



Universidad Carlos III de Madrid

Von Karman Institute for Fluid Dynamics

PROYECTO FIN DE CARRERA

Ingeniería Industrial

ESTUDIO DE FLUJOS BIOLÓGICOS.
DEPOSICIÓN DE AEROSOL EN LOS
PULMONES

Departamento de Ingeniería Térmica y de Fluidos

Álvaro Jara Rodelgo

Tutor: Antonio Luis Sánchez Pérez

Director: Michel L. Riethmuller

Codirectora: Patricia Corieri

Índice

<u>Resumen</u>	<u>vi</u>
<u>Lista de Figuras</u>	<u>vii</u>
<u>Lista de Tablas</u>	<u>xiv</u>
<u>Agradecimientos</u>	<u>xvi</u>
<u>Capítulo 0: Introducción</u>	<u>1</u>
<u>Capítulo 1: Morfología del sistema respiratorio</u>	<u>3</u>
1.1 Focalización y descripción de la Región de Estudio	<u>10</u>
<u>Capítulo 2: Fluido-dinámica pulmonar</u>	<u>12</u>
2.1 Parámetros adimensionales	<u>15</u>
2.2 Ecuaciones de la fluido-dinámica	<u>20</u>
2.3 Estudio fluido-dinámico zonal. Investigaciones precedentes	<u>26</u>
2.3.1 Región superior pulmonar	<u>26</u>
2.3.2 Región inferior pulmonar	<u>32</u>
2.4 Estudio del alveolo: Parámetro influencia	<u>38</u>

Capítulo 3: Movimiento y deposición de partículas	42
3.1 Ecuación deposición de partículas	47
3.2 Mecanismos de deposición de partículas	56
3.2.1 Deposición por gravedad	56
3.2.2 Impacto por inercia	58
3.2.3 Difusión	61
3.2.4 Atracción electrostática	62
3.2.5 Crecimiento higroscópico	62
Capítulo 4: Estudio de semejanza	63
Capítulo 5: Introducción al PIV	69
5.1 Principio del PIV	71
5.2 Procesamiento de imágenes	77
5.2.1 Auto-Correlation	78
5.2.2 Cross-Correlation	80
5.3 Mejoras del modelo básico	83
5.4 Errores del PIV	88
Capítulo 6: Introducción al PTV	92
Capítulo 7: Diseño experimental	99
7.1 Construcción del modelo	104
7.2 Descripción y funcionamiento de la instalación	106

7.3	Dotación de movimiento al alveolo _____	109
7.4	Sistema de inyección (PTV) _____	117
7.5	Sistema de detección de partículas (PTV) _____	119
7.6	Cálculo del parámetro $\frac{Q_a}{Q_d}$ _____	121
7.7	Verificación expansión alveolar _____	125
 Capítulo 8: Resultados experimentales PIV _____		128
8.1	Medida de perfiles de velocidad transversales _____	131
8.1.1	Caso 1 _____	132
8.1.2	Caso 2 _____	135
8.1.3	Caso 3 _____	137
8.1.4	Caso 4 _____	139
8.2	Patrones de flujo en el interior del alveolo _____	141
8.2.1	Alveolo con paredes fijas _____	141
8.2.2	Alveolo con paredes móviles _____	144
 Capítulo 9: Resultados experimentales PTV _____		153
9.1	Estudio influencia inyección _____	157
9.2	Estudio influencia velocidad de expansión _____	164
9.3	Desplazamiento de las paredes alveolares _____	173
9.4	Estudio influencia posición inicial del pistón _____	176
9.4.1	Caso 4 rpm _____	177
9.4.2	Caso 6 rpm _____	182

9.4.3	Caso 15 rpm	186
9.4.4	Caso 28 rpm	190
9.4.5	Caso especial 10 rpm	195
9.5	Estudio etapa compresión	199
9.6	Estudio influencia tamaño de la partícula	205
Capítulo 10: Discusión y Conclusiones		206
10.1	Consideraciones futuras	208
Anexo A: Propiedades aceite 47 V1000		209
Anexo B: Propiedades silicona Sylgard 184		211
Anexo C: Programación controlador del pistón en Test Point		213
Bibliografía		215

Resumen

Debido a la importancia del efecto de la deposición de partículas en los alveolos pulmonares resulta necesaria la elaboración de un estudio que determine el comportamiento de las partículas a su paso por los alveolos determinando los parámetros que influirán en este mecanismo.

De esta manera en el presente trabajo se desarrollará un modelo experimental basado en un modelo previo desarrollado en el seno del Von Karman Institute por G. Dullien aunque con un gran número de modificaciones a fin de solventar los problemas que en este último aparecieron. El modelo consistirá en una aproximación geométrica de un alveolo ampliado 54 veces y construido de un material que permitiera una expansión volumétrica del mismo de un 15 %. Para lograr esto se encapsulará el alveolo en una caja cuya presión podrá ser controlada a través del movimiento de un pistón que forma parte de la instalación. Mediante el control del pistón se controlará la presión y por tanto la expansión del alveolo de forma que se tenga un alveolo cuyas paredes estén dotadas de capacidad de movimiento.

El siguiente paso será la toma de medidas del flujo que circula por el modelo, que en lugar de aire se tratará de un fluido altamente viscoso para mantener un número de Reynolds en el modelo idéntico al que se da en la realidad. La toma de medidas se llevará a cabo mediante las técnicas de PIV y PTV de forma que tras el post-procesado de las imágenes tomadas se podrán obtener patrones de flujo y perfiles de velocidades transversales para el caso del PIV, y estudio de trayectorias de partículas para el caso del PTV. Así, tras el análisis de los diferentes resultados se podrán determinar cuáles serán los parámetros que tienen importancia y pueden influir en el mecanismo de deposición de una partícula a su paso por la región alveolar.

Lista de Figuras

<i>Figura 1.1: Pulmones y alveolo</i>	3
<i>Figura 1.2: Relación entre diámetro de las vías respiratorias y el número de generación</i>	7
<i>Figura 1.3: Área total transversal vs Número de generación</i>	8
<i>Figura 1.4: Modelo del sistema respiratorio según Weibel (Martonen et al, 2000)</i>	9
<i>Figura 1.5: Variación volumen pulmones con la presión (Netter)</i>	10
<i>Figura 2.1: Fluidos newtonianos. Cizalladura vs Velocidad de deformación del fluido</i>	13
<i>Figura 2.2: Modelo simplificado de una vía respiratoria</i>	22
<i>Figura 2.3: Perfil de velocidades durante la inspiración para las generaciones de 1 a 3 (Zhang y Kleinstreuer)</i>	27
<i>Figura 2.4: Contornos de velocidad axiales y regiones de flujo secundario con vectores de velocidad para $Re = 500$ (izquierda) y $Re = 2000$ (derecha). (Corner)</i>	28
<i>Figura 2.5: (a) Zona de recirculación en un conducto hijo ; (b) Contornos de velocidad para una sección de la segunda bifurcación para diferentes valores de Re, $L/D = 3$ y ángulo = 60° (Mauroy et al)</i>	29
<i>Figura 2.6: Representación cualitativa de los perfiles de velocidad durante la expiración y la inspiración (Corieri)</i>	30
<i>Figura 2.7: Perfiles de velocidad de dos planos diferentes B y T durante la expiración (gráfico b y c) y la inspiración (gráficos d y e) (Zhang y Kleinstreuer)</i>	31
<i>Figura 2.8: Simulación numérica de líneas de corriente en alveolo con paredes fijas (Tippe y Tsuda)</i>	32
<i>Figura 2.9: Saddle point (Tippe y Tsuda)</i>	33
<i>Figura 2.10: Trayectoria de una partícula sin masa en un alveolo con paredes no fijas (Tsuda et al.)</i>	33
<i>Figura 2.11 : (a) y (b) → Comparación entre las trayectorias de una partícula de $0,5 \mu\text{m}$ en un alveolo rígido (figura a) y en un alveolo con paredes móviles (figura b); (c) → Comparación de la trayectoria de una partícula fluida (trayectoria punteada) y de un aerosol (trayectoria</i>	

<i>continua) durante un ciclo respiratorio; (d) → Deposición en un alveolo en función del número de generación para los casos de alveolo rígido y alveolo con paredes móviles (Haber et al.)</i>	35
<i>Figura 2.12: Modelo de Theunissen (Theunissen)</i>	36
<i>Figura 2.13: Modelo de semi bifurcación pulmonar (Buchmann)</i>	37
<i>Figura 2.14: Expansión del alveolo</i>	38
<i>Figura 2.15: Patrones de flujo dentro de un alveolo con paredes dotadas de movimiento para los valores del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$: 0.008, 0.016 y 0.15 (Tippe and Tsuda)</i>	39
<i>Figura 2.16: Valores $\frac{Q_a}{Q_d}$ para las diferentes generaciones pulmonares</i>	40
<i>Figura 3.1: (Arriba) Ratio de muertes de cáncer ajustadas por edad en hombres (Joel's Reinforcement Library: Smoking's Impact on the Lungs) ;(Abajo) dos pares de pulmones, el de la izquierda correspondiente a un individuo no fumador y el de la derecha a un fumador</i>	43
<i>Figura 3.2: Conductos nasales</i>	45
<i>Figura 3.3: Deposición partículas según la región del sistema respiratorio</i>	46
<i>Figura 3.4: Influencia términos de la ecuación vs Número adimensional S (Coimbra et Rangel)</i>	51
<i>Figura 3.5: Relación experimental entre C_D y Re (The handbook of fluid dynamics. R.W. Johnson)</i>	54
<i>Figura 3.6: Deposición por gravedad en plano inclinado</i>	58
<i>Figura 3.7: Deposición de partículas en la carina</i>	59
<i>Figura 3.8: Efecto de la fuerza centrífuga en la deposición de partículas</i>	59
<i>Figura 3.9: Deposición de partículas debido a la sedimentación y a la difusión Browniana (Tsuda et al.)</i>	61
<i>Figura 4.1: Validación experimental a partir de un modelo basado en el modelo computacional (INRIA)</i>	64
<i>Figura 4.2: Número de Reynolds de la partícula y parámetro C vs diámetro de la partícula</i>	67
<i>Figura 4.3: Número de Reynolds de la partícula y Número de Stokes vs diámetro de la partícula</i>	68
<i>Figura 5.1: Número de trabajos presentados sobre PIV (Lisboa)</i>	70
<i>Figura 5.2: Principio del PIV</i>	73
<i>Figura 5.3: Cámaras PIV (La Vision)</i>	74

<i>Figura 5.4: Modelos de cámaras para PIV (La Vision)</i>	74
<i>Figura 5.5: Modelos de cámaras de alta velocidad (La Vision)</i>	75
<i>Figura 5.6: Esquema técnica PIV</i>	76
<i>Figura 5.7: Imagen método Auto-correlation</i>	78
<i>Figura 5.8: Función de Auto-Correlación</i>	80
<i>Figura 5.9: Imagen método Cross-correlation</i>	80
<i>Figura 5.10: Función de Cross Correlation</i>	81
<i>Figura 5.11: Desplazamiento de la ventana (Advance Processing Algorithm)</i>	83
<i>Figura 5.12: Pico de correlación en una ventana de 64*64 (izquierda) y de 224*224 (derecha)</i>	85
<i>Figura 5.13: Foto-montaje instalación PIV y resultados del post-procesado de imágenes</i>	86
<i>Figura 5.14: Evolución del ratio SN de una ventana interrogación en función del número de imágenes incluidas en la correlación conjunta</i>	87
<i>Figura 5.15: Número de datos vs nivel de agitación (Theunissen)</i>	91
<i>Figura 6.1: Diferencias entre PIV y PTV</i>	93
<i>Figura 6.2: Esquema PTV</i>	94
<i>Figura 6.3: Determinación del umbral local de detección de una partícula (Stitou y Riethmuller 2001)</i>	95
<i>Figura 6.4: Principio PTV en 4 frames (R. Theunissen)</i>	96
<i>Figura 6.5: Principio de funcionamiento del PTV</i>	97
<i>Figura 7.1: Sección longitudinal del modelo alveolar, obtenida por simulación basada en elementos finitos</i>	101
<i>Figura 7.2: Dimensiones internas del modelo</i>	103
<i>Figura 7.3: Pieza macho del modelo alveolar</i>	104
<i>Figura 7.4: Esquema instalación experimental</i>	107
<i>Figura 7.5: Depósito doble situado en la parte superior de la instalación</i>	108
<i>Figura 7.6: Esquema del modelo alveolar y caja</i>	109
<i>Figura 7.7: Esquema instalación experimental incluyendo el pistón</i>	111
<i>Figura 7.8: Menú control movimiento del pistón</i>	112

Figura 7.9: Pistón	113
Figura 7.10: Nomenclatura posiciones del pistón	114
Figura 7.11: Secuencia de fotografías del modelo alveolar para distintas posiciones del pistón	115
Figura 7.12: Inyector	117
Figura 7.13: Esquema de funcionamiento del sistema inyector	117
Figura 7.14: Partículas de hierro utilizadas en los ensayos	118
Figura 7.15: Receptor y emisor del sistema de detección de partículas	119
Figura 7.16: Funcionamiento sistema detección de partículas	120
Figura 7.17: Modelo alveolar y detalle de la cavidad alveolar	123
Figura 7.18: Alveolo sin deformar (izquierda) y con su máxima deformación (derecha)	125
Figura 7.19: Expansión alveolar	126
Figura 7.20: Detalle deformación pared lateral del alveolo	127
Figura 8.1: Variación volumétrica según el posicionamiento del pistón	129
Figura 8.2: Localización niveles para medida de velocidad transversal	131
Figura 8.3: Velocidad transversal vs posición. Nivel 1 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$	133
Figura 8.4: Tendencia del flujo en la parte superior del alveolo	134
Figura 8.5: Velocidad transversal vs posición. Nivel 2 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$	135
Figura 8.6: Tendencia del flujo en la parte inferior del alveolo	136
Figura 8.7: Velocidad transversal vs posición. Nivel 1 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$	138
Figura 8.8: Velocidad transversal vs posición. Nivel 2 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$	139
Figura 8.9: Ensayo modelo con paredes fijas. Sin expansión	142
Figura 8.10: Ensayo modelo con paredes fijas. Máxima expansión	143
Figura 8.11: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$.Posición: 45º	145
Figura 8.12: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$.Posición: 180º	145
Figura 8.13: Detalle distanciamiento líneas de corriente	146

Figura 8.14: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 45°	147
Figura 8.15: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 180°	148
Figura 8.16: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$. Posición: 180°	149
Figura 8.17: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,070$. Posición: 180°	149
Figura 8.18: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,120$. Posición: 180°	150
Figura 8.19: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 180°	150
Figura 8.20: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 315° (Contracción)	151
Figura 9.1: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIFO	154
Figura 9.2: Comparación importancia de una iluminación correcta	156
Figura 9.3: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIMO	157
Figura 9.4: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIFO	159
Figura 9.5: Distancia d_0	160
Figura 9.6: Distancia d_{max}	161
Figura 9.7: Máxima penetración vs d_0	162
Figura 9.8: Máxima penetración (mm) vs velocidad del pistón(rpm)	165
Figura 9.9: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIFO	167
Figura 9.10: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIFO	167
Figura 9.11: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIFO	168
Figura 9.12: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIFO	168
Figura 9.13: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIFO	169
Figura 9.14: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIFO	170
Figura 9.15: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIFO	170
Figura 9.16: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIFO	171

<i>Figura 9.17: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro en la salida del alveolo. Ensayo 15RPMIF0</i>	172
<i>Figura 9.18: Posicionamientos de interés en el alveolo</i>	173
<i>Figura 9.19: Diámetro alveolo vs posición partícula</i>	174
<i>Figura 9.20: Diámetro alveolo vs tiempo</i>	175
<i>Figura 9.21: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF0</i>	178
<i>Figura 9.22: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF90</i>	179
<i>Figura 9.23: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF180</i>	179
<i>Figura 9.24: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF0</i>	180
<i>Figura 9.25: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF90</i>	180
<i>Figura 9.26: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF180</i>	181
<i>Figura 9.27: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF0</i>	183
<i>Figura 9.28: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF90</i>	183
<i>Figura 9.29: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF180</i>	184
<i>Figura 9.30: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF0</i>	184
<i>Figura 9.31: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF90</i>	185
<i>Figura 9.32: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF180</i>	185
<i>Figura 9.33: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF0</i>	186
<i>Figura 9.34: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF90</i>	187
<i>Figura 9.35: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF180</i>	187
<i>Figura 9.36: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF0</i>	188
<i>Figura 9.37: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF90</i>	188

<i>Figura 9.38: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF180</i>	<u>189</u>
<i>Figura 9.39: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF0</i>	<u>192</u>
<i>Figura 9.40: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF90</i>	<u>192</u>
<i>Figura 9.41: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF180</i>	<u>193</u>
<i>Figura 9.42: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF0</i>	<u>193</u>
<i>Figura 9.43: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF90</i>	<u>194</u>
<i>Figura 9.44: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 28RPMIF180</i>	<u>194</u>
<i>Figura 9.45: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF0</i>	<u>196</u>
<i>Figura 9.46: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF90</i>	<u>196</u>
<i>Figura 9.47: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF180</i>	<u>197</u>
<i>Figura 9.48: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF0</i>	<u>197</u>
<i>Figura 9.49: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF90</i>	<u>198</u>
<i>Figura 9.50: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF180</i>	<u>198</u>
<i>Figura 9.51: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 180°</i>	<u>200</u>
<i>Figura 9.52: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 180°</i>	<u>200</u>
<i>Figura 9.53: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 270°</i>	<u>201</u>
<i>Figura 9.54: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 270°</i>	<u>202</u>
<i>Figura 9.55: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 360°</i>	<u>203</u>
<i>Figura 9.56: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 360°</i>	<u>204</u>

Lista de Tablas

<i>Tabla 1.1: Clasificación de las vías respiratorias en pulmones humanos (R.Theunissen, 2004)</i>	<i>5</i>
<i>Tabla 2.1: Propiedades del aire a 37°C</i>	<i>14</i>
<i>Tabla 2.2: Estudio Número de Plect</i>	<i>15</i>
<i>Tabla 2.3: Estudio Número de Reynolds</i>	<i>16</i>
<i>Tabla 2.4: Valores de los números adimensionales para cada generación (Dulland)</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 2.5: Flujo traqueal según grado de actividad</i>	<i>40</i>
<i>Tabla 3.1: Estudio del parámetro adimensional S</i>	<i>51</i>
<i>Tabla 3.2: Estudio del parámetro St</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 7.1: Propiedades silicona DOW Corning 200 V1000</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 7.2: Propiedades Sylgard 184</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 7.3: Resultados simulación numérica del modelo alveolar</i>	<i>102</i>
<i>Tabla 7.4: Velocidad lineal del pistón según velocidad del motor en rpm</i>	<i>114</i>
<i>Tabla 7.5: Valores ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ para los distintos ensayos</i>	<i>124</i>
<i>Tabla 9.1: Valores de d_{max} según d_0</i>	<i>162</i>
<i>Tabla 9.2: Valores de d_{max} (mm) según la velocidad del pistón (rpm)</i>	<i>165</i>
<i>Tabla 9.3: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 4 rpm</i>	<i>177</i>
<i>Tabla 9.4: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 6 rpm</i>	<i>182</i>
<i>Tabla 9.5: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 15 rpm</i>	<i>186</i>
<i>Tabla 9.6: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 28 rpm</i>	<i>190</i>

*Tabla 9.7: % descenso de d_{max} según la velocidad del pistón en rpm*_____190

*Tabla 9.8: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 10 rpm*_____195

Agradecimientos

No resulta una tarea sencilla enumerar todas y cada una de las personas que me han ayudado directa o indirectamente en la realización de este trabajo, y más aún si nos referimos a todo el desarrollo de la carrera. En primer y más importante lugar tengo que decir que todo este trabajo ha sido posible gracias al apoyo incondicional de mis padres y mis cuatro hermanas quienes han compartido conmigo un gran número de momentos, apoyándome y animándome a realizar el máximo esfuerzo posible para poder concluir siempre un buen trabajo.

Así mismo tendría que agradecer a un sinfín de profesores desde mis estudios más primarios hasta la universidad dado que ellos han confiado en mí y han despertado mi interés por diferentes materias que han orientado mi formación. En cuanto a la elección de mi especialidad universitaria y asignaturas elegidas, tengo que agradecer a Antonio Luis Sánchez por sus magistrales clases de “pizarra” que captaron mi atención aún en las difíciles horas de la tarde.

Además no puedo olvidarme de todas las personas que desde Bélgica me han ayudado a hacer realidad este proyecto. I have to thank professor Riethmuller for his interest in this project and for his useful advice. Moreover, the technician job made everything possible. Merçi beaucoup pour m'aider avec la construction du model!

Por último pero no menos importante quiero hacer referencia a todos mis amigos, tanto pertenecientes a la universidad como a fuera de ella sin los cuales hubiese sido un camino francamente difícil. ¡Gracias a todos!

Capítulo 0

Introducción

El sistema respiratorio es una parte muy importante del cuerpo humano pues de él depende llevar a cabo una de las actividades vitales del organismo, el intercambio gaseoso. Por ello, resulta de especial interés el estudio de sus mecanismos, estructuras y cualquier otro aspecto que pudiera afectar positiva o negativamente al funcionamiento del mismo. En esta línea se centrará este proyecto, abordando a lo largo del mismo el estudio de la deposición de aerosoles en los pulmones, más concretamente en los alveolos pulmonares.

En primer lugar, y antes de hacer frente al objetivo de este trabajo, se presentarán unas directrices en las cuales se pretenderá analizar y entender el propio sistema respiratorio, tanto su estructura como su funcionamiento. Además se darán algunas nociones acerca de los instrumentos utilizados para llevar a cabo los experimentos, englobando tanto la propia instalación del laboratorio como las técnicas de medida utilizadas (PIV y PTV). De esta forma, será más sencillo comprender el problema objeto de estudio y poder obtener conclusiones que puedan ser útiles para el desarrollo de la medicina en esta área.

El estudio de la deposición de partículas en los pulmones resulta de especial interés dado que a día de hoy son numerosos los efectos que son relacionados con esta deposición. Así, son comúnmente conocidos los efectos del tabaco y como sus partículas son depositadas en los pulmones reduciendo la eficiencia de los mismos o derivando en enfermedades de difícil curación. Además, los gobiernos y diferentes organizaciones internacionales, conscientes de la importancia de este tema, han tomado posiciones en los últimos años para intentar reducir la contaminación en las áreas metropolitanas. Ha sido demostrado que un elevado grado de polución, y por consiguiente un elevado grado de inhalación de partículas, está relacionado con un gran número de enfermedades derivadas cuyo tratamiento supone además de un gasto económico, un coste vital. No obstante, la deposición de partículas en los pulmones no tiene porqué conllevar efectos negativos para la salud, sino que en determinados casos estos aerosoles pueden ser utilizados con fines terapéuticos con el fin de mejorar un gran número de diferentes problemas. Entre ellos, cabe destacar el uso de aerosoles para el tratamiento del asma, logrando así un gran paso en el campo de la medicina debido a que hoy en día esta enfermedad es tratada con relajantes musculares que en lugar de afrontar el problema, lo rodean.

Son numerosas por tanto las razones que justifican el estudio de la deposición de partículas en los pulmones. Resulta necesario conocer como se llevará a cabo esa deposición así como cuales serán los parámetros que influirán más fuertemente en el mecanismo para poder así llevar a cabo las actuaciones necesarias ya sea para evitar su deposición en el caso de que puedan causar problemas estas partículas o de facilitar la misma prediciendo su localización en el caso benigno. Estos estudios, aunque dentro de la medicina, no pueden ser abordados por ella siendo necesario un punto de vista ingenieril para poder comprender y predecir el comportamiento de estos aerosoles. De esta forma, se hará uso de la mecánica de fluidos para poder estudiar el movimiento del fluido así como el de las partículas a través de unas ecuaciones a partir de las cuales puedan obtenerse otras conclusiones.

Este trabajo ha sido desarrollado en paralelo por dos instituciones. Por una parte, en el seno de la Universidad de California San Diego (UCSD, Estados Unidos), se desarrolló una simulación numérica (CFC) para poder estudiar la deposición de partículas en los alveolos. No obstante estos trabajos numéricos deben de ser validados y es en este punto en el que se enlaza este proyecto. Este trabajo ha sido desarrollado en el Von Karman Institute for Fluid Dynamics (VKI, Bélgica) con el fin de llevar a cabo un modelo experimental que aun no reflejando al completo la realidad física del alveolo respondiera a unas características básicas que le permitieran conseguir un flujo semejante al real. Así, la toma de experimentos sobre el mismo y la obtención de resultados permitirían verificar el modelo numérico desarrollado en paralelo en la UCSD.

El objetivo de esta introducción no es el de estudiar los diferentes temas que forman parte de este trabajo, sino el de situar el mismo y dar unas líneas básicas acerca del contenido que se estudiará durante el desarrollo del proyecto. Por ello, durante los siguientes capítulos se explicarán exhaustivamente todos los detalles concernientes a la comprensión del tema en estudio: la deposición de partículas en los alveolos pulmonares.

Capítulo 1

Morfología del Sistema Respiratorio

El sistema respiratorio es una de las principales áreas del cuerpo humano, así como de otros cuerpos animales, insectos o incluso plantas. Cada una de las especies tiene su propio sistema respiratorio con su correspondiente mecanismo pero todos ellos desembocarán en un mismo concepto: *el aprovisionamiento de oxígeno al organismo y la consecuente evacuación de dióxido de carbono*. Éste ha sido un sistema complejo que ha despertado el interés del ser humano desde hace muchos años, como bien reflejan los estudios encontrados, más o menos acertados, desde tiempos remotos. A continuación, en la *Figura 1.1*, puede observarse a modo de esquema parte del sistema respiratorio del ser humano, en el que se ha practicado un zoom sobre uno de los puntos clave de dicho sistema, el alveolo, región en la cual tendrá lugar el intercambio gaseoso necesario para la vida.

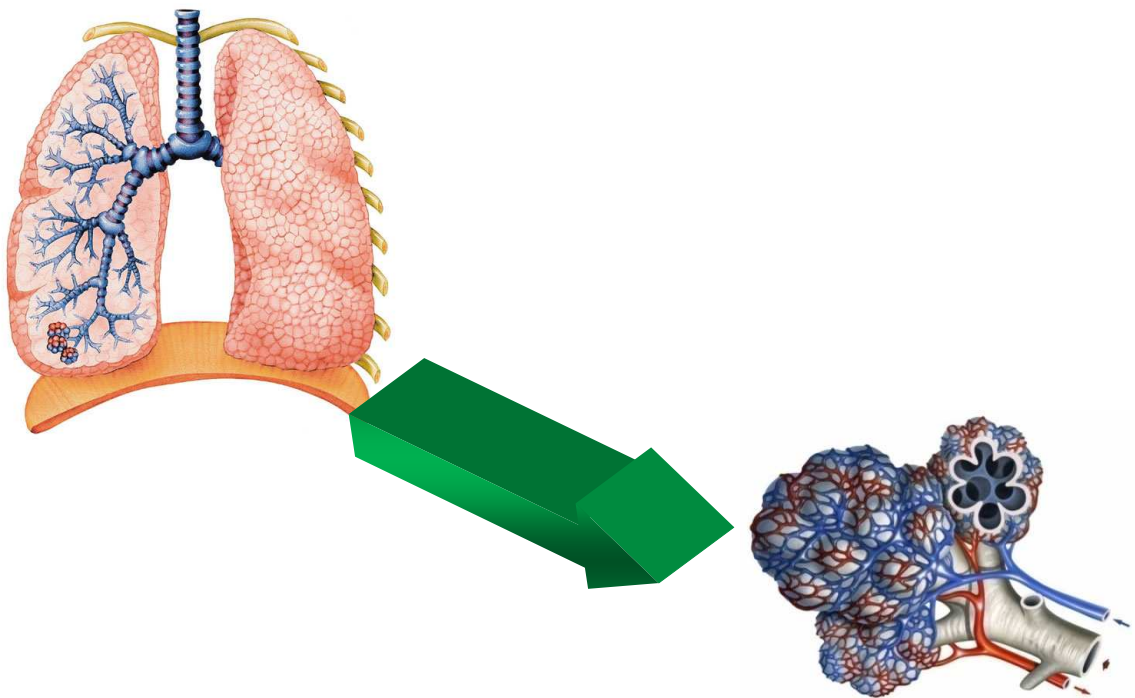


Figura 1.1 : Pulmones y alveolo

Muchas simulaciones han sido hechas a la hora de dar una explicación científica que esquematice el funcionamiento del sistema respiratorio pero quizá la más importante y una de las más recientes explicaciones es la dada en el modelo de Weibel. De acuerdo con Weibel, el pulmón es considerado como un órgano simétrico, dentro del cual existe una organización determinada. Así, las diferentes generaciones en las que se divide el sistema respiratorio se pueden organizar por grupos, pudiendo diferenciar tres zonas con sus correspondientes características cada una de ellas. Éstas tres regiones van a poseer por tanto características diferenciadas y englobarán las generaciones situadas en una determinada zona del sistema respiratorio. En primer lugar se encontrará la región de conducción de las vías respiratorias, seguidamente aparecerá una zona de transición y por último se tendrá la zona respiratoria.

La primera **zona de conducción** de las vías respiratorias será la región del sistema respiratorio más próxima a la atmósfera exterior y en ella se encontrará la tráquea, que es un órgano del aparato respiratorio de carácter cartilaginoso y membranoso que va desde la laringe hasta los bronquios, así como también se englobará en esta área parte del árbol bronquial. Todos estos conductos tendrán como principal objetivo el transporte del flujo de oxígeno procedente del aire exterior así como del dióxido de carbono, producto del metabolismo humano, procedente de la sangre. De este modo, estos conductos trabajarán a modo de tuberías para permitir el transporte gaseoso en esta región superior del aparato respiratorio. La estructura de esta región puede ser explicada teniendo en cuenta la división de cada uno de estos conductos en otros a su vez más cortos y estrechos. De esta forma, las vías respiratorias se irán subdividiendo dando apariencia de estructura de árbol, tal y como se verá más adelante en la representación gráfica de la estructura interna de un pulmón (Ver *Figura 1.4*). Por tanto, la tráquea, que se estudió al principio del párrafo, bajará recta partiendo desde la laringe y se dividirá dando lugar a los bronquios, los cuales a su vez se subdividirán para dar lugar a vías respiratorias cada vez más cortas y estrechas, hasta que el tamaño de éstas vías es tal que pasarán a denominarse bronquiolos. Este hecho puede ser verificado observando la *Tabla 1.1* en la que se explican las diferentes generaciones, con las longitudes de las vías respiratorias que la forman así como su diámetro y ángulo de desviación.

Generation	Length [cm]	Diameter [cm]	Branching angle [°]
0	12.0	1.80	/
1	4.76	1.22	54
2	1.90	0.83	60
3	0.76	0.56	50
4	1.27	0.45	40
5	1.07	0.35	32
6	0.90	0.28	30
7	0.76	0.23	36
8	0.64	0.186	36
9	0.54	0.154	43
10	0.46	0.130	43
11	0.39	0.109	43
12	0.33	0.095	43
13	0.27	0.082	50
14	0.16	0.074	50
15	0.133	0.050	50
16	0.112	0.049	35
17	0.093	0.040	35
18	0.083	0.038	35
19	0.070	0.036	35
20	0.070	0.034	35
21	0.070	0.031	35
22	0.067	0.029	35
23	0.075	0.025	35

Tabla 1.1: Clasificación de las vías respiratorias en pulmones humanos (R.Theunissen, 2004)

Antes de pasar a la siguiente región, se explicará sin entrar en grandes detalles el mecanismo a través del cual estas vías estudiadas son llenadas de los gases correspondientes. Básicamente se trata de un sistema de diferencia de presiones dirigido en principal medida por un músculo en forma de bóveda que cierra por arriba la cavidad abdominal, el diafragma. Así, durante la inhalación este músculo se contraerá, aumentando por tanto la capacidad de la cavidad torácica y consecuentemente hará descender la presión en los pulmones. Este hecho facilitará la entrada del aire a los pulmones a través de la boca y la nariz en primera estancia, y de la tráquea después. Para el proceso opuesto, es decir la expulsión del aire residual rico en dióxido de carbono el diafragma se relajará, incrementando así la presión en la cavidad torácica.

La segunda etapa la constituye la **zona de transición**. En esta zona podrán ser encontrados los bronquiolos que servirán de puente de unión entre la primera zona ya comentada y la zona de respiración, permitiendo así el paso de gases entre una y otra. Nótese que en estos bronquiolos también se dará un cierto intercambio gaseoso.

Por último, la **zona respiratoria** será aquella en la que se encontrarán localizados los conductos alveolares que como su nombre indica estarán recubiertos de alveolos. Los conductos alveolares terminarán en los sacos alveolares en los que el intercambio gaseoso será máximo.

