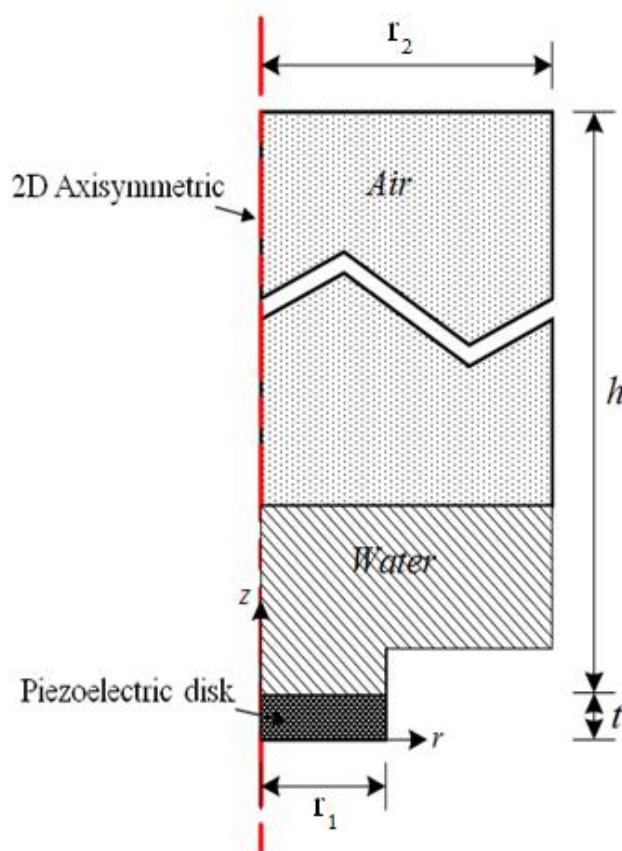
นำสารละลาย NaCl ในน้ำกลั่นที่ได้จากการล้างแผ่นจานเหล็กไปหาปริมาณของสารละลาย NaCl ด้วยเครื่อง ICP-OES จะได้ผลการวัดเป็นปริมาณของ NaCl ที่ตกค้างบนแผ่นจานเหล็กแต่ละชั้นในหน่วยที่แสดงถึงความเข้มข้นในหน่วย mg/L แล้วนำค่าที่ได้มาสร้างกราฟเพื่อหาการกระจายตัวของขนาดละอองที่ได้จากความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณของ NaCl และขนาดของละอองในแต่ละชั้น

3.2 การสร้างแบบจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการสร้างแบบจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ ได้มีการนำโปรแกรม Comsol Multiphysics 4.2 มาใช้ในการคำนวณ มีขั้นตอนในการสร้างแบบจำลอง ดังนี้ สร้างแบบจำลอง กำหนดคุณสมบัติของวัสดุ กำหนดสมการคณิตศาสตร์ แบ่งเอลิเมนต์ เลือกระเบียบวิธีที่ใช้ในการคำนวณ ประมวลผลและแสดงผล หลังจากนั้นทำการวิเคราะห์และสรุปผล

3.2.1 การสร้างแบบจำลอง

การสร้างแบบจำลองเป็นขั้นตอนการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้แก่ เหยื่อเพียโซอิเล็กทริกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง ($2r_1$) 8 mm หนา (t) 1.1 mm ภาชนะที่บรรจุของเหลว มีเส้นผ่านศูนย์กลาง ($2r_2$) 60 mm สูง (h) 100 mm บรรจุน้ำสูง 0.03 m วัดจากด้านบนของ เหยื่อเพียโซอิเล็กทริก ดังรูปที่ 3-4



รูปที่ 3-4 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิค

3.2.2 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและของเหลว

การกำหนดคุณสมบัติในแต่ละหน่วยย่อยให้กับแบบจำลอง แบ่งออกเป็น 2 หน่วยย่อย คือ วัสดุเพียโซอิเล็กทริกเลือกใช้วัสดุ PZT-4D เป็นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกชนิดแข็งที่สามารถทนต่อการกระตุ้นทางไฟฟ้าและความเค้นเชิงกลได้สูง มีค่าคุณสมบัติที่จำเป็นต่อการคำนวณ คือ ค่าความยืดหยุ่นของวัสดุ (Elasticity) ค่าความสัมพันธ์ระหว่างโดเมนในการเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมจากเชิงกลเป็นไฟฟ้าและจากไฟฟ้าเป็นเชิงกล (Coupling matrix) ค่าความสัมพันธ์ระหว่างสภาพยอมรับได้ทางไฟฟ้าในสูญญากาศ (Relative permittivity) ค่าความหนาแน่นของวัสดุ (Density) และค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนพลังงาน (Loss factor) ส่วนอากาศและของเหลวมีค่าคุณสมบัติที่เกี่ยวข้อง คือ ความหนาแน่น ความหนืดจลนศาสตร์ ความเร็วเสียงและแรงตึงผิว แสดงได้ดังตารางที่ 3-1 และ 3-2 ในแบบจำลองนี้ได้กำหนดค่าคุณสมบัติของของเหลวเป็นน้ำตามค่าคุณสมบัติที่ถูกกำหนดไว้ก่อนแล้วในโปรแกรม Comsol Multiphysics 4.2 เนื่องจากน้ำและ 0.9% NaCl มีค่าคุณสมบัติที่สำคัญต่อการคำนวณหาขนาดละอองคือค่าของ แรงตึงผิวและความหนาแน่นไม่แตกต่างกันมาก (McBriarty, J.P., 1992) ดังนั้นผลการคำนวณของแบบจำลองทางไฟฟ้านต์เอลิเมนต์ด้วยคุณสมบัติของน้ำจึงสามารถใช้แทนแบบจำลองด้วยคุณสมบัติของ 0.9%NaCl เพื่อเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ใช้ 0.9%NaCl เป็นของเหลวในการทดลองได้

ตารางที่ 3-1 คุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

Properties	Items	PZT-4D
Elasticity (Pa)	C_{E11}	1.53827×10^{11}
	C_{E12}	9.84558×10^{10}
	C_{E13}	9.31043×10^{10}
	C_{E33}	1.28244×10^{11}
	C_{E44}	2.38095×10^{10}
	C_{E66}	2.77008×10^{10}
Coupling matrix (C/m ²)	e_{31}	-4.7303
	e_{33}	15.2586
	e_{15}	13.0952
Relative permittivity	ϵ_{rs11}	796.5
	ϵ_{rs33}	762.9
Density (kg/m ³)	ρ	7600
Loss factor	η_s	0.004

ตารางที่ 3-2 คุณสมบัติของน้ำ 0.9%NaCl และอากาศ

Properties	Air	Water	0.9%NaCl
Density (kg/m ³)	1.184	1000	1004.6
Dynamic viscosity (Pa.s)	4 x10 ⁻⁵	1 x10 ⁻³	1 x10 ⁻³
Speed of sound (m/s)	343	1480	1673
Surface tension (N/m)	-	0.0720	0.0613

3.3.3 การกำหนดสมการคณิตศาสตร์และเงื่อนไขขอบเขต

การกำหนดสมการคณิตศาสตร์ที่ต้องใช้ในการคำนวณ ทำได้โดยการเลือกตามกลุ่มฟิสิกส์ที่มีในโปรแกรม Comsol Multiphysics 4.2 และกำหนดเงื่อนไขขอบเขตให้ตรงกับลักษณะจริงให้แก่แต่ละฟิสิกส์ ดังนี้

1) ผลของปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ คือ $\sigma = C_E \cdot \varepsilon - e^T \cdot E$ และ $D = e \cdot \varepsilon + \varepsilon_S \cdot E$ ส่วนสมการที่ใช้สำหรับการคำนวณแบบการวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่และเวลา คือ $-\rho \omega^2 u - \nabla \sigma = F_v e^{i\phi}$ และ $\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \sigma = F_v$ ตามลำดับ เงื่อนไขขอบเขต แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ เงื่อนไขทางไฟฟ้าและทางกล สำหรับเงื่อนไขทางไฟฟ้า ได้แก่ ที่ด้านล่างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกมีค่ากระแสไฟฟ้า 12 V กระตุ้นด้วยความถี่ธรรมชาติที่ได้จากการคำนวณแบบการวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ ส่วนด้านบนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเป็นกราวด์ สำหรับเงื่อนไขทางกล คือ บริเวณขอบด้านข้างของเหรียญเพียโซอิเล็กทริกตรึงอยู่กับที่ในทุกทิศทาง

2) ผลของความดันเสียง

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้ คือ $\nabla \cdot \frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) - \frac{k_{eq}^2}{\rho_l} = Q$ และ $\frac{1}{\rho_l c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) = Q$ เงื่อนไขขอบเขต คือ $-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = -n u_n$ และ $-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = -n u_n$ สำหรับการแปลงค่าผลตอบสนอง การกระจัดของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกด้านบนที่สัมผัสกับของเหลวให้กลายมาเป็นค่าความเร่งตามสมการ $-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = 0$ สำหรับบริเวณผนังภาชนะที่เป็นวัสดุแข็งทำให้เกิดการสะท้อนกลับไปกลับมาของคลื่นจนกลายเป็นพลังงานสะสมในของเหลว และบริเวณทางออกของภาชนะกำหนดให้มีความดันเท่ากับความดันบรรยากาศ

3) ผลของการไหลของของไหล 2 สถานะ

สมการคณิตศาสตร์ที่ใช้คำนวณ คือ

$$\rho_i \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho_i (u_i \nabla) u_i = \nabla [-pI + \mu(\nabla u_i + (\nabla u_i)^T)] + \rho g + F$$

สำหรับการคำนวณเพื่อหาความเร็วและความถี่ของการแทรกสอดบริเวณพื้นผิวของของเหลว และ

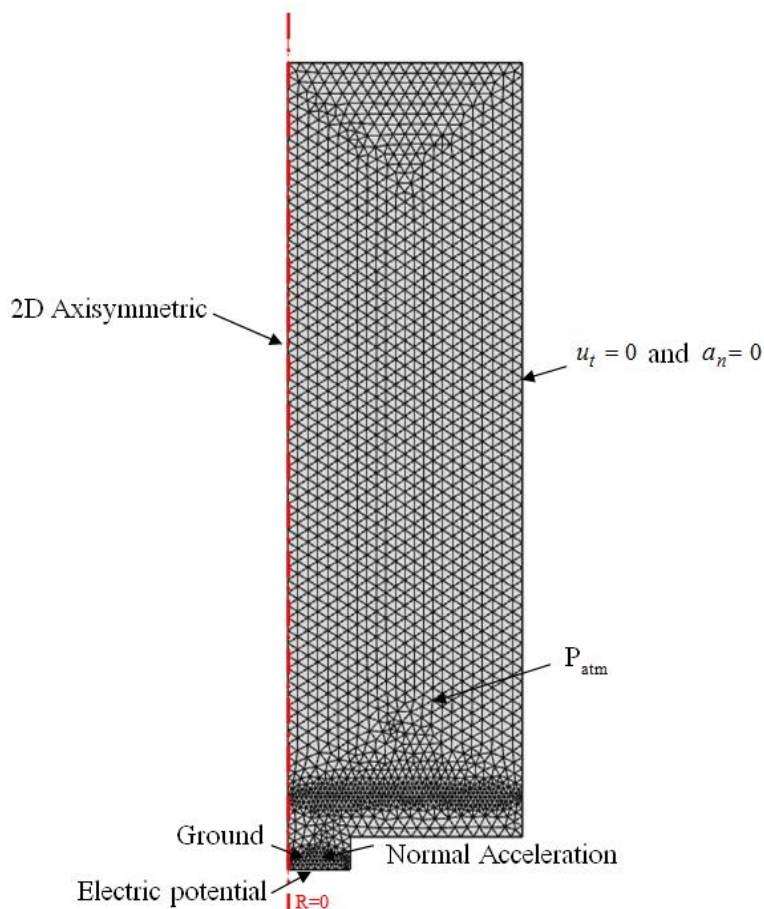
$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + u_i \nabla \phi = \nabla \frac{\gamma \lambda}{\varepsilon_{pf}^2} \nabla \psi$$

$$\text{โดยที่ } \psi = -\nabla \varepsilon_{pf}^2 \nabla \phi + (\phi - 1)\phi + \frac{\varepsilon_{pf}^2}{\lambda} \frac{\partial f}{\partial \phi}, \quad \lambda = \frac{3\varepsilon_{pf}\sigma_l}{\sqrt{8}}, \quad \gamma = x\varepsilon_{pf}^2$$

สำหรับการคำนวณเพื่อหาพฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาผ่านไป มีเงื่อนไขขอบเขต คือ ที่บริเวณรอยต่อของวัสดุเปียโซอิเล็กทริกและของเหลว มีค่าความดันเท่ากับความดันที่คำนวณได้จากสมการผลของความดันเสียง ที่ขอบของภาชนะกำหนดให้ของไหลไม่มีการเคลื่อนที่เนื่องจากแรงภายนอก หรือที่เรียกว่า No slip wall ที่บริเวณรอยต่อของของไหล 2 ชนิด โปรแกรมจะกำหนดให้ของไหลทั้ง 2 ชนิดมีความเร็วเท่ากัน และที่ทางออกของปากภาชนะ กำหนดให้มีค่าความดันเท่ากับความดันบรรยากาศ

3.3.4 การแบ่งหน่วยย่อยที่ใช้ในการคำนวณ (element หรือ mesh)

สำหรับการคำนวณแบบ 3 มิติ (3D) จะใช้ mesh แบบพีระมิด (Tetrahedral) ส่วนแบบจำลอง 2 มิติ (2D) และ 2D Axial symmetric จะใช้ mesh เป็นแบบสามเหลี่ยม (Triangular) ที่แต่ละ node จะมี ทั้งหมด 5 degrees of freedom โดยกำหนดให้ขนาดของเอลิเมนต์ บริเวณวัสดุเปียโซอิเล็กทริก และของไหลมีขนาดใหญ่สุด 0.00159 m ส่วนบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุเปียโซอิเล็กทริกกับของเหลว และที่รอยต่อระหว่างของไหล 2 ชนิด ควรกำหนดให้มีขนาดเล็กในระดับไมโครเมตรเพื่อที่จะได้เห็นรูปแบบของละอองที่หลุดออกจากพื้นผิวของของเหลว แต่ขนาดของ mesh ในระดับไมครอนถือเป็นระดับที่เล็กมากเมื่อเทียบกับขนาดของแบบจำลองทั้งระบบ ทำให้ไม่สามารถแบ่งเอลิเมนต์ด้วยขนาดที่ต้องการได้ จึงเลือกใช้ mesh ที่มีขนาด 0.0006 m ซึ่งเป็นขนาดเล็กที่สุดที่สามารถแบ่งได้ด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysics 4.2 ดังรูปที่ 3-5 ดังนั้นผลการคำนวณที่ได้จึงจะแสดงผลได้เพียงปรากฏการณ์การเกิดละอองขนาดใหญ่ ส่วนละอองขนาดเล็กจะใช้วิธีการคำนวณตามสมการที่ (2) และ (3) แทน



รูปที่ 3-5 การแบ่งเอลิเมนต์ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง

3.3.5 การกำหนดระเบียบวิธีทางคณิตศาสตร์สำหรับการคำนวณ

ระเบียบวิธีทางคณิตศาสตร์ที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้ คือ Multifrontal massively parallel sparse direct solver (MUMPS) เพราะสามารถจัดระเบียบวิธีในการคำนวณให้เป็นเมตริกซ์ขนาดเล็กได้ ใช้พื้นที่จัดเก็บข้อมูลที่ใช้สำหรับการคำนวณไม่มาก จึงทำให้คำนวณผลได้อย่างรวดเร็วเมื่อเทียบกับระเบียบวิธีทางคณิตศาสตร์วิธีอื่น

3.3.6 การประมวลผล

การประมวลผลมีทั้งหมด 3 รูปแบบ คือ การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ การวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ และการวิเคราะห์ฟังก์ชันคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับเวลา

โดยที่ การวิเคราะห์ผลของปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกจะมีการประมวลผลแบบ การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ การวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ และ การวิเคราะห์ฟังก์ชันคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับเวลา นอกจากนี้แล้วการวิเคราะห์ฟังก์ชัน คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับเวลาจะใช้สำหรับการคำนวณ ผลของความดันเสียง และผลของการไหล ของสาร 2 สถานะตามลำดับ

3.3.7 การแสดงผล

การแสดงผลจะเป็นไปตามฟิสิกส์ที่เลือกมาคำนวณ ดังนี้

1) ผลของปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก จะแสดงผลในส่วนของการจัด ในแต่ ละทิศทาง ผลตอบสนองเชิงความถี่ และผลตอบสนองที่ขึ้นกับเวลา

2) ผลของความดันเสียง จะแสดงผลในรูปแบบของความดันที่ทำให้เกิดพลังงาน สะสมในภาชนะ ซึ่งทำให้สามารถวิเคราะห์ได้ แบบจำลองระบบทำละเองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ณ เวลานั้นๆ มีแรงดันมากพอที่จะทำให้เกิดการระเบิดออกเป็นหยดไหลได้

3) ผลของการไหลของสาร 2 สถานะจะแสดงผลในรูปแบบของความเร็วที่พื้นผิว ซึ่งสามารถนำไปคำนวณขนาดของละอองที่เกิดขึ้น ส่วนพฤติกรรมการเกิดละอองเทียบกับเวลา จะ เป็นการแสดงผลของ volume fraction ระหว่างของไหล 2 ชนิด

เมื่อเสร็จสิ้นการประมวลผลจากการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ตัวแปรหลัก ที่คำนวณได้คือค่าความเร็วบริเวณพื้นผิว ณ ตำแหน่งต่างๆ จากนั้นจึงนำค่าความเร็วดังกล่าวมา คำนวณหาความถี่ของการสั่นที่บริเวณพื้นผิว (f_s) แล้วนำไปแทนในสมการที่ (3) และ (4) เพื่อหา ขนาดของละอองที่ได้ จากนั้นนำไปเปรียบเทียบกับผลของการทดลองเพื่อวัดขนาดละออง ปรับปรุง และแก้ไขแบบจำลอง เมื่อได้ผลลัพธ์ไปในทิศทางเดียวกันจึงสามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองวิธีการ สร้างและเงื่อนไขมีความถูกต้องพอที่จะนำไปออกแบบระบบทำละเองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่ สามารถทำละเองได้ในระดับต่ำกว่าไมโครเมตรได้ ดังจะกล่าวในบทที่ 4 ผลการทดลองและ วิเคราะห์ผลเป็นอันดับต่อไป

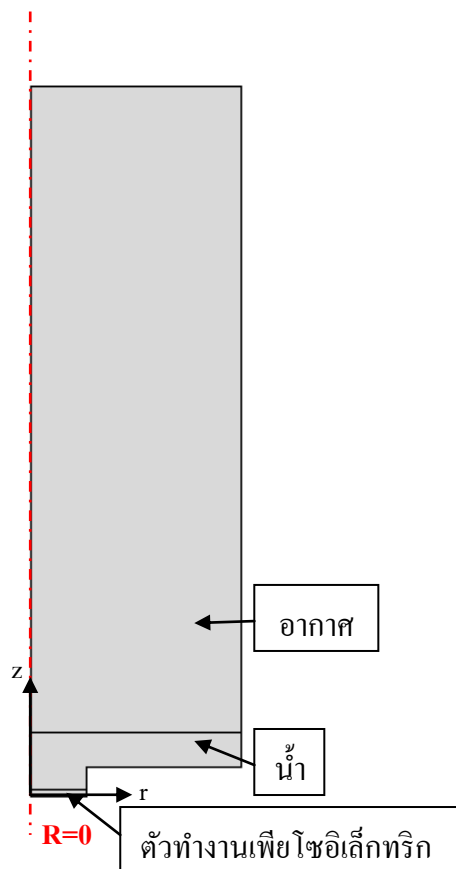
บทที่ 4

ผลการวิจัย

เพื่อที่จะลดขนาดของละอองที่ได้จากการทำ nebulization ด้วยคลื่นอัลตราโซนิค ให้มีขนาดต่ำกว่าระดับไมโครเมตร การวิจัยจะเริ่มจากการสร้างแบบจำลองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก เพื่อหาความถี่ธรรมชาติที่เหมาะสมกับการนำมาใช้กระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริก จากนั้นจึงศึกษาพฤติกรรมการเกิดละอองของแบบจำลองระบบแกนสมมาตร 2 มิติ (2D Axial symmetric) และแบบจำลองระนาบความเครียด (2D Plane strain) เพื่อหาความเร็วและความถี่ของการสั่นสะเทือนที่ผิวของของเหลว แล้วนำค่าที่ได้ไปคำนวณหาขนาดของละออง ลำดับถัดไปเป็นการศึกษาการสั่นสะเทือนของโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกลตามการออกแบบเข็มลักษณะที่ปลายตรึงและปลายอิสระด้านเดียว (Clamped Free) เพื่อคำนวณหาความยาวโครงสร้างที่เหมาะสมกับความถี่ธรรมชาติ เพราะที่ความถี่ดังกล่าว วัสดุจะให้ค่าการกระจัดในแนวทรานสเวิร์ด (Transverse) สูงสุดซึ่งจะช่วยให้มีการถ่ายเทการสั่นสะเทือนไปยังของไหลได้ดีขึ้น ขั้นตอนสุดท้ายสร้างแบบจำลองชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกรูปแบบใหม่ รวมถึงคำนวณขนาดของละอองที่ได้เปรียบเทียบกับผลการทดลองเพื่อวัดค่าความแม่นยำของผลการคำนวณที่ได้จากการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

4.1 พฤติกรรมการเกิดละอองของระบบแกนสมมาตร 2 มิติ (2D Axial symmetric)

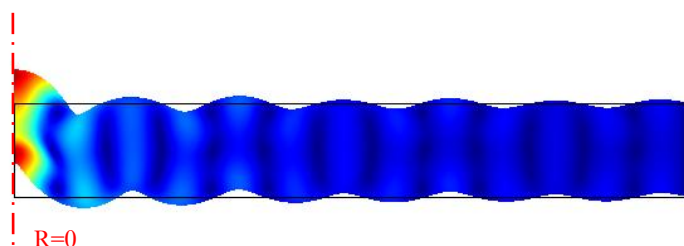
ในการศึกษาพฤติกรรมการเกิดละอองจะเริ่มต้นจากการสร้างรูปทรงของแบบจำลองดังรูปที่ 4-1 จากนั้นคำนวณพฤติกรรมการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จำนวนทั้งหมด 3 ขั้นตอน



รูปที่ 4-1 รูปทรงของแบบจำลองทางไฟไนต์ สำหรับแบบจำลองระบบแกนสมมาตร 2 มิติ

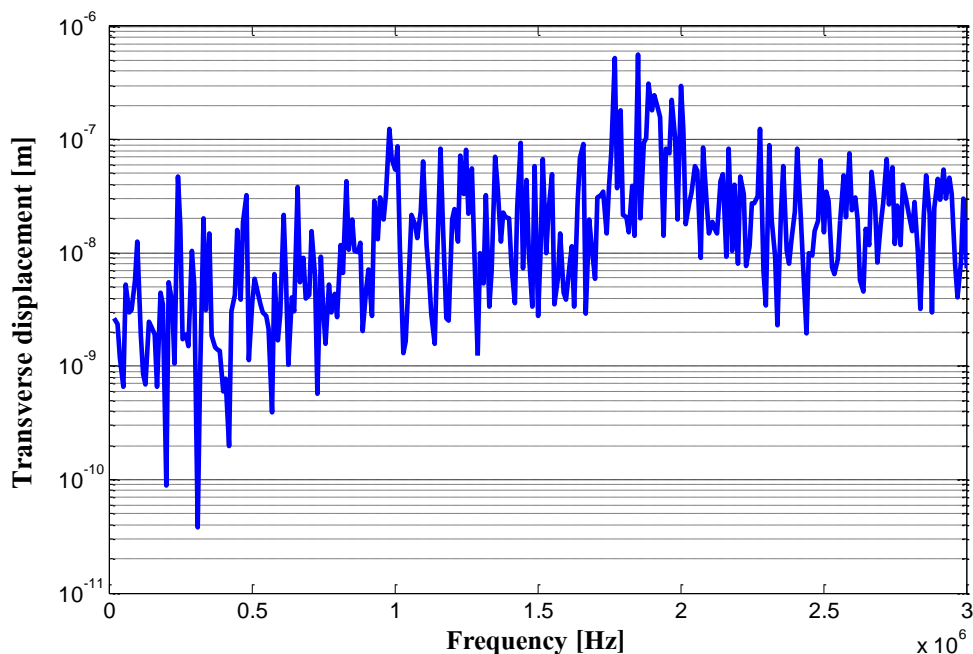
ขั้นตอนที่ 1 การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ (Eigenfrequency analysis)

พบว่า รูปแบบการสั่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก แบบ Transverse มีลักษณะที่จุดศูนย์กลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกให้ค่าการกระจัดในแนวตั้งสูงสุด (แกน z) ดังรูปที่ 4-2 ซึ่งเป็นรูปแบบที่ทำให้เกิดพลังงานสะสมสูงสุดเมื่อนำไปกระทบกับของเหลว จึงเหมาะกับการนำมาใช้ทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก โดยความถี่ที่สามารถทำให้เกิดรูปแบบดังกล่าวอยู่ในช่วงประมาณ 1.7 MHz แต่การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะนี้ไม่สามารถคำนวณหาค่าการกระจัดสูงสุดที่จุดศูนย์กลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเมื่อเกิดการสั่นสะเทือนได้ ดังนั้นการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่จึงถูกนำมาใช้คำนวณเป็นขั้นตอนต่อไป

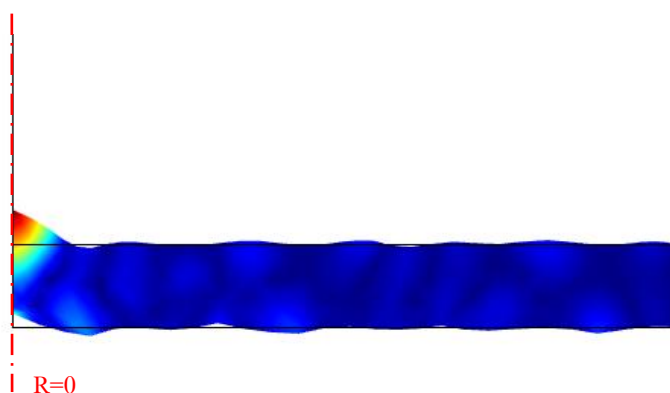


รูปที่ 4-2 รูปแบบการสั่นสะเทือนแบบ Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ

ขั้นตอนที่ 2 การวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่ (Frequency domain analysis) เมื่อกระตุ้นกระแสไฟฟ้าขนาด 12 V ตามชุดทำละอองอัลตราโซนิกที่ใช้ทดลองที่ด้านล่างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก พบว่า ที่ความถี่ 1.77 MHz จะให้ค่าการกระจัดของรูปแบบ Transverse สูงสุดนั้นคือ 5.226×10^{-7} m ดังรูปที่ 4-3 ซึ่งเป็นความถี่ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับใช้กระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกและให้ผลตอบสนองของรูปร่างการสั่นสะเทือนเป็นแบบเดียวกันกับที่ได้จากการคำนวณแบบ Eigenfrequency analysis ดังรูปที่ 4-4 แต่การวิเคราะห์แบบจำลองนี้ไม่สามารถแสดงผลการจริงของการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกได้ ขั้นตอนต่อไปจึงต้องทำการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับเวลา

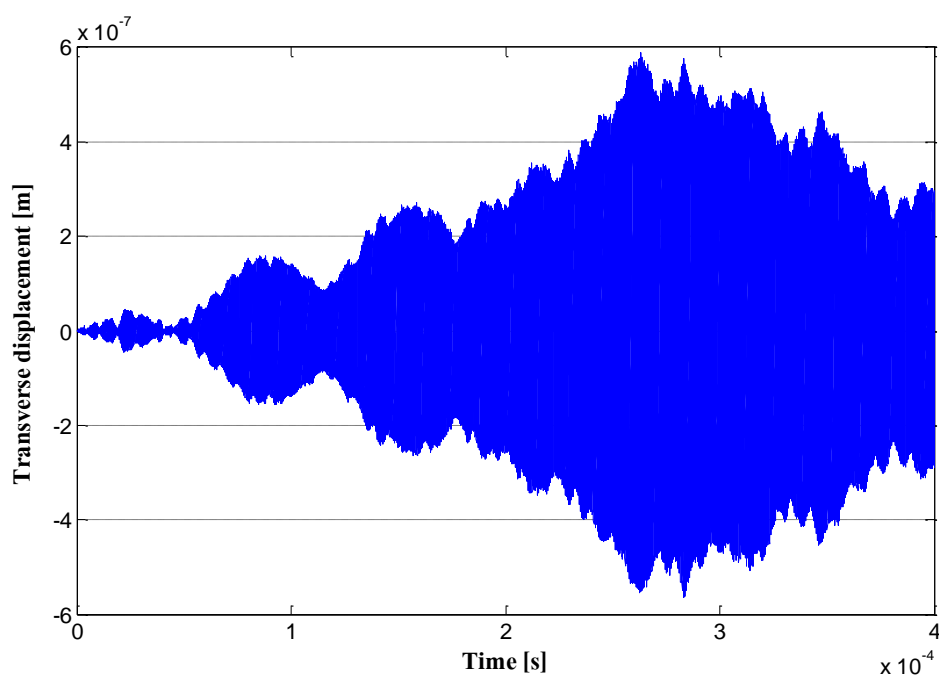


รูปที่ 4-3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse กับความถี่ที่กระตุ้นที่ได้จากการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่



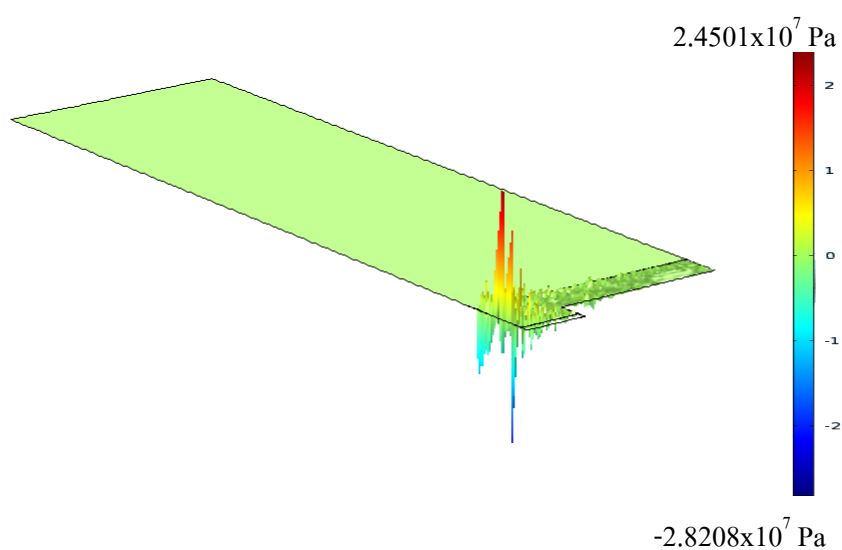
รูปที่ 4-4 รูปแบบการสั่นสะเทือนแบบ Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับความถี่ ที่ 1.77 MHz

ขั้นตอนที่ 3 การวิเคราะห์แบบจำลองที่เกี่ยวข้องกับเวลา (Time-dependent analysis) พบว่า เมื่อกระตุ้นกระแสไฟฟ้าขนาด 12 V ด้วยความถี่ 1.77 MHz ที่ด้านล่างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก บริเวณจุดศูนย์กลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะมีลักษณะของการตอบสนองเป็นฟังก์ชันไซน์ที่แอมพลิจูดของค่าการกระจัดในแนว Transverse และมีขนาดเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ดังรูปที่ 4-5



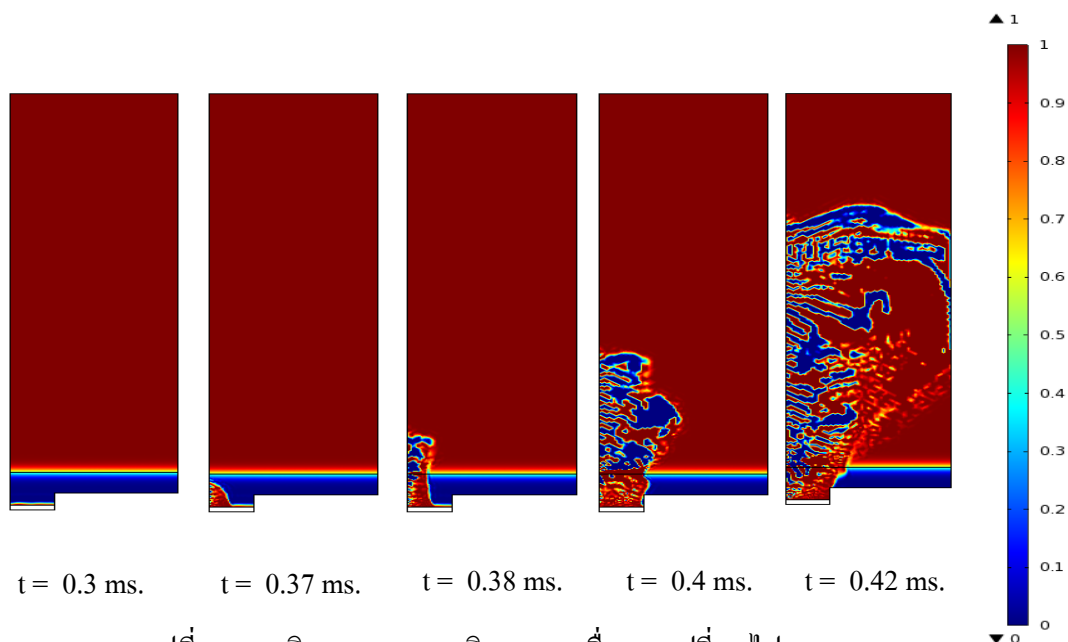
รูปที่ 4-5 พฤติกรรมการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

จะเห็นว่าวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะให้ค่าการกระจัดของการสั้น 5×10^{-7} m ตลอดช่วงการทำงาน ซึ่งการสั้นสะท้อนอย่างต่อเนื่องจะทำให้เกิดพลังงานสะสมในของเหลว โดยค่าพลังงานที่สะสมจะคำนวณผลในรูปของความดันเสียง พบว่า บริเวณส่วนกลางของของเหลวที่อยู่เหนือจุดศูนย์กลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะให้ค่าความดันสูงสุด คือ 24.5 MPa บ่งบอกถึงบริเวณดังกล่าวเป็นบริเวณที่มีการสะสมของพลังงานจากการแทรกสอดของคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับไปกลับมามากที่สุดเช่นกัน ดังรูปที่ 4-6