Esta área será el más interesante pues a lo largo de este proyecto se fijará la atención principalmente en el estudio de los alveolos.

Una vez explicadas las diferentes zonas, será explicado con detalle el modelo de Weibel, el cual explica de una forma aceptada globalmente la estructura interna del aparato respiratorio. De acuerdo con Weibel, cada conducto, llamémosle conducto madre, termina en otros dos conductos más pequeños, que se denominarán conductos hijo, de forma que la suma de los áreas de estos dos conductos hijo sea mayor que la del conducto madre. Este fenómeno es de vital importancia a la hora de entender la amplísima superficie interna de los pulmones, la cual hace posible el intercambio gaseoso. Así, por ejemplo en la primera generación (Generación 0) se tendrán 2^0 vías respiratorias lo cual es evidente pues esta generación está compuesta exclusivamente por la tráquea; en la segunda generación se tendrán 2^1 vías respiratorias, lo cual se corresponde con los dos bronquios principales, izquierdo y derecho; en la tercera generación habrá $2^2 = 4$ vías respiratorias, etc. Así, al final en la generación número 24 existirán 2^{24} o lo que es lo mismo 16.777.216 vías respiratorias. El crecimiento resulta por tanto muy rápido, gracias a su carácter exponencial.

Como se dijo anteriormente, el área total de los conductos madre es inferior a la suma del área de sus dos hijos respectivos. Sin embargo, cada conducto hijo tiene un diámetro inferior que el de su predecesor. Para las generaciones comprendidas entre la 0 y 16, el diámetro de los conductos decrecerá de acuerdo a la siguiente ley:

$$d_z = d_0 \cdot 2^{-\frac{z}{3}}$$

Donde z es el número de generación

d_z es el diámetro del conducto en la generación z .

d_0 es el diámetro de la generación 0.

Sin embargo, desde la generación 17 hasta la 24, tiene lugar un cambio importante en la morfología de las vías respiratorias debido a la aparición de una superficie alveolar, gracias a la cual tiene lugar un espectacular aumento del área. A pesar de ello, la tendencia general en esta zona puede ser aproximada mediante la misma ley.

A modo de ejemplo gráfico se puede observar en la *Figura 1.2* la ley de decrecimiento del diámetro en función del número de generación.

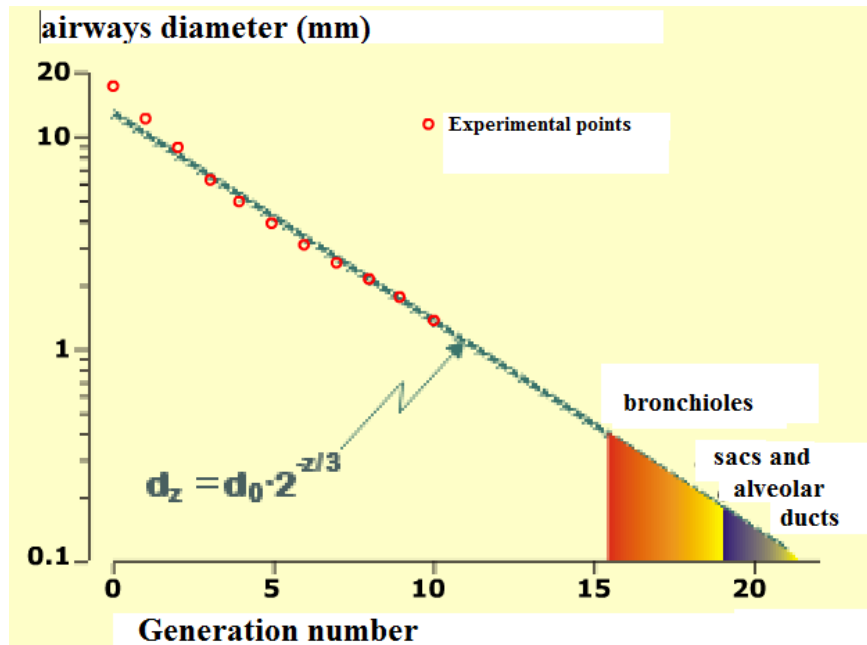


Figura 1.2: Relación entre diámetro de las vías respiratorias y el número de generación

Es apreciable por tanto, un decrecimiento importante del diámetro de las sucesivas vías pero como se insistió anteriormente esto no significa que el área total disminuya, sino más bien todo lo contrario. La explicación de este hecho se obtiene comprendiendo que el crecimiento del número de vías respiratorias es más rápido que la reducción de área en cada una de ellas, y tal como se refleja en la *Figura 1.3*, esto conlleva un consecuente aumento del área total.

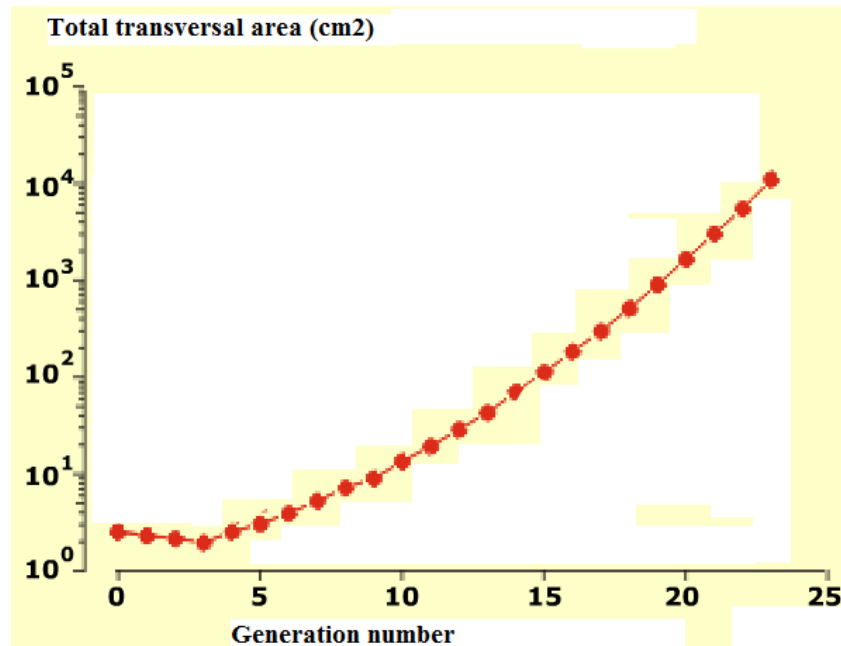


Figura 1.3: Área total transversal vs Número de generación

En la *Figura 1.3* se puede observar como hasta la generación número 4 el área disminuirá ligeramente pero a partir de ésta el crecimiento será mayor que el exponencial, aumentando de este modo el área total de la sección transversal en un orden de 10.000.

A modo de resumen del modelo Weibel, se plantea a continuación la *Figura 1.4*, donde se pueden observar las diferentes zonas estudiadas así como el aspecto de las mismas. Nótese que en la columna situada al lado derecho de la figura se sitúa el correspondiente número de generación Z, cifra que puede ser útil a la hora de calcular el número de vías respiratorias existentes en cada generación como se mostró anteriormente.

	Generation	Diameter, cm	Length, cm	Number	Total cross-sectional area, cm ²		
Conducting zone	trachea	0	1.80	12.0	1	2.54	
	bronchi	1	1.22	4.8	2	2.33	
		2	0.83	1.9	4	2.13	
	bronchioles	3	0.56	0.8	8	2.00	
		4	0.45	1.3	16	2.48	
		5	0.35	1.07	32	3.11	
terminal bronchioles	16	0.06	0.17	6×10^4	180.0		
Transitional and Respiratory zones	respiratory bronchioles	17	↓	↓	↓	↓	
		18	↓	↓	↓	↓	
		19	0.05	0.10	5×10^5	10^3	
	alveolar ducts	T ₃	20	↓	↓	↓	↓
		T ₂	21	↓	↓	↓	↓
		T ₁	22	↓	↓	↓	↓
	alveolar sacs	T	23	0.04	0.05	8×10^6	10^4

Figura 1.4: Modelo del sistema respiratorio según Weibel (Martonen et al, 2000)

1.1 Focalización y descripción de la Región de Estudio

Como se ha podido observar, el estudio del sistema respiratorio es bastante amplio y sería imposible abarcarlo completamente en este proyecto. Es por este motivo por el cual se ha decidido abordar principalmente la zona respiratoria compuesta por los alveolos en su gran parte. Así mismo, al focalizar los esfuerzos en esta área en concreto se tiene que representar esta zona en el modelo experimental con el mayor realismo posible. En experimentos anteriores este realismo no se cuidó dado que se llevaron a cabo estudios de alveolos estáticos, como el llevado a cabo por Vicent Ruwet [1]. Esto claramente conlleva una simplificación demasiado arriesgada de nuestro organismo, pues es bien conocido que los pulmones no son un sistema estático. A modo de ejemplo se puede ver en la *Figura 1.5* como el volumen de los pulmones varía con la presión. Por tanto, está totalmente demostrado que la estructura de nuestros pulmones es una estructura viva y en movimiento mientras estamos respirando y por dicho motivo arrastraríamos un error muy importante sino consideráramos esa condición. A lo largo de este proyecto se estudiará un alveolo pero se irá un paso más allá, realizando las modificaciones necesarias al modelo para dotarle del movimiento que éste tiene ya de por sí. En el capítulo correspondiente será explicado cómo se consiguió este avance en el modelo.

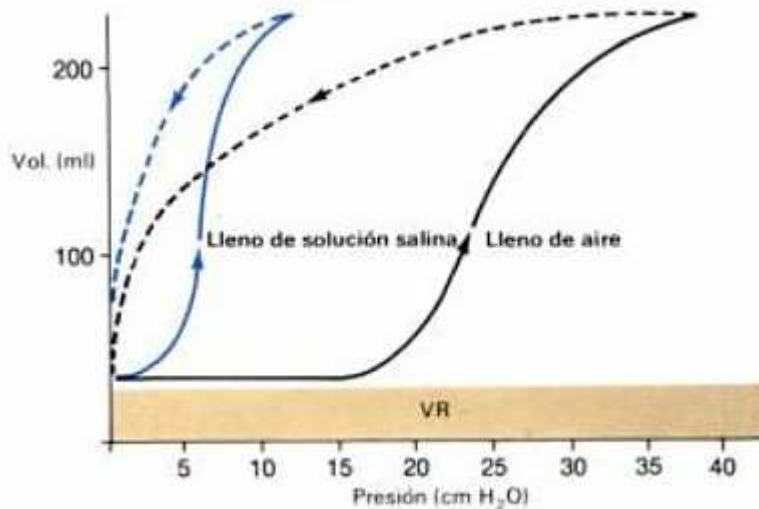


Figura 1.5: Variación volumen pulmones con la presión (Netter [2])

La región en la que se centrará nuestro estudio no se va a caracterizar simplemente por el transporte de gases sino que su objetivo será mucho más importante y deberá de ser estudiado en detalle. En esta zona dominada por los alveolos el mecanismo de transporte

utilizado será el mecanismo de la difusión. Diferentes autores han escrito trabajos refiriéndose al proceso denominado como ventilación, hasta el punto de parecernos hoy en día intuitivo. No obstante, no resulta tan intuitivo entender los procesos que tienen lugar en las paredes del alveolo.

Las paredes de los alveolos estarán compuestas por lo que se denomina el epitelio alveolar, el tejido intersticial y el endotelio capilar. Así, el oxígeno tiene que cruzar estas paredes y para llevar a cabo ese objetivo éste difundirá a través de la barrera. Este mecanismo puede ser explicado aplicando la Ley de Fick, según la cual:

$$J_A = -C \text{ grad}(x_A)$$

Donde J_A es el flujo molar de difusión desde la especie A entre dos especies A y B

$\text{grad}(x_A)$ es el gradiente de concentración molar

λ_{AB} es el factor de difusión

La Ley de Fick se trata de una ley cuantitativa escrita en forma de ecuación diferencial mostrada justo encima y que describirá los diversos casos de difusión de materia o de energía, siendo la primera de ambas objeto de nuestro estudio, en un medio en el que inicialmente no existe equilibrio químico o térmico. Así, en caso de existir un gradiente de concentración de una sustancia se producirá un flujo de partículas que tenderá a homogeneizar la disolución y uniformar la concentración. El flujo homogeneizador es una consecuencia estadística del movimiento azaroso de las partículas que da lugar al segundo principio de la termodinámica, de modo que los procesos físicos de difusión pueden ser vistos también como procesos físicos o termodinámicos irreversibles.

Sin embargo, puede ser utilizada una forma más simplificada de esta ecuación, de acuerdo con la cual:

$$V'_{gas} = \frac{A \lambda (P_A - P_B)}{T}$$

Donde V'_{gas} es el volumen de difusión de gas (mL/min)

A es la superficie total de difusión.

$P_A - P_B$ es la diferencia de presión parcial del gas difundido a través de los intersticios.

T es el espesor de la barrera de difusión ($\approx 0,2$ y $0,5 \mu\text{m}$)

Capítulo 2

Fluido-dinámica Pulmonar

Para realizar un correcto estudio, resulta necesario buscar el modelo que mejor se aproxime a la realidad para que a través de la comprensión de la fluido-dinámica se pueda conocer qué es lo que está sucediendo en nuestro sistema.

No obstante, la complejidad de este sistema aunque no hace imposible su resolución, es cierto que la dificulta en gran medida. Resultaría muy difícil por no decir impensable hoy en día desarrollar una ecuación que pueda explicar cualquier modelo sin llevar a cabo una serie de simplificaciones, a no ser claro está que se trate de modelos numéricos. Los modelos numéricos han sido desarrollados enormemente en los últimos años gracias en gran medida al aumento de capacidad de procesado de los ordenadores, lo cual permite llevar a cabo un gran número de operaciones en tiempos relativamente cortos. Es una tecnología puntera hoy en día y que cada vez más se acerca en mayor grado a la solución de la que sería la ecuación real que describiera el movimiento fluido-dinámico. No obstante, en este trabajo no se abordarán aspectos numéricos de la investigación pues como se comentó al inicio del mismo, este proyecto ha sido desarrollado en paralelo por dos instituciones: el Von Karman Institute for Fluid Dynamics, que ha sido el encargado de dirigir los aspectos experimentales del trabajo, con la consecuente construcción del modelo y su toma de medidas; y por otro lado la Universidad de California en San Diego, que ha sido la encargada de realizar un estudio numérico del trabajo en cuestión obteniendo así los resultados procedentes de un análisis computerizado. Por tanto, no se entrará en detalle en el procedimiento y análisis numérico del problema, aunque si bien es cierto resulta de gran ayuda plantear las ecuaciones que describirán el movimiento del fluido que se experimentará en el modelo.

Por tanto, aplicando las principales y más básicas leyes de la mecánica de fluidos podrán ser resueltos diferentes parámetros desconocidos de nuestro problema lo cual será de gran ayuda para modelar nuestro sistema. Sin embargo, esta tarea no será nada fácil y para hacer más llano el camino deberán de tenerse en cuenta toda una serie de consideraciones e hipótesis que tendrán como principal objetivo simplificar las ecuaciones que describen el movimiento.

En primer lugar, conocer que fluidos como el agua, el aceite, el alcohol y otros similares son considerados como fluidos Newtonianos, debido a que éstos pueden ser explicados de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\tau = \mu \frac{\Delta v}{\Delta y}$$

Donde $\frac{\Delta v}{\Delta y}$ es el gradiente de velocidad

τ es el esfuerzo cortante

μ es la viscosidad dinámica, su unidad es el Poise = 0,01 Kg s m⁻². Nótese que la viscosidad cinemática puede ser obtenida a partir de la anterior según la relación siguiente:

$$\text{Viscosidad cinemática} = \nu = \frac{\mu}{\rho}$$

Donde ρ es la densidad del fluido.

Es decir, se trata de aquellos fluidos en los que el esfuerzo o cizalladura es directamente

proporcional a la velocidad de deformación del fluido o velocidad de cizalladura, tal y como se muestra en la *Figura 2.1* con una serie de ejemplos escogidos. Siendo la viscosidad dinámica la constante de proporcionalidad en cada uno de los casos.

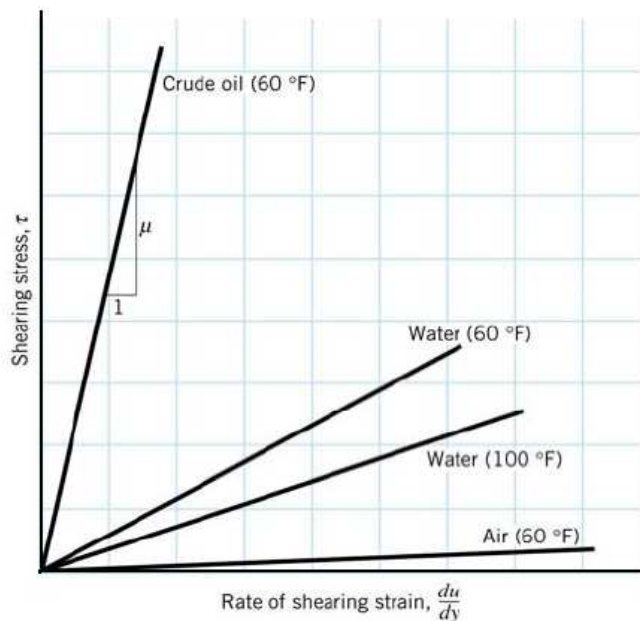


Figura 2.1 : Fluidos newtonianos. Cizalladura vs Velocidad de deformación del fluido

A lo largo de este estudio y con el único fin de simplificar el trabajo se considerará que el flujo de aire circulante por las vías respiratorias pulmonares se trata de un fluido Newtoniano, siendo el flujo además considerado como incompresible, es decir, cuyo número de Mach M es mucho menor que la unidad así como también será considerado como isotermo. La temperatura del flujo de estudio será considerada igual a la temperatura del cuerpo humano la

cual se mantiene aproximadamente constante en unos 37 °C. Resulta sencillo encontrar en la amplia bibliografía los valores de la viscosidad del aire así como de su densidad para la temperatura correspondiente, encontrándose de este modo los siguientes valores representados en la *Tabla 2.1*.

Propiedades del aire a T = 37 °C	
ρ (Kg/m ³)	1,14
μ (Pa s)	1,9

Tabla 2.1: Propiedades del aire a 37°C

De este modo, es posible calcular la velocidad del flujo en el interior de las vías respiratorias sin más que conocer que no serán consideradas las pérdidas de presión y que el valor del flujo en el interior de los conductos respiratorios se sitúa en un valor alrededor de los 0,5 L/s. Por tanto, a continuación se muestra la ecuación a partir de la cual se podrá obtener el valor de la velocidad del flujo dependiendo únicamente del diámetro de la vía respiratoria, pues parece obvio que la velocidad de éste variará según la generación en la que se encuentre.

$$U_z = \frac{4}{\pi D^2} \frac{\dot{Q}_T}{2^z}$$

Nótese que este parámetro será de gran utilidad en los pasos siguientes.

2.1 Parámetros adimensionales

En el campo científico resulta de gran utilidad en gran mayoría de casos complicados simplificar los problemas y para ello se han desarrollado toda una serie de herramientas y métodos como lo es el análisis dimensional. En este trabajo se tendrán en cuenta una serie de parámetros no dimensionales con el fin de, según sea el valor de cada uno de ellos, poder describir el comportamiento del flujo. En esta línea, se trabajará principalmente con tres números diferentes: el número Peclet, el Reynolds y el Womersley. Con el estudio de ellos, se facilitará el entendimiento del flujo en cada generación.

Anteriormente se introdujeron las diferencias entre el transporte por convección y por difusión. En el transporte convectivo, el flujo es capaz de transportar las propiedades del flujo tales como el momento. Por el contrario, en el transporte por difusión se hará uso de la concentración de gradientes (explicado en el apartado anterior). El número de Peclet es la relación entre estos dos mecanismos y será usado para conocer cuál de los dos es el dominante para cada generación.

$$Pe = \frac{U D}{\lambda}$$

Donde λ es la difusión molecular del gas.

D es el diámetro de la vía respiratoria correspondiente

U es la velocidad del flujo

Los posibles valores del parámetro así como su significado se muestran a continuación (Tabla 2.2):

Si $Pe \gg 1$	Convección
Si $Pe \ll 1$	Difusión

Tabla 2.2: Estudio Número de Peclet

Por otra parte y bastante conocido en el mundo de la mecánica de fluidos se encuentra el número adimensional de Reynolds, resultado de realizar un balance entre las fuerzas de inercia y las fuerzas viscosas, según se muestra en la siguiente expresión.

$$Re = \frac{U D \rho}{\mu}$$

Donde ρ es la densidad del fluido.

μ es la viscosidad del fluido.

A continuación se muestran los valores críticos a partir de los cuales las propiedades del flujo pueden considerarse que cambian (Ver *Tabla 2.3*).

Si $Re > 2300$	➔ Fuerzas de inercia son dominantes
Si $Re \ll 1$	➔ Fuerzas viscosas son dominantes

Tabla 2.3: Estudio Número de Reynolds

Nótese que estos valores son correctos si el flujo circulara por un conducto liso pero sin embargo, en los conductos respiratorios se dan diferentes aspectos que hacen que el valor crítico de 2300 sea incorrecto, tales como los efectos turbulentos causados por las cuerdas vocales o los cartílagos.

Finalmente, las ecuaciones de la fluido-dinámica tienen un término que depende del tiempo y por lo general existe una gran dificultad a la hora de encontrar o modular soluciones acertadas de las ecuaciones a causa de su complejidad. En principio, el sistema pulmonar es demasiado complejo como para poder decir que este término es despreciable. Por ello, el número de Womersley será de gran utilidad a la hora de decidir si este término debe de ser o no considerado.

Este número resulta de la relación entre las fuerzas inerciales no estacionarias y las fuerzas viscosas, tal y como se puede ver en la siguiente expresión.

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\mu}}$$

Donde ω es la frecuencia angular de las oscilaciones.

Trabajando sobre la expresión anterior se pueden reorganizar los términos de modo que se escriba una nueva fórmula en la que aparezca una dependencia del número de Reynolds así como del número Strouhal. La citada expresión quedaría como:

$$\alpha = \left(\frac{\pi}{2} Re Sl \right)^{1/2}$$

Nótese que el número Strouhal no ha sido definido. Este parámetro será, al igual que los otros, un número adimensional que describirá el mecanismo de flujo oscilante, relacionando la aceleración local con la aceleración convectiva. Su expresión analítica vendrá dada por:

$$Sl = \frac{fD}{U}$$

El número de Womersley procede de la solución de las ecuaciones de Navier Stokes linealizadas para flujo oscilatorio (laminar e incompresible) en un tubo. De forma que cuando el número α es menor que la unidad, esto significa que la frecuencia de las pulsaciones es lo suficientemente baja para que el perfil parabólico de velocidades tenga tiempo para desarrollarse durante cada ciclo, estando el flujo muy cercano en fase con el gradiente de presión. Por tanto, el caso anterior sería parecido al de un flujo de Poiseuille. Por el contrario, cuando el valor de α es superior a 10, ello significa que la frecuencia de las pulsaciones es lo suficientemente elevada para que el perfil de velocidades sea relativamente plano, y el flujo retrasa el gradiente de presión en unos 90 °.

A continuación se mostrará la *Tabla 2.4* en la que se podrán observar los valores de todos estos diferentes números adimensionales y también otros parámetros que están relacionados con el número de generación tales como el diámetro, la velocidad, etc.

Z	Diameter (mm)	Velocity (cm/s)	Re	Pe	Si	Wormersley number
0	18,00	1964,88	2122,07	1349,91	0,001	2,14
1	12,20	2138,60	1565,46	995,84	0,001	1,45
2	8,30	2310,28	1150,52	731,88	0,001	0,99
3	5,60	2537,55	852,62	542,38	0,000	0,67
4	4,50	1964,88	530,52	337,48	0,000	0,54
5	3,50	1624,03	341,05	216,95	0,000	0,42
6	2,80	1268,77	213,15	135,59	0,000	0,33
7	2,30	940,19	129,75	82,54	0,000	0,27
8	1,86	718,81	80,22	51,03	0,000	0,22
9	1,54	524,29	48,44	30,82	0,000	0,18
10	1,30	367,87	28,69	18,25	0,001	0,15
11	1,09	261,64	17,11	10,88	0,001	0,13
12	0,95	172,22	9,82	6,24	0,001	0,11
13	0,82	115,57	5,69	3,62	0,001	0,10
14	0,74	70,96	3,15	2,00	0,002	0,09
15	0,66	44,60	1,77	1,12	0,002	0,08
16	0,60	26,98	0,97	0,62	0,003	0,07
17	0,54	16,66	0,54	0,34	0,005	0,06
18	0,33	22,30	0,44	0,28	0,002	0,04
19	0,31	12,64	0,24	0,15	0,004	0,04
20	0,29	7,22	0,13	0,08	0,006	0,03
21	0,27	4,16	0,07	0,04	0,010	0,03
22	0,26	2,25	0,04	0,02	0,017	0,03
23	0,25	1,21	0,02	0,01	0,031	0,03

Tabla 2.4 : Valores de los números adimensionales para cada generación (Dulliland)

Trabajando con esta tabla se pueden resolver diferentes tipos de problemas así como observar diferentes comportamientos dependiendo de la región en la que estemos realizando el estudio en concreto.

A modo de ejemplo, se puede observar como la convección domina hasta la generación número 15 siendo así el principal mecanismo de transporte. Sin embargo, la difusión es el mecanismo más poderoso en la zona respiratoria, ello quiere decir desde la generación 16 hasta la 23 aproximadamente, tal y como se comentó anteriormente. Este hecho es obvio debido a que en la zona respiratoria están localizados los alveolos, los cuales juegan un importante papel en el mecanismo de difusión. No obstante nótese que existe una zona de transición dentro de la cual no se puede decir que uno de los mecanismos domine claramente sobre el otro, por lo que resulta un tanto arriesgado establecer la frontera entre convección y difusión en una generación determinada.

Nótese también que el diámetro decrece a medida que profundizamos en el sistema respiratorio, es decir, a medida que se aumenta el número de generación. Este hecho resulta sencillo de entender debido a que cómo se ha explicado, la estructura de los pulmones es similar a la estructura de un árbol, en la que el diámetro se irá decrementando a medida que avanzamos hacia el final del sistema. Así mismo, al mismo tiempo y de acuerdo con la ecuación que se ha mostrado párrafos atrás, la velocidad queda demostrada que decrece con el número de generación como se aprecia en la tabla. Consecuentemente con el decrecimiento del diámetro y de la velocidad, el número de Reynolds decrece también con el número de

generación. Se puede observar como la zona respiratoria está dominada por tanto por la viscosidad. A su vez, nótese que indicios de turbulencia aunque no puede llamarse turbulencia como tal aparecerán justo en la tráquea y podría ser mucho más preciso decir que aparece hasta la generación tercera, produciéndose el desprendimiento de torbellinos en esta zona, tal y como Patricia Corieri [3] ya escribió en sus trabajos.

Por otra parte, diferentes autores como Jan et al. han comentado que el valor α a partir del cual el flujo puede ser considerado como cuasi estacionario es para números de Strouhal por debajo de 0,5. Entonces, es fácil darse cuenta observando la citada tabla que el flujo en las vías respiratorias es cuasi estacionario para todas las generaciones, lo cual simplificará en gran medida nuestro modelo.

2.2 Ecuaciones de la fluido-dinámica

Explicar el comportamiento del flujo con una precisión total resulta prácticamente imposible y del mismo modo, imposible resulta la construcción de un modelo que represente fielmente la realidad del sistema respiratorio, dadas entre otras características, sus dimensiones. Por ello y para tener una explicación general de qué es lo que sucede en las vías respiratorias se han tomado una serie de simplificaciones con el fin de facilitar el análisis, pudiéndose estudiar así el comportamiento aproximado del flujo en la región de estudio (región inferior). Para conseguir este hecho, basta con aplicar las ecuaciones generales de Navier Stokes al modelo simplificado de vía respiratoria, que no será otro que un conducto cilíndrico en el que la utilización de las coordenadas con igual nombre resulta de gran utilidad.

En primer lugar se plantearán de un modo generalizado las ecuaciones de Navier Stokes de la mecánica de fluidos explicándose el significado de cada uno de sus términos por separado. Por tanto,

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v) = 0$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 v + f$$

Donde:

$\frac{\partial v}{\partial t}$ → Aceleración no estacionaria

$v \cdot \nabla v$ → Aceleración convectiva

$-\nabla p$ → Gradiente de presión

$\mu \nabla^2 v$ → Término viscoso

f → Otras fuerzas

De esta forma, y utilizando las coordenadas cilíndricas se pueden reescribir estas ecuaciones de la siguiente manera, de modo que se facilite su entendimiento,

- Ecuación de conservación de la masa:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (\rho r u_r) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} (\rho u_\theta) + \frac{\partial}{\partial z} (\rho u_z) = 0$$

- Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento en la dirección r:

$$\rho \left(\frac{\partial u_r}{\partial t} + u_r \frac{\partial u_r}{\partial r} + \frac{u_\theta}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} - \frac{u_\theta^2}{r} + u_z \frac{\partial u_r}{\partial z} \right) =$$

$$\rho g \cos(\beta_r) - c_r \frac{\partial P}{\partial r} + \mu \left[\frac{\partial}{\partial r} \left\{ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r u_r) \right\} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u_r}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 u_r}{\partial z^2} \right]$$

- Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento en la dirección θ :

$$\rho \left(\frac{\partial u_\theta}{\partial t} + u_r \frac{\partial u_\theta}{\partial r} + \frac{u_\theta}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} - \frac{u_r u_\theta}{r} + u_z \frac{\partial u_\theta}{\partial z} \right) =$$

$$\rho g \cos(\beta_\theta) - c_\theta \frac{1}{r} \frac{\partial P}{\partial \theta} + \mu \left[\frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \frac{\partial u_\theta}{\partial r} \right\} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u_\theta}{\partial \theta^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 u_\theta}{\partial z^2} \right]$$

- Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento en la dirección z:

$$\rho \left(\frac{\partial u_z}{\partial t} + u_r \frac{\partial u_z}{\partial r} + \frac{u_\theta}{r} \frac{\partial u_z}{\partial \theta} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} \right) =$$

$$\rho g \cos(\beta_z) - c_z \frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \frac{\partial u_z}{\partial r} \right\} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u_z}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right]$$

Donde las respectivas coordenadas r , θ y z son las representadas en la siguiente figura (Figura 2.2), en la cual se muestra el modelo simplificado de conducto singular con paredes no deslizantes como condición de frontera.

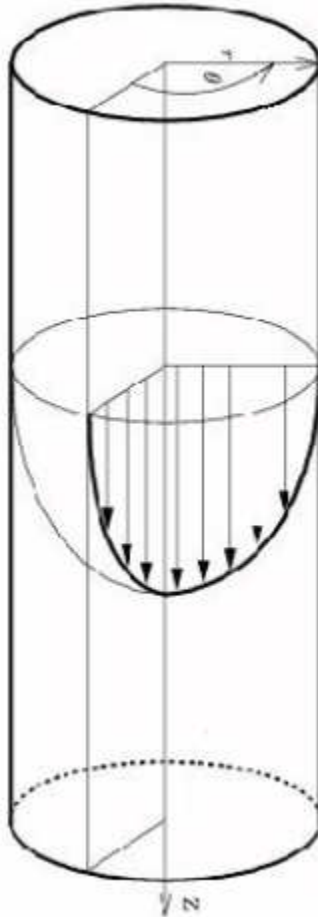


Figura 2.2: Modelo simplificado de una vía respiratoria

A continuación y con motivo de hacer posible y sencilla la resolución de las ecuaciones anteriores se plantean una serie de hipótesis y sus correspondientes consecuencias sobre las ecuaciones.

- Flujo estacionario $\rightarrow \frac{\partial}{\partial t} = 0$
- Flujo isoterma \rightarrow Propiedades del fluido se mantienen constantes

- Viscosidad es dominante (región pulmonar inferior)

De esta manera y aplicando las simplificaciones apropiadas se obtienen las siguientes ecuaciones que describirán el comportamiento del fluido en las vías respiratorias.

$$\nabla \cdot \vec{U} = 0$$

$$\nabla p = \mu \nabla^2 \vec{U}$$

Estudiando las ecuaciones en coordenadas cilíndricas con más detenimiento se pueden calcular las velocidades en las tres componentes tal y como se muestra a continuación, teniéndose en cuenta una serie de simplificaciones:

- Flujo totalmente desarrollado $\rightarrow \frac{\partial}{\partial z} = 0$
- Flujo axilimétrico $\rightarrow \frac{\partial}{\partial \theta} = 0$
- Tubería vertical $\rightarrow (c_r, c_\theta, c_z) = (0, 0, 1)$

$$(\beta_r, \beta_\theta, \beta_z) = \left(\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}, 0\right)$$

$$g = -g_z$$

Por tanto, la ecuación de conservación de la masa se simplificará obteniéndose la siguiente:

$$u_r = 0$$

Mientras que las ecuaciones de conservación del momento quedarán de la forma siguiente:

Componente r →

$$-\rho \frac{u_\theta^2}{r} = -c_r \frac{\partial P}{\partial r}$$

Componente θ →

$$0 = \mu \left[\frac{\partial}{\partial r} \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (ru_\theta) \right]$$

Componente z →

$$0 = -\left(\rho g_z + \frac{\partial P}{\partial z} \right) + \mu \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} r \frac{\partial u_z}{\partial r} \right]$$

Operando adecuadamente es posible despejar las velocidades respectivas a cada dirección. Nótese que para la componente z ha sido necesario derivar la ecuación para el perfil de velocidades parabólico.

$$\left\{ \begin{array}{l} u_r = 0 \\ u_\theta = 0 \\ u_z = \frac{1}{4\mu} \left(\rho g + \frac{\partial P}{\partial z} \right) (r^2 - R^2) \end{array} \right.$$

Situándose el máximo de velocidad en el centro del conducto, dado que se trata de un perfil parabólico y siendo su valor el siguiente:

$$u_{max} = \frac{-1}{4\mu} \left(\rho g + \frac{\partial P}{\partial z} \right) R^2$$

Se puede calcular fácilmente el caudal \dot{m} integrando el perfil parabólico de velocidades alrededor del área circular que lo engloba y conociendo la relación $U = \frac{1}{2} u_{\max}$

$$\dot{m} = \pi R^2 U = \int_0^R \int_0^{2\pi} u_z r dr d\theta = \pi R^2 \frac{-1}{4\mu} \left(\rho g + \frac{\partial P}{\partial z} \right) \frac{R^2}{2}$$

2.3 Estudio Fluido-dinámico zonal.

Investigaciones precedentes

Hasta el momento, se han explicado las diferencias entre las dos regiones del sistema respiratorio pero será necesario explicar cada una de ellas detalladamente para comprender mejor este trabajo. Muchas investigaciones han sido hechas y por eso se tratará a continuación de recopilar los aspectos más importantes de una larga bibliografía que se irá citando a medida que se hagan referencias. Estas dos zonas se denominan la región superior pulmonar y la región inferior pulmonar.

2.3.1 Región Superior Pulmonar

Numerosos estudios han sido elaborados a lo largo de los años que hacen referencia a esta región, siendo el campo conocido de esta región muy superior al de la inferior. Por ejemplo, podemos mencionar trabajos realizados durante muchos años en la investigación de bioingeniería desarrollada por el Von Karman Institute, entre los que podemos citar algunos de los más actuales, como los informes elaborados por Vicent Ruwet [1] o R. Theunissen [5]. Si bien es cierto que este proyecto se focalizará más profundamente en la región inferior, no está de más dar algunas líneas que serán útiles a la hora de comprender el sistema en su conjunto.

Por lo general todos estos informes se han limitado al estudio de simples o dobles bifurcaciones con unas condiciones no del todo coherentes con la realidad física, utilizando así condiciones idealizadas de contorno como por ejemplo el caso de las simulaciones numéricas de Comer et al. [6] o los trabajos de Zhang y Kleinstreuer [7]. Zhang llevó a cabo estudios del flujo pulmonar entre las generaciones tercera y quinta del modelo de Weibel donde el flujo de Poiseuille fue impuesto literalmente a la entrada de la red bronquial. Para verificar estos trabajos, autores como Lieber y Zhao [8] llevaron a cabo simulaciones que permitieran validarlos y sacar conclusiones, obteniéndose de acuerdo con estos dos últimos importantes resultados. Principalmente la más importante fue la demostración de que el flujo después de cada bifurcación era distorsionado no teniendo tiempo para restablecerse antes de llegar a la siguiente generación. De esta manera, los experimentos de autores como Zhang et al. no fueron del todo correctos pues tomaron hipótesis erróneas, como es el hecho de no considerar los efectos de la laringe o la faringe, que distorsionan en gran medida el flujo de modo que el perfil es asimétrico con fuertes zonas de recirculación antes de entrar en la generación número 0.

Se debe de tener en cuenta por tanto, que pequeñas distorsiones pueden ser cruciales pues se pueden propagar de generación en generación influyendo así aguas abajo. Por tanto las cosas no son tan sencillas como se presupusieron a la hora de llevar a cabo los experimentos y análisis y autores como Martonen et al. [35] han determinado que aspectos fisiológicos como la presencia de anillos cartilagosos en las partes superiores del sistema respiratorio alteran en gran medida el flujo, cuyo estudio requiere un especial cuidado. De la misma forma, la presión del fluido existente aguas abajo puede tener una cierta influencia en el flujo aguas arriba.

Así, después de cada generación el flujo es distorsionado en un cierto grado de forma que su velocidad máxima deja de localizarse en el centro del perfil de velocidades como cabría esperar, sino que en su defecto, aparece más próxima hacia la pared interior del bronquio hijo. (Ver Figura 2.3).

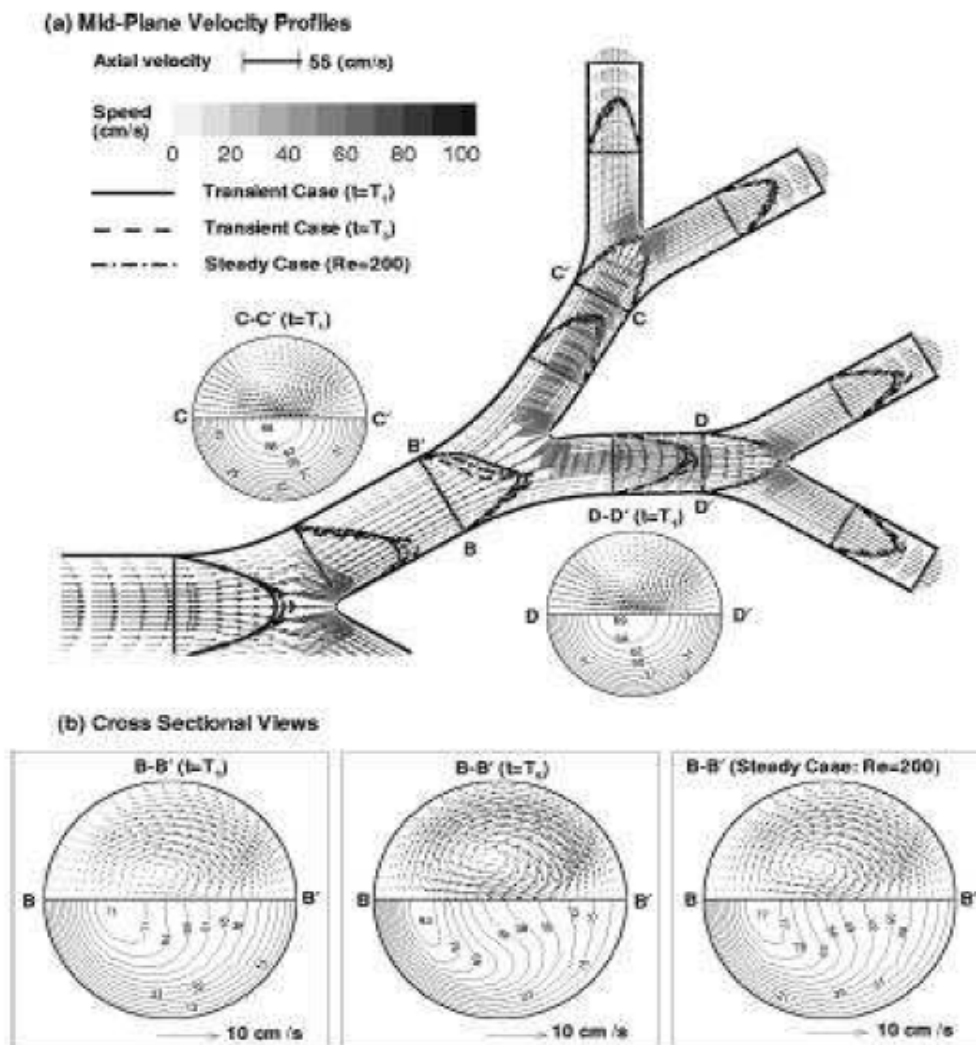


Figura 2.3: Perfil de velocidades durante la inspiración para las generaciones de 1 a 3 (Zhang y Kleinstreuer)

Comer et al. estudió este fenómeno y explicó que la complejidad del flujo procede de las condiciones aguas arriba pero va más allá y habla de las recirculaciones debidas a los cambios de geometría tales como la reducción de diámetro al pasar el flujo del conducto madre al hijo. Las zonas de recirculación suelen estar situadas en la zona de la pared externa del conducto hijo. Básicamente, el perfil de velocidades en los conductos hijo debe adecuarse de modo que se satisfagan las ecuaciones de Navier Stokes. En esa tarea, aparecerán corrientes secundarias que darán lugar a la aparición de zonas de recirculación aguas abajo. Comer et al. se fijará en este flujo secundario situado en el conducto hijo de las regiones superiores del pulmón mostrando que la formación de estos torbellinos depende enormemente de la geometría de la bifurcación, en especial del cambio de diámetro y del ángulo de desviación (Ver *Figura 2.4*). De esta forma si el flujo se ve obligado a modificar su trayectoria fuertemente, como por ejemplo debido a un ángulo de desviación grande, las zonas de recirculación serán más importantes aguas abajo.

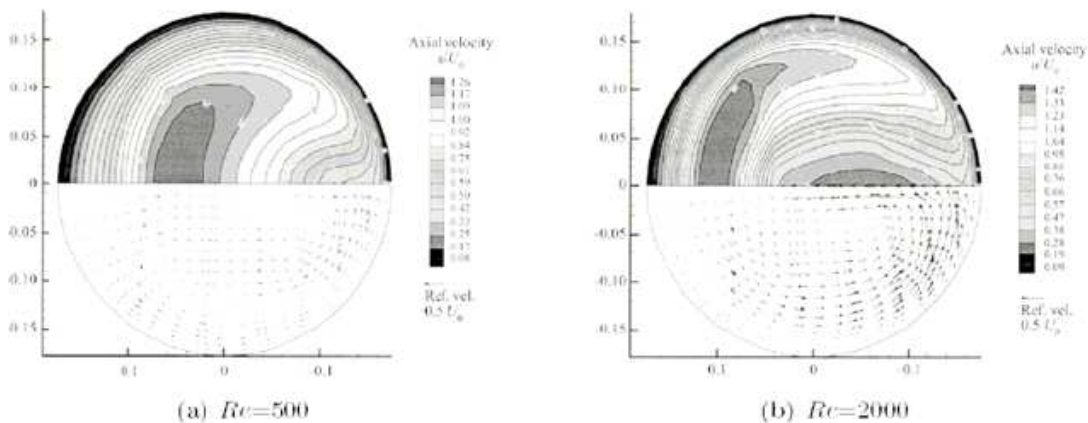


Figura 2.4: Contornos de velocidad axiales y regiones de flujo secundario con vectores de velocidad para $Re = 500$ (izquierda) y $Re = 2000$ (derecha). (Comer)

Otros autores como Ertbruggen han realizado estudios numéricos sobre modelos de bifurcación confirmándose la aparición de estas zonas de recirculación para números de Reynolds estudiados de 1000 a 2000. Según decrece el valor de este número adimensional, se observó que a su vez decrecía la zona de torbellinos restableciéndose el flujo más rápidamente. Ver *Figura 2.5*. La figura es similar a la anterior pero se quiere mostrar el efecto del Re en un salto más pequeño, pudiéndose observar como variaciones menores también pueden influir en el comportamiento del flujo. A su vez, en el margen izquierdo de la figura se muestra una imagen que da idea de la posición de la zona de recirculación en el conducto hijo desde un perfil longitudinal al modelo.

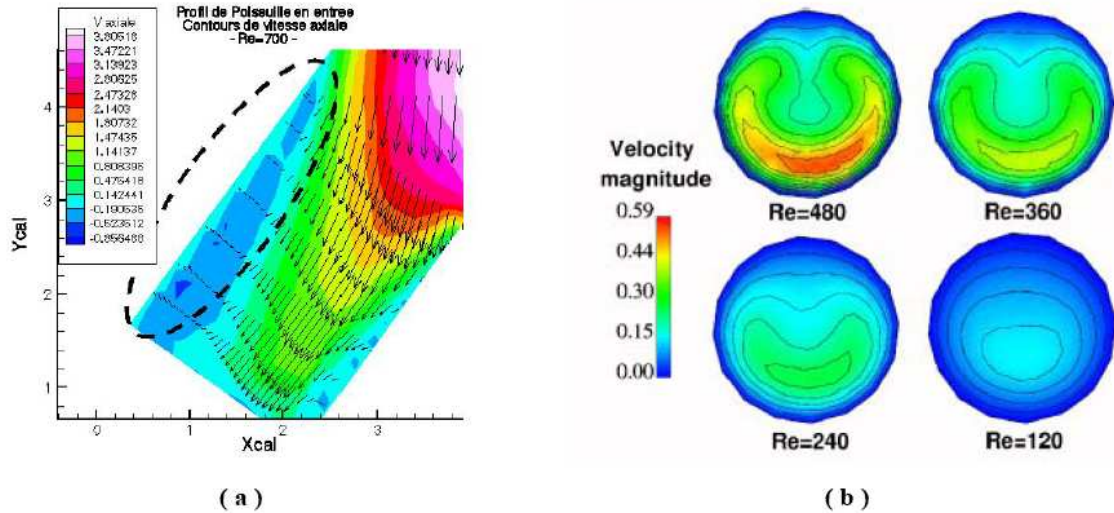


Figura 2.5: (a) Zona de recirculación en un conducto hijo ; (b) Contornos de velocidad para una sección de la segunda bifurcación para diferentes valores de Re , $L/D = 3$ y ángulo = 60° (Mauroy et al [11])

Por otra parte, Sapoval [12] en la misma línea estudió este cambio en el perfil de velocidades al pasar el flujo de la vía madre a la hijo descubriendo en sus experimentos que para valores del número de Reynolds inferiores a 60 el perfil parabólico se mantenía, perdiendo influencia las zonas de recirculación secundarias. Nótese que a partir de la sexta generación y para una condición de reposo el número de Reynolds se sitúa en torno a 60, y se sabe a su vez que su valor irá decreciendo con cada generación pues las fuerzas de inercia irán perdiendo protagonismo siendo más sencillo el restablecimiento del flujo después de la bifurcación.

Por otra parte es importante tener en cuenta aspectos estudiados por diferentes investigadores. Como ya se comentó el efecto de los anillos cartilagosos, cuyos efectos comienzan a no tener efecto a medida que nos adentramos en las generaciones, existen otros aspectos que han sido estudiados tales como el efecto de la mucosidad de las vías respiratorias o su flexibilidad. En primer lugar, la mucosidad se ha demostrado que no tiene un efecto importante en el perfil de velocidades, limitándose su presencia a un simple estrechamiento de las vías. En cuanto a la flexibilidad de las mismas, puede ser despreciada si el diámetro es importante y si no se ensanchan en diámetro ni en longitud en cantidades importantes.

Otro aspecto que se debe de estudiar es el comportamiento del flujo durante la expiración. Parece claro que se trata de un caso bastante diferente al estudiado antes y requiere de especial atención. En esta labor, autores como Zhang y Kleinststeuer realizaron estudios para trabajar en el caso en el que el flujo, en lugar de dividirse siguiendo su curso por dos conductos hijo, el flujo procedente de dos vías confluyera en una sola. Así se descubrió que el flujo se mantenía simétrico en cada generación presentando perfiles de velocidad en los que aparecían dos picos de velocidades en cada generación, como se aprecia en la *Figura 2.6*. Sin embargo, se aprecia mejor en la *Figura 2.7* la modificación que sufre el flujo a medida que éste penetra en la vía madre, apareciendo un máximo de velocidad en el centro del perfil. A medida que el número de Reynolds se incrementa, dicho máximo se acentúa dando el aspecto de aguja en el perfil tal y como se muestra en la figura. Esta deformación tan acentuada del perfil de velocidades muestra como existe una fuerza importante que modifica el flujo, siendo ocasionada ésta por la presencia de dos torbellinos contra-rotatorios.

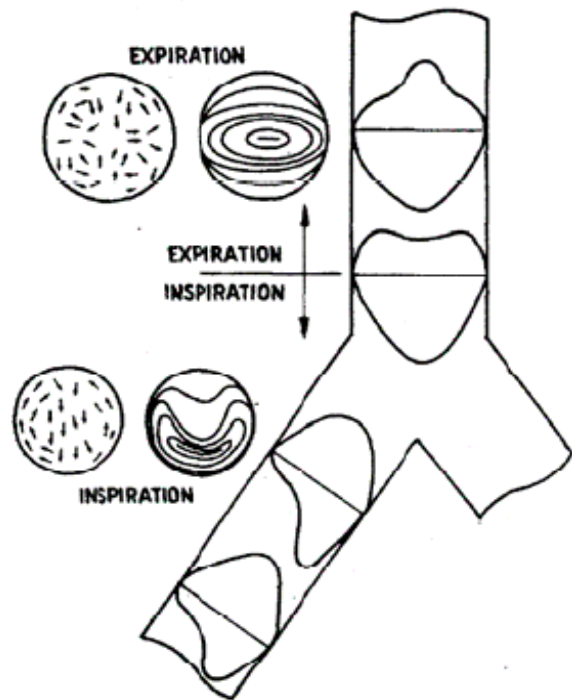
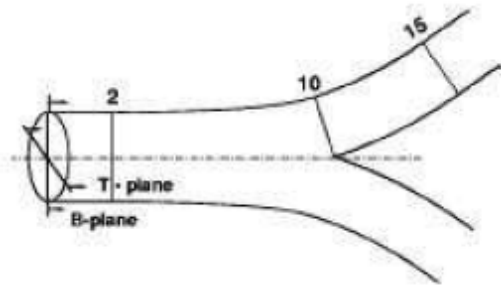
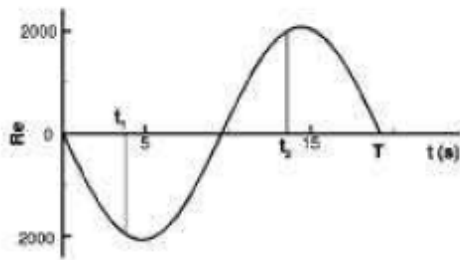


Figura 2.6:

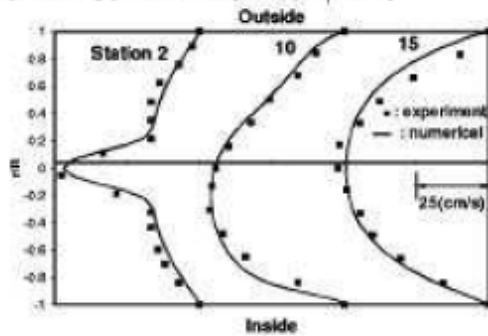
Representación cualitativa de los perfiles de velocidad durante la expiración y la inspiración (Corieri)

Otros estudios desarrollados en esta línea fueron los llevados a cabo por Razumat et al. [13] que estudió los perfiles de velocidad experimentalmente en una bifurcación doble en función del número de Womersley. Así mismo, Corieri [3] realizó toda una serie de estudios numéricos y experimentales para un rango de números de Reynolds entre 25 y 400 con la finalidad de estudiar el flujo durante la expiración.

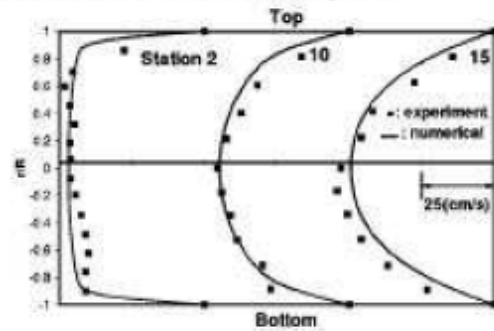
(a) Schematics of input waveform and bifurcating geometry



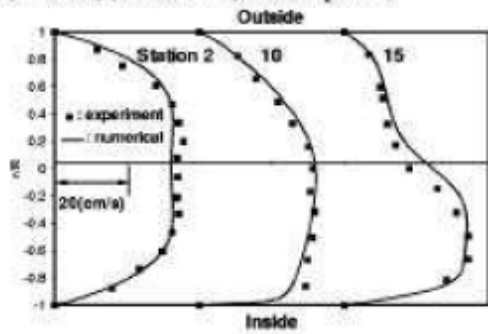
(b) Velocity profiles in B-plane ($t=t_1=0.2T$)



(c) Velocity profiles in T-plane ($t=t_1=0.2T$)



(d) Velocity profiles in B-plane ($t=t_2=0.7T$)



(e) Velocity profiles in T-plane ($t=t_2=0.7T$)

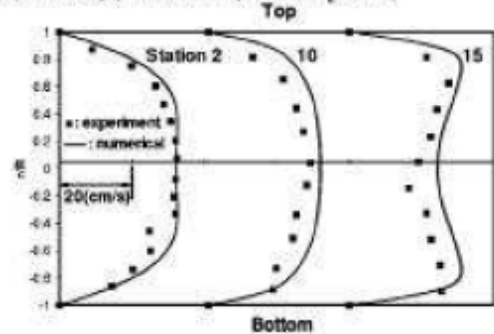


Figura 2.7: Perfiles de velocidad de dos planos diferentes B y T durante la expiración (gráfico b y c) y la inspiración (gráficos d y e) (Zhang y Kleinstreuer)

2.3.2 Región Inferior Pulmonar

Se trata de la región en la que se centrará nuestro interés pues es la zona de estudio de este trabajo. Esta zona abarca las generaciones comprendidas entre la 17 y la 23, caracterizándose principalmente por su superficie alveolada.

Numerosos estudios han sido realizados acerca de los alveolos pulmonares con paredes fijas, es decir, únicamente teniendo en cuenta una aproximación a la forma del mismo. Entre estos trabajos se pueden destacar los elaborados por Tippe y Tsuda [14] o Darquenne [19]. En ellos, el flujo en el interior del alveolo era considerado como cinéticamente reversible, es decir, que una partícula tras un ciclo de respiración volvería a la misma posición que ocupara inicialmente. Tippe y Tsuda llevaron a cabo análisis numéricos de flujo en el modelo de tubo con alveolo citado obteniendo una serie de resultados acerca del comportamiento del mismo y que bien quedan reflejados en la *Figura 2.8* obtenida con simulación numérica. Se puede observar cómo pueden diferenciarse dos comportamientos, por una parte las líneas de corriente del flujo que circulaba en un primer momento por el conducto se curvan en cierto grado a la altura del alveolo mientras que por otra parte existe una zona de recirculación en el propio alveolo. Ambas partes de acuerdo con Tippe y Tsuda estarían separadas por una línea de corriente. De acuerdo con Darquenne, esta recirculación es bastante lenta, siendo las velocidades axial y radial en el alveolo aproximadamente dos órdenes de magnitud inferiores a los valores dados en el propio conducto. Este hecho fue demostrado posteriormente en ensayos experimentales llevados a cabo por Vicent Ruwet. Se debe de tener en cuenta que esta curvatura de las líneas de corriente junto con la acción de la gravedad en función de la orientación del conducto permitirán la deposición de partículas en el alveolo.

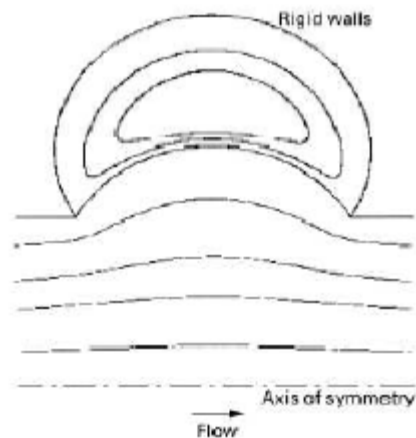


Figura 2.8: Simulación numérica de líneas de corriente en alveolo con paredes fijas (Tippe y Tsuda)

En esta tarea autores como Henry et al. [21] o el ya mencionado Tsuda posteriormente mostrarán que el flujo que circula por el conducto y el propio del alveolo no están exactamente separados por una línea de corriente sino que introducen un nuevo concepto, el de "saddle point" o punto de equilibrio (Ver *Figura 2.9*). Esto dificultará más los estudios pues hará más compleja la estructura del flujo alveolar. Se tiene que tener en cuenta que realmente el flujo es irreversible, de modo que una partícula fluida no retornará a su posición inicial de partida después de un ciclo respiratorio completo. Los autores anteriores llevaron a cabo análisis numéricos en los que estudiaron la trayectoria de una partícula sin masa en un alveolo cuyas paredes sufrían expansiones y contracciones. De esta forma en la expansión la partícula

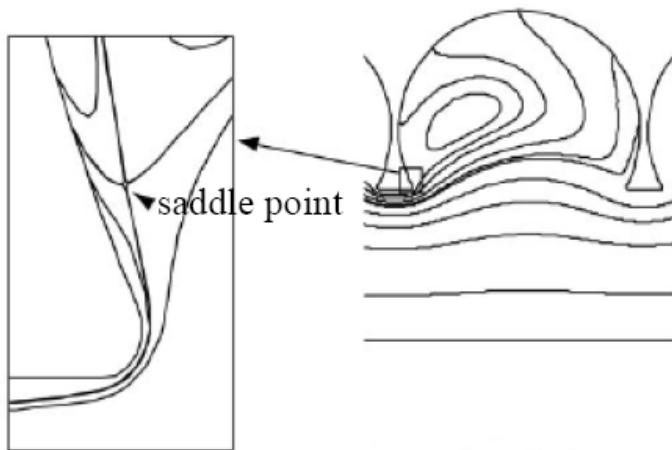


Figura 2.9: Saddle point (Tippe y Tsuda)

comenzaba cerca de la entrada del alveolo (posición 0) dirigiéndose así hacia el otro extremo (posición 3). En la compresión, la partícula tal y como se adelantó no sigue la misma trayectoria sino que acaba en la posición 8, tal y como se muestra esta secuencia en la *Figura 2.10*. Nótese en esta figura también el caso correspondiente a 5 ciclos y como la partícula sigue trayectorias diferentes cada vez hasta terminar por difundirse.

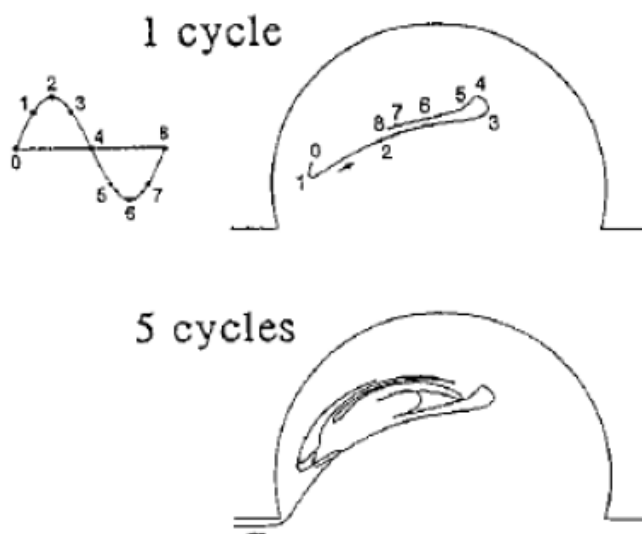


Figura 2.10: Trayectoria de una partícula sin masa en un alveolo con paredes no fijas (Tsuda et al.)

Todos estos trabajos han sido mejorados con el paso del tiempo y sus conclusiones han sido retocadas al implementarse determinados ajustes más acordes con la propia realidad física. De esta manera, en un primer momento se citó a Tippe y Tsuda que aunque no plantearon correctamente el modelo, llevaron a cabo análisis relativamente sencillos que desembocaron en importantes conclusiones. Así, éstos plantearon un modelo rígido compuesto por un conducto en el que destacarían cavidades en forma teórica, el cual, aparentemente sencillo permitió la obtención de importantes resultados. Más tarde, Darquenne trabajó más profundamente y llegó a analizar modelos de bifurcaciones sucesivas de conductos alveolados tanto en 2D como en 3D que respetaban en gran medida las directrices de Weibel. Con este modelo se llevaron a cabo estudios de deposición de aerosoles bajo los efectos de la gravedad, tanto microgravedad (μG) como hipergravedad ($\sim 1,6 \text{ G}$), demostrándose la influencia de la misma.

Por tanto, es bien sabido que considerar que las paredes no tienen movimiento propaga un importante error que puede llevar a conclusiones erróneas por lo que parece indispensable considerar el propio movimiento de las paredes alveolares y como éste afecta a la deposición de partículas en su interior. Así, Haber et al. [22] estudió un modelo semiesférico en el que sus paredes estaban dotadas de movimiento de contracción y expansión, demostrándose la mayor facilidad en la deposición de los aerosoles para este caso pues las partículas penetran más fácilmente en el alveolo y permanecen allí durante tiempos más prolongados. Esto es debido básicamente a la complejidad del flujo que se establece a causa del movimiento de las paredes. A continuación se muestran una serie de figuras (*Figura 2.11*) de especial interés obtenidas por Haber y las cuales son explicadas en la respectiva leyenda.

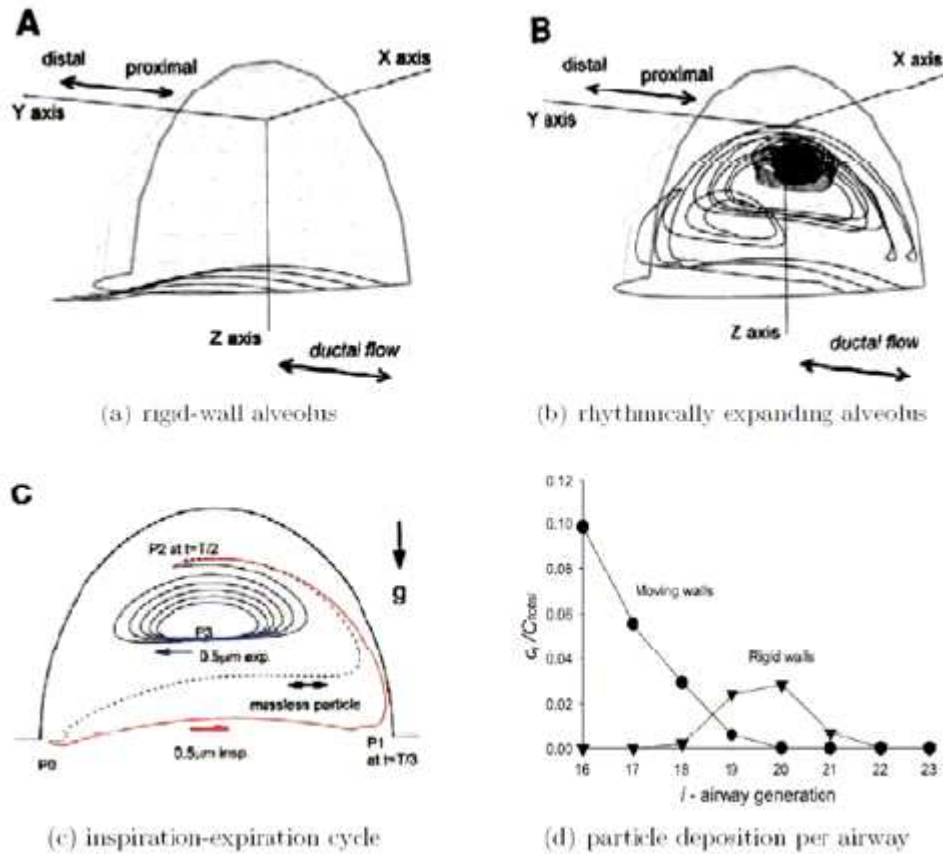


Figura 2.11 : (a) y (b) → Comparación entre las trayectorias de una partícula de $0,5 \mu\text{m}$ en un alveolo rígido (figura a) y en un alveolo con paredes móviles (figura b); (c) → Comparación de la trayectoria de una partícula fluida (trayectoria punteada) y de un aerosol (trayectoria continua) durante un ciclo respiratorio; (d) → Deposición en un alveolo en función del número de generación para los casos de alveolo rígido y alveolo con paredes móviles. (Haber et al.)

Los anteriores estudios se tratan de simulaciones numéricas que por lo general han sido contrastadas más tarde con trabajos experimentales como los llevados a cabo por Theunissen. Nótese que la enorme dificultad que tiene crear un modelo experimental que refleje la realidad plenamente hace imposible abordar el problema de lleno. Por ello Theunissen creó un modelo de bifurcación (Ver *Figura 2.12*) de tres generaciones con conductos totalmente lisos y en los que trabajó con ensayos para Reynolds igual a 2,24, midiendo las trayectorias seguidas por partículas inyectadas en el fluido. El principal inconveniente de este modelo es la no presencia de sacos alveolares alrededor de los conductos. No obstante, merece especial mención el desarrollo por parte de su investigador de un algoritmo de seguimiento de partícula capaz de seguir ésta a lo largo del modelo pulmonar.