รูปที่ 4-6 พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว

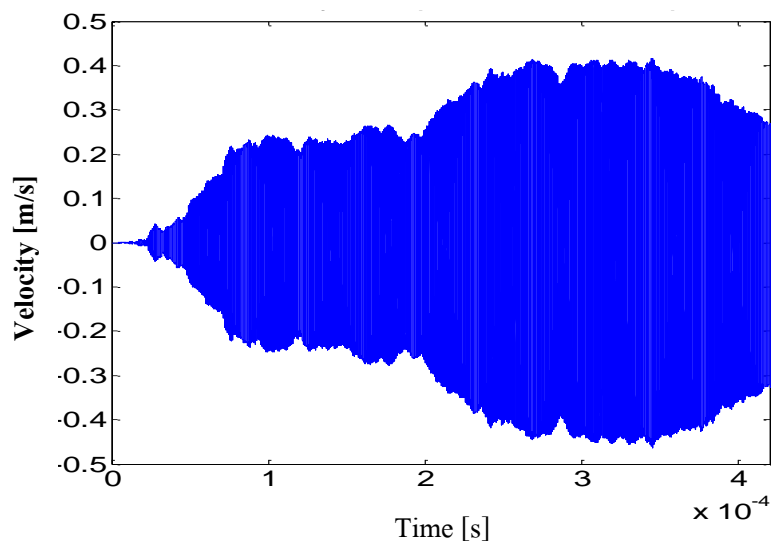
สำหรับพฤติกรรมของการเกิดละออง พบว่า มีการแทรกสอดของอากาศเกิดขึ้นจากด้านล่างของภาชนะ หรือที่ด้านบนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกซึ่งเป็นผลมาจากการโมเลกุลของเหลวเกิดการเคลื่อนที่ไปมาหลายครั้งทำให้มีการเปลี่ยนแปลงความดันและการเกิดคาบวิเทชั่นขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป 0.37 ms พลังงานสะสมที่เพิ่มมากขึ้น จะเกิดเป็นโพรงอากาศที่แทรกตัวขึ้นเหนือผิวน้ำทำให้เกิดเป็นหยดน้ำขนาดใหญ่และเล็ก เมื่อเวลาผ่านไปประมาณ 0.38 ms แล้วแตกกระจายทั่วภาชนะเมื่อเวลาผ่านไปนานขึ้น ดังรูปที่ 4-7



รูปที่ 4-7 พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

จากรูปที่ 4-7 พบว่า พฤติกรรมการเกิดละอองที่ได้จากการสร้างแบบจำลองนั้นแตกต่างจากพฤติกรรมการเกิดละอองจริงที่มีลักษณะของภูเขาบนผิวน้ำแล้วมีหยดของเหลวหลุดออกมาจำนวนมากเป็นกลุ่มละอองขนาดเล็กที่รวมตัวกันอย่างหนาแน่น เป็นเพราะการส่งผ่านค่าของตัวแปรบางอย่าง เช่น การตกกลับเข้าไปซ้ำมาของละอองและมวลน้ำไม่เป็นจริงสำหรับสมการคณิตศาสตร์ กล่าวคือสมการเชิงเส้นที่นำมาใช้คำนวณนั้นสามารถระบุพฤติกรรมได้ในช่วงจำกัด ถึงแม้ว่าพฤติกรรมที่แบบจำลองคำนวณได้จะไม่เหมือนกับการเกิดพฤติกรรมจริงมากนัก แต่ค่าที่ได้จากการคำนวณเป็นไปตามกฎฟิสิกส์พื้นฐานที่เกิดขึ้นในความเป็นจริง ณ เวลาใดเวลาหนึ่ง ทำให้สามารถนำค่าที่ได้นี้มาใช้เพื่อคำนวณหาขนาดของละอองในขั้นตอนต่อไปได้

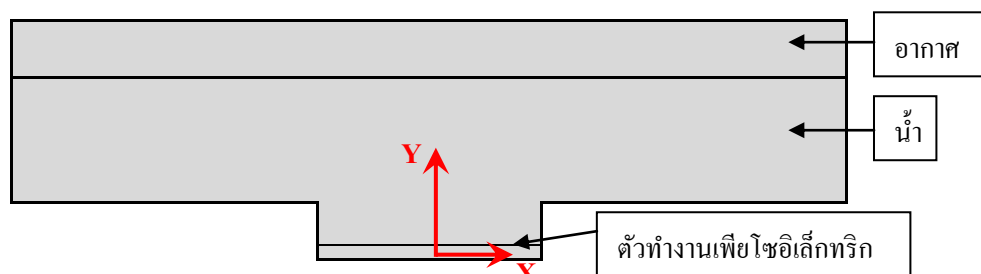
หลังจากการพิจารณาผลการคำนวณบริเวณพื้นผิวของของเหลวที่สัมผัสกับอากาศ ตำแหน่งที่ไม่มีการระเบิดหลังจาก 0.42 ms มีค่าความเร็วพื้นผิวใกล้เคียงกันมาก จึงสามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์ค่าความถี่พื้นผิวได้ จากรูปที่ 4-8 พบว่า พื้นผิวของของเหลวมีการเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 0.4 m/s และจากรูปที่ 4-8 สามารถหาค่าความถี่ตอบสนองได้ผลการเปลี่ยนแปลงความเร็วในช่วงเวลา ได้ค่าความถี่พื้นผิวที่ 1.33 MHz สามารถนำมาคำนวณหาความยาวคลื่น จากสมการที่ (2) ได้ $6.35 \mu\text{m}$ และหยดไหลที่ได้มีขนาด $2.7 \mu\text{m}$ ซึ่งเป็นไปตามผลการทดลองที่จะกล่าวถึงต่อไปในหัวข้อที่ 4.5



รูปที่ 4-8 ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

4.2 พฤติกรรมการเกิดละอองของแบบจำลองแบบระนาบความเครียด 2 มิติ (2D Plane strain)

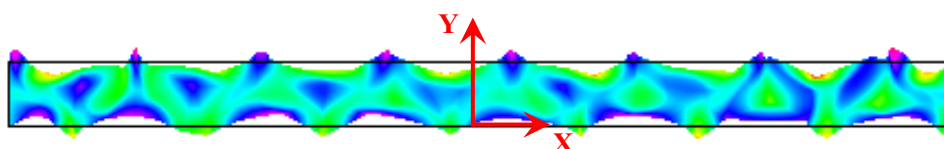
จากหัวข้อ 4.1 พบว่า พฤติกรรมการเกิดละอองตลอดจนขนาดของละอองสามารถคำนวณหาได้ด้วยระบบ 2D Axial symmetric แต่ในการปรับปรุงระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกให้สามารถทำละอองได้ในระดับต่ำกว่าไมโครเมตร จำเป็นต้องมีการต่อเติมชิ้นส่วนให้กับวัสดุเพียโซอิเล็กทริกด้วยการนำทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกลของวัสดุมาประยุกต์ใช้ ทำให้ระบบ 2D Axial symmetric ไม่สามารถนำมาใช้ได้ เนื่องจากการคำนวณแบบระบบ 2D Plane strain จะใช้จำนวนเอลิเมนต์มากกว่าระบบ 2D Axial symmetric ถึง 1 เท่าตัว ทำให้การประมวลผลของโปรแกรมต้องใช้หน่วยความจำและเวลาในการคำนวณมากเกินความจำเป็น จึงต้องทำการลดขนาดของแบบจำลองลง โดยการลดส่วนของหน่วยย่อยที่พื้นที่ของอากาศออกไปประมาณ $\frac{3}{4}$ จากแบบจำลองในระบบ 2D Axial symmetric เพื่อให้คงเหลือเฉพาะตัวแปรหลักที่สามารถนำมาใช้คำนวณขนาดของละอองได้ ได้แก่ ความเร็วพื้นผิวของของเหลว (u_s) และความถี่ของการแทรกสอดบริเวณพื้นผิวของของเหลว (f_s) ตลอดจนค่าของ volume fraction เป็นต้น ดังนั้นระบบ 2D Plane strain จึงถูกนำมาใช้ในการสร้างแบบจำลองเป็นขั้นตอนถัดไป รูปทรงของแบบจำลองสำหรับระบบ 2D Plane Strain แสดงได้ดังรูปที่ 4-9



รูปที่ 4-9 รูปทรงของแบบจำลองทางไฟไนต์ สำหรับแบบจำลองระบบแกน 2D Plane Strain

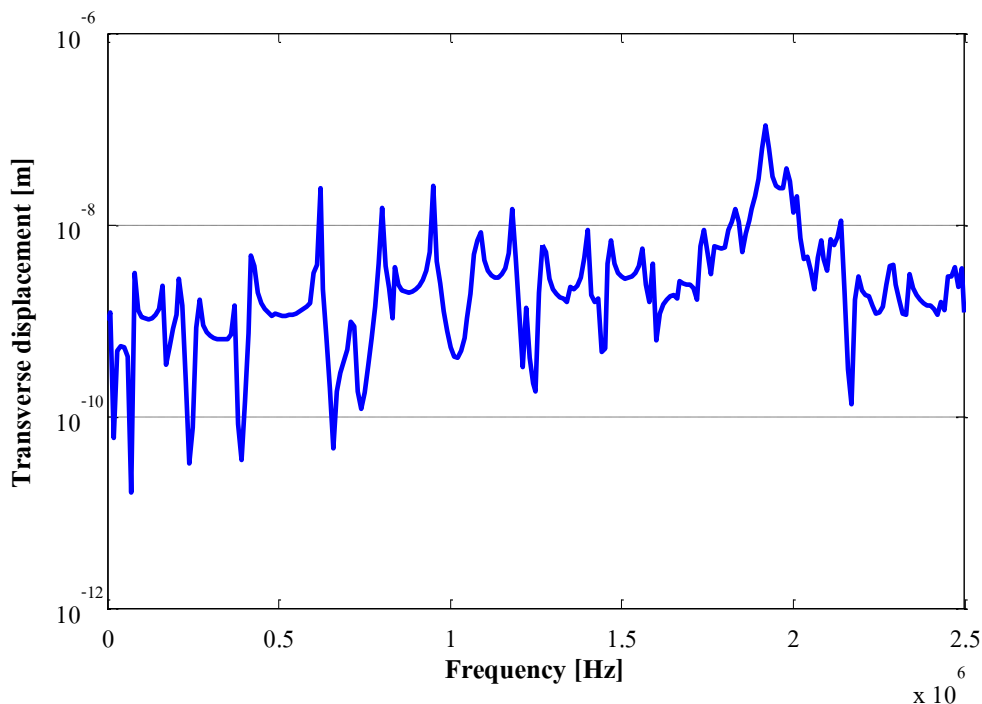
จากนั้นทำการการจำลองแบบและสถานการณ์ของระบบ ตามหัวข้อ 4.1 ผลที่ได้เป็นดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 การวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะของแบบจำลอง 2D Plane Strain
พบว่า รูปแบบการสั่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกแบบ Transverse ที่เหมาะสมกับลักษณะดังรูปที่ 4-10 โดยที่ความถี่ที่เหมาะสมกับการนำไปใช้ในการวิเคราะห์ฟังก์ชันคณิตศาสตร์เชิงความถี่ มีค่าประมาณ 1.9 MHz

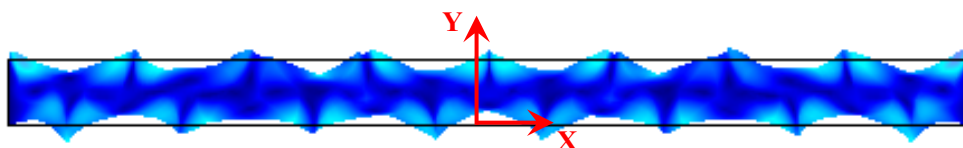


รูปที่ 4-10 รูปแบบการสั่นสะเทือนแนว Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ความถี่ลักษณะเฉพาะ

ขั้นตอนที่ 2 การวิเคราะห์แบบจำลอง 2D Plane Strain ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ เมื่อกระตุ้นกระแสไฟฟ้าขนาด 12 V ที่ด้านล่างของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก พบว่า ที่ความถี่ 1.92 MHz จะให้ค่าการกระจัดในแนว Transverse สูงสุดนั่นคือ 1.3×10^{-7} m ดังรูปที่ 4-11 เป็นความถี่ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการจำลอง 2D Plane strain และมีรูปแบบการสั่นสะเทือน ดังรูปที่ 4-12



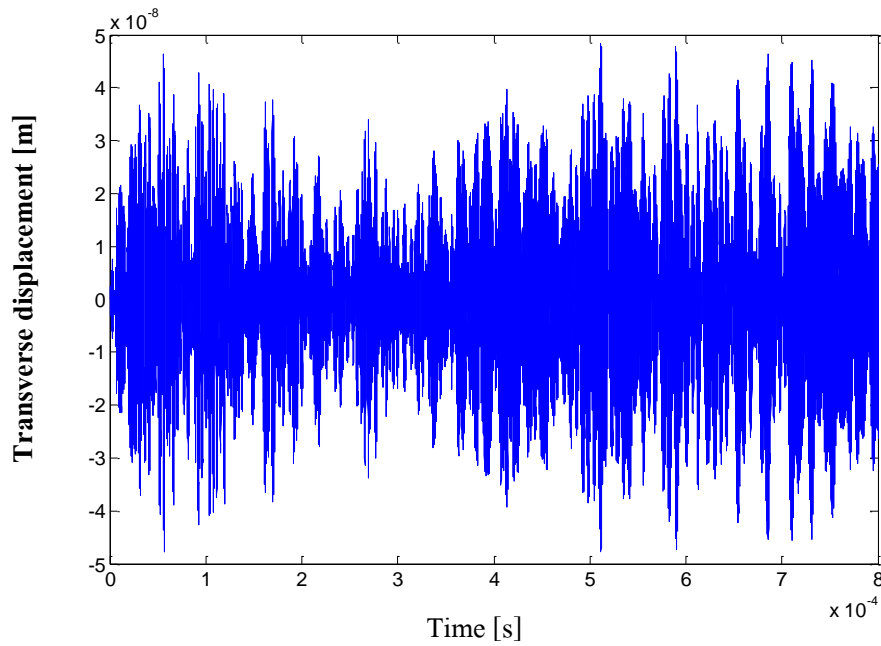
รูปที่ 4-11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse กับความถี่ที่กระตุ้นที่ได้



รูปที่ 4-12 รูปแบบการสั่นสะเทือนในแนว Transverse ที่ได้จากการวิเคราะห์ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับความถี่ ที่ 1.92 MHz

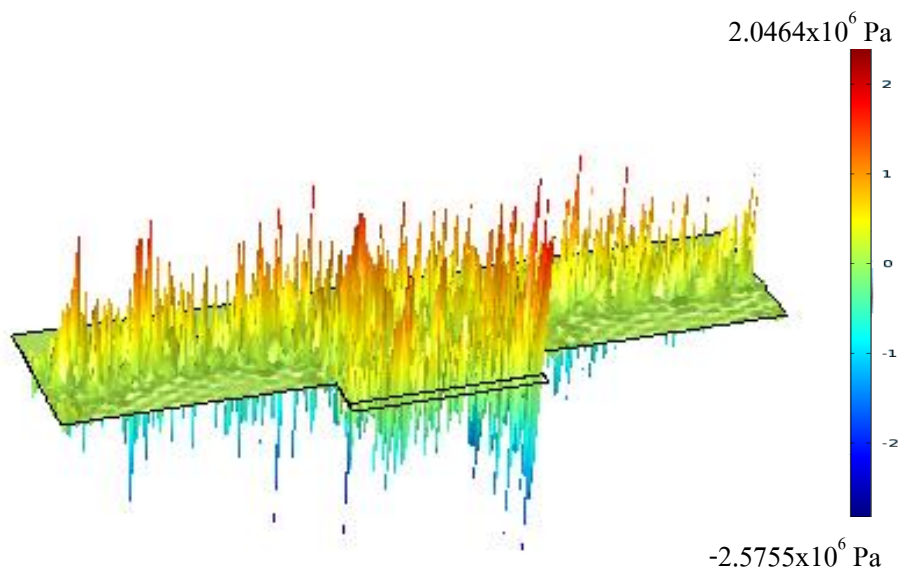
จากนั้นจึงนำค่าการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าให้กับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ขนาด 12 V ที่ความถี่ 1.92 MHz ไปคำนวณหาพฤติกรรมการสั่นสะเทือนตั้งแต่สถานะเริ่มต้นจนถึงสถานะสมดุลด้วยการวิเคราะห์แบบจำลอง 2D Plane Strain ที่เกี่ยวข้องกับเวลาในขั้นตอนต่อไป

ขั้นตอนที่ 3 การวิเคราะห์แบบจำลอง 2D Plane Strain ที่เกี่ยวข้องกับเวลา พบว่าที่จุดกึ่งกลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะมีการเปลี่ยนแปลงค่า Transverse displacement ดังรูปที่ 4-