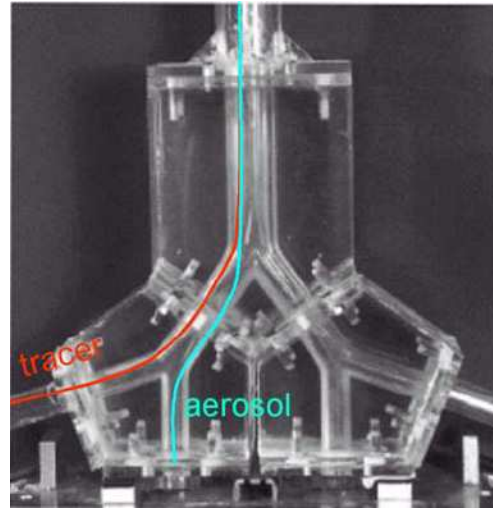


Figura 2.12: Modelo de Theunissen

Posteriormente, otros autores como Bilka [24], desarrollaron modificaciones en el algoritmo de Theunissen de modo que éste fuera capaz de realizar el seguimiento en 3D. Esta técnica ha sido utilizada, con importantes modificaciones en nuestro trabajo.

Otro modelo experimental destacable puede ser el desarrollado por Buchmann [25] que midió el campo de velocidades para un Re de 0,07 en un modelo consistente en una semibifurcación tal y como se muestra en la *Figura 2.13* en la cual se ha incluido la presencia de sacos alveolares que dan más realismo al modelo. No obstante, los sacos alveolares no están dotados de movimiento, lo que supone una consideración errónea como se demostró anteriormente.

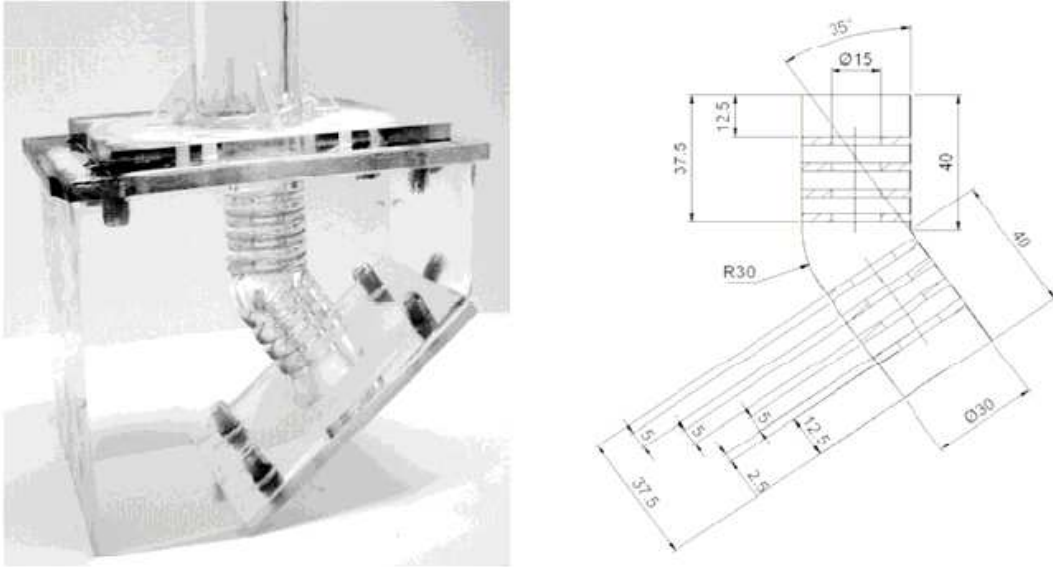


Figura 2.13: Modelo de semi-bifurcación pulmonar (Buchmann)

2.4 Estudio del alveolo: Parámetro influencia

En los párrafos anteriores se ha introducido un breve resumen de la evolución histórica de los modelos, explicándose tanto las simulaciones numéricas como los avances en los modelos experimentales. Ahora bien, estas líneas son bastante básicas y se han citado a modo de recopilación sin querer entrar demasiado en el detalle lo cual nos desviaría de nuestro trabajo. En esta línea, a continuación se centrará la atención en el estudio del modelo alveolado propiamente dicho.

Es interesante volver a hablar de Tippe et al. o de Karl et al. [26], los cuales explicaron que el flujo es extremadamente sensible a la geometría del alveolo. Para estudiar el comportamiento del flujo en el interior de un alveolo con paredes móviles, uno de los parámetros más importantes que se tiene que considerar es el ratio entre el caudal del alveolo y el caudal del conducto, $\frac{Q_a}{Q_d}$. Por tanto, dada la importancia del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$, es necesario su cálculo para el posterior análisis.

En cuanto al caudal Q_d su cálculo es sencillo pues el experimento ofrece la posibilidad de control de este caudal, tal y como se explicará en el diseño experimental en próximos capítulos. Por otra parte, para calcular el caudal Q_a , se deberá tener en cuenta el cambio volumétrico que sufre el alveolo en el tiempo de expansión o contracción. Notar que no se debe de usar el tiempo de ciclo completo, es decir, contracción y expansión, pues el cambio volumétrico tiene lugar únicamente durante uno de éstos, volviendo el modelo en el tiempo siguiente a su posición de partida donde la variación volumétrica sería nula. En la *Figura 2.14*, se observa el cambio de volumen durante la expansión, variando la posición de las paredes desde un tiempo t_1 hasta t_2 , lo que significa un incremento de volumen (Δ volumen).

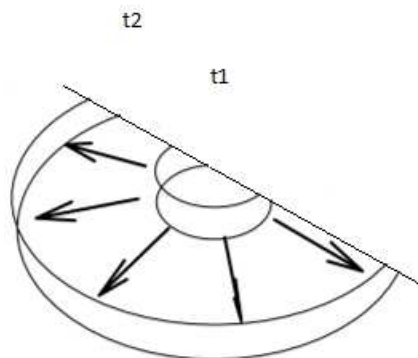


Figura 2.14: Expansión del alveolo

De esta forma, es posible escribir la siguiente expresión para calcular el flujo en la cavidad:

$$Q_a = \frac{\Delta \text{Volumen_alveolo}}{t_2 - t_1}$$

El tamaño de la zona de recirculación que comienza a partir del punto de equilibrio dependerá del valor del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$. Así, cuanto mayor sea su valor, menor será la zona de recirculación, de forma que existirá un valor de $\frac{Q_a}{Q_d}$ para el cual la zona de recirculación desaparece y el flujo en el interior del alveolo se convierte en radial tal y como se muestra en la *Figura 2.15*. Experimentalmente Tippe y Tsuda consiguieron un flujo radial en el alveolo para valores de $\frac{Q_a}{Q_d}$ superiores a 0,06 para un flujo en la tráquea por debajo de 1,6 L/s.

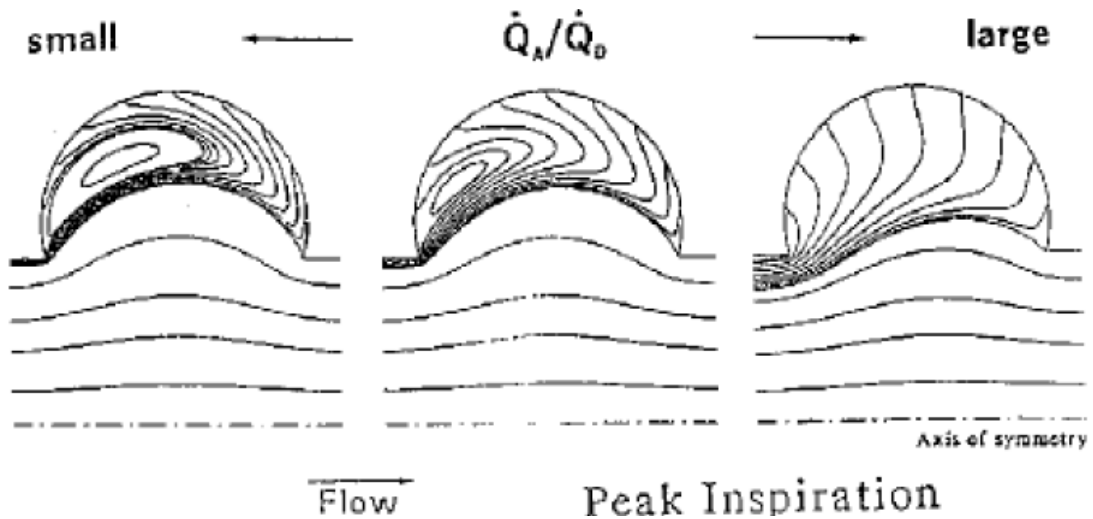


Figura 2.15: Patrones de flujo dentro de un alveolo con paredes dotadas de movimiento para los valores del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$: 0.008, 0.016 y 0.15 (Tippe and Tsuda)

Haber et al. introducirá una ecuación para obtener el flujo alveolar a partir del valor del flujo traqueal (Q_{a0}) de la manera siguiente:

$$Q_{a0} = \frac{4}{3} Q_a (N_{16} + N_{17} + \dots + N_{23})$$

Donde N_i es el número total de alveolos en la generación i .

De esta forma, conociendo el flujo traqueal podemos determinar el flujo alveolar Q_a de acuerdo con la ecuación. Así, se puede proponer una serie de valores típicos de flujo traqueal, el cual depende en gran medida, como es obvio, del grado de actividad física al que se encuentra el cuerpo humano. Valores orientativos planteados por Levitzky [27] son mostrados a continuación en función del tipo de actividad desarrollada.

Estado Físico	Aire inhalado (L/min)	Flujo traqueal (L/s)
Reposo	5-8	0,25
Caminando, Pedaleo en terreno llano	15	0,5
Caminar rápido, Subir escaleras	30-40	1-1,3
Pedaleo intensamente, Correr	60-100	2-3,3

Tabla 2.5: Flujo traqueal según grado de actividad

Así, se podrá calcular el flujo alveolar para diferentes flujos traqueales (grados de actividad física) y para las diferentes generaciones. Conociendo el flujo en las vías respiratorias en cada generación, se calculará por tanto fácilmente el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ para las diferentes generaciones, tal y como se muestra en la Figura 2.16.

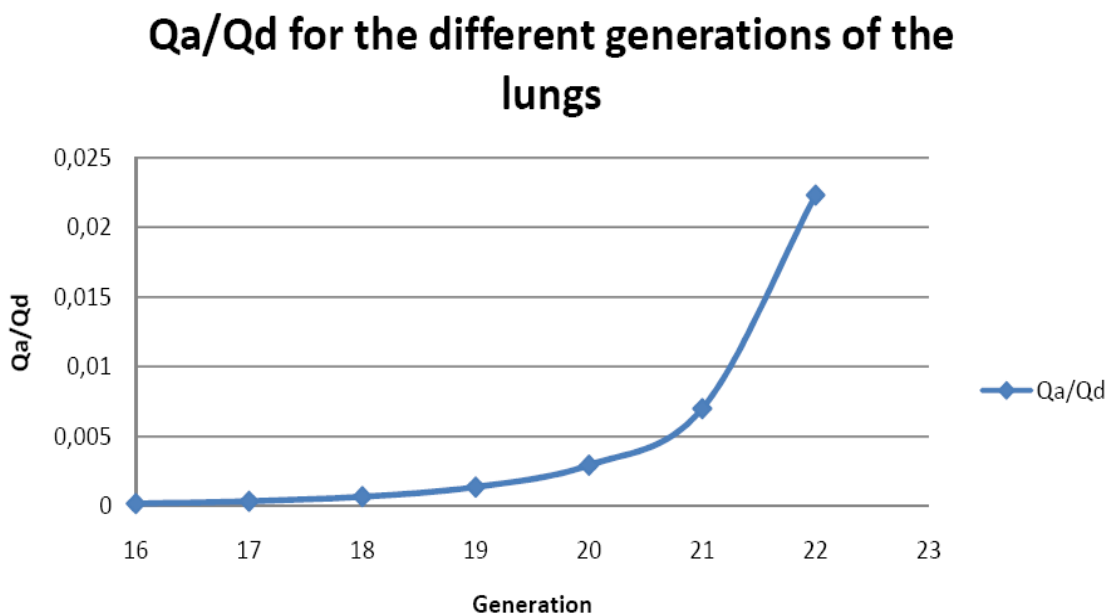


Figura 2.16: Valores $\frac{Q_a}{Q_d}$ para las diferentes generaciones pulmonares (Dullian)

La principal observación de la figura anterior es el hecho de que todas las curvas correspondientes a flujos traqueales distintos coinciden en una sola, quedando demostrado que el ratio $\frac{Q_a}{Q_a}$ es independiente del flujo que circula por la tráquea.

Capítulo 3

Movimiento y Deposición de Partículas

El movimiento y deposición de partículas tiene un importante interés en el mundo de la medicina. Es bien sabido que la deposición de partículas en los pulmones como consecuencia del tabaco es muy peligrosa y en esta línea el número de anuncios de advertencia de este hecho se ha multiplicado en estos últimos años.

Numerosos estudios han probado que la deposición de partículas en los pulmones procedentes del tabaco conlleva arriesgadas consecuencias. Por ejemplo, una de las muchas revistas que han podido corroborar esta evidencia es mostrada en la *Figura 3.1*, donde se puede observar como el número de casos de cáncer de pulmón y bronquios se ha incrementado rápidamente en comparación con otros tipos de cáncer, al mismo tiempo que el consumo de cigarrillos ha crecido enormemente en las últimas décadas. Nótese en los últimos años un ligero descenso como consecuencia de una mayor conciencia social así como de los avances en la medicina. A su vez, también en la *Figura 3.1* se muestran dos imágenes de pulmones adultos. El primero de ellos pertenece a un individuo no fumador mientras que el segundo a un fumador constante. Claramente, la deposición de partículas en el segundo ha dejado evidentes huellas notables a simple vista y las consecuencias de ello pueden ser catastróficas, como se vio en el gráfico superior.

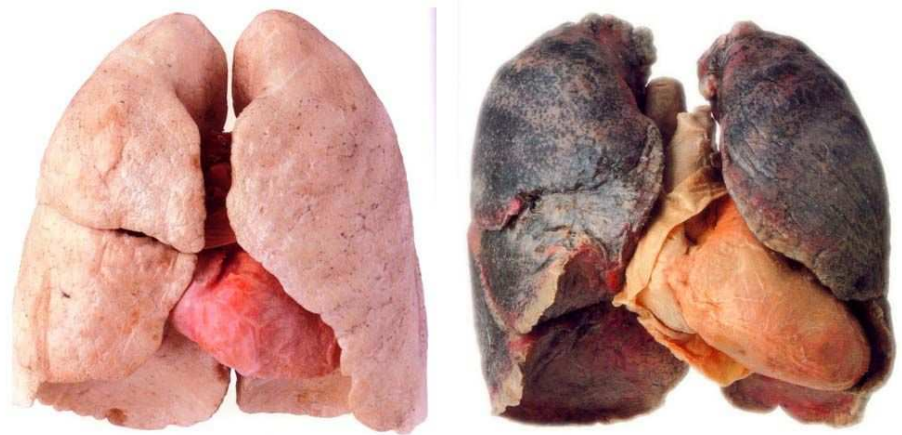
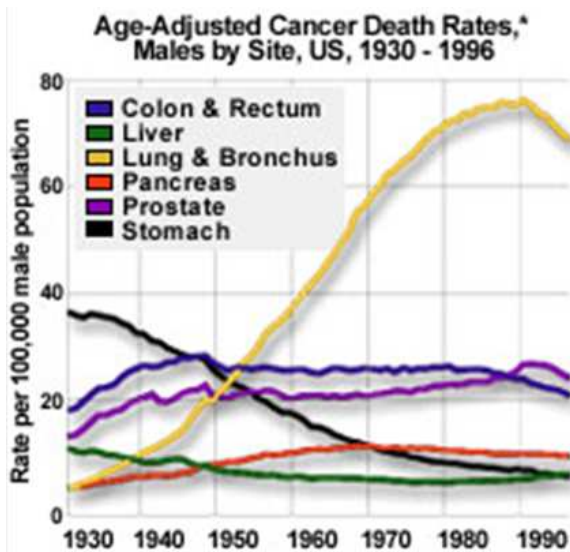


Figura 3.1 : (Arriba) Ratio de muertes de cáncer ajustadas por edad en hombres (Joel's Reinforcement Library: Smoking's Impact on the Lungs) ; (Abajo) dos pares de pulmones, el de la izquierda correspondiente a un individuo no fumador y el de la derecha a un fumador

Sin embargo, no en todos los casos la deposición de partículas en el organismo tiene un efecto negativo. Se puede destacar el caso de los pacientes con problemas de asma, los cuales han sido tratados erróneamente durante los últimos años y que gracias a los avances de la tecnología se pueden implementar nuevos mecanismos que mejoren los tratamientos. Años atrás se había creído que para tratar esta enfermedad el mejor camino era controlar el movimiento de los músculos respiratorios para prevenir el estrechamiento de las vías respiratorias. Los pacientes de asma han sido tratados como si tuvieran problemas musculares como consecuencia de que esta hiperreactividad de las vías respiratorias estaba dirigida por movimientos musculares. No obstante, los científicos actuales han demostrado que éste no es el mejor tratamiento debido a que no soluciona realmente el problema. Resulta de vital importancia el uso de anti-inflamatorios a la hora de prevenir la inflamación de las vías respiratorias y por ello resulta imprescindible trabajar en la raíz del problema. Estos

medicamentos pueden evitar la obstrucción de las vías respiratorias sin que ello conlleve los inconvenientes derivados del uso de relajantes musculares.

Al final del párrafo anterior queda explicado el nexo de unión entre la medicina y este trabajo. Para proveer estos medicamentos se hará uso de la deposición de partículas con fines terapéuticos. Por tanto, ahora las partículas no serán un cuerpo dañino para el organismo, sino todo lo contrario, serán la solución médica a problemas que antes requerían el uso de medicamentos con efectos nocivos para el organismo. Esto explica la existencia de este trabajo, dentro del cual se pretende estudiar los mecanismos de movimiento y deposición de los aerosoles para ayudar así a la gente que sufre este tipo de dolencias.

El término aerosol hace referencia a partículas sólidas o líquidas en suspensión en el aire o cualquier otro tipo de gas. Estas partículas son demasiado grandes para difundirse tal y como lo hacen las moléculas pero son lo suficientemente pequeñas como para mantenerse suspendidas en el aire, pudiendo ser inhaladas durante la respiración y tener una influencia en el organismo humano tal y como se describió. Típicamente, estas partículas en suspensión tienen unos tamaños comprendidos entre un nanómetro y una centena de micra. Los aerosoles utilizados para usos medicinales suelen tener unas dimensiones situadas entre 10 nanómetros y 10 micras según sea la enfermedad pulmonar a tratar y la zona respiratoria donde se desee la deposición del aerosol.

En los siguientes párrafos se estudiará el comportamiento de las partículas a lo largo del sistema respiratorio. La primera etapa la constituirá la nariz. Una de sus principales características es debida a la anatomía de la misma, puesto que su estructura formada por dos canales es capaz de acelerar las partículas y facilitar su deposición aprovechando un cambio brusco en la geometría. Así, las partículas de mayor tamaño impactarán en la nariz o en la faringe a causa de la inercia, la cual es una de las principales causas de deposición, como ya se estudiará más adelante. Cuanto mayor sea el tamaño de la partícula, mayor será su peso. Concretamente el peso de la partícula varía como tres veces su diámetro. Por tanto si se incrementa tres veces el diámetro del aerosol, su peso aumentará en nueve veces y las fuerzas de inercia serán notablemente más importantes. Este hecho explica que las partículas de mayor tamaño serán las que queden retenidas en los conductos nasales. También, otro aspecto muy importante a tener en cuenta es la trayectoria, dado que si existe una desviación en ésta, las posibilidades de impacto en las paredes se incrementarán fuertemente. La estructura de la nariz puede ser observada en la *Figura 3.2* y cómo esta forma facilita la prevención de cuerpos extraños. Por otra parte las partículas más pequeñas pueden ser retenidas al cruzar la nariz humedecida. La humedad puede incrementar el peso de la partícula y facilitar así su deposición. Notar que la velocidad de las partículas será similar a la velocidad del flujo. Por

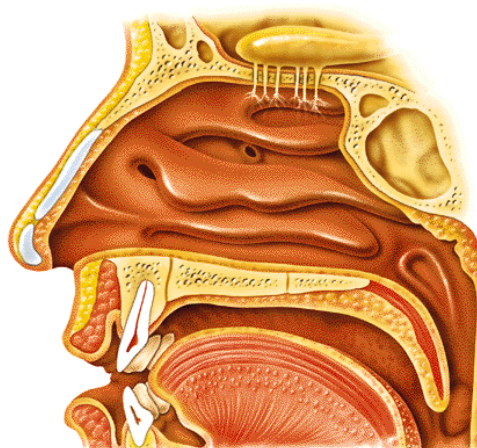


Figura 3.2: Conductos nasales

(<http://www.juntadeandalucia.es>)

lo tanto si se considera un flujo aproximado de 0,6 L/s y que el área de un canal de la nariz es de 1 cm^2 , se estaría hablando de una velocidad de la partícula que se encontraría alrededor de los 22 Km/h lo cual es un valor extremadamente elevado. Por esta causa en casi ninguno de los casos partículas con un tamaño superior a los $10 \mu\text{m}$ serán consideradas en los pulmones.

Por lo tanto, la nariz, la faringe y la tráquea juegan un papel muy importante evitando que las partículas de mayor tamaño entren en el organismo. Por ejemplo, si en lugar de respirar por la nariz normalmente, el ser humano lo hiciera por la boca, el organismo no sería capaz de prevenir todos estos tipos de cuerpos de mayor tamaño pudiendo entrar una parte de ellos en la región alveolar, con el peligro que ello supone. Las partículas en estas regiones inferiores son eliminadas gracias a la actividad mucosa o por fagocitosis.

En la *Figura 3.3*, se muestra un gráfico resumen en el cual se demuestra como las partículas de mayor tamaño son depositadas en la región superior del pulmón mientras que por el contrario, las más pequeñas lo harán en las regiones inferiores.

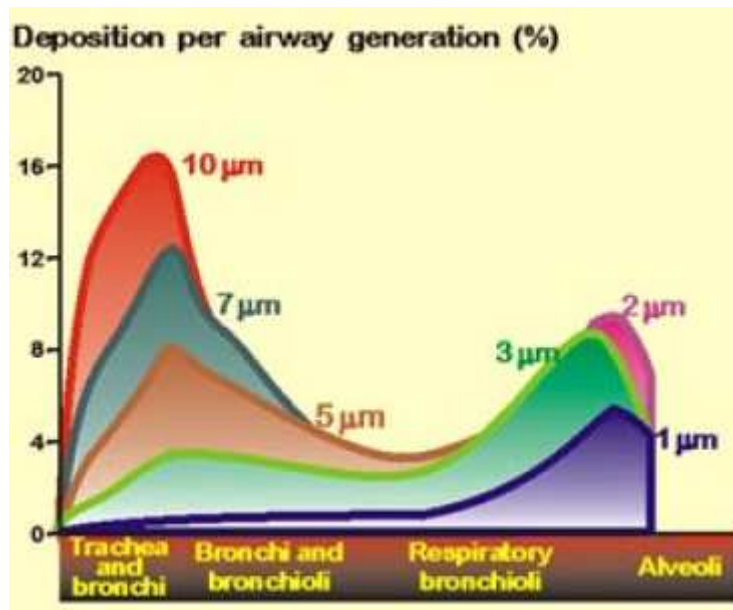


Figura 3.3: Deposición partículas según la región del sistema respiratorio

3.1 Ecuación deposición de partículas

En este afán de comprender el comportamiento de las partículas en el interior de un flujo varios científicos han trabajado tediosamente para plantear una serie de ecuaciones que describan con cierta precisión el movimiento de las partículas.

Históricamente, Stokes fue el primero en estudiar con éxito el movimiento de una esfera sólida en un flujo viscoso, dado que él consiguió obtener una solución para el caso de flujo en estado estacionario alrededor de una esfera moviéndose en un flujo viscoso estancado.

No obstante, más particularmente la primera aproximación que estudió el movimiento de las partículas en un flujo fue llevada a cabo por tres autores cuyas iniciales, BBO, dan nombre a la ecuación producto de su trabajo. Estos autores que dieron la primera aproximación Lagrangiana del movimiento de una partícula suspendida en un flujo de Stokes son Basset (1888), Boussinesq (1903) y Ossen (1927). La ecuación BBO es la suma de la fuerza resistente en estado estacionario debida a la velocidad relativa entre el flujo y la velocidad de la partícula en flujo estacionario, la fuerza de presión, la fuerza de masa virtual, la fuerza de Basset y las fuerzas de cuerpo en un lado de la igualdad y en el otro lado la fuerza de inercia debida a la aceleración de la partícula. Resulta importante conocer que el término de la integral histórica de Basset explica la resistencia de una partícula en un fluido viscoso en el inicio de su movimiento el cual se caracteriza por ser no estacionario. También puede explicar la difusión o los efectos de vórtice.

Históricamente, Boussinesq descubrió un método para la determinación de la ecuación transitoria que describiera el movimiento de un fluido viscoso alrededor de una esfera sólida en un flujo con bajos números de Reynolds y derivó una expresión analítica para la fuerza hidrodinámica transitoria.

Por otra parte, Basset siguió otro método distinto y derivó una expresión analítica para la fuerza hidrodinámica transitoria que resultó ser la misma encontrada por Boussinesq.

Para los casos en los que se trabaje con bajos números de Reynolds de la esfera resulta posible utilizar los últimos dos métodos citados pues éstos desprecian los términos de inercia en las ecuaciones de Navier Stokes, pero no obstante, se debe de tener en cuenta esta limitación.

Pocos años más tarde, Ossen pudo descomponer los términos de inercia de las ecuaciones de Navier Stokes y encontró las condiciones correctas que le permitieron derivar una solución de la fuerza hidrodinámica.

Alrededor de 10 años más tarde, Faxen introdujo nuevos términos en la expresión de la fuerza hidrodinámica con el fin de explicar la no uniformidad del flujo alrededor de la esfera.

Por lo tanto, resulta compleja estudiar la historia de la ecuación BBO pues resulta de la aportación de diferentes estudios. Así, esta ecuación ha sufrido posteriormente diversas modificaciones como la llevada a cabo por Maxey y Riley con la finalidad de introducir determinadas correcciones. Estos últimos modificaron la ecuación para poder describir adecuadamente la aceleración de una pequeña esfera en un flujo celular uniforme por lo que ellos no tuvieron en cuenta el término de Faxen. De esta forma a continuación se muestra la ecuación BBO.

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \frac{18\mu_f}{\rho_p d_p^2} m_p (\vec{u}_f - \vec{u}_p) - m_f \frac{D\vec{u}_f}{Dt} + \frac{1}{2} m_f \left(\frac{D\vec{u}_f}{Dt} - \frac{d\vec{u}_p}{dt} \right) + 9 \sqrt{\frac{\rho_f u_f}{\pi}} \frac{m_p}{\rho_p d_p} \int_0^t \frac{D\vec{u}_f}{D\tau} - \frac{d\vec{u}_p}{d\tau} \frac{d\tau}{(t-\tau)^{\frac{1}{2}}} + \sum_i F_i$$

Donde \vec{u}_p es la velocidad de la partícula

\vec{u}_f es la velocidad del fluido

$\vec{u}_f - \vec{u}_p$ es la velocidad de deslizamiento como se vio antes

Notar que el término Faxen fue despreciado en el análisis debido a la proximidad de la pared en nuestro experimento. De alguna forma, como se dijo antes, este término sólo debería de tenerse en cuenta en aquellos casos en los que se trabaje con un campo fluido no uniforme. No obstante para campos uniformes, la fuerza de Faxen tenderá a cero. Puede establecerse una comparación entre las fuerzas de Stokes (basada en la velocidad de corriente libre uniforme) y las Faxen a fin de comparar ambos términos y poder tener un criterio a la hora de no tenerlos en cuenta. Por tanto, si relacionamos ambos términos obtenemos que,

$$\frac{F_{Faxen}}{F_{Stokes}} \sim \left(\frac{D}{l} \right)^2$$

Donde l es la longitud característica asociada a la distribución de velocidades del campo fluido, como el radio de curvatura de la distribución de velocidades.

Por otra parte se debe conocer que una partícula en rotación en el seno de un fluido puede estar expuesta a una fuerza de sustentación debida al efecto Magnus. Esta rotación puede ser debida a diferentes causas, como es la presencia de una pared o por la existencia de un flujo no uniforme. No obstante este efecto Magnus puede ser despreciado. Autores como Maxey y Riley mostrarán como en un flujo de Stokes el perfil de velocidades de cizalladura no desembocará en la aparición de una fuerza de sustentación significativa. Una posible explicación se encuentra en el hecho de que la densidad de la partícula sea considerablemente mayor que la del propio fluido, entonces, la inercia de la partícula puede tener una cierta influencia aunque como se dijo la inercia del fluido sea despreciable.

En la tarea de simplificar esta complicada ecuación, resulta indispensable el análisis individual y completo de todos sus términos, lo cual llevará a un mejor entendimiento de la ecuación. De esta manera,

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} \rightarrow \text{Fuerza de inercia debida a la aceleración de la partícula}$$

$$\frac{18\mu_f}{\rho_p d_p^2} m_p (\vec{u}_f - \vec{u}_p) \rightarrow \text{Fuerza de resistencia viscosa}$$

$$m_f \frac{D\vec{u}_f}{Dt} \rightarrow \text{Fuerza debida al gradiente de presión local en el flujo}$$

$$\frac{1}{2} m_f \left(\frac{D\vec{u}_f}{Dt} - \frac{d\vec{u}_p}{dt} \right) \rightarrow \text{Este término representa cómo las partículas fluidas son aceleradas debido al movimiento de las partículas.}$$

Nótese que,

$$-m_f \frac{D\vec{u}_f}{Dt} + \frac{1}{2} m_f \left(\frac{D\vec{u}_f}{Dt} - \frac{d\vec{u}_p}{dt} \right) \rightarrow \text{Representa la aceleración de una esfera cuya masa sería igual a su masa virtual igual a la mitad de la masa de fluido que ésta desplaza.}$$

$$9 \sqrt{\frac{\rho_f u_f}{\pi} \frac{m_p}{\rho_p d_p}} \int_0^t \frac{\frac{D\bar{u}_f}{D\tau} - \frac{d\bar{u}_p}{d\tau}}{(t-\tau)^{\frac{1}{2}}} d\tau \rightarrow \text{Integral histórica de Basset, la cual representa la resistencia}$$

debida a la no estacionariedad del flujo.

$\sum_i F_i$ \rightarrow Este término reúne todas las otras fuerzas tales como la debida a la gravedad, fuerzas electrostáticas, la difusión Browniana, etc.

La ecuación BBO mostrada anteriormente es demasiado compleja como para resolver problemas rápidamente. En esta línea diferentes investigadores han continuado trabajando para encontrar una ecuación simplificada. Por ejemplo, Coimbra y Rangel [28] estudiaron la influencia de los diferentes términos ya descritos y explicados para poder ser capaces de despreciar en los análisis aquellos que fueran menos importantes. Ellos relacionaron la masa virtual con la resistencia viscosa y con la integral de Basset en flujos harmónicos para decidir qué efecto era dominante. De esta manera, a partir de esta relación obtuvieron un número adimensional denominado como S, el cual es mostrado a continuación.

$$S = \frac{d_p^2 \cdot \Omega}{36 \cdot \nu}$$

Donde d_p es el diámetro de la partícula

Ω es la pulsación del flujo

ν es la viscosidad cinemática

Este parámetro adimensional permitirá tomar decisiones a la hora de llevar a cabo las simplificaciones más acertadas. Por ello, a continuación se muestra una gráfica (*Figura 3.4*) a partir de la cual se podrán obtener resultados pues en ella se refleja la influencia de cada uno de los términos de acuerdo con el valor del parámetro S.

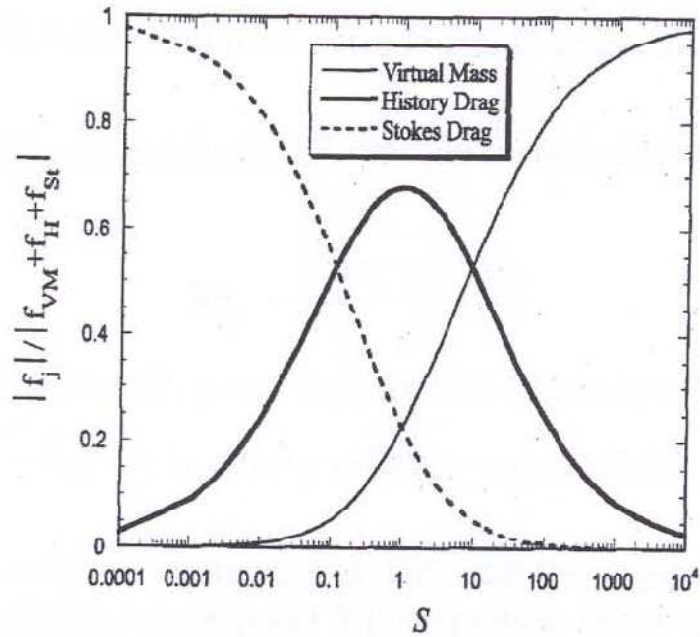


Figura 3.4: Influencia términos de la ecuación vs Número adimensional S (Coimbra et Rangel)

Por tanto, se puede resumir en una tabla como la mostrada abajo (Tabla 3.1) cuales son los efectos dominantes en cada caso.

Si $S \gg 1$	Masa Virtual es dominante
Si $S = 1$	Integral histórica es dominante
Si $S \ll 1$	Resistencia viscosa es dominante

Tabla 3.1: Estudio del parámetro adimensional S

Resulta obvia la utilidad del número adimensional S a la hora de simplificar la ecuación. Por lo tanto, no estaría de más calcular el valor de S para unas condiciones normales para el ser humano. Por ejemplo, un hombre en reposo puede efectuar alrededor de 15 inspiraciones por minuto y las partículas que se encuentran suspendidas en el aire tienen un diámetro aproximado de $1 \mu\text{m}$. Si se sustituyen estos valores en la definición de S se obtiene un valor considerablemente inferior a la unidad. Por tanto, la resistencia viscosa es el único efecto a tener en cuenta junto con las fuerzas de volumen y la nueva ecuación simplificada quedará como sigue (ignorando la rotación de la partícula):

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \frac{18\mu_f}{\rho_p d_p^2} m_p (\vec{u}_f - \vec{u}_p) + \sum_i F_i$$

Esta ecuación es aplicable al trabajo desarrollado a lo largo de este proyecto, pero para que esta ecuación pueda ser aplicada a otro experimento se debe tener en cuenta que la esfera sólida se sitúe lejos de las paredes así como de otras partículas para evitar posibles interacciones. Como se ha dicho, en el caso de uso terapéutico de aerosoles esta condición se cumple debido a la baja densidad del mismo.

A partir de dicha ecuación se observa como la aceleración de la partícula únicamente depende de la resistencia viscosa y de las fuerzas externas aplicadas en la partícula. Por tanto, podemos estudiar el caso de una partícula liberada en reposo situada en un fluido también en reposo. Una vez que todas las componentes de las fuerzas que actúan sobre la partícula se equilibran la partícula alcanzará su velocidad terminal v_s que viene dada a partir de la ecuación anterior según,

$$3\pi\mu_f d_p v_s = \frac{4}{3}\pi \left(\frac{d_p}{2}\right)^3 g(\rho_p - \rho_f)$$

Teniendo en cuenta que $\rho_p \gg \rho_f$ y despejando se tiene:

$$v_s = \frac{4}{72\mu_f} d_p^2 g \rho_p$$

Otro concepto a definir es el tiempo de relajación, que de algún modo da la capacidad de la partícula de adecuarse a los cambios repentinos de velocidad del fluido. Este tiempo está dado por la siguiente expresión:

$$\tau_p = \frac{v_s}{g}$$

Utilizando la expresión de v_s se tiene que el valor del tiempo de relajación es:

$$\tau_p = \frac{d_p^2 \rho_p}{18\mu}$$

En el caso en el que la densidad del fluido y de la partícula tengan valores similares la velocidad terminal se puede obtener de la forma siguiente:

$$v_s = \tau_p g \left(1 - \frac{\rho_f}{\rho_p} \right)$$

Por otra parte, también se puede llegar a realizar otras diferentes observaciones de los razonamientos expuestos hasta el momento. Así, nótese que la diferencia de velocidades entre la partícula y el propio fluido que envuelve a ésta provocará una resistencia viscosa regida por la ley de Stokes. Esta resistencia puede ser definida a través de un coeficiente de resistencia C_D tal y como se describe a continuación.

$$\vec{F}_D = C_D A_p \frac{\rho_p}{2} |\vec{u}_f - \vec{u}_p| \times (\vec{u}_f - \vec{u}_p)$$

Donde \vec{F}_D es la resistencia viscosa

A_p es la superficie de la partícula

Experimentalmente se han demostrado fuertes relaciones entre el coeficiente de resistencia C_D y el Número de Reynolds de la partícula Re_p . Esta relación es mostrada en la *Figura 3.5*, donde se aprecia un brusco cambio en la tendencia de la gráfica a altos números de Reynolds. Este cambio es debido a la transición entre el régimen laminar y el turbulento. También nótese que para números de Reynolds inferiores a la unidad la viscosidad es dominante y no se deben de considerar los efectos inerciales.

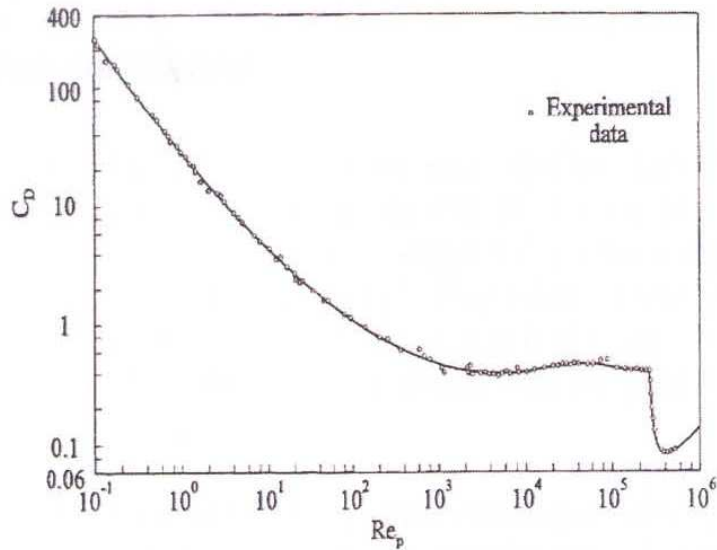


Figura 3.5: Relación experimental entre C_D y Re (The handbook of fluid dynamics. R.W. Johnson)

Stokes (1851), propuso una relación analítica que explicara esta relación para $Re_p < 1$. Así,

$$C_D = \frac{24}{Re_p}$$

Donde Re_p es el número de Reynolds de la esfera basado en su diámetro y su velocidad relativa. Por tanto, este número de Reynolds puede escribirse de la forma siguiente:

$$Re_p = \frac{\rho_f \cdot |\vec{u}_f - \vec{u}_p| \cdot d_p}{\mu}$$

Donde ρ_f es la densidad del fluido

$|\vec{u}_f - \vec{u}_p|$ es la velocidad relativa entre la partícula y el fluido

d_p es el diámetro de la partícula

μ es la viscosidad dinámica

No confundir con el número de Reynolds del fluido, dado por la siguiente expresión:

$$Re_f = \frac{\rho_f \cdot U \cdot L_f}{\mu}$$

Donde U y L_f son la velocidad y la dimensión característica del fluido respectivamente.

Una vez obtenida la expresión analítica entre C_D y Re_p , se puede sustituir ésta en la expresión anterior de la resistencia viscosa librando a esta ecuación del término C_D y quedando de la manera siguiente:

$$\vec{F}_D = 3\pi\mu d_p(\vec{u}_f - \vec{u}_p)$$

Hay que tener en cuenta también que la relación establecida por Stokes, fue modificada posteriormente por Ossen de modo que este autor propuso la siguiente expresión:

$$C_D = 24 \cdot \frac{1 + \frac{3}{16 \cdot Re_p}}{Re_p}$$

Este coeficiente fue denominado coeficiente resistente de Ossen aunque si bien es cierto en el presente trabajo éste no será estudiado con demasiado detalles.

3.2 Mecanismos de deposición de partículas

Al comienzo de este capítulo fueron introducidos conceptos relacionados con los mecanismos de deposición pero éstos no fueron explicados en profundidad. Ahora, los siguientes párrafos centrarán su atención en el estudio de los distintos mecanismos con el fin de comprender mejor los experimentos realizados más adelante.

Es sabido que durante la respiración el número de partículas que entran en el organismo no es el mismo que el número de éstas que salen. Las partículas se dice que se depositan cuando impactan por ejemplo contra una pared no pudiendo moverse después del impacto. Son numerosos los aspectos que pueden influir en la deposición de una partícula, entre los más importantes se puede destacar la aerodinámica de la partícula, las condiciones respiratorias tales como la frecuencia de respiración o la estructura de las propias vías respiratorias.

A continuación, los diferentes mecanismos serán explicados en detalle.

3.2.1 Deposición por gravedad

La sedimentación es uno de los mecanismos de deposición más importantes. Todas las partículas son afectadas por la aceleración de la gravedad. Algunos autores como Schlessinger [29] han demostrado que este es el principal mecanismo que se da en partículas con un diámetro superior a 0,5 μm donde la velocidad del fluido es relativamente baja. Por ello este tipo de deposición es dominante en la zona respiratoria donde el flujo se encuentra en régimen de Stokes.

Así, la gravedad será capaz de acelerar la partícula y favorecer su sedimentación. No obstante, la gravedad no es la única fuerza que actúa, existe otra importante denominada fuerza de Stokes que será proporcional a la velocidad de la partícula. De esta forma, esta segunda fuerza de sentido opuesto terminará por compensar el efecto de la gravedad alcanzando en dicho momento la partícula su velocidad límite. Notar que la fuerza gravitacional se obtendrá restando al efecto de la gravedad la fuerza de empuje de acuerdo con el principio de Arquímedes según se muestra a continuación.

$$F_{Gneta} = \rho_p V g - \rho_f V g$$

Donde ρ_p es la densidad de la partícula

ρ_f es la densidad del fluido

V es el volumen de la partícula

g es la aceleración de la gravedad

Por lo general y como se vio anteriormente la relación $\frac{\rho_f}{\rho_p}$ resulta ser bastante inferior a la unidad por lo que el término correspondiente a la sustentación puede ser despreciado. Así, se obtiene una expresión para la velocidad límite a partir del balance de fuerzas idéntica a la que se obtuvo en el apartado anterior.

$$v_s = \tau_p g = \frac{d_p^2 \rho_p}{18\mu} g$$

Por lo general, será considerado que esta velocidad límite es alcanzada por la partícula casi instantáneamente. Aunque por el contrario este hecho se puede ralentizar en los casos en los que la sustentación empiece a jugar un papel importante.

Por tanto, como se ha mostrado hasta ahora, la fuerza de la gravedad puede tener la capacidad de desviar a la partícula de su línea de corriente lo cual la puede precipitar sobre las paredes de las vías respiratorias. Por lo general la estructura de éstas será la de conductos más o menos inclinados como el mostrado en la *Figura 3.6*, en la que se ve como la desviación de la trayectoria ha facilitado la deposición de la partícula. No obstante, aunque la gravedad es la causante de la deposición, existen toda una serie de aspectos que van a facilitar o empeorar este hecho. Así, el ángulo que describe el conducto con la horizontal puede ser determinante, del mismo modo que la posición de partida de la partícula en la entrada del conducto o la propia longitud del mismo.

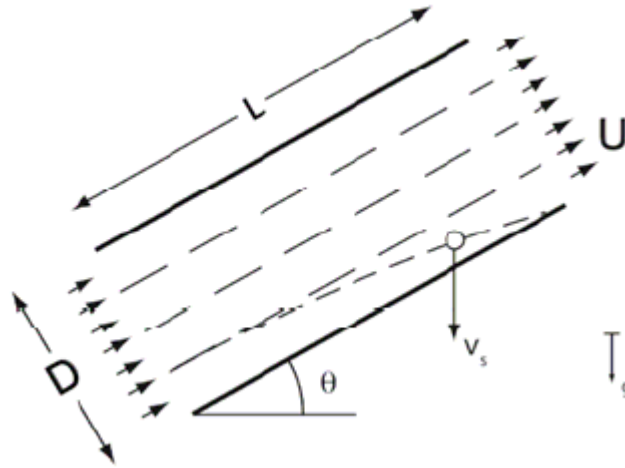


Figura 3.6: Deposición por gravedad en plano inclinado

3.2.2 Impacto por inercia

Este mecanismo fue estudiado al principio de este capítulo y ahora será retomado en detalle. Se habla de su importancia en regiones como la nariz, donde la geometría facilitaba la deposición de partículas. En ese caso, la geometría cambia rápidamente y las partículas no pueden modificar su trayectoria evitando así el impacto debido a la alta velocidad de las mismas.

Este mecanismo ha sido observado en la primera generación del árbol bronquial para partículas cuyos diámetros sean superiores a $0,5 \mu\text{m}$. Las principales zonas de deposición se encuentran en la región que separa el conducto madre y los conductos hijos comúnmente conocida como carina. Según Comer, la deposición en la carina es simétrica en la primera generación pero como el flujo no tiene el tiempo suficiente como para restablecerse la deposición es asimétrica en la siguiente carina, tal y como se puede ver en la *Figura 3.7*.

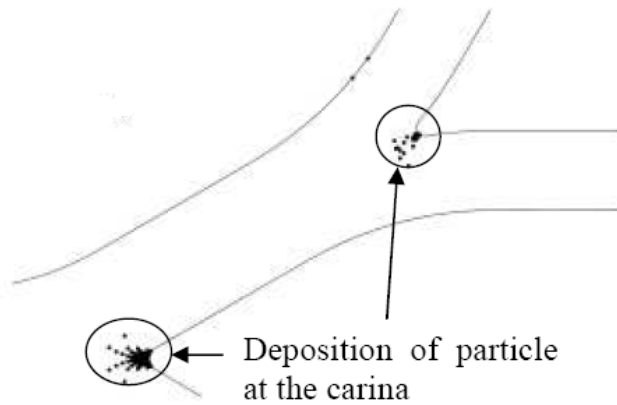


Figura 3.7: Deposición de partículas en la carina

En otros casos podemos tener una geometría sin cambios bruscos pero sin embargo una elevada velocidad puede modificar las trayectorias como por ejemplo sucede en el caso en el que la partícula es desviada debido a la fuerza centrífuga. Ver Figura 3.8.

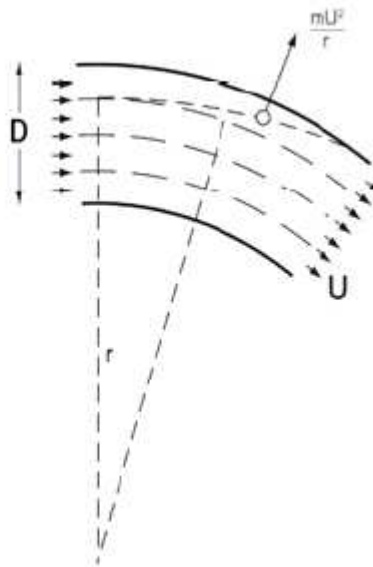


Figura 3.8: Efecto de la fuerza centrífuga en la deposición de partículas

En la Figura 3.8, la trayectoria final modificada de la partícula para que ésta no siga las líneas de corriente y termine precipitándose sobre la pared exterior dependerá de la fuerza centrífuga $m \frac{U^2}{R}$ y de la resistencia viscosa en su componente radial. Para cuantificar esta relación será utilizado el número adimensional de Stokes, que relaciona las fuerzas de inercia y las viscosas.

$$St = \frac{\tau_p}{\tau_f}$$

Donde,

$$\tau_f = \frac{D}{U}$$

Siendo U la velocidad del flujo y D el diámetro del conducto.

Así, podemos escribir el número St como,

$$St = \frac{d_p^2 \rho_p U}{18\mu D}$$

A partir de esta expresión se pueden extraer diferentes análisis y conclusiones pues con ella se sabrá qué aspectos facilitarán la deposición a causa de la inercia y por el contrario que otros aspectos la evitarán. En términos generales y debido a la propia definición del número St, la inercia será dominante para St elevados. A modo de resumen a continuación se muestra la *Tabla 3.2* que esquematiza los resultados en función del valor de este parámetro.

Si $St \ll 1$	Las partículas se comportarán como una traza siguiendo el flujo
Si $St \gg 1$	La inercia jugará un papel importante facilitando la deposición de las partículas

Tabla 3.2 : Estudio del parámetro St

3.2.3 Difusión

La difusión Browniana es uno de los mecanismos más importantes en las vías respiratorias periféricas y en los alveolos que precisamente es la región sobre la que se focaliza este trabajo. En estas regiones las moléculas de aire pueden modificar la trayectoria de las partículas de forma que después de varios movimientos de desplazamiento éstas pueden quedar depositadas en las paredes de los conductos por los que circulan. Este mecanismo tiene especial atención en partículas de reducido tamaño cuyo diámetro sea inferior a $1 \mu\text{m}$. Este tamaño es similar a la distancia promedio libre entre moléculas. Otro de los aspectos que permitirán la deposición a través de este mecanismo es tener tiempos de residencia elevados, que permitirán a las partículas tener el tiempo suficiente como para depositarse en las paredes alveolares después de diferentes choques entre partículas. Precisamente esta condición se verifica en la región inferior del sistema respiratorio. Es fácil darse cuenta que cuanto menor sea el tamaño de la partícula, más fácil se depositará ésta.

En la siguiente *Figura 3.9* se pueden observar diferencias entre los mecanismos de sedimentación (correspondiente a las partículas de mayor tamaño) y difusión Browniana (correspondiente a las partículas de menor tamaño). Obsérvese la aleatoriedad de las trayectorias de las partículas más pequeñas como consecuencia de los impactos con otras moléculas.

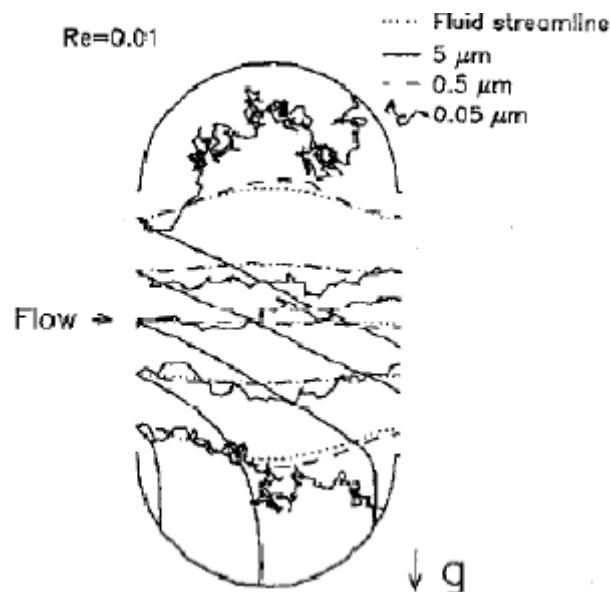


Figura 3.9: Deposición de partículas debido a la sedimentación y a la difusión Browniana (Tsuda et al.)

3.2.4 Atracción electrostática

Este mecanismo resulta sencillo de entender. Básicamente cuando respiramos, partículas cargadas pueden ser depositadas en las paredes del sistema respiratorio debido a que éstas pueden ser atraídas por fuerzas de origen electrostático, es la denominada fuerza de Coulomb. Nótese que las paredes respiratorias no están cargadas pero no obstante éstas pueden conducir la electricidad, de modo que una polaridad opuesta puede ser inducida cuando una partícula cargada se aproxima a la pared. Por esta razón, la pared y la partícula tendrán signos opuestos atrayendo así la pared a la partícula y facilitando su deposición. Por tanto, no se tiene que olvidar que este mecanismo deberá de tenerse en cuenta aún cuando la superficie de los pulmones sea neutral.

Sin embargo, las partículas de aerosol cuando se mezclan con los iones del aire serán neutralizadas y este mecanismo de deposición perderá importancia o incluso no tendrá lugar.

3.2.5 Crecimiento higroscópico

La mayor parte de las partículas son higroscópicas lo que significa que éstas serán capaces de absorber moléculas de agua que se encuentren alrededor de ellas. Cuando esto sucede, es decir, cuando las partículas absorben el agua de su alrededor éstas crecen considerablemente lo cual hará más sencilla su deposición. Este mecanismo depende por tanto en gran medida del grado de humedad que exista en los pulmones, el cual es bastante elevado, en torno a un 95 ó 99%.

Capítulo 4

Estudio de Semejanza

Son muchas las razones por las cuales resulta casi imposible desarrollar un modelo en el laboratorio que refleje al 100 % sus características reales. En el tema que ocupa este proyecto, el estudio de las regiones internas pulmonares ratifican este hecho dado que las dimensiones con las que se trabajarán supondrá una casi imposibilidad de representación fiel de la realidad en lo que a dimensiones se refiere.

La necesidad de aumentar las dimensiones ya se explicó con anterioridad así como la simplificación del modelo en cuanto a la forma del mismo, que en lugar de respetar la fisiología original se buscaba una aproximación mucho más simplificada que representase fielmente el flujo. En este capítulo se abordará un problema consecuencia de lo anterior. Las simplificaciones realizadas, así como las modificaciones en cuanto a dimensiones significarán una serie de alteraciones en otros aspectos para que la semejanza entre realidad y experimento se mantenga. No se debe de olvidar que uno de los principales objetivos de este trabajo es estudiar los resultados experimentales para certificar la veracidad de los datos obtenidos numéricamente. Por tanto, si en el desarrollo matemático y numérico por computador se ha simulado, aún con ciertas simplificaciones, el flujo real, intentándose mantener sus principales características, a la hora de comparar la parte numérica con la experimental es necesario que esta última respete unas reglas básicas de semejanza.

A modo de ejemplo, en la *Figura 4.1*, se muestra como con el fin de verificar los resultados computacionales se ha construido un modelo a partir de la propia malla del modelo basado en computador y en ésta se han realizado medidas experimentales para comparar ambos resultados. Las semejanzas entre ambos auguran buenos resultados del programa computacional pudiéndose extrapolar estos resultados para el estudio de modelos más complicados o de difícil representación a través de una maqueta. Estos ensayos fueron llevados a cabo por el “Institut National de Recherche en Informatique et Automatique” (INRIA) en Francia. Esta investigación pone de manifiesto la importancia del estudio numérico así como la necesidad de su comprobación experimental.

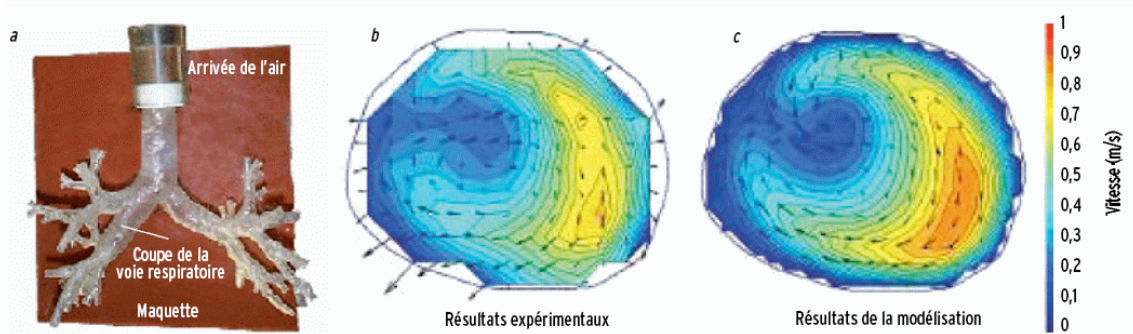


Figura 4.1: Validación experimental a partir de un modelo basado en el modelo computacional (INRIA)

Explicada así la importancia de guardar la semejanza, resulta necesario por ejemplo, elegir el fluido de trabajo adecuado para que el flujo de éste a través del modelo se asemeje al que tuviera el aire al adentrarse en la región alveolar. Ésta será la tarea en la que se centrará este capítulo, desarrollándose a continuación las justificaciones necesarias para la elección de los diferentes aspectos como es el fluido de trabajo o el tamaño de las partículas utilizadas para conseguir la semejanza.

De esta forma, a continuación se estudiarán los mecanismos para conseguir que los experimentos se asemejen lo máximo posible a la realidad. Para ello se tomará la ecuación simplificada que se demostró en el capítulo referente a la deposición y se aplicará la técnica de adimensionalización. Así, primeramente se tiene la siguiente ecuación que describe el mecanismo de deposición de las partículas, en la que solamente el efecto de la gravedad ha sido tenido en cuenta.

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \frac{18\mu_f}{\rho_p d_p^2} m_p (\vec{u}_f - \vec{u}_p) + m_p g$$

Si llevamos a cabo una adimensionalización de la misma, los resultados se muestran abajo.

$$St \frac{du_p^*}{dt^*} = (u_f^* - u_p^*) - \frac{v_s}{U} g^*$$

$$\text{Donde } u_p^* = \frac{\overline{u_p}}{U}$$

$$u_f^* = \frac{\overline{u_f}}{U}$$

$$t^* = \frac{tU}{D}$$

$$g^* = \frac{g}{|g|}$$

En esta ecuación se pueden distinguir dos números adimensionales diferentes con los que se tendrá que jugar para conseguir la semejanza. Por una parte se tiene el cociente $\frac{v_s}{U}$ que se denotará con la letra C y que representa la importancia de la gravedad sobre la resistencia viscosa de la partícula. Por otra parte se tiene el ya conocido número de Stokes, dado por la siguiente expresión.

$$St = \frac{d_p^2 \rho_p U}{18\mu D}$$

Si se opera con la expresión anterior se puede obtener una expresión idéntica en la que aparecerán parámetros de interés para realizar el análisis.

$$St = \frac{UD\rho_f}{\mu} \cdot \frac{\rho_p}{\rho_f} \cdot \frac{d_p^2}{D^2} \cdot \frac{1}{18} = Re \cdot \frac{\rho_p}{\rho_f} \cdot \frac{d_p^2}{D^2} \cdot \frac{1}{18}$$

A partir de la expresión anterior se puede establecer la siguiente relación con la que será posible establecer una comparación entre la realidad y el modelo. Asumiendo igualdad de Reynolds.

$$\left(\frac{\rho_p}{\rho_f} \cdot \frac{d_p^2}{D^2} \right)_{\text{pulmones}} = \left(\frac{\rho_p}{\rho_f} \cdot \frac{d_p^2}{D^2} \right)_{\text{modelo}}$$

Así por ejemplo, si se considera una partícula de agua de 2 μm de diámetro en la generación 21 el término de la derecha tendría un valor de 0,0449. Así, si se usa como se ha hecho en

casos anteriores para el estudio en el modelo partículas de 0,5 mm de diámetro con el fin de simular el aerosol de 2 μm de diámetro, el resultado de acuerdo con la expresión anterior es que el material utilizado para modelar las partículas debería tener una densidad de 69684 Kg/m³, lo cual resulta imposible.

Por otra parte se puede buscar la semejanza imponiendo una relación de C entre modelo y realidad.

$$\left(\frac{v_s}{U}\right)_{pulmones} = \left(\frac{v_s}{U}\right)_{modelo}$$

Haciendo uso del número de Reynolds basado en el diámetro de la partícula y en el diámetro de la vía respiratoria se tiene:

$$\left(\frac{v_s}{U}\right)_{modelo} = \left(\frac{Re_p}{Re_f}\right)_{pulmones} \cdot \frac{D_{modelo}}{d_p^{modelo}} = C$$

$$\rightarrow d_p^{modelo} = \left(\frac{Re_p}{Re_f}\right)_{pulmones} \cdot \frac{D_{modelo}}{C}$$

Haciendo uso de la expresión de la velocidad límite se tiene:

$$\rho_p^{modelo} = \rho_f^{modelo} \cdot \left[1 + 18C^3 Fr_{modelo} \left(\frac{Re_f}{Re_p^2}\right)_{pulmones} \right]$$

Operando a partir de las anteriores expresiones se pueden obtener los valores del diámetro y densidad de las partículas del modelo. Así, los resultados obtenidos son una partícula de 54 μm de diámetro y 20771 kg/m³ de densidad, lo cual resulta inviable.

Hay que tener en cuenta que no se puede satisfacer al mismo tiempo semejanzas en lo que se refiere al número de Stokes y a C. La única manera de satisfacer ambos sería la utilización de un modelo a escala unidad y aire como fluido de trabajo, en otro caso, solamente una semejanza parcial puede ser conseguida. El tema correspondiente al fluido finalmente utilizado será explicado más adelante.

Por tanto, resulta imposible elegir un material que satisfaga al 100 % las condiciones de semejanza. Por ello, es necesario buscar una solución óptima adecuada que refleje lo mejor posible la realidad, teniendo en cuenta los parámetros estudiados, es decir, el número de Reynolds de la partícula, el número de Stokes y el cociente C. A continuación se muestran unas gráficas en las que se relacionan los diámetros de las partículas con estos parámetros. Ver *Figura 4.2 y Figura 4.3*. A partir de estas gráficas Buchmann se dio cuenta que no existía un diámetro que satisfaga la conservación de los tres parámetros simultáneamente, por lo que habrá que estudiar la importancia de los tres por separado en el caso que ocupa y decidir en función de ésta. Nótese que el material elegido para la construcción de las partículas ha sido el hierro, principalmente debido a que este material refleja muy bien la luz lo que permitirá una mejor detección en las fotografías. Ahora, resulta necesario el cálculo del diámetro de dichas partículas de hierro.

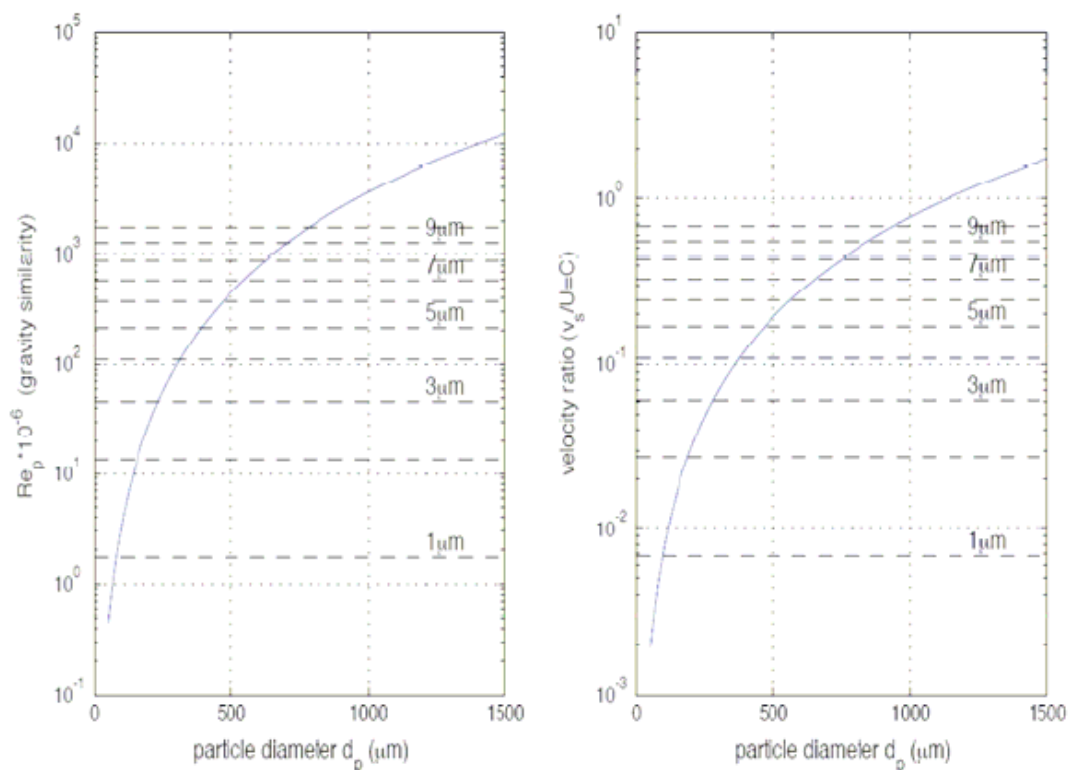


Figura 4.2: Número de Reynolds de la partícula y parámetro C vs diámetro de la partícula (Ruwet)

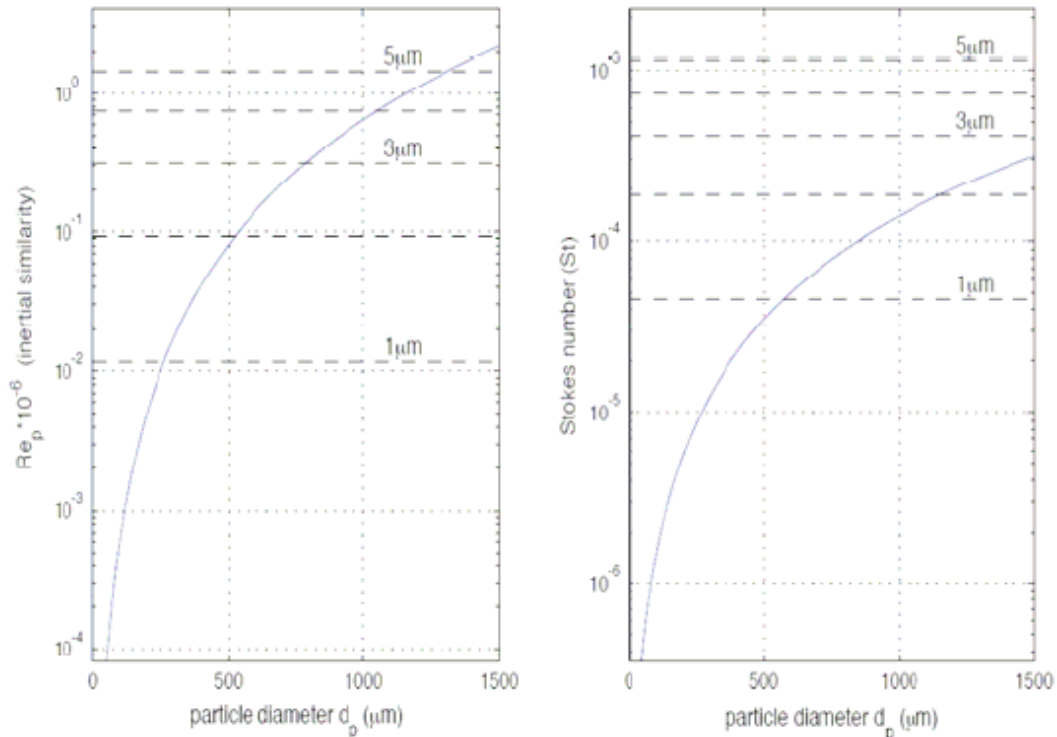


Figura 4.3: Número de Reynolds de la partícula y Número de Stokes vs diámetro de la partícula (Ruwet). Nótese que las líneas horizontales discontinúas representarán los diámetros de aerosol real que pueden ser simulados.