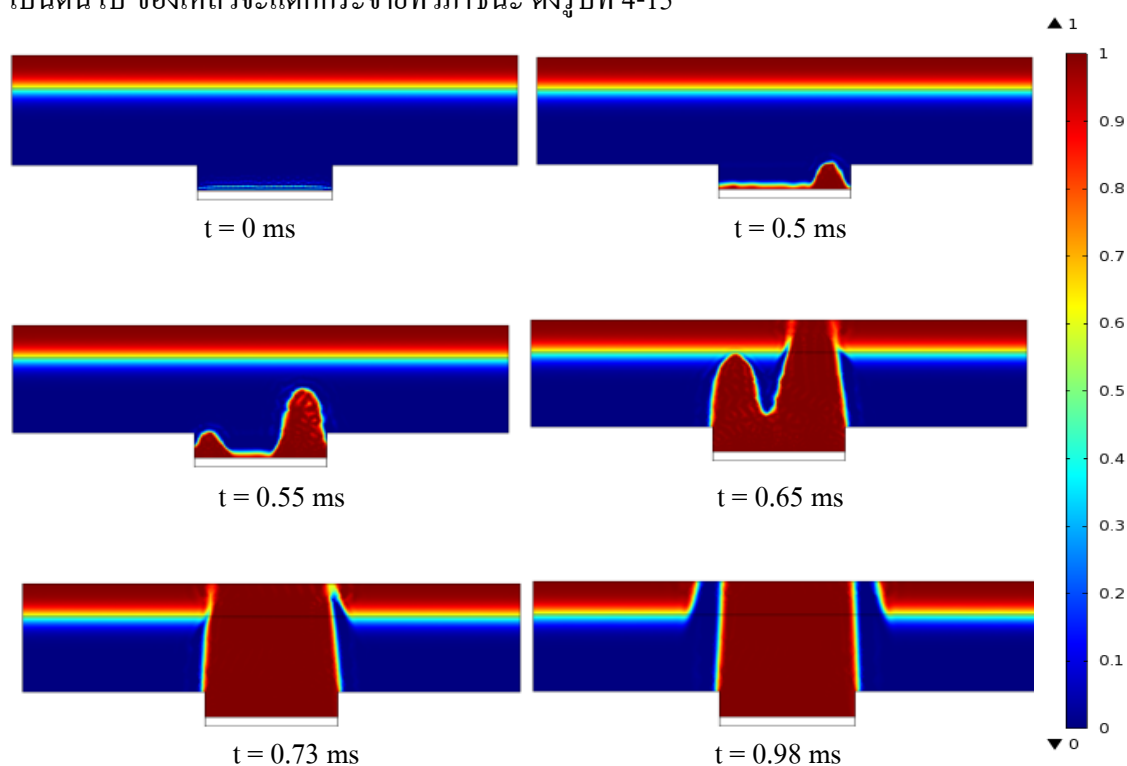
รูปที่ 4-13 พฤติกรรมการตอบสนองของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

จากนั้นขั้นตอนต่อไป เป็นการคำนวณพฤติกรรมของค่าความดันเสียง พบว่า เมื่อเวลาผ่านไปความดันเสียงจะเกิดขึ้นทั่วภาชนะ โดยบริเวณส่วนกลางของของเหลวที่อยู่เหนือจุดศูนย์กลางของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก จะให้ค่าความดันสูงสุด คือ 2.05 MPa ดังรูปที่ 4-14



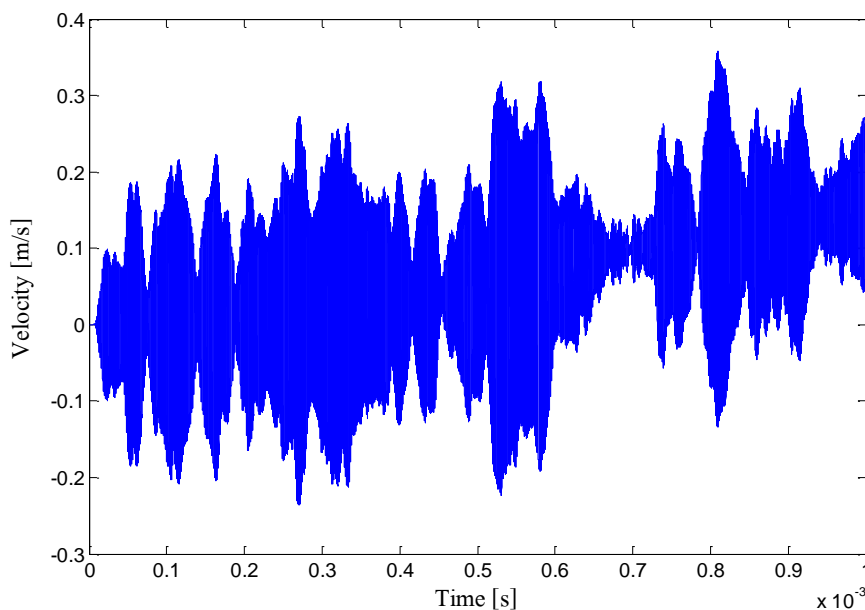
รูปที่ 4-14 พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว

สำหรับพฤติกรรมที่เกิดละออง พบว่า มีการแทรกสอดของอากาศที่เกิดขึ้นจากด้านล่างทางขวามือของภาชนะ เมื่อเวลาผ่านไปประมาณ 0.5 ms และที่เวลา 0.55 ms จะเริ่มมีการแทรกสอดจนเกิดเป็นโพรงอากาศอีกโพรงหนึ่งทางด้านซ้ายมือของภาชนะตามมา เมื่อพลังงานสะสมเพิ่มมากขึ้น โพรงอากาศทั้ง 2 นั้นจะค่อยๆแทรกตัวขึ้นเหนือผิวน้ำ มีการระเบิดเกิดขึ้น การระเบิดออกนี้ทำให้เกิดเป็นหยดไหลขนาดใหญ่และเล็กมากมาย เมื่อเวลาผ่านไปประมาณ 0.73 ms เป็นต้นไป ของเหลวจะแตกกระจายทั่วภาชนะ ดังรูปที่ 4-15



รูปที่ 4-15 พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

ส่วนที่บริเวณพื้นผิวของของเหลวทุกจุดยกเว้นจุดที่มีการระเบิดออกของของเหลว หลังจากเวลา 0.98 ms สามารถหาค่าความเร็วพื้นผิวของของเหลวได้ 0.3 m/s ตามแนวตั้ง หรือแนว Transverse และสามารถหาค่าความถี่ตอบสนองได้จากกราฟไซน์ในลักษณะของความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วเทียบกับเวลา ดังรูปที่ 4-16 และได้ค่าความถี่ตอบสนองได้ 2 MHz เมื่อนำไปคำนวณหาความยาวคลื่น จากสมการที่ (2) ได้ $4.83 \mu\text{m}$ และหยดไหลที่ได้มีขนาดประมาณ $2.07 \mu\text{m}$ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับแบบจำลองในหัวข้อ 4.1 และนำไปตามผลการทดลอง อีกด้วย



รูปที่ 4-16 ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

จากรูปที่ 4-16 จะเห็นได้ว่าค่าแอมพลิจูดของความเร็วมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นจากช่วงเริ่มต้นเป็นเพราะมีพลังงานที่สะสมในของเหลวมีค่ามากขึ้น แต่ที่เวลาตั้งแต่ 4×10^{-4} s เป็นต้นไป ค่าความเร็วจะไม่เข้าสู่ภาวะสมดุลคือมีค่าความเร็วอยู่ที่ 0.3 m/s ซึ่งเป็นผลมาจากพฤติกรรมการสั่นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่คำนวณได้จากการวิเคราะห์แบบจำลอง 2D Plane Strain ที่เกี่ยวข้องกับเวลาดังที่ได้นำเสนอไปแล้ว

ดังนั้นในการเพิ่มความถี่พื้นผิวของของเหลวสามารถทำได้โดยการรบกวนระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิคดังจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

4.3 การวิเคราะห์และออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสันสะเทือนเชิงกล

จากทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการเกิดละอองในหัวข้อ 2.1.1 ทำให้ทราบว่า ค่าความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว (f_s) เป็นตัวแปรสำคัญที่ส่งผลกับขนาดละออง โดยที่ความถี่ที่พื้นผิวของของเหลวยิ่งมาก ละอองที่ได้จะยิ่งมีขนาดเล็ก ดังนั้นการปรับปรุงชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิคในงานวิจัยนี้ จึงได้นำลวดอะลูมิเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 mm มายึดติดกับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก บนสมมุติฐานที่ว่า เมื่อวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเกิดการสั่น จะทำให้ลวดอะลูมิเนียมเกิดการสั่นไปพร้อมๆกัน เป็นการเพิ่มความถี่ที่พื้นผิวให้กับของเหลว ในการคำนวณหาความยาวที่เหมาะสมของลวดอะลูมิเนียม จึงได้มีการนำเอาทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการ

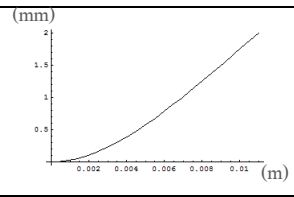
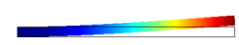
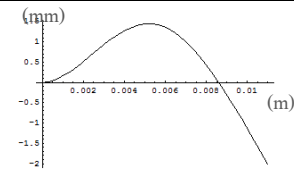

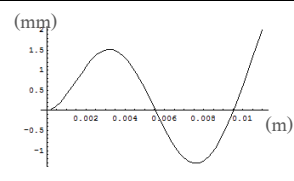
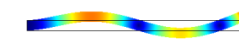
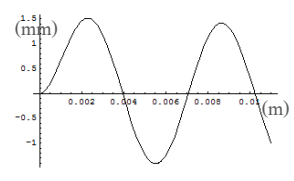
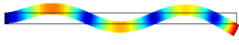
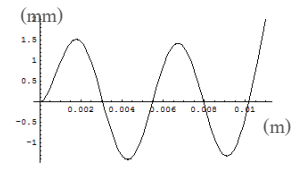
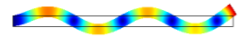
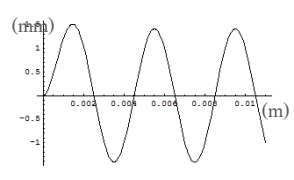
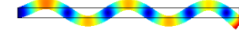
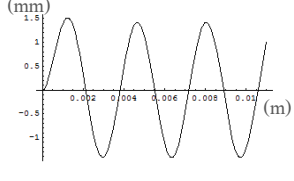
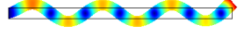
สั้นสะท้อนเชิงกลในหัวข้อ 2.1.5 หน้า 72 มาประยุกต์ใช้ ด้วยรูปแบบปลายยึด 1 ข้าง และปลายอิสระ 1 ข้าง หรือที่เรียกว่า Clamped Free และใช้สมการที่ (36) และ (37) มาช่วยในการคำนวณ

การคำนวณหาความยาวของลวดอะลูมิเนียม จะแบ่งออกเป็น 2 การคำนวณ คือ การคำนวณด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ ซึ่งเป็นวิธีที่ให้ผลลัพธ์ถูกต้อง และการคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อเปรียบเทียบกับความถูกต้องกับการคำนวณด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ ก่อนจะนำไปประยุกต์ใช้กับแบบจำลองวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเพื่อไปสร้างแบบจำลองชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกรูปแบบใหม่ที่สามารถทำละอองได้ในระดับต่ำกว่าระดับไมโครเมตร ดังจะได้อธิบายถึงในหัวข้อ 4.4

4.3.1 ผลการคำนวณด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์เปรียบเทียบกับผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ผลการคำนวณที่เปรียบเทียบกันระหว่างผลการคำนวณด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ และด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงได้ดังตารางที่ 4-1 พบว่า ที่ความถี่ต่ำในระดับ kHz ผลการคำนวณทั้ง 2 รูปแบบให้ผลลัพธ์ของค่าความถี่ธรรมชาติและรูปแบบการสั่นสะท้อนที่ใกล้เคียงกันมาก และในโหมดที่ 13 ถึง 15 รูปร่างของรูปแบบการสั่นเริ่มมีการคลาดเคลื่อนจากความถี่จริงไม่มากยังสามารถบ่งบอกรูปแบบการสั่นได้ใกล้เคียงกับความเป็นจริง แต่ที่ความถี่สูงในระดับ MHz ตั้งแต่โหมดที่ 16 เป็นต้นไป สมการที่ (36) และ (37) จะมีค่าคลาดเคลื่อนเกิดขึ้นมาก ไม่สามารถนำมาใช้กับการคำนวณได้ Belvins (1979) จึงได้ทำการปรับปรุงสมการสำหรับคำนวณรูปแบบการสั่นสะท้อนสำหรับโหมดที่ 16 เป็นต้นไป ดังสมการที่ (38) แต่ไม่ได้นำเสนอสมการที่ใช้คำนวณค่าความถี่ธรรมชาติไว้ ผลลัพธ์ที่ได้จากการเปรียบเทียบการคำนวณทั้ง 2 รูปแบบ พบว่า รูปแบบของการสั่นสะท้อนมีลักษณะเหมือนกัน ดังนั้นแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์รูปแบบนี้จึงสามารถนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการออกแบบในขั้นตอนต่อไปได้

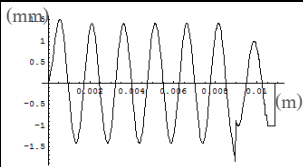
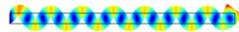
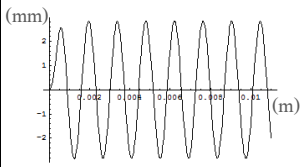
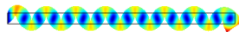
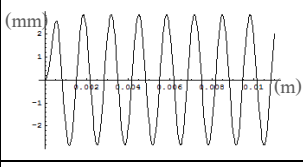
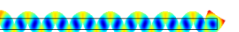
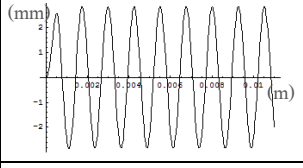
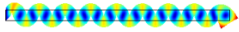
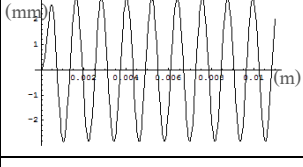
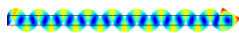
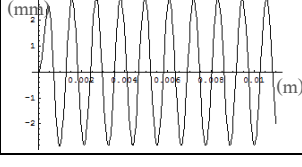
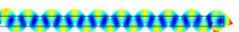
ตารางที่ 4-1 การเปรียบเทียบผลการคำนวณด้วยวิธีสมการคณิตศาสตร์และระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

โหมด ที่	ผลการคำนวณด้วย สมการคณิตศาสตร์		ผลการคำนวณด้วย ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	
	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน
1	3.3kHz		3.5kHz	
2	21kHz		22kHz	
3	58.8kHz		60.7kHz	
4	115.3kHz		116.4kHz	
5	190.6kHz		187.1kHz	
6	285.1kHz		271kHz	
7	398.2kHz		365.8kHz	

ตารางที่ 4-1 (ต่อ) การเปรียบเทียบผลการคำนวณด้วยวิธีสมการคณิตศาสตร์และระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

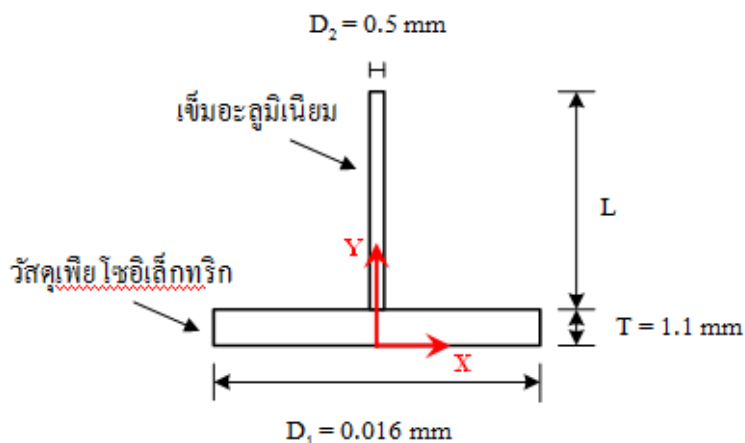
โหมด ที่	ผลการคำนวณด้วย สมการคณิตศาสตร์		ผลการคำนวณด้วย ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	
	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน
8	530kHz		470kHz	
9	680.9kHz		581.2kHz	
10	850.5kHz		698.8kHz	
11	1.04MHz		0.82MHz	
12	1.25MHz		0.95MHz	
13	1.47MHz		1.08MHz	
14	1.71MHz		1.21MHz	

ตารางที่ 4-1 (ต่อ) การเปรียบเทียบผลการคำนวณด้วยวิธีสมการคณิตศาสตร์และระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

โหมด ที่	ผลการคำนวณด้วย สมการคณิตศาสตร์		ผลการคำนวณด้วย ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	
	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน	ค่าความถี่ ธรรมชาติ	รูปแบบการสั่นสะเทือน
15	1.98MHz		1.35MHz	
16	2.26MHz		1.48MHz	
17	2.56MHz		1.62MHz	
18	2.89MHz		1.76MHz	
19	3.2MHz		1.9MHz	
20	3.6MHz		2.04MHz	

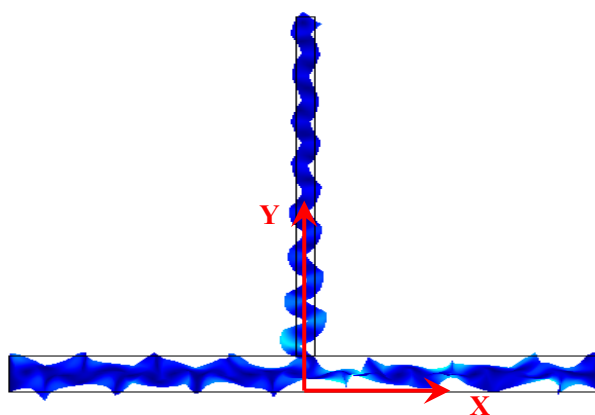
4.3.2 ผลการคำนวณหาความยาวของลวดอะลูมิเนียมที่เหมาะสมด้วยแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