Para elegir así el diámetro de la partícula se deberá de hacer teniendo en cuenta cual de los efectos es el dominante. En el capítulo correspondiente a la deposición se estudió la importancia de la gravedad, influyendo en gran medida en la deposición de las partículas. Por ello será este criterio el que se tendrá en cuenta, seleccionándose el diámetro manteniendo la conservación de C.

De esta manera, de la misma forma que hizo Ruwet, se seleccionaron partículas de hierro de 0,5 mm de diámetro para simular un aerosol real de 2 μm de diámetro y partículas de 1,2 mm de diámetro para los aerosoles de 5,3 μm . Los tiempos de relajación de estas partículas modelizadas son de 108 μs para el caso de la partícula de 0,5 mm y de 624 μs para la otra. Estos tiempos son demasiado largos como para considerar que estas partículas son trazas. Nótese que en el caso de las medidas de PIV sí que será necesaria la utilización de trazas que sigan fielmente las líneas de corriente, siendo así su diámetro bastante inferior.

Capítulo 5

Introducción al PIV

En los últimos siglos una gran cantidad de científicos han tenido la necesidad de tomar medidas de velocidad. Ellos necesitaron todo tipo de avances para continuar investigando en sus trabajos y es que un simple hecho como puede ser tomar una medida de la velocidad puede resultar un gran inconveniente y sin duda significa un paso muy importante necesario de salvar para continuar con los trabajos de investigación.

En esta línea, el ser humano ha desarrollado a lo largo de la historia y en especial en este último siglo toda una serie de distintos instrumentos capaces de tomar medidas. Uno de los principales problemas que aparecieron era que los aparatos utilizados en esta tarea suponían un obstáculo para el flujo produciendo alteraciones en el mismo lo cual forzó a la búsqueda de otro tipo de técnicas que salvaran dicho problema. Por otra parte, otro inconveniente que se encontró en estas técnicas fue que las medidas tenían un significado puntual, es decir, se estudiaba la velocidad en un punto determinado pero no eran capaces de ofrecer una idea de todo el campo fluido.

Las soluciones de parte de estos problemas aparecerían años más tarde con el desarrollo de la óptica lo cual permitió notables avances en la búsqueda de soluciones efectivas. Después de la aparición de numerosas técnicas como el Laser Speckle Velocimetry, a mediados de los años 80 apareció una nueva forma de abordar el problema, el denominado Particle Image Velocimetry, más comúnmente conocido como PIV. Este avance ha sido estudiado en años recientes, lo cual no significa que sea una tecnología poco conocida o estudiada. Por el contrario, durante las últimas décadas el interés por la misma se ha incrementado notablemente. A modo de ejemplo, la popularidad e interés que este tema ha tenido en la International Symposium of Laser Velocimetry ha crecido cada año de un modo casi exponencial, como bien se refleja en la *Figura 5.1*. En esta Figura se representan el número de trabajos presentados sobre PIV en esta conferencia que tiene lugar cada dos años en la ciudad portuguesa de Lisboa.

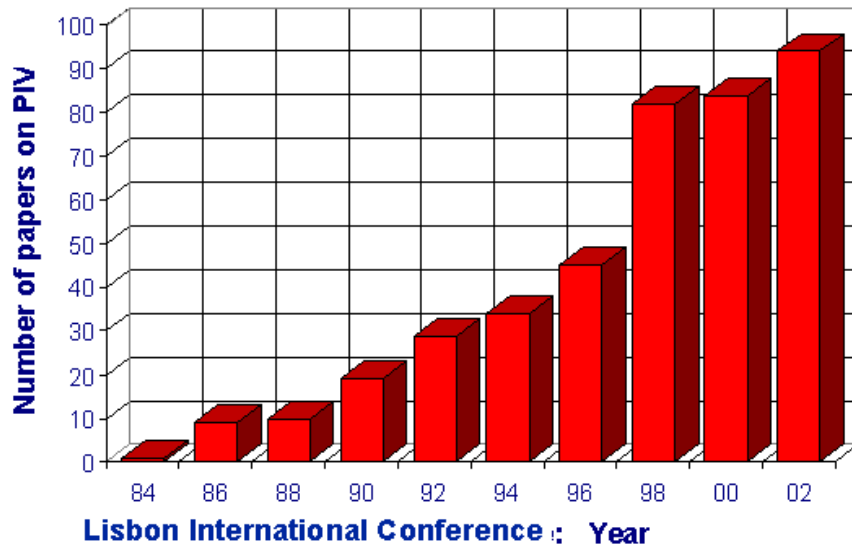


Figura 5.1: Número de trabajos presentados sobre PIV (Lisboa)

Existen muchas variantes de PIV debido a que durante los últimos años la tecnología ha cambiado mucho y los avances logrados han sido trasladados y aplicados a estas técnicas. Por ejemplo, el uso de ordenadores ha permitido desarrollar un procesado directo de imágenes a velocidades que cada vez son más elevadas. No obstante, el objetivo de este proyecto no reside en explicar los diferentes tipos de tecnologías sino que se centrará la atención en dar una idea global de los instrumentos que serán usados durante los experimentos entendiendo al mismo tiempo sus principios de funcionamiento.

5.1 Principio del PIV

En primer lugar, se deben de introducir en el fluido cuya velocidad se quiere medir trazas de partículas que serán arrastradas por el propio fluido. De esta forma, se tomarán fotografías del fluido en las que estas trazas quedarán representadas y teniendo en cuenta el desplazamiento de las mismas y el intervalo de tiempo entre las fotografías serán obtenidas medidas de velocidad.

Las partículas utilizadas deberán de ser lo suficientemente pequeñas como para ser arrastradas por el flujo siguiendo al mismo sin problemas. Sin embargo, éstas tienen que ser capaces de esparcir la luz, lo que permitirá la toma de fotografías pues es necesaria una determinada cantidad de luz para poder apreciar los resultados razonablemente bien. Por ello, existe en contraposición un límite mínimo de tamaño, no pudiendo ser las partículas tan pequeñas como se desee. Por lo general, el tamaño de las partículas utilizadas suele situarse entre 1 y 10 micrómetros.

Téngase en cuenta que en este caso la imagen grabada no corresponderá exactamente con el diámetro de la partícula multiplicado por su magnificación, debido a que no se tiene que olvidar el efecto de difracción de las lentes fotográficas. De esta manera se tendrá lo siguiente.

$$D_i = \sqrt{(M^2 D_p + D_e)}$$

Donde D_i es la dimensión efectiva de la imagen de la traza

M es la magnificación

D_p es el diámetro de la partícula

D_e es el diámetro limitado de difracción de la imagen de la partícula el cual es dado por la siguiente expresión:

$$D_e = 2,44(1 + M)f\#\lambda$$

Donde $f\#$ es el número f de la óptica fotográfica que caracteriza la apertura y λ es la longitud de onda del laser.

Por otra parte, otro aspecto a cuidar es la concentración de partículas en el experimento. En el caso en el que la concentración sea demasiado pobre no habrá la cantidad de trazas suficientes para llevar a cabo el experimento no siendo posible como consecuencia medir el campo de velocidades. En el caso contrario, si la concentración es demasiado elevada las partículas no podrán ser diferenciadas unas de otras y el ratio *señal y ruido* será demasiado bajo como para obtener resultados fiables. Además, este hecho también podría afectar al flujo y podría desembocar a su vez en problemas de absorción con la luz, lo que podría deteriorar la calidad de la lámina de luz. No obstante, siempre se buscará tener el valor de concentración más elevado posible y será dado por la siguiente expresión.

$$\sqrt{\left(\frac{1}{\Delta z C}\right)} \gg \frac{D_i}{M}$$

Donde C es la concentración máxima en PIV

Δz es el espesor de la lámina de luz

Como regla general se puede adoptar que los valores de concentración se encuentran situados entre 10^{10} y 10^{11} partículas por m^3 .

Básicamente, los aspectos más importantes a la hora de comenzar a estudiar esta técnica son la iluminación y la grabación. En primer lugar, el cuidado de la iluminación tiene un rol especial, pues es necesaria una importante presencia de luz para garantizar una buena resolución en los resultados. En esta línea, la mejor forma para iluminar la región a estudiar es con un laser, el cual producirá una lámina luminosa estrecha pero de gran intensidad. Esta lámina, iluminará únicamente el área en el que se llevará a cabo el estudio de velocidad. Nótese que en un principio tendremos un láser pero como se ha visto, necesitamos transformar éste en una lámina por las razones ya mencionadas. Para conseguir esto se hará uso de lentes cilíndricas y espejos especiales. En el caso particular que se estudia en este trabajo el láser tuvo que ser capaz de producir dos pulsos sucesivos y separados uno de otro un intervalo ajustable de tiempo.

De este modo, el láser creará la estrecha lámina de luz que se extenderá sobre la región de interés. Esto permitirá que las trazas a su paso por dicha área, sean iluminadas pudiéndose tomar dos imágenes consecutivas (imagen A y B) de las mismas mediante la utilización de un sistema fotográfico. Ambas imágenes estarán separadas por un cierto intervalo de tiempo Δt conocido. Por lo general, la cámara estará situada perpendicularmente a la lámina de luz para

obtener fotografías en las que la imagen de la partícula sea lo suficientemente clara. Nótese además que la película utilizada para la toma de fotografías tiene que ser lo suficientemente sensible para la longitud de onda del láser. Este método es mostrado en la *Figura 5.2*, donde se puede observar la disposición física de los diferentes elementos utilizados en esta técnica.

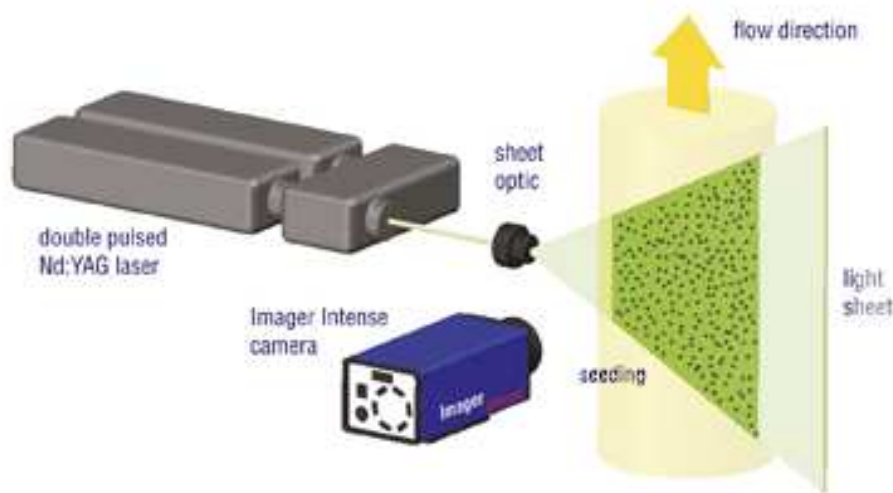


Figura 5.2: Principio del PIV (<http://www.lavision.de/techniques/piv.php>)

Como regla general, es importante mantener varios parámetros ópticos y fotográficos. Así, por ejemplo las lentes ópticas utilizadas como ya se dijo deben ser las adecuadas para conseguir un alto contraste en las imágenes obtenidas. Naturalmente esto es relativamente sencillo de conseguir si se está en posesión de una cámara de alta calidad pero este hecho no es suficiente. Se tiene que tener especial cuidado en la toma de fotografías e invertir el tiempo que sea necesario en la preparación previa como puede ser la preparación de una posible iluminación secundaria, una correcta alineación de la cámara, un correcto posicionamiento de la misma y sobre todo tener especial atención a la hora de enfocar ésta. Estas últimas son tareas que no dependen de la calidad de la cámara pero sí de la paciencia del operador y de su habilidad para llevar a cabo imágenes de buena calidad. Por ejemplo, es necesario prestar especial atención a que la lámina de luz se encuentre perfectamente perpendicular a la cámara. Esto se debe a que con este método no seremos capaces de tomar medidas en el eje z (eje perpendicular a la lámina de luz perfectamente alineada con el flujo), por lo que si la lámina de luz no es perfectamente perpendicular al equipo fotográfico podrían detectarse partículas en una parte de la lámina que más tarde desaparecerían pues se sitúan en una posición diferente en el eje z , no manteniéndose en su recorrido completo en la zona iluminada, que en este caso, erróneamente no está perfectamente alineada con la dirección del flujo. La consecuencia de este error sería un decrecimiento del ratio SN debido a una pérdida de trazas, por lo que se deberá prestar atención a la alineación del equipo fotográfico así como la selección de un grosor de la lámina de luz suficiente para evitar una pérdida

excesiva de partículas en el caso de que la componente z de la velocidad de éstas sea importante. Por otra parte también puede cobrar interés la perfecta situación del laser en la parte central del conducto por el que circula el flujo cuya velocidad se desee medir, en el caso de que la velocidad a medir sea la longitudinal al conducto, pues cualquier desviación de esta posición central haría decrecer el valor de la velocidad ya que éste es máximo en el centro del conducto.

Nótese que existen una gran cantidad de cámaras diferentes, cada una de ellas con distintos parámetros y opciones, por lo que resulta importante llevar a cabo un análisis de nuestras necesidades y en función de éstas elegir el modelo que más se aproxime a los requerimientos descritos previamente. A continuación y a modo de ejemplo, se expone una lista con información acerca de los diferentes modelos obtenida a partir del catálogo de un fabricante. Ver *Figura 5.3*, *Figura 5.4* y *Figura 5.5*.



Figura 5.3: Cámaras PIV (La Vision)
 (http://www.lavision.de/products/cameras/piv_cameras.php)

PIV cameras	ImagerPro X ¹	Imager intense	ImagerPro
resolution [pixel]	1.6k x 1.2k 2k x 2k	1376 x 1040	1.6k x 1.2k 2k x 2k
frame rate	30/14 Hz	10 Hz	30/16 Hz
pixel size [µm]	7.4 x 7.4	6.45 x 6.45	7.4 x 7.4
min. time interval (dt)	110 ns	500 ns	<200 ns
dynamic range	14 bit	12 bit	12 bit

¹ up to 4 GB memory in camera head
 enables high frame rates independant from PC speed and PCI-bus activity

Figura 5.4: Modelos de cámaras para PIV (La Vision)
 (http://www.lavision.de/products/cameras/piv_cameras_overview.php)

FlowMaster HS	FM HSS6	FM HSS5	FM HSS4 G	FM HSS3 G
resolution [pixel]	1.024x1.024 up to 5.4 kHz	1.024x1.024 up to 3 kHz	1.024x1.024 up to 2 kHz	1.024x1.024 up to 1 kHz
max. frame rate	675 kHz	250 kHz	120 kHz	60 kHz
pixel size [μm]	20 x 20	17 x 17	17 x 17	17 x 17
min. time interval (dt)	< 1 μs	2 μs	2 μs	2 μs
dynamic range	12 bit	10 bit	12 bit	12 bit

Figura 5.5: Modelos de cámaras de alta velocidad (La Vision)
(http://www.lavision.de/products/cameras/piv_cameras_overview2.php)

Por otra parte, resulta también muy importante la selección de la película fotográfica debido a que son requeridos una elevada resolución y un buen contraste. Para conseguir esto, como regla se busca que el grano de la película sea menor que el tamaño de la partícula en la imagen. La película finalmente seleccionada dependerá en gran medida del tipo de laser utilizado y de su longitud de onda.

Una vez tomadas las fotografías el siguiente paso será calcular el desplazamiento de las partículas entre la imagen A y la imagen B. Más adelante se explicarán los mecanismos utilizados para llevar a cabo este cálculo pero en cualquier caso, será necesaria la utilización de ordenadores y por tanto de un software especial para llevar a cabo este análisis. El desarrollo creciente de la capacidad de los ordenadores ha permitido un eficiente y rápido tratamiento de las imágenes cabiendo la posibilidad incluso de un estudio de la velocidad en una sección completa de flujo en tiempo real.

Finalmente, una vez calculado el desplazamiento y conocido el tiempo entre ambas fotografías resulta sencillo calcular la velocidad de las partículas. Nótese que con este método será calculada la velocidad de toda la sección del campo fluido iluminado y no la velocidad particular en un punto.

A modo de resumen se muestra a continuación en la *Figura 5.6* un esquema de la técnica utilizada con todos los pasos mencionados. A diferencia de la figura anterior, en ésta se

observa, además de la disposición de los elementos, el esquema de trabajo seguido, incluyendo el procesamiento de las imágenes.

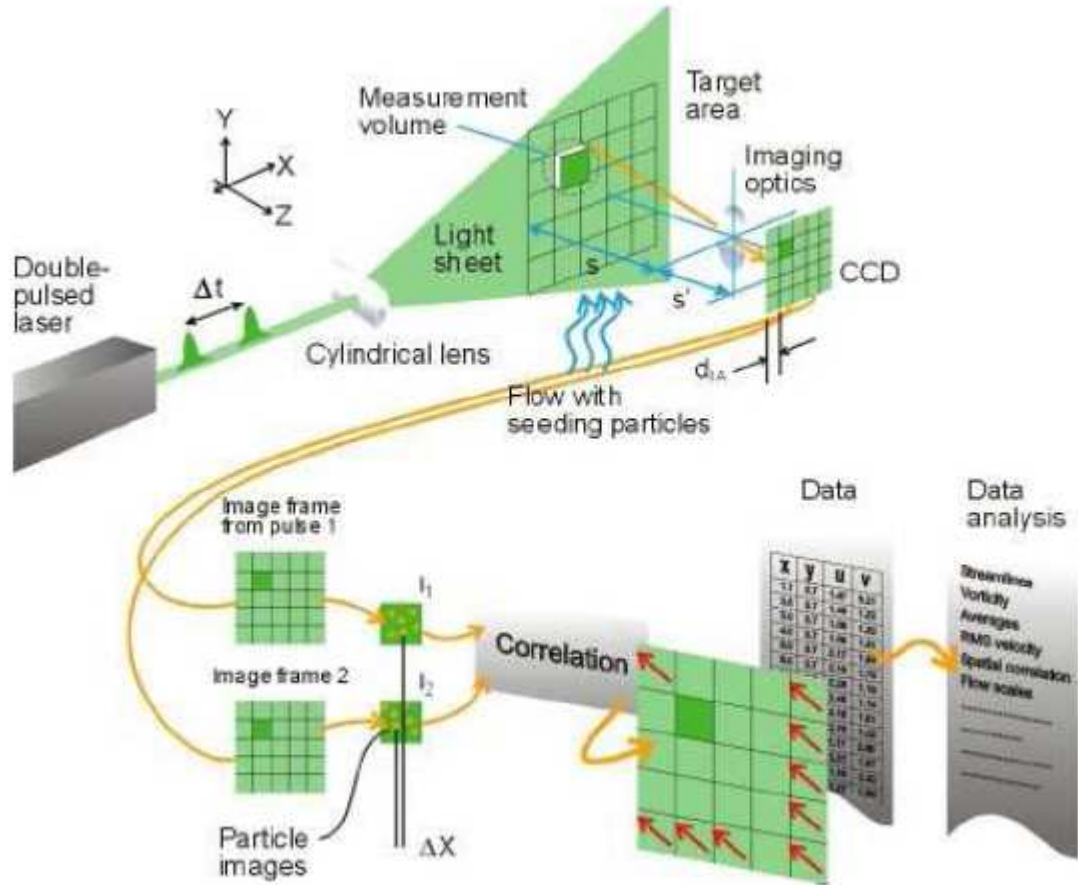


Figura 5.6: Esquema técnica PIV

5.2 Procesamiento de Imágenes

Antes, no se ha prestado especial atención a este tema debido a su complejidad. No obstante a continuación se llevará a cabo un estudio de las diferentes técnicas utilizadas, sus ventajas así como sus inconvenientes y principios de funcionamiento para poder entender mejor la técnica del PIV.

Una vez que las imágenes han sido tomadas el siguiente paso y quizá el de mayor dificultad es el tratamiento de las mismas para obtener a partir de su análisis resultados útiles. En términos globales existen dos principales métodos a la hora de procesar las imágenes: auto correlation y cross correlation; y a continuación serán explicados ambos. Nótese que existen otras formas pero al estar en desuso o por razones de complejidad no han tenido un desarrollo importante y no serán desarrolladas en el presente trabajo. Durante los experimentos llevados a cabo en este proyecto los resultados fueron analizados y procesados utilizando el segundo de los métodos que se explicarán a continuación.

Previamente a la aplicación de los métodos mencionados se llevan a cabo unas tareas que prepararán las imágenes para su análisis. En primer lugar cada imagen será dividida en diferentes ventanas de forma regular y con forma en un principio rectangular. Parece claro ver que la resolución espacial vendrá dada por el número de sub-ventanas en las que se dividirá la imagen, y por tanto del tamaño de las mismas.

Una vez que tenemos dividida la imagen en un número determinado de ventanas de menor tamaño denominadas “interrogation Windows”, el siguiente paso reside en determinar el desplazamiento de cada una de estas “interrogation Windows” llevando a cabo una comparación con las dos instantáneas tomadas. Nótese que no se está determinando el desplazamiento de una partícula en concreto, sino de una ventana en la cual se hallan un gran número de trazas. Para conseguir este desplazamiento utilizaremos o bien la transformada de Fourier o bien correlaciones, que son las dos anteriormente mencionadas.

Estos métodos permitirán la obtención de un vector de desplazamiento para cada una de estas ventanas descritas. Para ello se calculará el desplazamiento medio de las partículas localizadas en el interior de dicha ventana, tarea que se llevará a cabo comparando las ventanas de las diferentes imágenes tomadas. Esto será llevado a cabo por un software especializado cuyo funcionamiento será explicado más adelante. No obstante, es importante saber que la validación de los resultados se lleva a cabo, independientemente del método utilizado mediante un ratio denominado “signal-to-noise ratio” (SN), siendo calculado este ratio como el cociente entre la amplitud del pico más alto del mapa de correlaciones entre el segundo pico o la media del resto del mapa. Como regla general se establece un valor mínimo de dicho parámetro de 1,3, no siendo fiable el resultado en el caso de obtener resultados menores.

El valor de este ratio puede descender si las condiciones no son las idóneas, es decir, por ejemplo si no se tiene una muestra adecuada, si la iluminación no es correcta, si el tamaño de las partículas no es homogéneo o por la existencia de cualquier perturbación que haga aparecer picos de ruido que superen incluso el valor del pico de desplazamiento en el mapa de la función de correlación. En estos casos se tendrán valores muy pequeños del ratio SN lo que automáticamente hará que dichos vectores sean etiquetados como “vectores incorrectos” en el campo finalmente calculado.

5.2.1 Auto-Correlation

Este fue el primer método desarrollado en el post-procesado. Básicamente el mecanismo consiste en iluminar las trazas mediante el laser de forma que son tomadas dos imágenes de las mismas, ambas separadas un intervalo de tiempo Δt , pero ambas a su vez en el mismo frame. De esta manera se tendrán dos imágenes sobre un mismo frame en las que podrán ser diferenciadas dos posiciones distintas de las partículas correspondientes a cada tiempo, es decir las imágenes A y B están solapadas sobre un mismo frame. Véase la *Figura 5.7* donde se muestra un ejemplo del proceso explicado pudiéndose observar ambas instantáneas sobre un mismo frame y por tanto, pudiéndose apreciar sobre el mismo el desplazamiento de cada una de estas partículas. Como norma general, el tiempo entre ambas imágenes suele situarse entre 1 y 1000 μs .

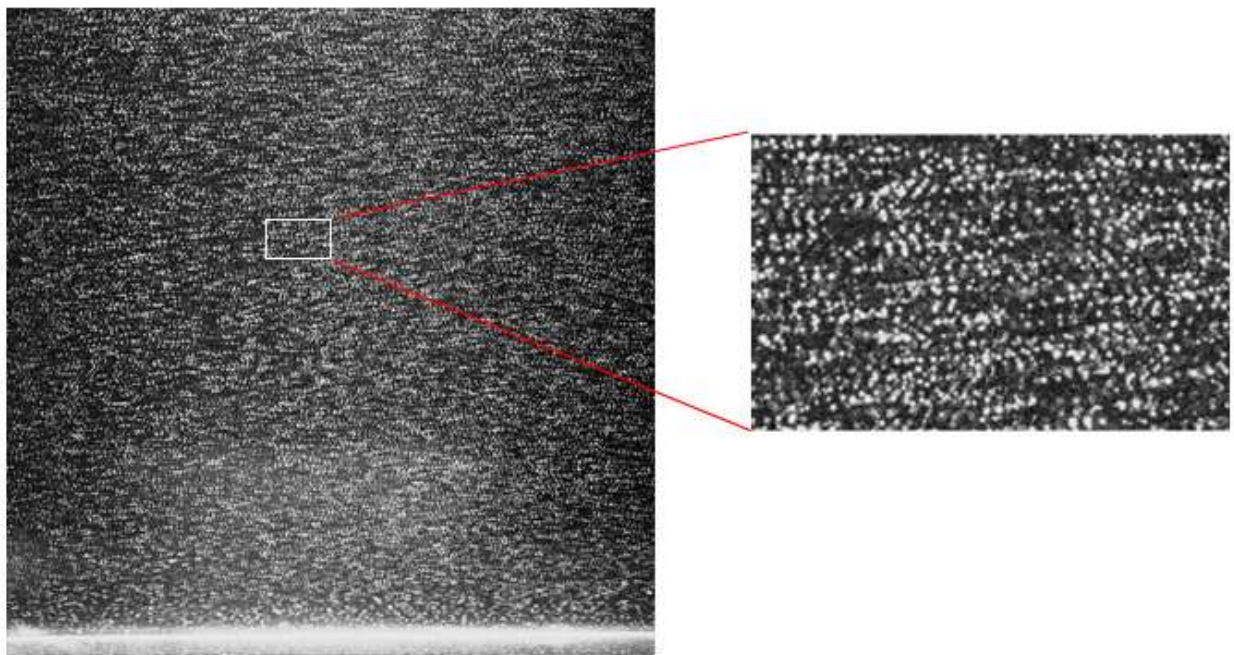


Figura 5.7 : Imagen método Auto-correlation

En términos generales, el proceso consiste en lo siguiente. Una vez que se ha dividido la imagen en sucesivas ventanas, se escogerán dos muestras de ventanas multiplicándose una por otra. Así, la segunda de las ventanas mencionadas se moverá hacia todas las posibles posiciones donde pueda existir una superposición parcial entre ambas muestras.

Otra explicación quizá más intuitiva fue dada por Moens (1995), de acuerdo con el cual las imágenes eran vistas como plantillas transparentes y las partículas como puntos negros situados dentro de éstas. Así, si se colocara una fuente de luz y las imágenes se desplazaran una sobre la otra se podrían encontrar superposiciones de partículas, es decir, se podrían detectar parejas de éstas. De esta forma, si una de las imágenes es movida un desplazamiento tal que la cantidad de color negro en la lámina es minimizada querrá decir que ambas imágenes se superponen de una manera importante y por tanto el desplazamiento será calculado.

Nótese que con este método se obtendrán diferentes picos de superposición que quedarán reflejados en el gráfico que representa la función de auto correlación. El caso más sencillo será aquel en el que las dos ventanas sean colocadas en la misma posición con total exactitud de modo que el solapamiento entre ambas fuera perfecto. En ese caso, en el gráfico aparecerá el pico más elevado en dicha posición que será conocido como la posición cero (Zero position). Sin embargo, este pico no nos muestra información adicional pues refleja la posición de partida. Por otro lado, podrán ser apreciados en el gráfico otros dos picos más pequeños que el anterior pero que destacarán sobre el resto del gráfico. Ambos corresponderán con el desplazamiento exacto de la partícula, es decir, éstos reflejarán la máxima superposición de ambas ventanas después de que las partículas se hayan movido tras el Δt , dando información acerca de la dirección de desplazamiento de la ventana. Esta información queda reflejada en la *Figura 5.8*. El principal problema a la vista de los resultados es que se obtienen dos picos relevantes diferentes correspondientes con las dos posibles sentidos de desplazamiento. No obstante existe un método conocido como "Spatial Image Shifting" que resolverá esta ambigüedad. Este método consiste en mover la imagen un desplazamiento conocido entre dos exposiciones ya sea mediante una cámara móvil o mediante técnicas ópticas.

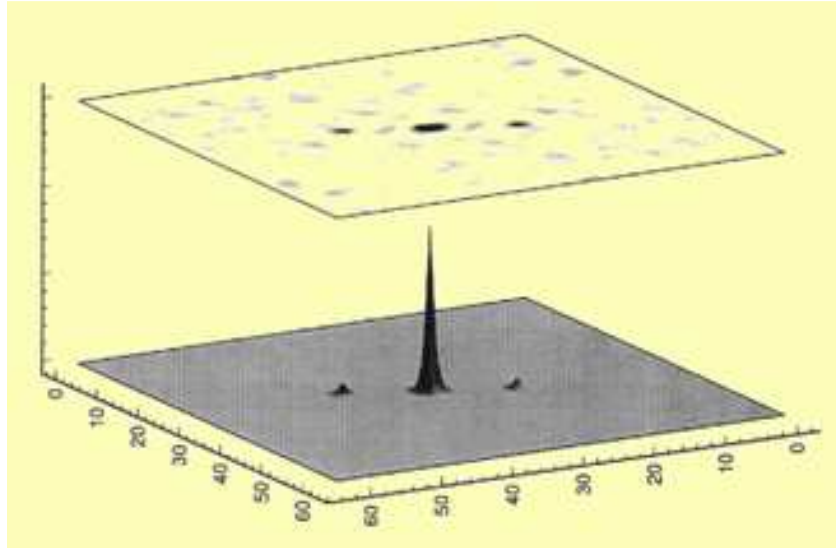


Figura 5.8 : Función de Auto-Correlación

5.2.2 Cross-Correlation

En este caso se tendrán dos imágenes diferentes de las mismas trazas a dos tiempos diferentes separados un determinado Δt , pero a diferencia del caso anterior ambas imágenes se encontrarán en dos frames diferentes tal y como se muestra en la *Figura 5.9*.

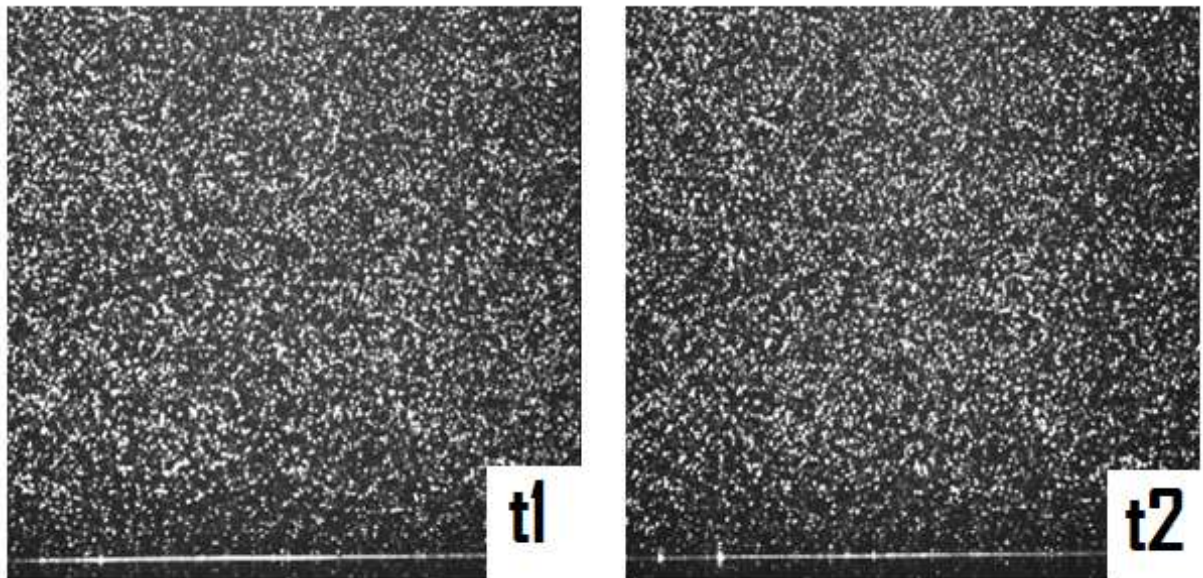


Figura 5.9: Imagen método Cross-correlation

Tal y como se procedió con el método anterior, las imágenes serán subdivididas en varias ventanas para facilitar el cálculo del desplazamiento global de las trazas para cada una de estas ventanas en las que se subdividió la imagen. Para ello se aplicarán algoritmos matemáticos que permitirán el cálculo del desplazamiento más probable. Estos algoritmos pueden encontrarse en trabajos como los de Raffel et al. (1998).

Ahora se tendrán dos fotografías en dos frames diferentes y por esta razón a la hora de subdividir en ventanas cada una de las imágenes, dos tipos de éstas serán encontradas. Las ventanas localizadas en la imagen A serán denominadas como "Interrogation area" y por el contrario las situadas en la imagen B serán conocidas como "Search area".

Dejando a un lado la nomenclatura, el método consistirá en multiplicar una ventana por la otra pixel a pixel. Así, en el caso en el que las trazas de la primera ventana no sean las mismas que las de la segunda, una cantidad con un valor elevado será multiplicada por una cantidad con un valor pequeño por lo que el resultado será un valor menor. Por el contrario, cuando las imágenes se solapan la cantidad resultante será más elevada. De esta manera podrá irse dibujando el mapa de resultados del método de modo que la correlación será calculada sobre todas las posibles posiciones relativas de una ventana sobre la otra con el fin de encontrar el correcto desplazamiento correspondiente al máximo número de trazas superpuestas. Este punto quedará reflejado en el mapa tal y como se muestra en la *Figura 5.10* gracias a la existencia de un máximo en la función.

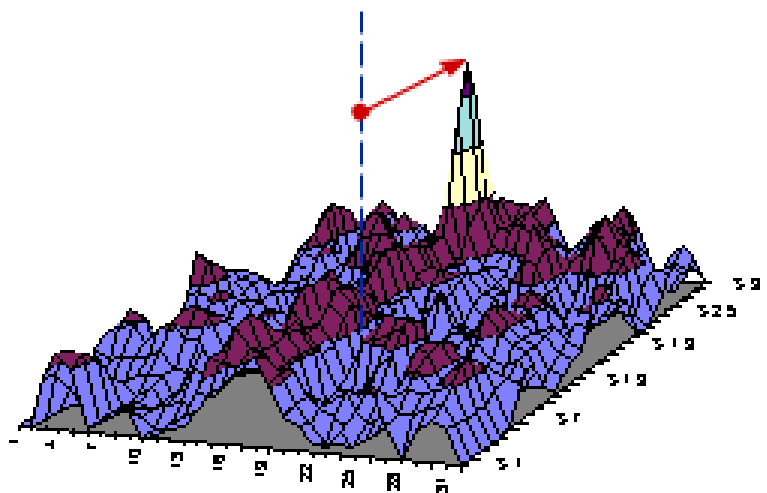


Figura 5.10: Función de Cross Correlation

Nótese que el cálculo ha sido desarrollado pixel a pixel y por esta razón el pico más elevado podrá encontrarse únicamente dentro del dominio de los números enteros. Sin embargo, en este tipo de estudios se trabaja con distancias muy cortas por lo que el trabajo pixel a pixel

puede resultar insuficiente. Por lo tanto, y con la única finalidad de conseguir una mayor precisión en los resultados será aplicada la “sub-pixel interpolation”, es decir, dividiremos cada pixel en sub-pixeles llevando a cabo una interpolación de datos. Así, podría ser considerado que el pico máximo tiene la forma de una función gaussiana y para su construcción serán usados los tres máximos picos. De esta forma, se incrementará la precisión en la determinación del máximo (no sólo números enteros).

La “Sub-pixel interpolation” juega un papel crítico porque por ejemplo pueden existir regiones dentro de las cuales se tengan bajas velocidades y por tanto desplazamiento pequeños. En estas regiones incluso podría darse el caso en que los desplazamientos pudieran ser inferiores a un pixel y por lo tanto resultaría imposible resolver nuestro problema.

5.3 Mejoras del modelo básico

En los párrafos anteriores ha sido explicado el modelo básico pero con el paso del tiempo diferentes avances han sido desarrollados e incorporados para mejorar tanto la precisión como la rapidez y eficiencia del modelo, mejorándose así los puntos débiles que hacían fallar a este tipo de modelos.

En primer lugar es necesario introducir la conocida ley de $\frac{1}{4}$ según la cual *el ancho de la ventana tiene que ser al menos cuatro veces el máximo desplazamiento de las trazas*. De esta manera se asegura el correcto funcionamiento de la correlación; de otro modo, podría desembocar en valores erróneos que llevarían a la confusión. Para explicar este hecho se hará uso de los conceptos de “interrogation window” y “search window” citados con anterioridad. El área de interrogación contiene a las trazas en el tiempo t_1 mientras que el área de búsqueda contiene a las trazas en el tiempo t_2 . En la segunda ventana aparecerán nuevas trazas y algunas de las cuales que estuvieron presentes en la ventana de interrogación no aparecerán. Sin embargo existe un área conocida como “matched area” que contiene partículas presentes en ambas ventanas. Por tanto la razón que explica la existencia de esta ley precisamente es que en grandes desplazamientos de las partículas, la correlación podría tener problemas a la hora de calcular el mencionado desplazamiento debido a que un gran número de partículas habrían desaparecido de la segunda ventana. Así, la ley de $\frac{1}{4}$ actúa como factor de seguridad evitando este posible problema. En la *Figura 5.11* puede apreciarse gráficamente este proceso, pudiendo diferenciar a la izquierda de la figura el área de interrogación y a la derecha el área de búsqueda. Nótese que únicamente las partículas sombreadas son aquellas que también estuvieron en la ventana de interrogación, representando las partículas no rellenas aquellas nuevas que no estaban antes. El área rayado representará el mencionado “matched area”.

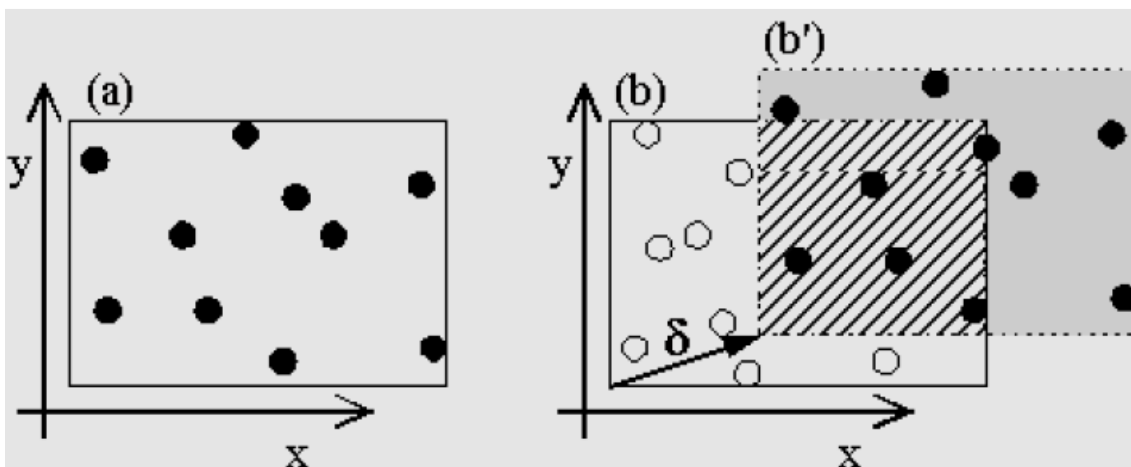


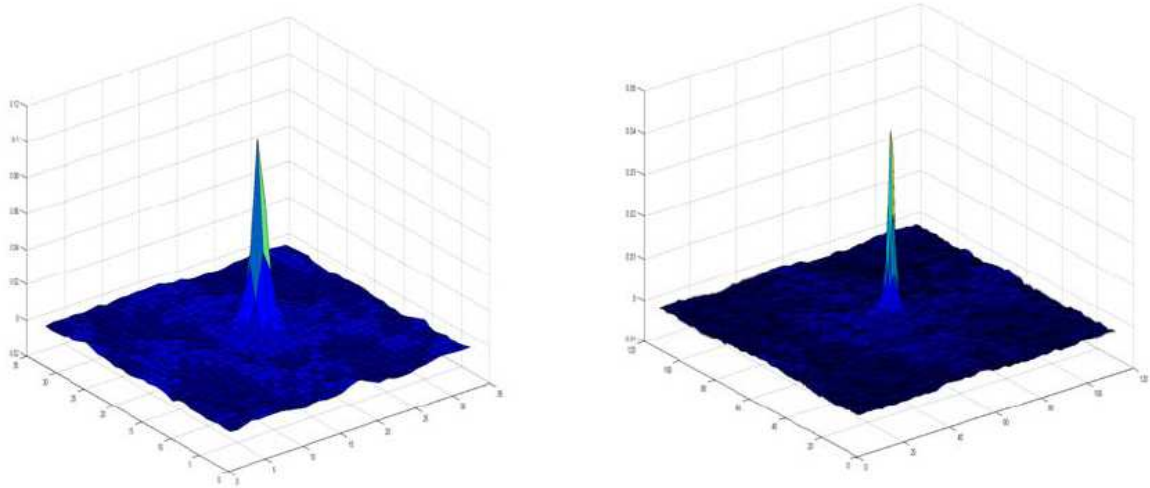
Figura 5.11: Desplazamiento de la ventana (Advance Processing Algorithm)

También son destacables otra serie de avances desarrollados como es el algoritmo de procesado avanzado (Advance Processing Algorithm). En el párrafo anterior se habló de que en el área de búsqueda únicamente se tendrá una pequeña parte de las partículas que también estuvieron en el área de interrogación. Por lo tanto, la idea que surge es la de tener una nueva área de búsqueda que se mueva sobre la antigua área con el fin de abarcar el mayor número de partículas posibles que estuvieron antes en el área de interrogación. La nueva área desplazada, que será conocida como la nueva área de búsqueda, tendrá por tanto, el mayor número de trazas que estuvieron antes en el área de interrogación. Adicionalmente, si esta nueva área se convierte en la nueva área de búsqueda y se lleva a cabo la correlación del área de interrogación con esta nueva área, los resultados obtenidos serán de una mayor calidad debido a que muchas de las partículas localizadas en esta nueva área estuvieron localizadas en la anterior área de interrogación. En la *Figura 5.11* mostrada antes, se puede observar este desplazamiento δ de la ventana con el fin de que la nueva área de búsqueda englobe el mayor número de partículas posibles.

En la tarea de mover la ventana sería interesante conocer cuál es el valor del desplazamiento buscado. Para solucionar este problema se hará uso de un nuevo avance conocido como “Zero Order Windowing”, que básicamente se trata de un predictor de desplazamiento. Por tanto, se aplicará la cross correlation a la ventana tal y como se mostró al comienzo del capítulo con el objetivo de obtener los vectores de campo. Más tarde, estos vectores de campo serán utilizados para seguir las trazas y encontrar la nueva área de búsqueda que se explico en el parágrafo anterior. Si se repitiese la cross correlation con estas ventanas ya desplazadas, se podrá obtener un nuevo campo de vectores de velocidad, el cual será el utilizado realmente. En los sucesivos cálculos, el desplazamiento de la ventana se basará en el predictor obtenido en las correlaciones previas.

El paso siguiente en esta tarea de post procesado de las imágenes sería la búsqueda de resultados más detallados y exactos que permitieran la obtención de conclusiones más fuertemente. Por lo general, las imágenes tomadas se situarán entre unas medidas máximas de 10 y 50 cm² dependiendo de la precisión de los instrumentos utilizados así como de la correlación aplicada para evitar principalmente una pérdida de precisión en los resultados. Como se explicó, las imágenes son divididas en ventanas de modo que se verifique en todo momento la ley de $\frac{1}{4}$. No obstante, por lo general esta rejilla no resulta suficiente y parece obligado llevar a cabo un refinamiento de la misma con el fin de aumentar la resolución. Así, si se reduce el tamaño de cada ventana se podrán obtener un mayor número de vectores y como consecuencia una mayor resolución en los resultados. No obstante, es necesario tener especial cuidado a la hora de elegir el tamaño de la ventana porque por ejemplo si la densidad de trazas es demasiado pequeña y elegimos un tamaño de ventana muy pequeño, puede suceder que sean muy pocas las partículas encerradas en dicha ventana o incluso que no haya trazas dentro, con lo que se obtendría en lugar de un pico en la función de correlación una distribución uniforme. Por tanto, existe un compromiso a la hora de escoger el tamaño de la ventana, teniendo que sopesar tanto el factor de aumento de precisión al tener un mayor número de vectores, como el factor de calidad del pico obtenido. En las imágenes mostradas abajo se observa cómo cuanto mayor sea las dimensiones de la ventana mayor será la calidad, debido a que un mayor número de trazas son analizadas en el interior de la misma aunque el

número total de vectores obtenidos sea menor. En resumen, es necesario encontrar un equilibrio. Ver *Figura 5.12*.



*Figura 5.12: Pico de correlación en una ventana de 64*64 (izquierda) y de 224*224 (derecha)*

Otra tendencia importante en el incremento de resolución no reside únicamente en el refinamiento de la rejilla sino también en la deformación de la misma, de modo que se consiga un mejor seguimiento de las partículas. Así, es conocido que el flujo en estudio poseerá un determinado gradiente de velocidad lo que conllevará a su vez un consecuente gradiente de desplazamiento de las partículas en cada ventana. Por tanto, resultaría un buen avance la deformación de cada ventana teniendo en cuenta el gradiente que se da en cada una de ellas con el único fin de incrementar la calidad de la correlación.

Estos dos últimos pasos pueden ser repetidos tantas veces como se quiera como si se tratase de un método iterativo con el fin de mejorar la calidad del algoritmo utilizado.

Otra mejora que requiere especial mención puede ser la técnica de solapamiento de las ventanas que no quiere decir por el contrario una repetición de trabajo ya realizado (“oversampling”) y que incrementará notablemente la resolución del método.

Durante la parte experimental de este trabajo se estudiarán diferentes aspectos y se configurarán los parámetros mencionados de forma que se obtengan los mejores valores posibles. Para ello se analizará y trabajará con el software correspondiente más adelante. El objetivo final será obtener el campo de velocidades del flujo tal y como se muestra a continuación donde la *Figura 5.13* ha sido alterada con un ordenador para poder ver en una fotografía tanto el proceso de captación de la imagen como el propio resultado del método.

Tener en cuenta que el campo de vectores obtenido, como el que se representa en la figura abajo adjunta, ha sido obtenida a través de correlaciones y por tanto se trata de una representación espacial media de lo que sucede realmente en el flujo. Por tanto, hay que tener esto presente a la hora de llevar a cabo derivaciones de este campo de velocidades o así como estudios de vorticidad, pues existe un grado de simplificación y como consiguiente de no exactitud que se debe de estudiar. No obstante, más adelante serán estudiados los errores que introduce este método.

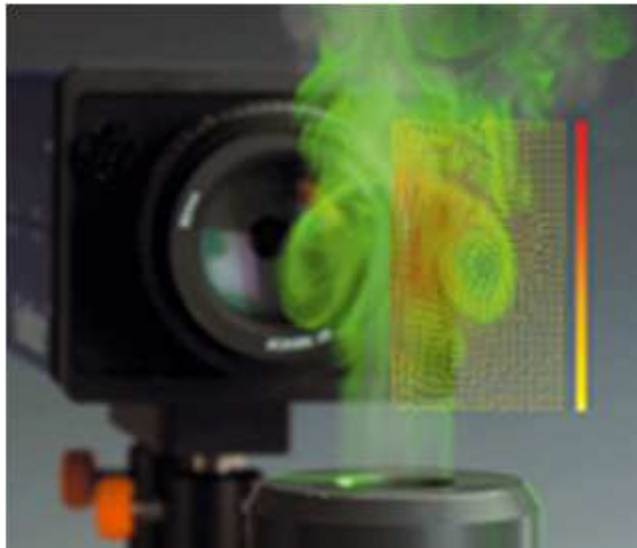


Figura 5.13: Foto-montaje instalación PIV y resultados del post-procesado de imágenes

Hasta el momento las técnicas utilizadas han estudiado únicamente dos imágenes pero se ha comprobado que los resultados obtenidos con una muestra tan pequeña no suelen ser lo suficientemente fiables. Nótese que cualquier estudio experimental es muy sensible a cualquier cambio y las condiciones óptimas, tal como la iluminación o la concentración de trazas, no siempre son obtenidas en los trabajos experimentales. De esta forma, cualquier anomalía o diferencia con los parámetros óptimos puede desembocar en medidas erróneas. Por ello la solución propuesta consiste en no sólo analizar dos imágenes sino en analizar toda una serie de éstas de modo que se haga uso de una media aritmética de las funciones de correlación sobre el conjunto de las imágenes. Matemáticamente se puede escribir como:

$$\Phi_{ens} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \Phi_k$$

Donde Φ_{ens} es la función de correlación media

Φ_k es la función de correlación de la k-ésima pareja de imágenes

N es el número de pares de imágenes

Notar que esta fórmula solo es aplicable en el caso de flujos estacionarios dado que información relativa a las inestabilidades sería perdida en caso contrario.

Ha sido demostrado que la amplitud del pico de correlación así como el valor del ratio ruido señal (signal-to noise ratio, ratio SN) se incrementan notablemente con el número de parejas de imágenes analizadas. Así, en la *Figura 5.14*, se muestra como el valor del ratio SN crece rápidamente al incrementar el número de imágenes, especialmente el crecimiento es importante hasta las 25 imágenes. A partir de éstas, el crecimiento si bien es cierto que continúa, se atenúa hasta ajustarse a una asíntota finalmente. Esto conlleva unos resultados más fiables y acordes con la realidad física del experimento.

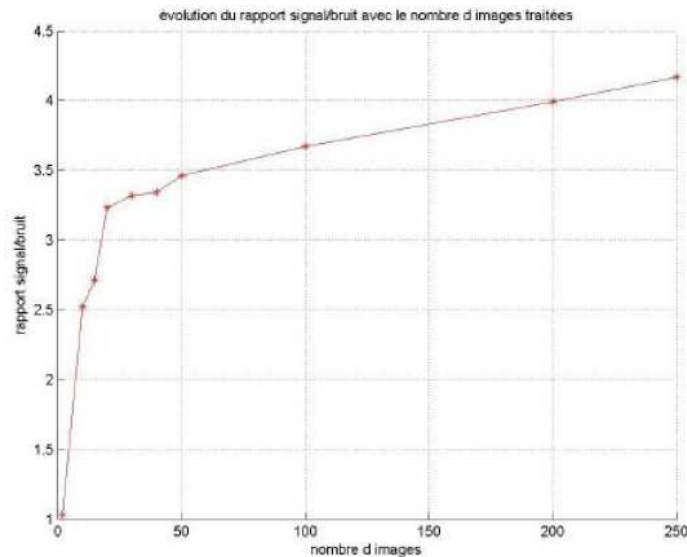


Figura 5.14: Evolución del ratio SN de una ventana interrogación en función del número de imágenes incluidas en la correlación conjunta.

5.4 Errores del PIV

Téngase en cuenta que a lo largo de este capítulo el objetivo ha residido en obtener un campo de velocidades a partir de un método que aplica una serie de correlaciones. Estas correlaciones serán aplicadas a través de un ordenador por lo que los cálculos estarán referidos en píxeles de modo que la velocidad de cada una de las sub-ventanas estudiadas será calculada de la forma siguiente.

$$U[\text{mm/s}] = U[\text{píxeles}] \cdot S \left[\frac{\text{mm}}{\text{píxel}} \right] \cdot f[\text{Hz}]$$

Donde $U[\text{mm/s}]$ es la velocidad resultante

$U[\text{píxeles}]$ es el desplazamiento en píxeles de cada una de las sub-ventanas

S es el factor de escala

f es la frecuencia de adquisición de las imágenes

En el mejor de los casos en el que se considere que se posee una instrumentación de precisión absoluta, es decir, que no induzcan error en sus medidas, aún así el cálculo de la velocidad tiene vinculado un error que se debe de considerar. Así, el “trigger” con el que se controlará la frecuencia se considerará que es totalmente exacto induciendo un error despreciable. Por otra parte, se considerará que el algoritmo de la correlación aplicado a las imágenes será perfecto y tampoco inducirá un error que se deba de tener en cuenta. No obstante, aun así no se puede decir que el error es nulo, pues la forma de cálculo del factor S induce un error que en ningún caso puede ser despreciado. Para el cálculo de este factor se hará uso de un programa de tratamiento gráfico de modo que, partiendo de una longitud conocida en el modelo como puede ser la anchura de éste, se determinará la equivalente distancia expresada en píxeles a partir de dicho programa, pudiendo establecer así una relación entre la equivalencia de una unidad de medida real como es el milímetro en píxeles. Este cálculo llevado a cabo manualmente induce un error significativo que no se debe de obviar.

Por otra parte debemos de tener en cuenta otro posible error en la propia fabricación del modelo o posterior deformación permanente del mismo, lo cual implicaría un error en el propio factor de escala pues en su cálculo se consideró una distancia conocida que a su vez puede estar sujeta a error. Este posible error también se propagaría en el cálculo del caudal

pues se hace teniendo en cuenta la sección del modelo. En ese caso, podría llevarse a cabo una verificación de los resultados calculando por un lado el caudal manualmente y por otro a partir del campo de velocidad calculado a través de las imágenes del PIV. No obstante, dada la dificultad de contabilizar este error pues se trata de un modelo cerrado y con elaboradas formas en su interior, se considerará que las medidas del modelo corresponden con las que figurarían en los planos antes de su fabricación.

Antes se han comentado posibles tipos de errores concretos pero a modo de análisis general sobre los errores y siendo bastante puristas en este aspecto se puede realizar un estudio de modo que cada medida sea acompañada de un intervalo de incertidumbre. Así, dos tipos de error pueden ser distinguidos en el caso de estudiar la velocidad a través de un método como el PIV. Por una parte existen errores asociados a la propia instrumentación que pueden afectar a cada medida y por otra parte se encuentran los debidos a la determinación de valores estadísticos a partir de un determinado número de datos.

En primer lugar, el error asociado a la propia medida de la velocidad se puede determinar cómo:

$$\frac{\Delta U}{U} = \frac{\Delta f_D}{f_D} + \frac{\Delta d_F}{d_F} \sim 2,5\%$$

Donde $\frac{\Delta f_D}{f_D}$ es una distribución aleatoria de error que hace referencia a una cuestión electrónica

$\frac{\Delta d_F}{d_F}$ es un error sistemático cometido en la evaluación de los contornos

En segundo lugar, la precisión de los parámetros estadísticos puede obtenerse usando un método basado en el análisis de Cramer (1995). Así, asumiendo que la distribución de velocidades sigue una distribución gaussiana se pueden determinar los límites de confianza para un parámetro z desconocido tal y como se muestra a continuación.

$$z \pm \lambda_p d(z)$$

Donde λ_p es un coeficiente creciente con el nivel de confianza

$d(z)$ es la desviación estándar de z para grandes muestras

Aplicando este concepto a la velocidad media y a la rms:

$$\bar{u}_t = \bar{u} \pm \lambda_p \frac{\sqrt{u_t'^2}}{\sqrt{N}}$$

$$\sqrt{u_t'^2} = \sqrt{u'^2} \pm \lambda_p \frac{\sqrt{u_t'^2}}{\sqrt{2N}}$$

Donde \bar{u}_t y $\sqrt{u_t'^2}$ son las verdaderas velocidad media y rms respectivamente

\bar{u} y $\sqrt{u'^2}$ son las velocidades media y rms obtenidas con el método respectivamente

N es el número de datos

De esta forma los respectivos errores podrán ser calculados como:

$$\frac{\bar{u}_t - \bar{u}}{\bar{u}_t}$$

$$\frac{\sqrt{u_t'^2} - \sqrt{u'^2}}{\sqrt{u_t'^2}}$$

Por tanto el número de datos necesarios para llevar a cabo una medida correctamente puede ser determinado conociendo el nivel de confianza deseado y el error aceptable, dependiendo únicamente del nivel de agitación.

En el caso que nos ocupa, en el modelo de alveolo estudiado el nivel de agitación no es demasiado importante por lo que a partir de la *Figura 5.15* puede decirse que solo un determinado y no muy importante número de datos son requeridos para tener un valor considerablemente elevado de confianza.

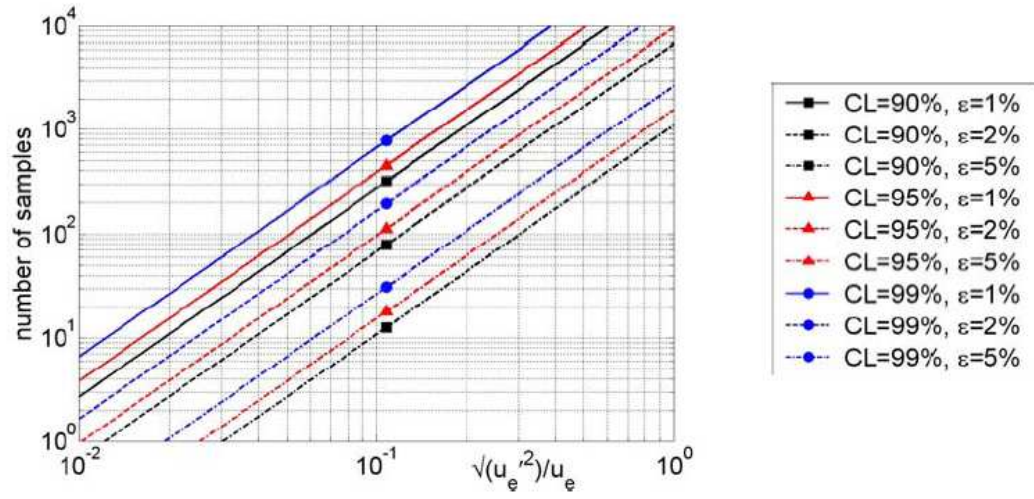


Figura 5.15: Número de datos vs nivel de agitación (Theunissen) Nótese que ϵ es el error y CL el nivel de confianza

Capítulo 6

Introducción al PTV

Esta nueva técnica difiere de manera importante de la anterior (PIV), a pesar de que compartan instrumentación al estar basados ambos en un soporte fotográfico. En particular esta técnica fue utilizada en el desarrollo de este proyecto para realizar un estudio de seguimiento de las partículas, es decir, en la tarea de estudiar el movimiento y deposición de los aerosoles en los alveolos pulmonares, se estudiaron las trayectorias de éstos en diferentes condiciones para poder así obtener conclusiones. Para ello, se tiene que realizar un seguimiento de la posición de las partículas y en esta tarea la técnica del PTV será la opción más acertada.

No obstante, aunque en este caso particular el objetivo no será la medida de la velocidad sino la detección de la trayectoria de las trazas, el funcionamiento es muy parecido al del PIV y esta técnica puede utilizarse también para medir la velocidad. En este caso, las trazas serán identificadas y se tomarán dos fotografías de cada traza en un solo frame (en el caso que no se trabaje con multi-frame), es decir, se tendrán dos imágenes de la misma traza. Entonces, midiendo la distancia entre las dos imágenes se obtendrá el desplazamiento y como consecuencia conociendo el tiempo se determinará la velocidad como se calculó en el caso anterior. La principal diferencia con el PIV reside en que se llevará a cabo un seguimiento individual de cada partícula y no se estudiará una ventana en su conjunto. En la *Figura 6.1* se muestra gráficamente las diferencias entre ambos métodos. Principalmente en el primer caso se calcula un vector de velocidad medio del conjunto formado por la ventana mientras que en el segundo caso vectores de velocidad individuales para cada una de las partículas.

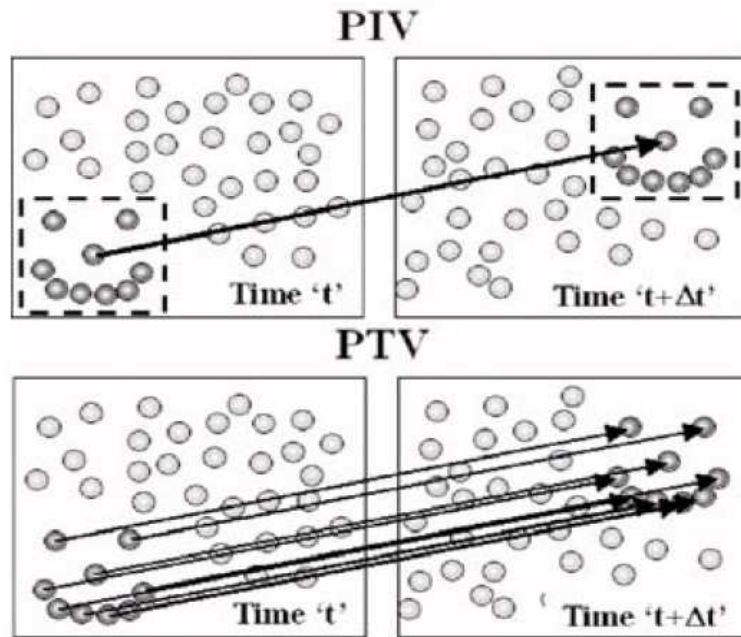


Figura 6.1: Diferencias entre PIV y PTV

Como regla general, para la utilización del PIV cada ventana de interrogación debería tener una concentración mínima de unos 6 pares de partículas. Sin embargo, en el caso de trabajar con aerosoles y no con trazas la concentración de éstos oscila en unos 0,03 partículas/pixel², valor que es bastante inferior al requerido en el caso de medidas con PIV. Por otra parte, las trazas en todo momento han sido consideradas como ideales en el sentido que eran capaces de seguir perfectamente al flujo y en el caso de los aerosoles esto no es del todo cierto. Esto es debido a la inercia que hace que los aerosoles no sigan exactamente las líneas de corriente dando lugar a posibles valores incorrectos de velocidad del flujo. Sin embargo, se suele suponer trazas ideales para obtener una medida precisa del campo de velocidades.

Dada la importancia de la técnica, un algoritmo fue desarrollado en el seno del Von Karman Institute por Theunissen de acuerdo con el cual se perseguía la construcción de un soporte informático que implementara las operaciones necesarias que permitieran el seguimiento de las partículas en el seno de un fluido. Las opciones a la hora de desarrollar el algoritmo son muy numerosas y hoy en día existen diferentes formas de proceder en cuanto a este tipo de técnica. No obstante, en la mayor parte de los casos se mantienen fijos unos pilares, no ocurriendo así lo mismo con la manera de afrontar cada uno de estos pasos. En resumen, el esquema general del algoritmo respetará los siguientes pasos:

- 1.- Detección de todas las partículas (Ver Figura 6.2 – a)
- 2.- Determinación de un predictor que ayude a situar la localización de la partícula tras un tiempo Δt (Ver Figura 6.2– b)

3.- Construcción de un área de búsqueda alrededor de la posición predicha en el paso anterior (Ver Figura 6.2 – c)

4.- Emparejar la partícula de partida con las situadas en el interior de dicho área (Ver Figura 6.2 – d)

A continuación se muestran estos cuatro pasos de forma ilustrada. Nótese que las partículas claras son las detectadas en el tiempo t y las oscuras en el tiempo $t + \Delta t$.