สร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยกำหนดให้ลวดอะลูมิเนียมมีเส้นผ่านศูนย์กลาง (D_2) 0.5 mm ยึดติดอยู่กับวัสดุเพียโซอิเล็กทริกบริเวณจุดศูนย์กลางด้านบน ดังรูปที่ 4-17



รูปที่ 4-17 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ปรับปรุงใหม่

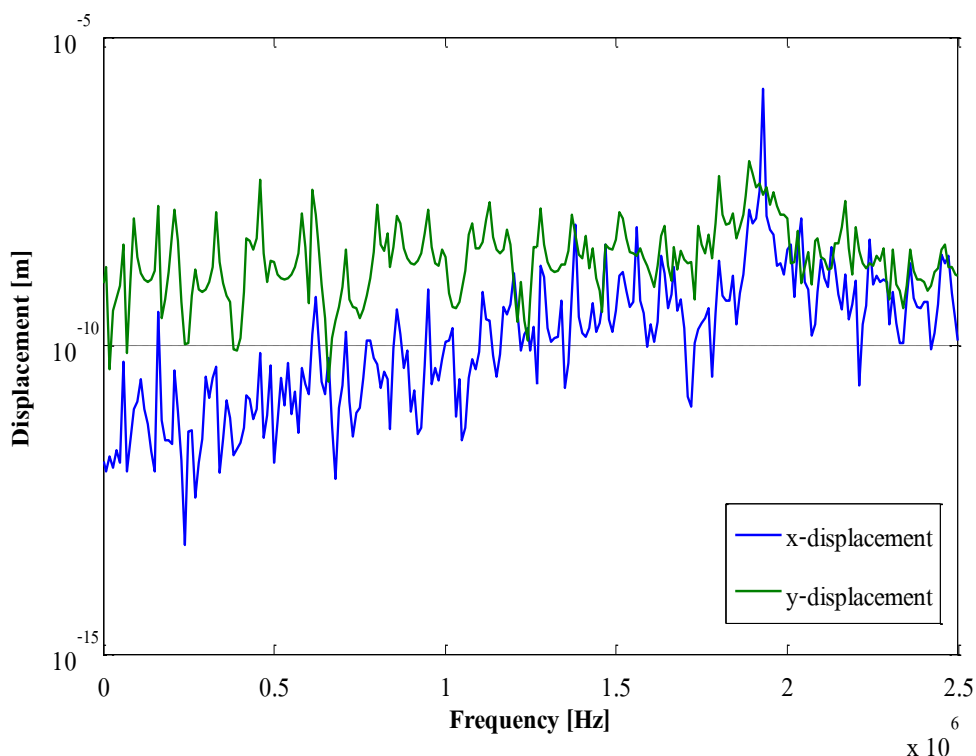
ผลการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่า ความยาวที่เหมาะสมกับการนำไปประยุกต์ใช้กับชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก คือ 1.05 cm เนื่องจากเป็นความยาวที่ให้ค่าความถี่ธรรมชาติใกล้เคียงกับความถี่กระตุ้นของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ 1.92 MHz มีค่ารูปแบบการสั่นสะเทือนแบบโหมดที่ 19 ดังรูปที่ 4-18 และให้ค่าการกระจัดในแนว Transverse (D_x) อยู่ที่ 2.47×10^{-8} m ค่าการกระจัดในแนว Longitudinal (D_y) อยู่ที่ 5.11×10^{-8} m ดังตารางที่ 4-2 และแสดงได้ด้วยกราฟดังรูปที่ 4-19 ซึ่งค่า displacement ทั้ง 2 ทิศทางนี้จะช่วยเพิ่มความถี่พื้นผิวของของเหลวได้



รูปที่ 4-18 รูปแบบการสั่นสะเทือนของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ปรับปรุงใหม่

ตารางที่ 4-2 ผลการคำนวณหาความยาวลวดอะลูมิเนียมที่เหมาะสมด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

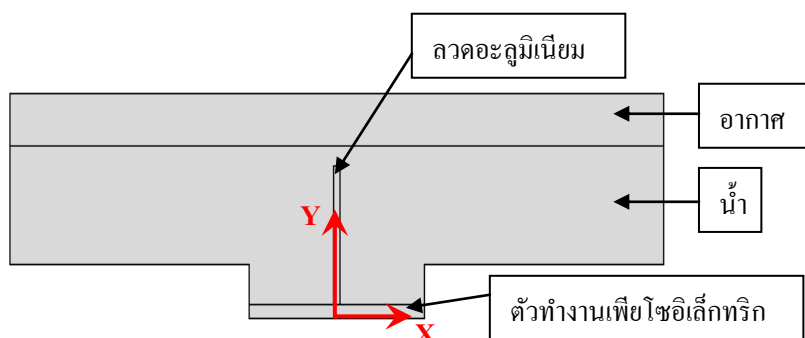
L (cm)	f_x (MHz)	D_x (cm)	D_y (cm)	f_y (MHz)	D_y (cm)
0.80	1.98	2.84e-8	1.32e-8	1.92	7.33e-8
0.85	1.92	6.26e-8	5.8e-8	1.91	1.81e-7
0.90	1.96	1.61e-8	5.56e-8	1.88	1.74e-7
0.95	1.94	1.65e-8	3.85e-8	1.92	1.20e-7
1.00	1.98	3.38e-8	2.76e-8	1.91	1.24e-7
1.05	1.93	2.47e-8	5.11e-8	1.13	1.01e-7
1.10	1.90	7.51e-8	2.59e-8	1.92	1.67e-7
1.15	1.91	5.15e-8	5.26e-8	1.90	1.53e-7
1.20	1.99	3.21e-8	2.31e-8	1.93	7.3e-8
1.25	2.00	1.31e-7	7.3e-9	1.92	9.79e-8
1.30	1.94	1.64e-7	3.96e-8	1.90	1.25e-7
1.35	1.96	4.2e-8	2.01e-8	1.93	1.16e-7
1.40	1.99	3.39e-8	2.8e-8	1.91	1.67e-7
1.45	2.04	1.46e-8	3.05e-9	1.89	7.16e-8
1.50	0.6	4.79e-8	1.83e-8	1.92	8.67e-8
1.60	2.01	1.15e-8	1.89e-9	0.57	1.17e-7
1.70	1.96	1.57e-7	5.00e-8	1.90	1.36e-7
1.80	2.01	3.86e-8	3.73e-9	1.92	1.29e-7
1.90	1.95	2.54e-8	2.42e-8	1.87	8.37e-8
2.00	1.93	1.46e-6	2.78e-8	1.89	9.84e-8
3.00	1.95	2.36e-8	1.67e-8	1.88	7.58e-8



รูปที่ 4-19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าการกระจัดในแนว Transverse (x-displacement) และ ค่าการกระจัดในแนว Longitudinal (y-displacement) กับความถี่ที่กระตุ้น

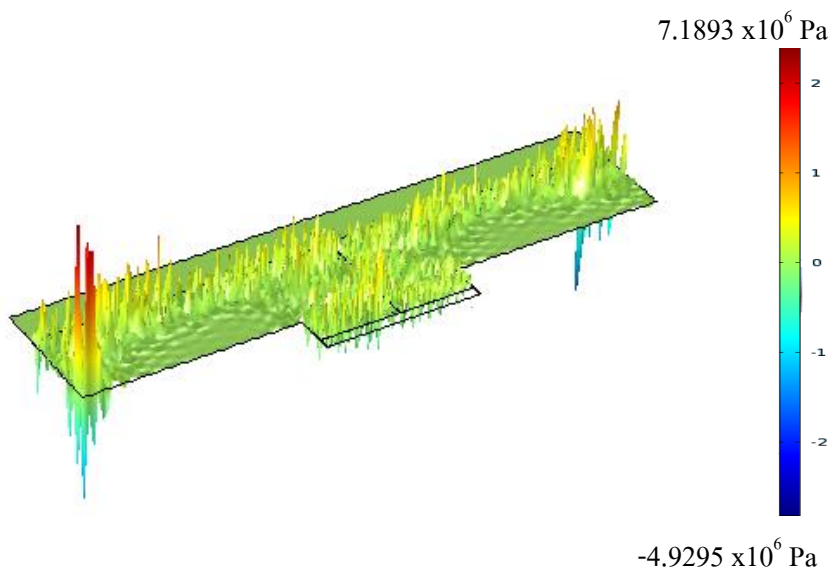
4.4 พฤติกรรมการเกิดละอองของระบบที่มีการปรับปรุงและวิเคราะห์ผลด้วยทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสันสะท้อนเชิงกล

จากหัวข้อ 4.3.2 ขนาดความยาวของลวดอะลูมิเนียมที่เหมาะสม คือ 1.05 cm เพราะเป็นความยาวที่ให้ค่า displacement สูงสุดทั้งในแนวแกน x และ y เมื่อพิจารณาที่ความถี่ธรรมชาติที่ 1.93 MHz ซึ่งเป็นค่าความถี่ธรรมชาติที่ใกล้เคียงกับความถี่ธรรมชาติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกในแบบจำลองแบบระนาบความเครียด 2 มิติ คือ 1.92 MHz จะได้แบบจำลองของชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกแบบใหม่ ดังรูปที่ 4-20



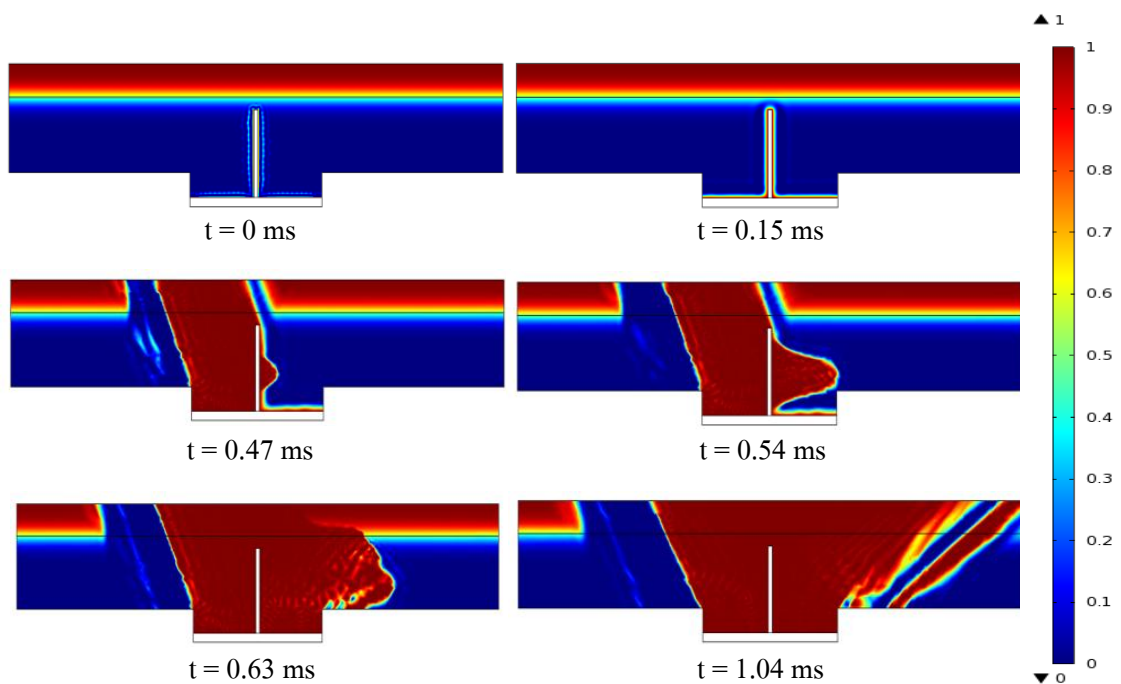
รูปที่ 4-20 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของระบบทำละออง
ด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่ปรับปรุงใหม่

ผลการคำนวณ พบว่า เมื่อเวลาผ่านไปจะมีความดันเกิดขึ้นทั่วภาชนะ โดยที่ค่าความดันที่มีค่ามากที่สุดอยู่ที่ 7.18 MPa ดังรูปที่ 4-21



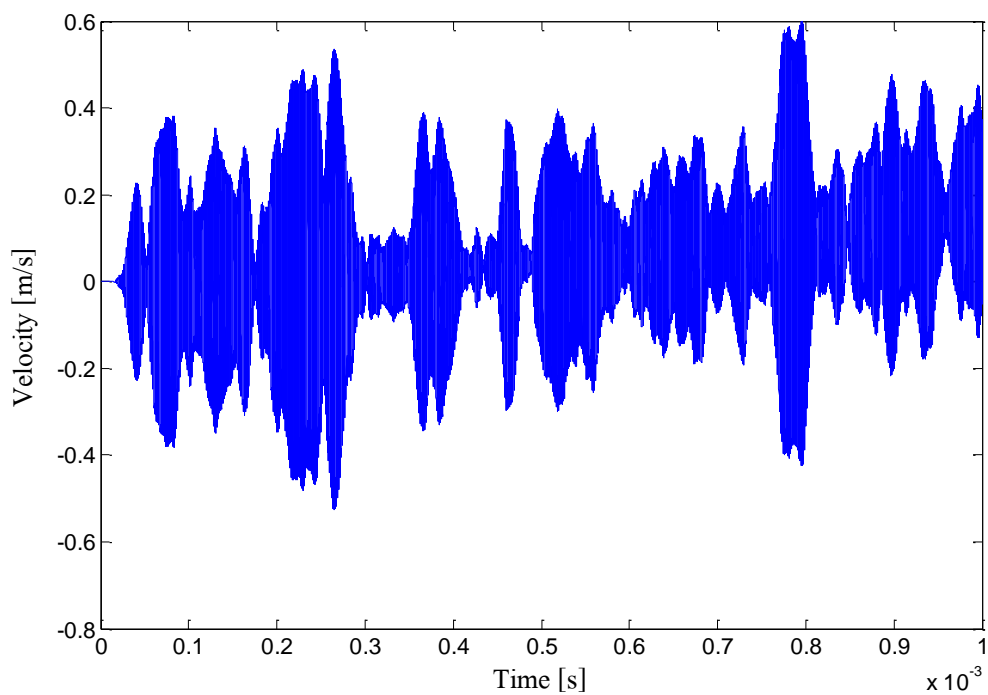
รูปที่ 4-21 พฤติกรรมของความดันเสียงที่เกิดขึ้นในของเหลว

สำหรับพฤติกรรมการเกิดละออง พบว่า มีการแทรกตัวของโพรงอากาศจากด้านล่างของภาชนะทางด้านซ้ายมากกว่าด้านขวา จึงเป็นเหตุให้เกิดการระเบิดออกจากทางฝั่งขวา ที่เวลาประมาณ 0.47 ms ก่อนฝั่งซ้ายจะระเบิดออกตามมาที่เวลาประมาณ 0.63 ms จนเกิดเป็นหยดไหลขนาดใหญ่เล็กทั่วภาชนะ ดังรูปที่ 4-22



รูปที่ 4-22 พฤติกรรมของการเกิดละอองเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

ส่วนที่บริเวณพื้นผิวของของเหลว สามารถหาค่าความเร็วพื้นผิวของของเหลวได้ 0.4 m/s และสามารถหาค่าความถี่ตอบสนองได้จากกราฟไซน์ในลักษณะของความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วเทียบกับเวลา ดังรูปที่ 4-23 และค่าความถี่ตอบสนองได้ 2 MHz เมื่อนำไปคำนวณหาความยาวคลื่น จากสมการที่ (2) ได้ $4.83 \mu\text{m}$ และหยดไหลที่ได้มีขนาดประมาณ $2.07 \mu\text{m}$



รูปที่ 4-23 ค่าความเร็วที่พื้นผิวของของเหลวเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

เมื่อเปรียบเทียบค่าของตัวแปรที่คำนวณได้จากการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ ทั้งแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว เพื่อนำไปสร้างเป็นชุดทำละอองแบบใหม่ แสดงได้ดังตารางที่ 4-3

ตารางที่ 4-3 การเปรียบเทียบค่าของตัวแปรที่ได้จากการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว

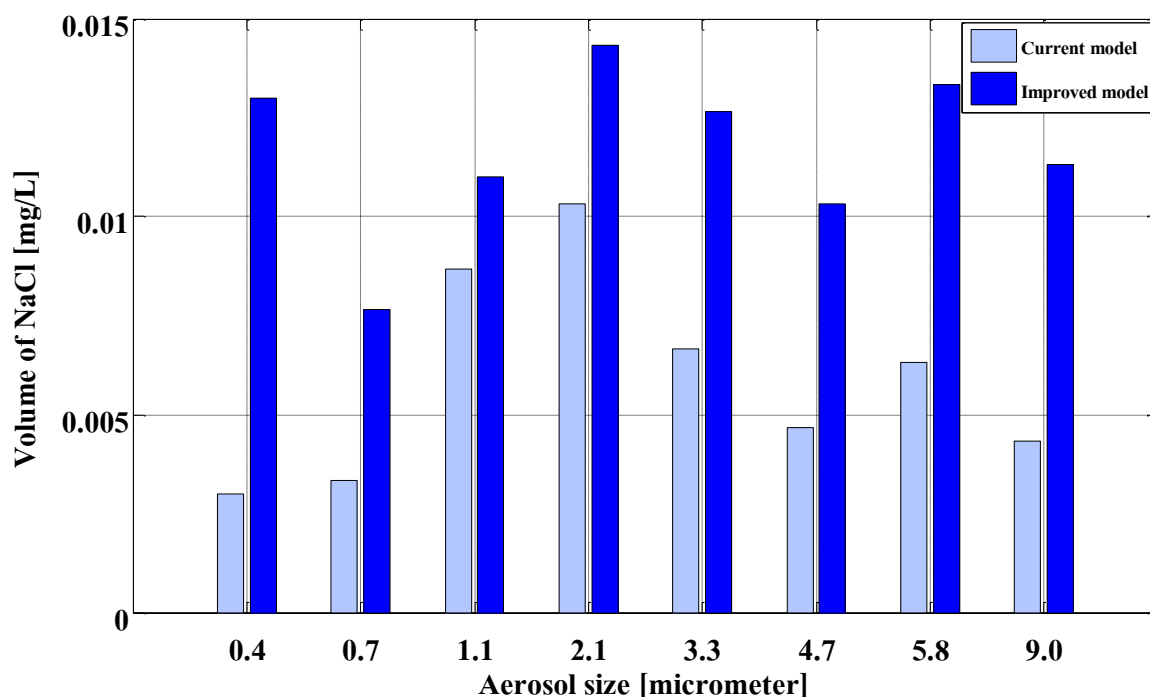
ตัวแปร	ชุดทำละอองแบบเดิม	ชุดทำละอองที่พัฒนาแล้ว
ความดันสูงสุดในของเหลว (p)	2.05 MPa	7.18 MPa
ความเร็วพื้นผิวของของเหลว (u_s)	0.3 m/s	0.4 m/s
ความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว (f_s)	2 MHz	2 MHz
ขนาดของละออง (D_{nm})	2.07 μ m	2.07 μ m

จากตารางที่ 4-3 พบว่า แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ทั้งแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว ให้ค่าความถี่ที่พื้นผิวของของเหลวทั้ง 2 แบบจำลอง มีขนาดเท่ากัน ทำให้ขนาดของละอองที่คำนวณได้มีขนาดเท่ากันด้วย คือ ประมาณ 2.07 μ m แต่มีการเพิ่มเติมในระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ทำให้ความดันสูงสุดในของเหลวเพิ่มขึ้นจาก 2.05 MPa เป็น 7.18 MPa และความเร็วพื้นผิวเพิ่มขึ้นจาก 0.3 m/s เป็น 0.4 m/s เมื่อนำแบบจำลองที่พัฒนาแล้วไปสร้างเป็นชุดทดลอง คาดว่า การกระจายตัวของขนาดละอองที่ได้ อาจจะไม่แตกต่างจากชุดทำละอองแบบเดิม กล่าวคือ ได้ละอองที่มีขนาดประมาณ 2 μ m แต่ประโยชน์ที่ได้เพิ่มขึ้น น่าจะเป็นส่วนของการเพิ่มปริมาณของละอองที่สามารถทำได้ภายในช่วงเวลาเดียวกัน เนื่องจากความดันภายในของเหลวและความเร็วพื้นผิวของชุดทำละอองที่พัฒนาแล้วมีค่ามากกว่าเป็นผลให้การระเบิดของของเหลวกลายเป็นละอองมีความรุนแรงกว่าชุดทำละอองแบบเดิม

ซึ่งการพิสูจน์สมมุติฐานนี้ จะทำโดยการสร้างเป็นชุดทำละอองแบบใหม่แล้วทำการทดลองเพื่อวัดขนาดการกระจายตัวของขนาดละอองและปริมาณละอองที่ได้เปรียบเทียบกับกัน ดังจะนำเสนอในหัวข้อถัดไป

4.5 ผลการวัดขนาดละอองเปรียบเทียบกันระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว

จากผลการวัดขนาดละอองเปรียบเทียบกันระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้วเป็นไปดังรูปที่ 4-24



รูปที่ 4-24 ผลการวัดขนาดละอองเปรียบเทียบกันระหว่างชุดทำละอองแบบเดิม และแบบที่พัฒนาแล้ว

จากรูปที่ 4-24 พบว่า การกระจายตัวของขนาดละอองที่ได้จากอุปกรณ์ทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว เป็นไปในทิศทางเดียวกัน โดยมีการกระจายตัวของขนาดละอองอยู่ที่ 1.1-3.3 μm แต่แบบที่พัฒนาแล้วจะให้ปริมาณละอองในแต่ละชั้นของเครื่อง Andersen Cascade Impactor (ACI) มากกว่าแบบเดิม 50% นอกจากนี้ยังเพิ่มปริมาณละอองที่มีขนาด 0.4 μm มากกว่า ชุดทำละอองแบบเดิม ถึง 3 เท่า

เมื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติของชุดทำละอองแบบใหม่ตามเกณฑ์ทั่วไปของ nebulizer ที่ใช้กันทั่วไป ดังตารางที่ 4-4

ตารางที่ 4-4 การเปรียบเทียบค่าคุณสมบัติของ nebulizer ระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและชุดทำละอองแบบใหม่กับเกณฑ์ทั่วไป

คุณสมบัติของ Nebulizer	เกณฑ์ทั่วไป	ชุดทำละอองแบบเดิม	ชุดทำละอองแบบใหม่
1.ปริมาณเริ่มต้น	5-200 ml	35-200 ml	40-200 ml
2.ปริมาณที่เหลือหลัง nebulization	<40%	<40%	<40%
3.ขนาดของละออง	<5 μ m	<5 μ m	<5 μ m
4.เวลาที่ใช้ทำ nebulization	<1 hr	<1 hr	<1 hr
5.อัตราการเกิดละออง	>0.7 ml/min	1 ml/min	1.4 ml/min
6.อุณหภูมิที่เกิดขึ้นระหว่างทำ nebulization ภายในเวลาไม่เกิน 30 นาที	< 30 $^{\circ}$ C	< 30 $^{\circ}$ C	< 30 $^{\circ}$ C
7.ของเหลวที่ใช้ได้	ยา Isoniazid , NaCl 0.9% , แคลเซียมและยาขยายหลอดลมแบบละลายน้ำได้	น้ำ และ NaCl 0.9%	น้ำ และ NaCl 0.9%

จากตารางที่ 4-4 แสดงให้เห็นว่าชุดทำละอองแบบใหม่สามารถนำไปใช้ทำละอองเพื่อนำส่งยาแบบพ่นละอองได้จริง อีกทั้งประสิทธิภาพในการทำละอองยังดีกว่าแบบเดิมในประเด็นของปริมาณที่สามารถนำส่งยาเข้าสู่ปอดได้ในช่วงเวลาเดียวกันอีกด้วย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการปรับปรุงประสิทธิภาพการนำส่งยาแบบละอองของอุปกรณ์ทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic nebulizer) ดังนั้น การลดขนาดของละอองให้ได้ในระดับต่ำกว่า 1 ไมโครเมตรจึงเป็นจุดมุ่งหมายหลักเพราะขนาดของละอองที่เล็กลงทำให้การนำส่งยาเข้าถึงถุงลมปอดได้ดีกว่าละอองที่มีขนาดใหญ่กว่า 5 ไมโครเมตร

การทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก สามารถทำได้โดยการกระตุ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกให้ตรงกับค่าความถี่ธรรมชาติ จะทำให้เนื้อของวัสดุเกิดการสั่นสะเทือนแล้วให้ระยะกระจัดที่มากที่สุด ในแนว Transverse ระยะการกระจัดที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุเพียโซอิเล็กทริก จะถูกเปลี่ยนไปเป็นพลังงานสะสมในของเหลวที่บรรจุ เช่น ยาน้ำชนิดต่างๆ ที่ใช้รักษาโรคหืด หรือสารละลาย NaCl เป็นต้น ในลักษณะของความดันเสียงภายในของเหลว การเปลี่ยนรูปพลังงานที่เกิดขึ้นในลำดับถัดไป มาจากการแทรกสอดของคลื่นที่เคลื่อนที่ไปกระทบกับผนังของภาชนะ จนมีพลังงานมากพอแล้วรวมตัวกันเป็นน้ำพุบนผิวน้ำ หยดไหลจะเกิดขึ้นที่บริเวณปลายยอดคลื่นบนผิวของของเหลว หากการสะสมของพลังงานนั้นมากกว่าแรงตึงผิว

โดยขนาดของหยดจะแปรผันตรงกับความยาวของคลื่น และความยาวของคลื่นจะขึ้นอยู่กับความถี่ของการแทรกสอดที่ผิวของของเหลว เมื่อความถี่ของการแทรกสอดที่ผิวของของเหลวมีค่ามาก ละอองที่ได้จะมีขนาดเล็กลง การสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้เพื่อที่จะคำนวณหาความถี่ของการแทรกสอดที่ผิวของของเหลว การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองทำได้โดยการยืนยันผล ควบคู่ไปกับการทดลองอย่างเป็นระบบในทุกขั้นตอนของการวิจัย

ขั้นตอนในการวิจัยจะเริ่มต้นจากการศึกษาลักษณะทางกายภาพของชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกแล้วแปลงลักษณะทางกายภาพของระบบจริงมาเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ กำหนดคุณสมบัติให้แต่ละโดเมน ได้แก่ คุณสมบัติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเป็นแบบ PZT-4D ของเหลวกำหนดให้เป็นน้ำซึ่งมีค่าคุณสมบัติใกล้เคียงกับสารละลาย NaCl ที่จะนำมาใช้ในการทดลองและของไหลกำหนดให้เป็นอากาศ จากนั้นเลือกสมการทางฟิสิกส์ที่จะนำมาใช้ในการ

คำนวณ ได้แก่ ปฏิกิริยาเพียโซอิเล็กทริก ความดันเสียง และกลศาสตร์ของไหลและการเปลี่ยนแปลงสถานะ พร้อมทั้งระบุเงื่อนไขขอบเขตที่เกี่ยวข้องกับสมการนั้นๆ ให้ถูกต้องตามสถานการณ์ เมื่อเสร็จขั้นตอนนี้แล้วจึงทำการแบ่งเอลิเมนต์ที่จะนำไปใช้สำหรับการคำนวณตามความเหมาะสม โดยเฉพาะบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุเพียโซอิเล็กทริกกับน้ำ และบริเวณรอยต่อระหว่างน้ำกับอากาศ เลือกใช้เอลิเมนต์ที่มีขนาดเล็กกว่าบริเวณทั่วไปหลายๆเท่า เพราะจะทำให้ผลการคำนวณในแต่ละบริเวณได้ละเอียดและแม่นยำมากขึ้น ขั้นตอนต่อไป ทำการประมวลผลโดยเลือกใช้ระเบียบวิธีของ MUMPS เพื่อช่วยประหยัดเวลาในการคำนวณ เปรียบเทียบผลที่ได้กับการทดลอง และปรับปรุงแบบจำลองจนมีค่าใกล้เคียงกับผลการทดลองของชุดทำละอองแบบเดิม จากนั้นเข้าสู่กระบวนการออกแบบระบบทำละอองใหม่โดยการนำทฤษฎีการออกแบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสันดาปเชื้อเพลิงมาประยุกต์ใช้เพื่อปรับปรุงตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกให้สามารถเพิ่มความถี่บริเวณพื้นผิวของของเหลวได้ แล้วทำซ้ำตามระเบียบวิธีเดิมอีกครั้ง เพื่อเปรียบเทียบผลที่ได้กับการทดลองของชุดทำละอองแบบใหม่ ขั้นตอนสุดท้ายเปรียบเทียบผลการทดลองระหว่างชุดทำละอองแบบเดิมและแบบใหม่ พร้อมทั้งสรุปผลการวิจัย

ผลที่ได้จากการสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดทำละอองแบบเดิมจะแบ่งออกเป็น 2 แบบจำลอง คือ แบบจำลองของระบบสมมาตร 2 มิติ (2D Axial symmetric) และแบบจำลองแบบระนาบความเครียด 2 มิติ (2D Plane strain) คือค่า ความดัน ความถี่พื้นผิวและพฤติกรรมของการเกิดละอองทั่วทั้งภาชนะ จากนั้นนำค่าที่ได้ไปคำนวณหาความยาวคลื่นที่พื้นผิวของเหลวและขนาดของละออง ผลการคำนวณเปรียบเทียบกันของ 2 แบบจำลองนี้ แสดงได้ดังตารางที่ 5-1 ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกับการทดลองที่มีขนาดละอองอยู่ที่ประมาณ $2 \mu m$

ตารางที่ 5-1 ผลการเปรียบเทียบค่าตัวแปรหลักระหว่างแบบจำลองที่สร้างจากระบบ 2D Axial symmetric ระบบ 2D Plane strain และผลการทดลอง

ตัวแปร	ระบบ 2D Axial symmetric	ระบบ 2D Plane strain	ผลการทดลอง
ความดันสูงสุดในของเหลว (p)	24.5 MPa	2.05 MPa	-
ความเร็วพื้นผิวของของเหลว (u_s)	0.4 m/s	0.3 m/s	-
ความถี่พื้นผิวของของเหลว (f_s)	1.33 MHz	2 MHz	-
ความยาวคลื่นที่ผิวของของเหลว (λ_s)	$6.35 \mu m$	$4.83 \mu m$	-
ขนาดของละออง (D_{nm})	$2.7 \mu m$	$2.07 \mu m$	$2 \mu m$

พฤติกรรมเกิดการเกิดละอองของแบบจำลองทั้ง 2 แบบนี้ เป็นการค้นพบสิ่งใหม่ที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมเกิดการเกิดน้ำพุที่มีลักษณะเหมือนภูเขาบนผิวน้ำอย่างที่เราเห็นด้วยตา แต่เกิดจากโพรงอากาศที่ก่อตัวภายในของเหลวคั่นของเหลวขึ้นมาจนเป็นยอดน้ำพุ แล้วระเบิดออกเป็นหยดไหลขนาดใหญ่และเล็กไปทั่วภาชนะอย่างที่เราเห็น เพื่อเข้าใจพฤติกรรมเกิดการเกิดละอองในทุกขั้นตอนแล้วต่อมาทำการออกแบบตัวทำงานเพียโซอิเล็กทริกใหม่เพื่อลดขนาดละอองการใช้ลวดอะลูมิเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 mm ความยาว 1.05 cm ซึ่งเป็นขนาดความยาวที่ได้จากการคำนวณด้วยทฤษฎีการออกแบบ โครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการสั่นสะเทือนเชิงกล พบว่า มีความถี่ธรรมชาติของการสั่นอยู่ที่ 1.92 MHz ตรงกับความถี่ธรรมชาติของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่ได้จากการสร้างแบบจำลองด้วยระบบ 2D Plane strain ผลที่ได้จากการจำลองแบบทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลองใหม่นี้ พบว่า ความถี่พื้นผิว ความยาวคลื่น และขนาดของละออง ใกล้เคียงกับแบบจำลอง 2D Plane strain แบบเดิม และเป็นไปในทิศทางเดียวกับผลการทดลองของชุดทำละอองแบบใหม่แต่ความเร็วพื้นผิว และความดันในของเหลวมีค่ามากกว่าแบบเดิมมาก ดังตารางที่ 5-2

ตารางที่ 5-2 การเปรียบเทียบค่าของตัวแปรที่ได้จากการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดทำละอองแบบเดิมและแบบที่พัฒนาแล้ว

ตัวแปร	ชุดทำละอองแบบเดิม	ชุดทำละอองที่พัฒนาแล้ว
ความดันสูงสุดในของเหลว (p)	2.05 MPa	7.18 MPa
ความเร็วพื้นผิวของของเหลว (u_s)	0.3 m/s	0.4 m/s
ความถี่ที่พื้นผิวของของเหลว (f_s)	2 MHz	2 MHz
ขนาดของละออง (D_{mm})	2.07 μm	2.07 μm

เมื่อนำผลการทดลองของชุดทำละอองแบบเดิมและแบบใหม่มาเปรียบเทียบกันพบว่า ขนาดการกระจายตัวของละอองที่เกิดขึ้นไม่แตกต่างกัน แต่ปริมาณของการเกิดละออง จากชุดทำละอองแบบใหม่มีปริมาณมากกว่าแบบเดิมประมาณ 50% เพราะความดันในของเหลวมีค่ามากขึ้นกว่าแบบเดิม นอกจากนั้น ปริมาณของละอองขนาด 0.4 μm ก็มีปริมาณมากกว่าชุดทำละอองแบบเดิมถึง 3 เท่า เพราะความดันบวกกับความเร็วพื้นผิวที่มีค่ามากขึ้น

สรุปได้ว่า ชุดทำละอองแบบใหม่ที่เกิดจากการนำลวดอะลูมิเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 mm ยาว 1.05 cm มายึดติดที่ปลายด้านหนึ่งเข้ากับวัสดุเพียโซอิเล็กทริก สามารถบรรลุวัตถุประสงค์ของการปรับปรุงระบบนำส่งยาแบบพ่นละอองได้จริง อีกทั้งยังไม่ทำให้ตัวยาเสื่อมคุณภาพอันเนื่องมาจากความร้อนที่เกิดขึ้นระหว่างการทำ nebulization อีกด้วย

5.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยที่ได้ดำเนินการในครั้งนี้สามารถบรรลุวัตถุประสงค์ของการเพิ่มประสิทธิภาพในการนำส่งยาได้ในประเด็นของปริมาณการนำละอองยาเข้าสู่ปอดได้มากกว่าแบบเดิม และปริมาณละอองที่มีขนาดต่ำกว่า 0.4 ไมโครเมตร มีปริมาณเพิ่มขึ้น และความรู้ที่ได้จากงานวิจัยนี้ไปต่อยอดเพื่อออกแบบระบบชุดทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่ดีกว่าได้ในโอกาสต่อไป

เพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์ทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิกให้ดียิ่งขึ้น ควรจะมีการปรับปรุงเพิ่มเติมในประเด็นต่างๆ ดังนี้

5.2.1 ออกแบบระบบทำละอองด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ที่สามารถรบกวนพื้นผิวของของเหลวให้มีความถี่ประมาณ 5 MHz เพื่อที่จะทำให้ละอองที่ได้ส่วนใหญ่มีขนาดต่ำกว่า 1 ไมโครเมตร

5.2.2 ออกแบบและติดตั้ง Baffle เพิ่มในระบบเพื่อกำจัดละอองส่วนเกินที่มีขนาดใหญ่กว่า 5 ไมโครเมตร ให้หมดไปก่อนที่จะหลุดเป็นละอองลอยออกมาเพื่อการสูดดม

5.2.3 ศึกษาวิธีการลด dead volume ให้เหลือต่ำกว่า 33% (จากเดิมเหลือ 40%)

เอกสารอ้างอิง

- Abair,R.L. and Kulish,S.J., “Hand held ultrasonic nebulizer”, Publication No.: 4,113,809, United States Patent, (September 12,1978)
- Aerosol Therapy through Nebulizer : Medicalbuyer [Internet]-[cited 2013 January 25].
Available from:
http://www.medicalbuyer.co.in/index.php?option=com_content&task=view&id=813
- Al-Suleimani,Y., Yule,A.J. and Collins,A.P., “How orderly is ultrasonic atomization?”, ILASS-Europe, 1999, pp.1-6
- Anderson MD,P.J., “History of Aerosol Therapy: Liquid Nebulization to MDIs to DPIs”, Respiratory Care, Vol 50, No.9, September 2005, pp.1139-1150
- Bailey,M.M. and Berkland,C.J., "Nanoparticle Formulations in Pulmonary Drug Delivery", Wiley InterScience, Vol.29, No. 1, 2009, pp.196-212
- Boucher ET AL,R.M.G., “High Frequency ultrasonic fog generator and method”, Publication No.: 3,469,785 United State Patent, (September 30,1969)
- Bruce R. Munson, Donald F. Young and Theodore H. Okiishi, “Fundamentals of Fluid Mechanics”, Wiley, 2006, pp.1-22
- Cheiman,V., “Ultrasonic nebulising device”, Publication No.: WO 94/08727, World Intellectual Property Organization, (April 28,1994)
- Concept and Theory Training : Atomization [Internet] – [cited 2010 April 5]. Available from:
http://www.elliottequipment.com/ask/ATOMIZ_1.PDF
- Drews,W.D. and Linden,K.V., “Ultrasonic MHZ oscillator in particular for liquid atomization ”, Publication No.: 4,912,357, United States Patent, (March 27,1990)
- Easy haler : Die richtige Inhalationstechnik mit dem Easyhaler [Internet] – [cited 2010 April 5].
Available from: <http://www.asthma.hexal.de/easyhaler/index.php>
- French,J. and Hsu,J., “Vortex Humidifier”, Publication No.: US 7,350,773 B2, United States Patent, (April 1,2008)
- Geller,MD.D.E., "Comparing Clinical Features of the Nebulizer, Metered-Dose Inhaler, and Dry Powder Inhaler", Respiratory Care, Vol.50, No.10, October 2005, pp.1313-1322

- Heij,B.D, Schoot,B.V, Rooij,N.F.D, Bo,H. and Hess,J., “Modelling And Optimisation Of A Vaporiser For Inhalation Drug Therapy”, International Conference on Modeling and Simulation of Microsystems, 1999
- Hess,D.R., “Nebulizers : Principles and Performance”, Respiratory Care, Vol. 45, No.6, June 2000, pp.609 – 622
- Hickey,A,J., "Pharmaceutical Inhalation Aerosol Technology" , Marcel Dekker,2004
- Jeng,Y.R., Su,C.C., Feng,G.H. and Peng,Y.Y., “An investigation into a piezoelectrically actuated nebulizer with μ EDM – made micronozzle array”, Experiment Thermal and Fluid Science 31, 2007, pp.1147-1156
- Jet Nebulizer, Airlux.bg CLINEB, AEROSOL NEBULIZER, [Internet]- [cited 2012 January 2]. Available from: <http://www.airlux.bg/en/index.php?c=index&a=viewproduct&id=24>
- Le Brun,P.P.H., De Boer,A.H., Heijerman,H.G.M., and Frijlink,H.W., “A review of technical aspects of drug nebulization”, Pharm World Sci, 2000;22(3), pp.75-81.
- Lozano,A., Amaveda,H., Barreras,F., Jorda,X. and Lozano,M., “High-Frequency Ultrasonic Atomization With Pulsed Excitation”, Journal of Fluids Engineering, Vol.125, November 2003, pp.941-945
- McBriarty,J,P., "Performance of Protective Clothing : Fourth Volume", ASTM International., 1992, pp.90
- McCallion,O.N. M., Taylor,K.M.G., Thomas,M. and Taylor,A.J., “Nebulization of Fluids of Different Physicochemical Properties with Air-Jet and Ultrasonic Nebulizers”, Pharmaceutical Research, Vol.12, No. 11, 1995, pp.1682-1688
- Medical Definition - Inhalation therapy, ม.ขอนแก่น [Internet]-[cited 2010 April 5]. Available from: http://med.md.kku.ac.th/site_data/mykku_med/.../Inhalation%20therapy.ppt
- Medicalbuyer, Aerosol Therapy through Nebulizer, [Internet]- [cited 2012 January 2]. Available from: http://www.medicalbuyer.co.in/index.php?option=com_content&task=view&id=813&Itemid=48
- Nerbrink,O., Dahlback,M. and Hansson,H.-C., "Why do medical nebulizers differ in their output and particle size characteristics?", Journal of aerosol medicine, Vol.7, Issue 3, 1994, pp.259-276

O'Callaghan,C. and Barry,P.W., "The science of nebulised drug delivery", Thorax, 1997, pp.S31-S44.

Raghuprasad,P.K., "Cloud Nebulizer", Publication No.: US 2007/0295328 A1, United States Patent, (December 27, 2007).

Sheiman,V.L., "Nebulizing and drug delivery device", Publication No.: WO 2004/017848 A1, World Intellectual Property Organization, (March 4,2004)

Shen,S.C., "A new cymbal-shaped high power microactuator for nebulizer application", Microelectronic Engineering 87, 2010, pp.89-97

Shen,S.C., Wang,Y.J. and Chen,Y.Y., "Design and fabrication of medical micro-nebulizer", Sensors and Actuators A144, 2008, pp.135-143

Steckel,H. and Eskandar,F., "Factors affecting aerosol performance during nebulization with jet and ultrasonic nebulizers", European Journal of Pharmaceutical Science 19, 2003, pp.443-455

Takahashi,M., "Ultrasonic atomizing apparatus", Publication No.: 4,746,466, United States Patent, (May 24,1988)

Takahashi,M., "Ultrasonic wave nebulizer", Publication No.: 5,176,856, United States Patent, (January 5,1993)

Takahashi,M., "Ultrasonic wave nebulizer", Publication No.: 5,217,165, United States Patent, (June 8,1993)

Takahashi,M., "Ultrasonic wave nebulizer", Publication No.: 5,299,739, United States Patent, (April 5,1994)

Taylor,K.M.G. and McCallion,O.N.M., "Ultrasonic nebulisers for pulmonary drug delivery", International Journal of Pharmaceutics 153, 1997, pp.93-104

Tri-medinc, Oh No!!! He Has Asthma Too!!! Links to Get Started With, [Internet]- [cited 2012 January 2]. Available from: <http://peanutfreegallery.blogspot.com/2008/11/oh-no-he-has-asthma-too-links-to-get.html>

Ultrasonic Nebulizer, Allergy Asthma Technology LLC, [Internet]- [cited 2012 January 2].

Available from:

http://www.allergyasthmatech.com/P/Mabis_Mist_II_Handheld_Ultrasonic_Nebulizer/856_321

Unichino,K. and Giniewicz,J,R., "Micromechatronics", Marcel Dekker, Inc., Chap.6,2003, pp.319

Wagner,M.H., Wiethoff,S., Friedrich,W. and Mollenhauer,I., “Ultrasonic surfactant nebulization with different exciting frequencies”, Bioophysical Chemistry 84, 2000, pp.35-43

จุฬาออนไลน์ ของไหล, บทที่ 12 ของไหล [Internet] – [cited 2010 November 7]. Available from:

<http://www.atom.rmutphysics.com/charud/onlinelearning/chula/Fluid/fluid.htm>

ศรีศุภ คชพลายุกต์, “การออกแบบหม้อแปลงไฟฟ้าเพียโซอิเล็กทริกแบบเสถียร”, สาขาวิศวกรรมเครื่องกล, มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ทวี ต้นมศิริ, พิสิกส์สาร : Piezoelectric Ceramics, ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ ม.เชียงใหม่

[Internet] – [cited 2010 April 5]. Available from:

<http://www.rmutphysics.com/charud/invention/invention1/ultrasonic/piezo.htm>

ธีระพล ศรีชนะ, การนำส่งยาสู่ระบบทางเดินหายใจ, สถานวิจัยความเป็นเลิศระบบนำส่งยา, คณะเภสัชศาสตร์, มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์,2011

พื้นฐานบทบาทความร้อน ม.เทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี [Internet] – [cited 2010 April 5].

Available from:

http://mte.kmutt.ac.th/mte_learning/PRINCIPLE_OF_THERMAL_ENGINEERING/unit/unit1/unit1-3-2.html

วันชัย เดชสมฤทธิพิทย, การบริหารยาด้วยวิธีพ่นละออง, หัตถการทางอายุรศาสตร์ โรคระบบทางเดินหายใจ, ม.มหิดล [Internet] – [cited 2010 March 12]. Available from:

<http://www.si.mahidol.ac.th/department/Medicine/home/chest/b04.htm>

สิรินันท์ บุญยะลีพรรณ และ เฉลิมชัย บุญยะลีพรรณ, ยาพ่น...น่าใช้ หรือ น่ากลัว,

Allergyasthmathailand [Internet] – [cited 2010 November 7]. Available from:

<http://allergyasthmathailand.com/allergy1.htm>

สุเมธ ภูมิภักดิ์, ข่าวที่ 3 เครื่องพ่นละอองยาอัลตราโซนิคส์เครื่องแรกของไทย ผลงาน วว., สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย [Internet] – [cited 2010 April 5].

Available from: <http://www.tistr.or.th/tistr2006/index.php?pages=home>

สุเมธ ภูมิภักดิ์, มารู้อีกเครื่อง Nebulizer กันเถอะ!, สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย [Internet] – [cited 2010 April 5]. Available from:

<http://opac.tistr.or.th/Multimedia/STJN/4604/4604-7.pdf>

เอกสารประกอบการสอนปฏิบัติการเภสัชกรรมจ่ายยา : ยาพ่นสูดเข้าลำคอ, คณะเภสัชศาสตร์, มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์,2009

ภาคผนวก

The Multiphysics Modeling of droplet generation in the ultrasonic nebulization

Abstract

Ultrasonic nebulizers are widely used for inhalation drug therapy. They can be generating aerosol when ultrasonic frequency around 1-3 MHz is supplied. In order to improve the drug delivery efficiency of the ultrasonic nebulizers, in this study, minimizing droplet size will be chosen out of several possible parameters. The purpose of this work is to understand how droplet is generated in the ultrasonic nebulizers by using finite element modeling in Comsol Multiphysics program.

There are three modules used in modeling: piezoelectric actuator module, pressure acoustic module, and laminar two phase flow module. The results reveal not only the relationships between the vibration of the piezoelectric disk, the pressure acoustic of the liquid, and the liquid dispersion in the chamber, but also the understandings of the relationships between the excitation frequency, surface wavelength, and droplets size. The results of this work open an opportunity to redesign the ultrasonic nebulization device with a smaller droplets size for better drug delivery performance.

Keywords: Ultrasonic nebulization, Droplets size, Piezoelectric actuator and Liquid film surface.

1. Introduction

Ultrasonic nebulizers are used for inhalation drug therapy in patients with respiratory diseases. They are suitable for young, elderly, and unconscious patients who are not able to use other devices such as Metered Dose Inhaler (MDI) and Dry Powder Inhaler (DPI). In addition, ultrasonic nebulizers are able to deliver variety of drugs such as proteins, antibiotics, enzymes or mucolytic drugs, while neither MDI nor DPI are not, [1],[2],[3],[4].

An ultrasonic nebulizer system, composed of many components: an electric generator, drug or liquid chamber, piezoelectric disk at the bottom of the drug chamber, and a baffle. In order to generate aerosol, three steps will be described as the following. First, the ultrasonic frequency around 1-3 MHz supplied by the electric generator to excite the piezoelectric disk. Second, the piezoelectric disk converts electrical energy to mechanical energy that cause vibration to the liquid in the chamber. Finally,

when the kinetic energy of the liquid is accumulated enough, a fountain will be formed at the surface. At the crest of the fountain, due to the intensive energy, the droplets are formed and flown out as aerosol [2],[5],[6],[7].

The efficiency factors of ultrasonic nebulizers are droplet size distribution, aerosol flow rate, solution characteristics after nebulization, etc. Only droplet size minimization is interested in this study. Even though, the particle size of 1- 5 μm can deliver drug to the alveolar, however, only the particle size smaller than 1 μm penetrate to the alveolar cell when patients inhale and momentary hold their breath, [1],[2],[5],[8].

To produce the droplets size smaller than 1 μm in ultrasonic nebulizers, three modules of the finite element modeling in Comsol Multiphysics program was used. The results are verified by other experimental works,[2],[15],[16].

2. Theory and governing equations

The ultrasonic nebulization droplet is generated when the liquid surface is accumulated enough energy, transmitted by piezoelectric disk, to overcome the surface tension at the crests of the capillary waves of the fountain peak,[2],[9].

Kelvin established the expression of wavelength in capillary waves as below, [9],[10]:

$$\lambda_s f_s = \sqrt{\left(\frac{\lambda_s g}{2\pi} + \frac{2\pi\sigma_l}{\rho_l \lambda_s} \right) \tanh\left(\frac{2\pi h}{\lambda_s} \right)} \quad (1)$$

where λ_s (m) is the capillary wave length of surface waves, f_s (Hz) is the frequency of liquid surface, g (m/s^2) is the gravity acceleration, ρ_l (kg/m^3) is the density of liquid, σ_l (N/m) is the surface tension coefficient, and h (m) is the liquid film thickness.

Lang has simplified some terms in eq.(1) as follows: the liquid film is thin so that $\tanh(2\pi h / \lambda_s) = 1$, and due to the fact that the influence of gravity forces has such a less significant compared to capillary forces that $(\lambda_s g / 2\pi) \ll (2\pi\sigma_l / \rho_l \lambda_s)$, [9]:

$$\lambda_s = \left(\frac{2\pi\sigma_l}{\rho_l f_s^2} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (2)$$

He found that the droplet size is proportional to the capillary wave length, [6],[11]:

$$D_{nm} \approx 0.34\lambda_s \quad (3)$$

where D_{nm} (m) is the droplet diameter, see Figure 1.

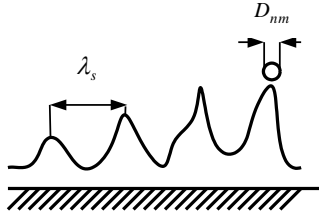


Figure 1. Disintegration mechanism

In order to find the droplet size, the frequency of the liquid surface, f_s , must be determined. There are three modules involved in this study: piezoelectric actuator module, pressure acoustic module, and laminar two-phase flow module.

2.1. The effect of the piezoelectric actuator

The relationship between electrical and mechanical energy of the piezoelectric effect is described in terms of stress, strain, electric field, and electrical displacement. It can be written in the stress-charge representation as:

$$\sigma = C_E \cdot \varepsilon - e^T \cdot E \quad (4)$$

$$D = e \cdot \varepsilon + \varepsilon_s \cdot E \quad (5)$$

where σ (N/m²) is the stress, C_E (Pa) is the elasticity matrix, ε (unitless) is the strain, e (C/m²) is the coupling matrix, E (N/C) is the electric field defined as the electric force per unit charge, D (C/m²) is the electrical displacement, and ε_s (F/m) is the dielectric matrix, [12],[13],[17].

When the piezoelectric actuator is actuated by alternating current (AC: $E = -\nabla V$ where V (V) is electric potential) that causes the vibration energy transmits in to the liquid, the harmonic analysis for steady state and the transient analysis of piezoelectric actuator module are used to determine the displacement response (u, v, w) as the following:

$$-\rho \omega^2 u - \nabla \sigma = F_v e^{j\phi} \quad (6)$$

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \sigma = F_v \quad (7)$$

$$\nabla D = \rho_v \quad (8)$$

where ρ (kg/m³) is the density of the piezoelectric material, ω (Hz) is the resonance frequency, u (m) is the displacement response (u, v, w), F_v (N) is the volume force, ρ_v (kg/m³) is the volume density, and t (s) is the time.

Next, the displacement response is set as the boundary condition value in the pressure acoustic module to determine the liquid acoustic pressure in the system, as discussed next.

2.2. The effect of the pressure acoustic

The acoustic pressure, the summation of background and scattered pressure from the boundary effect, is analyzed by the pressure acoustic module.

There are three boundary condition used in this module : the piezoelectric displacement response is converted to the liquid normal acceleration at the interface between the piezoelectric disk and the liquid as in eqs.(9) and (10), the acoustic pressure is zero, $p=0$, at the air-liquid interface, and the sound hard boundary condition at the chamber wall as in eq.(11):

$$-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = -n \cdot u_{tt} \quad (9)$$

$$\sigma \cdot n = p \cdot n \quad (10)$$

$$-n \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = 0 \quad (11)$$

where p (Pa) is the acoustic pressure, q (N/m³) is the dipole source that radiates a sound field in two opposite directions, and u_{tt} (m/s²) is the second time derivative of the displacement.

The governing equations of this module is used to determine the acoustic pressure, p , in the frequency and time domains are respectively written as follows:

$$\nabla \frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) - \frac{k_{eq}^2}{\rho_l} p = Q \quad (12)$$

$$\frac{1}{\rho_l c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_l} (\nabla p - q) \right) = Q \quad (13)$$

where k_{eq} (1/m) is the wave number, Q (1/s²) is the monopole source, and c (m/s) is the speed of sound.

After that, the acoustic pressure is used to deliver the boundary condition value to laminar two-phase flow module to determine three parameters at the liquid surface: the volume fraction, the velocity, and the frequency, as described next.[8].

2.3. The effect of the laminar two-phase flow

The laminar two-phase flow module is based on the Navier-Stokes equation which was developed from the compressible formulation of the continuity:

$$\frac{\partial \rho_l}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_l u_t) = 0 \quad (14)$$

and the momentum equation:

$$\rho_l \frac{\partial u_t}{\partial t} + \rho_l u_t \nabla u_t = -\nabla p + \nabla \cdot (\mu (\nabla u_t + (\nabla u_t)^T)) \dots - \frac{2}{3} \mu (\nabla u_t) I + F \quad (15)$$

where u_t (m/s) is the surface wave velocity, μ (Pa.s) is the fluid dynamic viscosity, and F (N/m³) is the volume force vector. By assuming that the fluid is Newtonian and incompressible (both μ and ρ are constant), the continuity equation becomes $\nabla u_t = 0$, and the momentum equation can be reduced to

$$\rho_l \frac{\partial u_t}{\partial t} + \rho_l (u_t \nabla) u_t = \nabla \cdot \left[-pI + \mu (\nabla u_t + (\nabla u_t)^T) \right] \dots + \rho g + F \quad (16)$$

Then the surface wave velocity can be determined and lead to find the value of liquid surface frequency which can be substituted into the droplet equations (2) and (3).

In order to describe the aerosol phenomena, the volume fraction at the liquid surface needs to be determined by using the following equations:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + u_i \nabla \phi = \nabla \frac{\gamma \lambda}{\varepsilon_{pf}^2} \nabla \psi \quad (17)$$

when the governing equation, ψ , is:

$$\psi = -\nabla \varepsilon_{pf}^2 \nabla \phi + (\phi - 1) \phi + \frac{\varepsilon_{pf}^2}{\lambda} \frac{\partial f}{\partial \phi} \quad (18)$$

$$\lambda = \frac{3\varepsilon_{pf}\sigma_l}{\sqrt{8}} ; \gamma = x\varepsilon_{pf}^2$$

where γ (m/s) is the reutilization parameter, λ (N) is the mixing energy density, ε_{pf} (m) is the parameter controlling interface thickness, and x (m.s/kg) is the mobility turning parameter,[19].

3. Simulation models and boundary conditions

The two-dimensional axisymmetric model of ultrasonic nebulizer consists of piezoelectric and two fluid domains is shown in Figure 2. Cylindrical coordinate system is chosen where the bottom left corner is an origin.

The geometry of piezoelectric domain or disk has diameter of $d_1 = 0.008$ m and thickness of $t = 0.0011$ m. The chamber with diameter of $d_2 = 0.03$ m and height of $h = 0.1$ m contains one-eight height filled with water. The fluid and the piezoelectric properties are shown in Table 1 and 2.

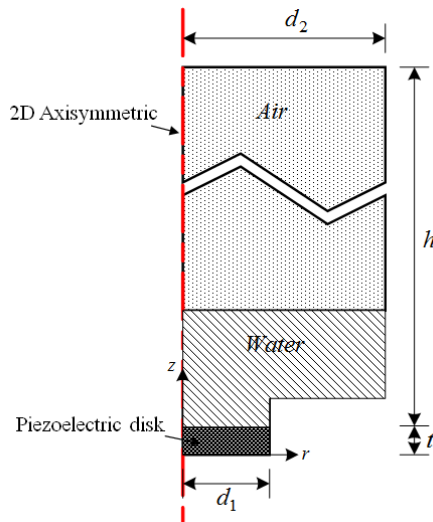


Figure 2. A 2D Axisymmetric model of ultrasonic nebulizer.

Table 1 Fluid properties of water and air.

Properties	Water	Air
Density (kg/m ³)	1000	1.184
Dynamic viscosity (Pa.s)	1 x 10 ⁻³	4 x 10 ⁻⁵
Speed of sound (m/s)	1480	343
Surface tension (N/m)	0.0720	-

Table 2 Piezoelectric material properties.

Properties	Items	PZT-4D
Elasticity (Pa)	C_E11	1.53827 x 10 ¹¹
	C_E12	9.84558 x 10 ¹⁰
	C_E13	9.31043 x 10 ¹⁰
	C_E33	1.28244 x 10 ¹¹
	C_E44	2.38095 x 10 ¹⁰
	C_E66	2.77008 x 10 ¹⁰
Coupling matrix (C/m ²)	$e31$	-4.7303
	$e33$	15.2586
	$e15$	13.0952
Relative permittivity	$\varepsilon_{rs}11$	796.5
	$\varepsilon_{rs}33$	762.9
Density (kg/m ³)	ρ	7600
Loss factor	η_s	0.004

When the top of a piezoelectric disk is ground, the bottom is given 12 V of harmonic electrical signal causing change in the normal acceleration that lead to an occurrence of acoustic pressure at the interface between the piezoelectric and the fluid domain. At the chamber wall, both the fluid velocity and the normal component of acceleration are assigned to be zero ($u_t = 0$ and $a_n = 0$). The atmospheric pressure is assigned at the two-fluid interface and at the top of the chamber.

The Triangular mesh, total of 3,805 elements, is chosen in the finite element model. The MUMPS (MULTifrontal Massively Parallel sparse direct Solver) is used as a calculation solver since it has several preordering algorithms to permute the columns and there by minimize the fill-in.

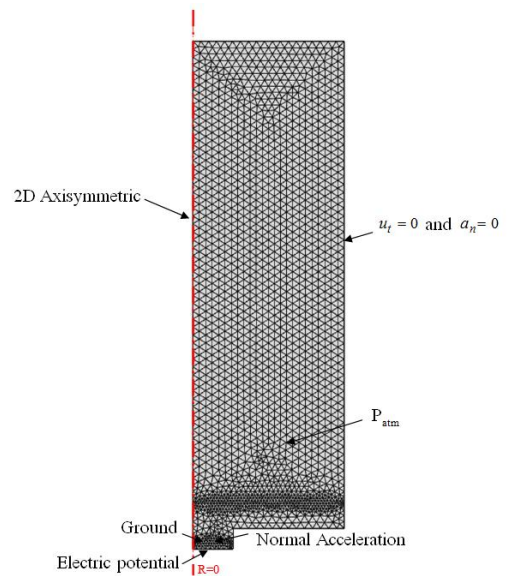


Figure 3. The finite element mesh and boundary condition

4. Results and discussion

When the harmonic electrical potential with amplitude is excited, A few harmonic displacement peaks, appear at the disk center, shown in Figure 4. The one with natural frequency of 1.77 MHz is chosen in this study because the frequency correspond to other experimental works. Then the harmonic displacement of 5.226×10^{-7} m is used to calculate the setting time to be of 2.5×10^{-4} second, shown in Figure 5 and 6.

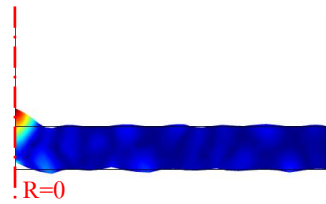


Figure 4. Vibration shape of piezoelectric disk.

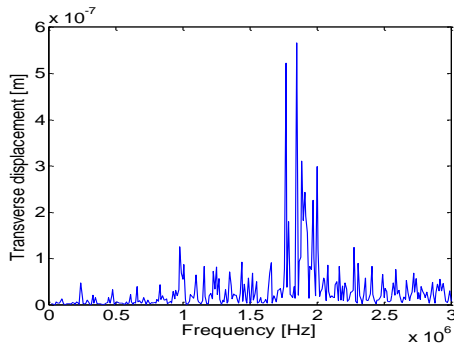


Figure 5. Displacement amplitude, Z component (m) from harmonic analysis.

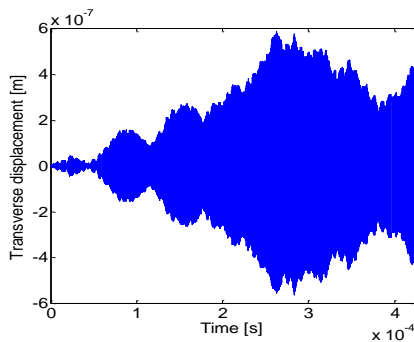


Figure 6. The transient response of the piezoelectric disk at the center point

Due to the piezoelectric excitation, the acoustic pressure about 24.5 MPa is increased at the center of the liquid chamber, as shown in Figure 7, which is enough to cause droplets generation, [14]

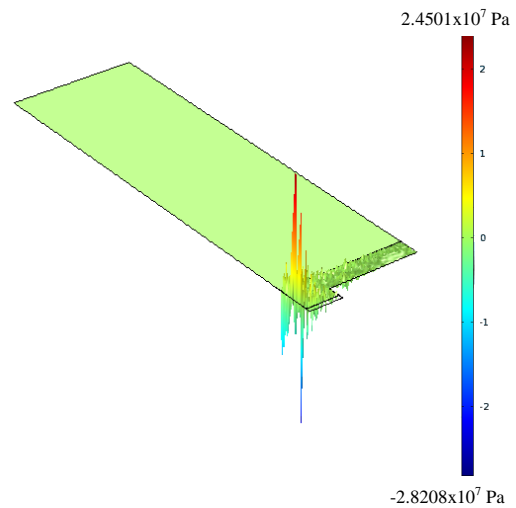
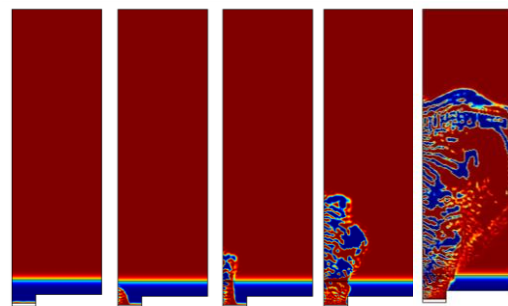


Figure 7. Acoustic pressure when piezoelectric disk was actuated.

Figure 8 shows steps of how the fountain is generated which can be seen and distinguished by the color of air and liquid volume fraction. It is found that the liquid begins to break free at the bottom surface after 0.30 ms, and then expand to the top surface at 0.38 ms. After that, the mixture splash the whole chamber.



t = 0.3 ms. t = 0.37 ms. t = 0.38 ms. t = 0.4 ms. t = 0.42 ms.
Figure 8. Volume fraction of Air.

The transverse velocity of the liquid surface is plotted in Figure 9. The magnitude is about 0.4 m/s and the frequency of the surface oscillation is 1.33 MHz. According to the eq.(2) and (3) , the wavelength of the surface is $6.35 \mu\text{m}$ and the droplet diameter is $2.7 \mu\text{m}$. This simulation results are verified by previous experiments,[2],[15],[16].

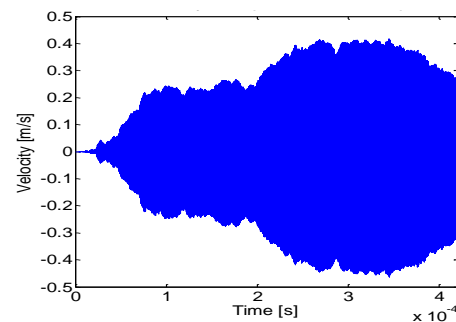


Figure 9. The normal velocity component of the liquid surface

5. Summary

The results of this study, according to the three steps simulation, show by the following. Firstly, the piezoelectric actuator module is best to perform at the operating frequency of 1.77 MHz (0-3 MHz) which given $0.57 \mu\text{m}$ of the transverse displacement of the piezoelectric disk center that lead to provide the setting time of 2.5×10^{-4} second. Secondly, the pressure acoustic module has shown that the droplet can be generated at 24.5 MPa. Thirdly, the transverse velocity of the liquid surface is 0.4 m/s at 1.33 MHz. Finally, the droplet size of $2.7 \mu\text{m}$ where is generated.

The simulation results in this study are agree with the previous experimental works. Therefore, this finite element model designed for this study can be further developed to achieve the point where submicron droplet size is generated.

Acknowledgments

This research is supported by a grant (ENG-52-2-7-11-00593-S) from the Faculty of Engineering, Prince of Songkla University. And the high performance computation is supported by PSU GRID Center, Prince of Songkla University.

References

Journal

- [1] H Le Brun, P.P., De Boer, A.H., Heijerman, H.G.M., and Frijlink, H.W., "A review of technical aspects of drug nebulization", *Pharm World Sci*, 2000;22(3), pp.75-81.
- [2] Taylor, K.M.G. and McCallion, O.N.M., "Ultrasonic nebulisers for pulmonary drug delivery", *International Journal of Pharmaceutics* 153, 1997, pp.93-104
- [3] Hess, D.R., "Nebulizers : Principles and Performance", *Respiratory Care*, Vol. 45, No.6, June 2000, pp.609 – 622
- [4] Geller, MD.D.E., "Comparing Clinical Features of the Nebulizer, Metered-Dose Inhaler, and Dry Powder Inhaler", *Respiratory Care*, Vol.50, No.10, October 2005, pp.1313-1322
- [5] O'Callaghan, C. and Barry, P.W., "The science of nebulised drug delivery", *Thorax*, 1997, pp.S31-S44.
- [6] Al-Suleimani, Y., Yule, A.J. and Collins, A.P., "How orderly is ultrasonic atomization?", *ILASS-Europe*, 1999, pp.1-6
- [7] Barreras, F., Amaveda, H., and Lozano, A., "Transient high-frequency ultrasonic water atomization", *Experiments in Fluids* 33, 2002, pp.405-413.
- [8] Bailley, M.M. and Berkland, C.J., "Nanoparticle Formulations in Pulmonary Drug Delivery", *Wiley InterScience*, Vol.29, No. 1, 2009, pp.196-212
- [9] Dobre, M., and Bolle, L., "Practical design of ultrasonic spray devices: experimental testing of several atomizer geometries", *Experimental*

Thermal and Fluid Science 26, 2002, pp.205-211.

- [10] Rayleigh, L., "Theory of Sound", Dover Press, Chap.20, 1945
- [11] McCallion, O.N. M., Taylor, K.M.G., Thomas, M. and Taylor, A.J., "Nebulization of Fluids of Different Physicochemical Properties with Air-Jet and Ultrasonic Nebulizers", *Pharmaceutical Research*, Vol.12, No. 11, 1995, pp.1682-1688.
- [12] Muensit, N., "Basics of Piezo-, Pyro-, and Ferroelectricity", *Energy Harvesting with Piezoelectric and Pyroelectric Materials*, 2011, pp.2-16.
- [13] Zhang, Y., Liu, Y., and Wang, Z.L., "Fundamental Theory of Piezotronics", *Advanced Materials*, 2011, pp.1-10.
- [14] Herbert, E., Balibar, S. and Caupin, F., "Cavitation pressure in water", *Phys.Rev.E* 74, June 2006.
- [15] Lozano, A., Amaveda, H., Barreras, F., Jorda, X. and Lozano, M., "High-Frequency Ultrasonic Atomization With Pulsed Excitation", *Journal of Fluids Engineering*, Vol.125, November 2003, pp.941-945
- [16] Wagner, M.H., Wiethoff, S., Friedrich, W. and Mollenhauer, I., "Ultrasonic surfactant nebulization with different exciting frequencies", *Bioophysical Chemistry* 84, 2000, pp.35-43

Conference

Book

- [17] Comsol Multiphysics user guide., "The Piezoelectric Devices Interface", *Comsol Documentation*, 2011, pp.327-352.
- [18] Comsol Multiphysics user guide., "Pressure Acoustics Branch", *Comsol Documentation*, 2011, pp.55-122.
- [19] Comsol Multiphysics user guide., "Multiphase Flow, Two - Phase Flow Branch", 2011, pp.201-236.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวกมลรัตน์ ตั้งอุดมกิจ	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5310120002	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกล)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2550

ทุนการศึกษา(ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนศึกษยก้นกุฎิ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

Kamonrat, T., Jeerapa, S., and Pruittikorn, S. (2012). "The Multiphysics Modeling of droplet generation in the ultrasonic nebulization". In proceeding of 10th International PSU Engineering Conference, May 14-15, Songkla, Thailand, P51.