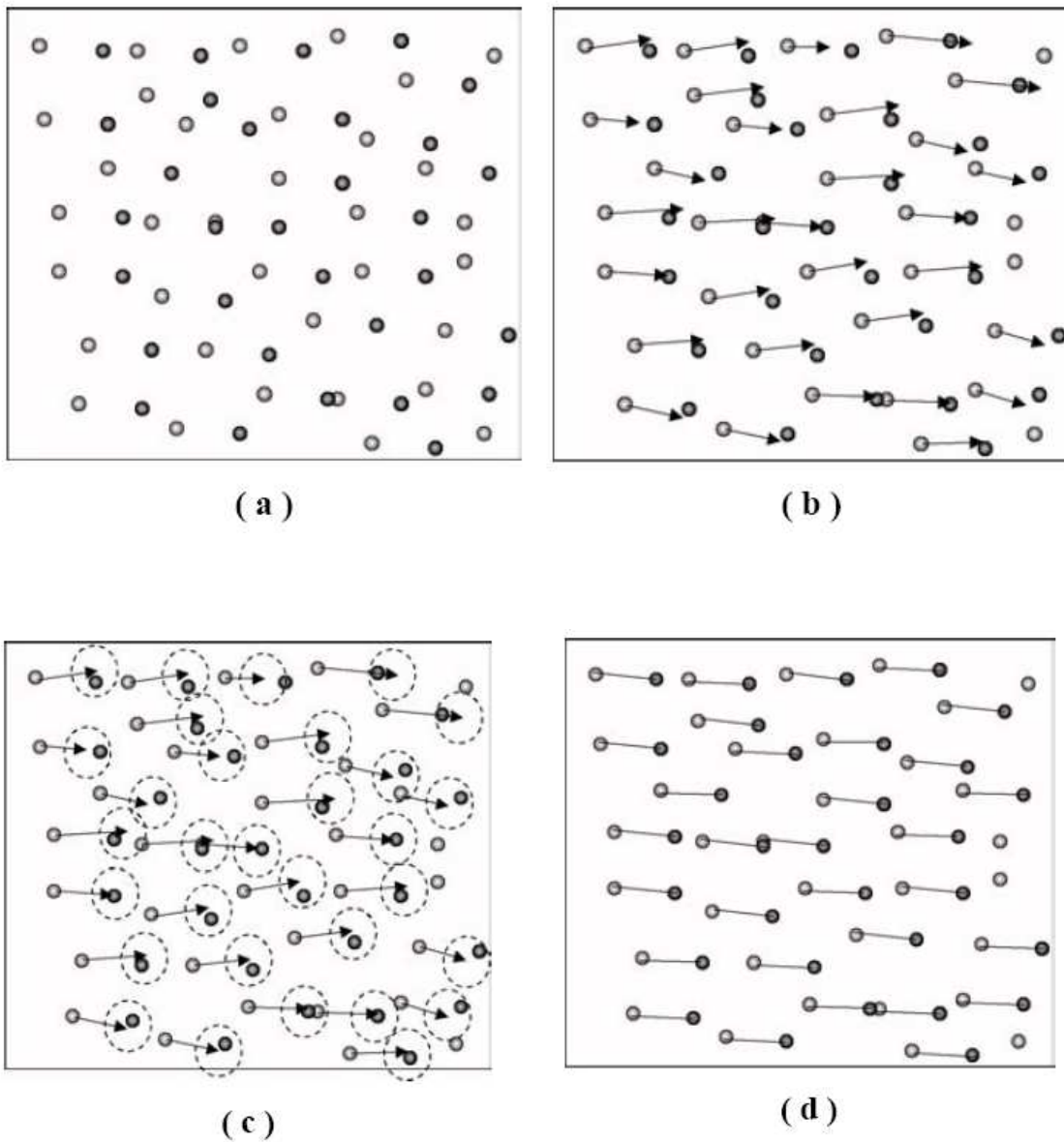


Figura 6.2: Esquema PTV

En el algoritmo que se usará en este proyecto se hará uso del método de Stitou y Riethmuller [30] para detectar las partículas en las imágenes tomadas. De esta forma, ambos usarán una forma de trabajo en la que para decidir si existe o no una partícula se tendrá en cuenta la intensidad de cada pixel. No obstante, resulta sencillo darse cuenta que cualquier perturbación como puede ser una simple reflexión o el propio ruido de la cámara puede llevar a la confusión y es por ello por lo que resulta necesario establecer unos umbrales de intensidad a partir de los cuales se pueda asegurar que un pixel forma parte de una partícula. Para el establecimiento de este umbral se tendrán en cuenta fotografías del flujo en la que no estén presentes las trazas, de modo que se establezcan umbrales para cada uno de los pixeles estudiados. Ver *Figura 6.3*.

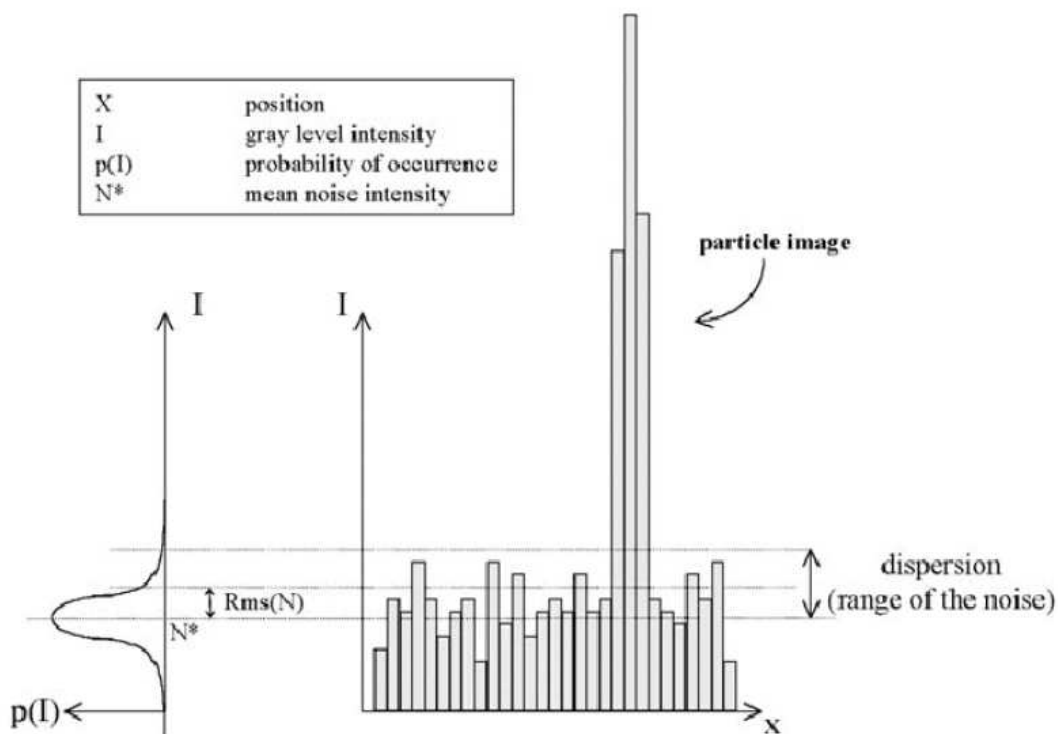


Figura 6.3: Determinación del umbral local de detección de una partícula (Stitou y Riethmuller 2001)

Para explicar los siguientes pasos se considerará que cada imagen ha sido tomada en un frame diferente de modo que se considerarán varias imágenes del flujo separadas por un Δt , en especial se considerarán 4 ($i-1$, i , $i+1$, $i+2$). De esta forma cada una de estas imágenes corresponderá con un instante determinado de tiempo, en concreto t , $t+\Delta t$, $t+2\Delta t$ y $t+3\Delta t$ respectivamente.

El siguiente paso consistirá en calcular la posición alrededor de la cual la partícula se encontrará en el instante siguiente. Para ello se pueden utilizar diferentes procedimientos, como la utilización del desplazamiento medio de las partículas vecinas o la posición de la propia partícula en el instante previo. En el caso que ocupa este proyecto, se llevará a cabo una interpolación lineal basada en la posición de dicha partícula en el instante anterior. De

esta manera, el posicionamiento del área de búsqueda se llevará a cabo asumiendo que la partícula se moverá una distancia lineal igual a la que se había movido en el paso anterior, es decir, la situación del centro del nuevo área de búsqueda en el frame $i+1$ se obtendrá prolongando la trayectoria que la partícula había descrito en su recorrido desde el frame $i-1$ al i una distancia igual a la recorrida entre los frames $i-1$ al i , de modo que el frame i se convierta en la mediatriz de la trayectoria $i-1 \rightarrow i+1$. Resulta especialmente sencillo si esta explicación se apoya en la *Figura 6.4*, donde se puede ver el método utilizado. En esta imagen las posibles trayectorias son mostradas en línea continua mientras que en discontinua se muestra la prolongación de la trayectoria anterior para la situación del centro del siguiente área de búsqueda. De esta forma se podrán situar los centros de todas las áreas de búsqueda.

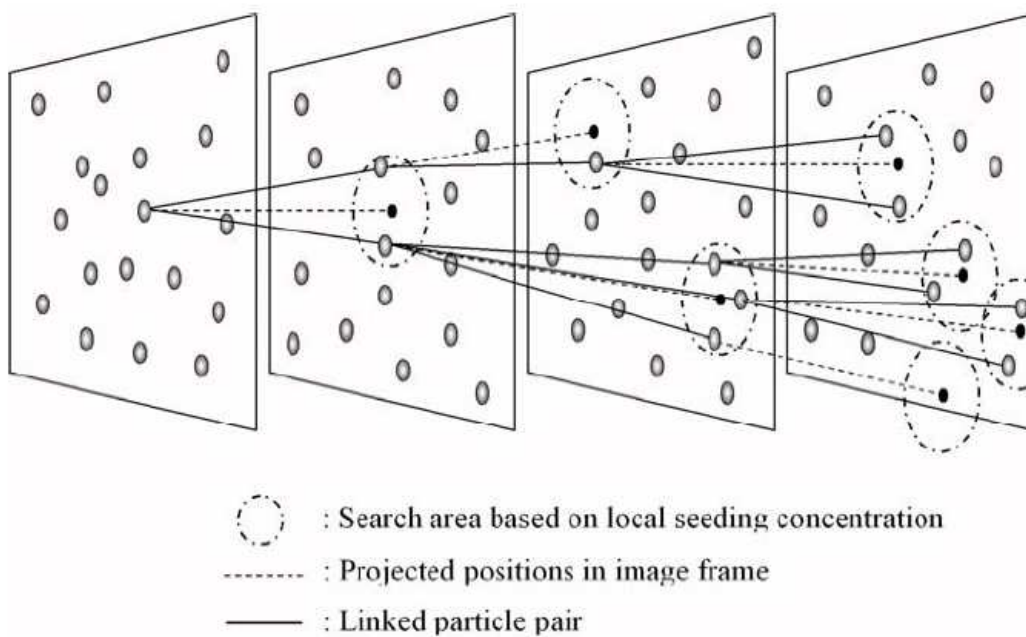


Figura 6.4: Principio PTV en 4 frames (R. Theunissen)

Nótese que para el primer caso, es decir para la primera partícula no existe una historia en la que se pueda basar el método para calcular cual será el desplazamiento de ésta. No obstante, existen otras formas de actuar en este caso, como puede ser el uso de los resultados obtenidos mediante un análisis PIV para calcular la posible tendencia de esta primera partícula.

Por tanto, en resumen la idea estaría en calcular a partir de una partícula en la imagen i , la posición de dicha partícula en la imagen $i+1$ tras un Δt . Sin embargo, siendo realistas esta tarea resulta imposible y el método lo que hará será predecir un área dentro de la cual las posibilidades de encontrar a la partícula sean muy grandes, ahorrando así un gran número de cálculos innecesarios pues se reduciría la búsqueda a un reducido área de radio r . Este radio será calculado haciendo uso de conocimientos previos del comportamiento de la partícula en el flujo así como de la resolución espacial y temporal de las medidas. Como regla general el

primer radio de búsqueda se suele establecer igual a la distancia media entre partículas definida como:

$$\lambda_i = \sqrt{\frac{\text{Área imagen}}{n^\circ \text{ partículas}}} = \sqrt{\frac{1}{C}}$$

En cuanto a los siguientes radios r_2 y r_3 se establecerán como el 25% de la distancia media entre partículas.

En el caso en el que ninguna partícula sea encerrada en esta área, la misma será incrementada en un 10 % hasta un máximo del 50 % de incremento de la distancia entre partículas, punto en el cual se considerará que la partícula ha sido perdida.

Así, una vez obtenido esta área de búsqueda, todas las partículas localizadas en su interior serán candidatas para el cálculo de la trayectoria. Cada una de estas candidatas definirá diferentes vectores velocidad y por tanto diferentes trayectorias, por lo que se implementará el método en todas y cada una de ellas. En esta línea, se repetirá el proceso para cada una de estas partículas, de modo que por ejemplo se tomaría una de ellas como correcta calculándose a continuación el nuevo área de búsqueda en la imagen siguiente (transcurrido un Δt), para continuar con el método. En la *Figura 6.5* se puede observar un resumen gráfico del método desde un enfoque diferente al abordado desde la figura anterior, aunque en ambos se explique el mismo proceso.

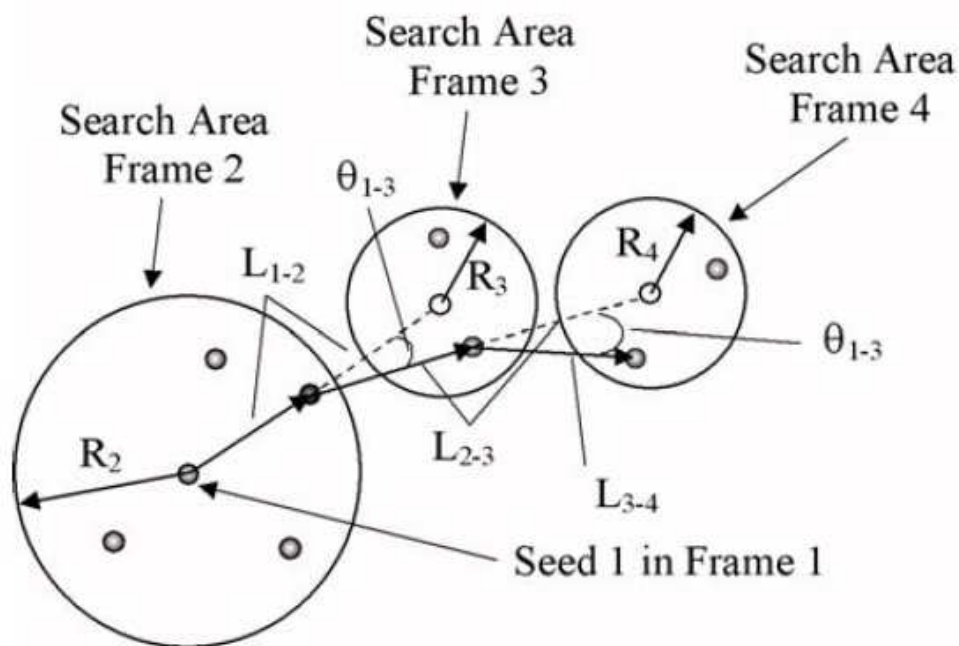


Figura 6.5: Principio de funcionamiento del PTV

Finalmente, es necesario seleccionar la trayectoria más adecuada para llevar a cabo el cálculo de los parámetros como la velocidad. Para ello, toda una serie de análisis deben ser realizados con el fin de encontrar la más adecuada de todas las trayectorias posibles. Uno de los criterios que suele tenerse en cuenta es el de mínima aceleración.

Formalmente se definirá un parámetro denominado σ_{total} que tendrá en cuenta la variación en magnitud de los vectores desplazamiento así como la modificación en la dirección de la trayectoria. Por tanto, σ_{total} actuará como un indicador de la aceleración y será definido como:

$$\sigma_{total} = \sqrt{\frac{\sigma_L^2}{\bar{L}^2} + \sigma_\theta^2}$$

Donde L es la magnitud del desplazamiento de una partícula entre dos frames

σ_L es la variación en L

\bar{L} es el valor medio de L

θ es el cambio en la dirección del desplazamiento

σ_θ es la desviación estándar en θ

De esta manera, a la hora de elegir entre las diferentes trayectorias se hará uso del criterio de valor de aceleración mínimo.

Capítulo 7

Diseño Experimental

Como se ha explicado anteriormente en el presente proyecto se está trabajando en la región inferior de los pulmones lo que supone una dificultad a la hora de llevar a cabo experimentos pues las dimensiones y complejidad de dicha región suponen un gran inconveniente. Parece literalmente imposible trabajar con modelos reales, aunque si bien es cierto Tsuda et al. llevaron a cabo experimentos en pulmones reales de ratas introduciendo gases fluorescentes para estudiar el mecanismo del sistema respiratorio a partir de un ejemplo real. No obstante, en el presente trabajo se abandonará la posibilidad de utilización de especies animales teniendo que recurrir por tanto a un modelo que refleje con la mayor fidelidad posible la realidad física del sistema pulmonar, más concretamente de un alveolo pulmonar. Obviamente como se ha mencionado, la zona de estudio supone una gran dificultad y por ello numerosos cuidados tendrán que ser tenidos en cuenta.

De esta manera el primer y quizá más importante problema a resolver es el de las dimensiones del alveolo. Los instrumentos necesarios para la construcción de un alveolo pulmonar real así como los usados en la toma de medidas deberían de tener unas dimensiones que harían inviable el experimento al mismo tiempo que se incrementarían los costes enormemente. Para solucionar esto, se construirá un modelo en el que se guarden similitudes de forma que los resultados obtenidos en el modelo se puedan extrapolar a los resultados que tienen lugar en la realidad física, facilitando así el diseño experimental sin ello significar una toma de medidas que difiera en un grado importante de la realidad. En esta línea fue necesaria la modificación de determinados parámetros para mantener en el conducto alveolar un flujo con un número de Reynolds idéntico al real.

Tras una serie de discusiones y contrastando anteriores experimentos, se llegó a un acuerdo por el cual el modelo sería construido 54 veces mayor a la realidad al igual que el modelo anterior de Dullian, tomando como referencia el diámetro del conducto, puesto que la forma alveolar tendrá que ser modificada y simplificada en orden de conseguir un buen funcionamiento del experimento. Este aumento de tamaño fue calculado para la obtención de un modelo en el cual resultase sencillo la toma de medidas y estudio del flujo. Ahora bien, teniendo en cuenta que el modelo de estudio estará basado en la generación 21 donde se puede predecir un número de Reynolds que se encuentre aproximadamente en 0,07, una modificación de otros parámetros tendrá que ser llevada a cabo para mantener la similitud y

compensar este crecimiento en tamaño del modelo. Por tanto, para conseguir igualar este valor, se cambiará el fluido utilizado de modo que en lugar de aire, será utilizado un fluido de alta viscosidad que compense el hecho anterior. El fluido de trabajo finalmente seleccionado fue un aceite de silicona DOW Corning 47 V1000, cuyas principales características se muestran a continuación en la *Tabla 7.1*. Para más información consultar *Anexo A*.

DOW Corning 47 V1000	
Color	Transparente
Viscosidad Cinemática	$1000 \frac{mm^2}{s}$
Densidad	$970 \frac{Kg}{m^3}$

Tabla 7.1: Propiedades silicona DOW Corning 200 V1000

Por otra parte, en los experimentos se llevarán a cabo medidas de velocidad y cálculos de trayectorias mediante el uso de dos técnicas basadas en instrumentos ópticos ya comentadas antes. Por ello, el modelo deberá de fabricarse teniendo en cuenta este aspecto, facilitándose así el acceso y la toma de fotografías para su posterior análisis. En este sentido, el modelo deberá de ser transparente para así permitir una toma de fotografías adecuadas, sin que la caja que permite el control de la presión del experimento pueda suponer un inconveniente (más adelante se explicará su funcionalidad en detalle). Así, el alveolo estará situado en una caja de plástico transparente que deberá de mantenerse en todo momento limpia para evitar suciedad que dificulte la visualización de las imágenes. Además, el modelo de alveolo pulmonar será fabricado con un material transparente. Adicionalmente, el modelo alveolar estará dotado de movimiento por lo que éste estará construido de un material que permita la expansión y contracción del mismo aproximadamente en un 15 % de su volumen. Esto se conseguirá con el empleo de un material elastómero denominado Sylgard 184 el cual permitirá una expansión del saco alveolar del 15 % correspondiente al valor fisiológico de expansión de los alveolos pulmonares durante la inspiración. El material utilizado vendrá definido por los siguientes parámetros que se muestra a continuación en la *Tabla 7.2*. Para más información consultar *Anexo B*.

Sylgard 184	
Color	Transparente
Módulo de Young	2,8 – 3 MPa → Deformación alveolar
Ratio de Poisson	0,48

Tabla 7.2: Propiedades Sylgard 184

Una vez seleccionados los materiales con los que se construirá el modelo, es preciso definir la forma del propio alveolo. En un primer momento se planteó la idea de reflejar lo más fielmente posible la realidad pero no obstante, como se verá, esto plantea una serie de problemas. En orden de justificar la forma final elegida, G. Dulliard llevó a cabo diferentes simulaciones de elementos finitos mediante el soporte software INVENTOR y SAMCEF de manera que pudo comprobar los inconvenientes que aparecían en los modelos cuya forma se asemejaba a la realidad. Así, se testó el modelo alveolar en forma de toroide, comprobándose que una importante deformación tenía lugar en el conducto en lugar de en el saco alveolar, el cual sufrió una débil expansión lejana al 15 % deseado. De la misma manera se presentaron otros modelos pero con resultados similares, pues o bien no se alcanzaba la expansión deseada o bien ésta tenía lugar de una manera poco uniforme y difícil de controlar.

Finalmente, la forma que mejor satisface las condiciones requeridas es la forma más sencilla de las ensayadas. Únicamente consiste en un conducto liso hueco de 20 mm que hará las veces de entrada y salida al saco alveolar y el propio saco alveolar, que consistirá en otro conducto cilíndrico hueco de 40 mm de diámetro y 30 mm de longitud tal y como se muestra en la *Figura 7.1*. Con este modelo se podrá conseguir una expansión del 15 % de forma sencilla haciendo variar la presión exterior (que será controlable pues se trata de la presión de la caja que encierra el modelo como se verá en los párrafos siguientes).

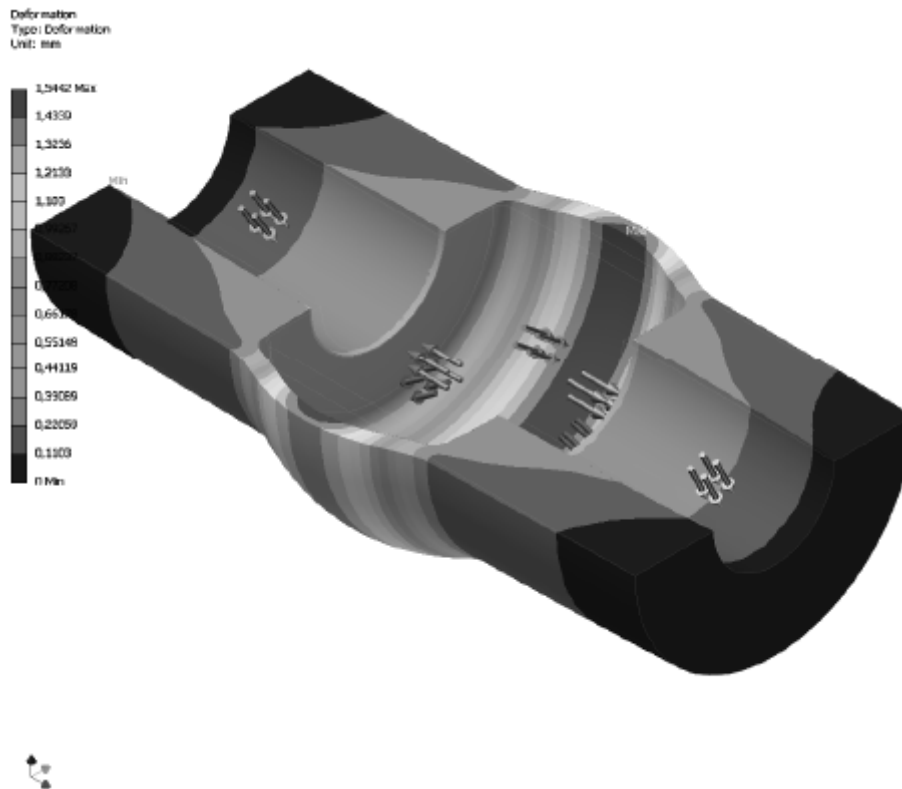


Figura 7.1: Sección longitudinal del modelo alveolar, obtenida por simulación basada en elementos finitos

Así mismo, a partir de los programas de simulación se pudieron obtener datos acerca de la variación de volumen y de la variación de las dimensiones debido a la deformación del modelo. Ver *Tabla 7.3*. Nótese que estas simulaciones fueron desarrolladas por el departamento de “Environmental and Applied Fluid Dynamic” dentro del VKI.

Δ Volumen	2,5	5	7,5	10	15	%
	706,9	1413,7	2120,6	2827,4	4241,1	mm ³
Presión hidrostática	5855	11919	17983	23837	35338	Pa
Altura del depósito	0,62	1,25	1,89	2,51	3,71	m
Máxima variación radial	0,27	0,56	0,84	1,11	1,65	mm
Máxima variación longitudinal	0,06	0,13	0,20	0,25	0,39	mm

Tabla 7.3: Resultados simulación numérica del modelo alveolar

Nótese que para conseguir la deformación volumétrica será necesario aplicar una presión que provoque la deformación del modelo flexible. Esta presión (presión hidrostática) puede ser suministrada a partir de un depósito de fluido situado a una cierta altura que proporcione la presión necesaria para la deformación perseguida. No obstante, el dispositivo experimental utilizado así como su funcionamiento será explicado más adelante.

Las dimensiones internas del modelo quedan reflejadas en la *Figura 7.2*, que representa una fotografía del modelo tomada durante su funcionamiento. La numerosa presencia de burbujas debe su explicación a que en ese momento el modelo estaba utilizando como fluido de trabajo agua, dado que se trataba de una prueba. En la toma de medidas será uno de los hechos que se tendrá que tratar de evitar, pues las burbujas podrían provocar el deterioro e incluso la ruptura del modelo.

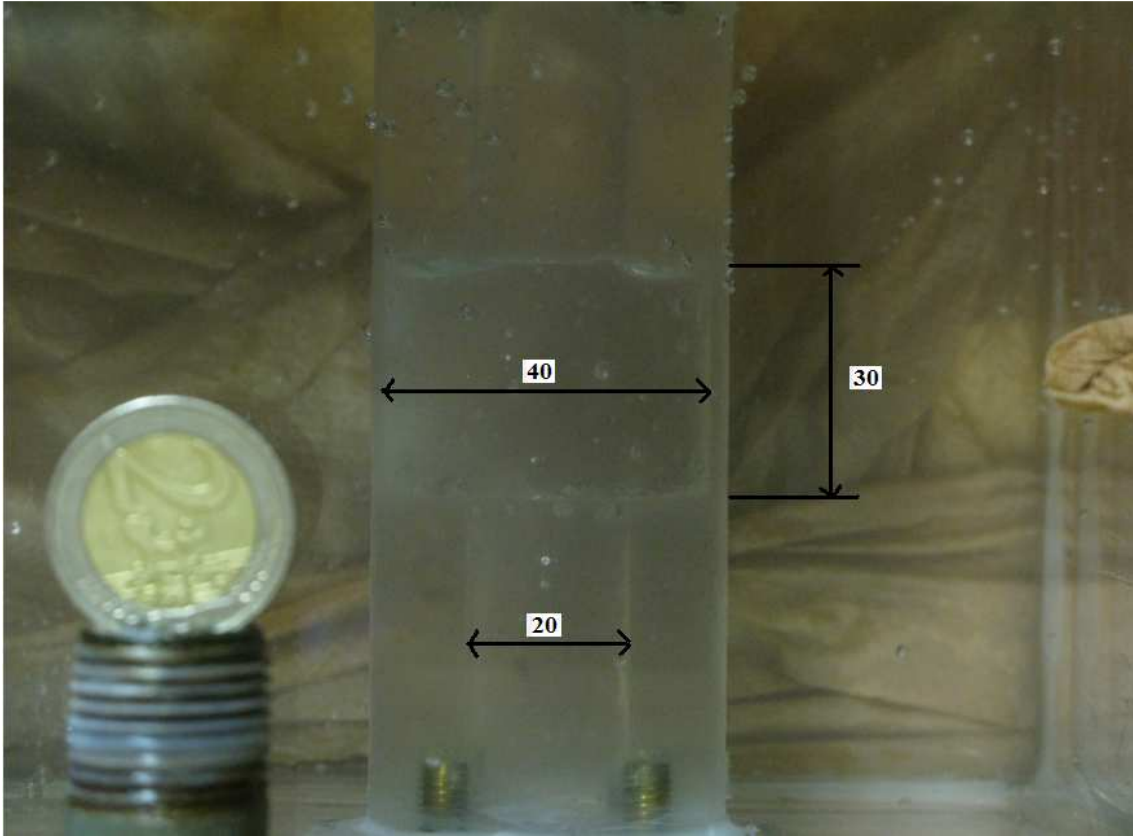


Figura 7.2: Dimensiones internas del modelo

7.1 Construcción del modelo

Como se ha mostrado, la pieza alveolada consiste en un tubo de silicona cuyas características ya se han comentado. La longitud del modelo será de 90 mm de longitud y en su interior estará localizada la cavidad alveolar, con una longitud de 30 mm y 40 mm de diámetro. También en su interior se encontrará el conducto del modelo (lumen) que queda fuera del alveolo y tendrá un diámetro de 20 mm, tal y como se reflejó en la *Figura 7.2* mostrada con anterioridad.

En la construcción del modelo, dada su geometría, se utilizó otro modelo realizado con una aleación de plomo de bajo punto de fusión realizada en los propios talleres del Von Karman Institute para el experimento de Dulland. Véase *Figura 7.3*.

Esta pieza hizo las veces de pieza macho en una fabricación que utilizó las técnicas de molde perdido. Así, la pieza macho fue recubierta de silicona dándole a la pieza las dimensiones externas al limitarlas por otro molde. El paso siguiente fue el curado de la silicona para que ésta adquiriera las propiedades adecuadas y una vez que éste se completó, el molde externo pudo ser destruido. El siguiente paso fue la eliminación de la parte macho metálica, aún localizada en el interior de la pieza. Esto se hará aprovechando el bajo punto de fusión del plomo, de forma que suministrando calor a la misma la aleación se fundió. El resultado fue una pieza completamente de silicona con una cavidad en su interior que respondía a las características de la pieza macho fabricada en el taller. Nótese que para evitar concentraciones de tensiones los bordes de la cavidad alveolar fueron rebajados un milímetro en la pieza macho, desplazándose este rebaje a la propia pieza de silicona.



Figura 7.3:

Pieza macho del modelo alveolar

Una de los principales errores que se han detectado en el instituto en anteriores experimentos es la rápida fatiga a la que están sometidas las piezas, de forma que su vida media suele ser bastante inferior a la que se había predicho en un primer momento de acuerdo con los esfuerzos a los que previsiblemente la pieza iba a estar sometida. Estas rupturas fueron debidas en la mayor parte de los casos a concentradores de tensiones. Por ello fueron rebajados los bordes del alveolo pero no obstante, esta medida no resulta suficiente. Durante

la fabricación de la pieza, en lo que respecta a la silicona principalmente, aparecerán toda una serie de burbujas que de quedar en el modelo actuarían como concentradores de tensiones siendo fatídicas sus consecuencias. Entonces, para evitar estos fallos prematuros, se llevará a cabo un proceso de extracción de burbujas mediante una máquina de vacío. Además, el problema de las burbujas será de especial atención durante el desarrollo de los experimentos, pues, aunque con este proceso se consiguieron eliminar las burbujas localizadas en el interior del modelo, en la cavidad alveolar podrán quedar burbujas procedentes del flujo que tendrán también que ser evitadas o en el peor de los casos, minimizadas.

Otro de los problemas que surgieron como consecuencia del procesado de la pieza final fue la presencia de partes de metal debido a que la fusión de la aleación que componía la pieza macho no es del todo perfecta y esto se reflejará en diferentes imperfecciones en la superficie que pueden actuar a su vez como concentradores de tensiones. Ambos problemas citados, burbujas y restos de plomo en la superficie, tendrán además otros efectos como son la pérdida de transparencia del modelo, aunque como se dijo, el efecto concentrador de tensiones será el más preocupante.

7.2 Descripción y funcionamiento de la instalación

Hasta el momento este capítulo ha centrado su atención en los materiales utilizados para construir el modelo alveolar y la justificación del mismo. No obstante, el dispositivo experimental va más allá y es más complejo, pudiéndose diferenciar toda una serie de elementos que ayudarán al correcto funcionamiento del conjunto. En un principio se utilizará como base la idea de instalación experimental desarrollada para los experimentos de Dullian aunque si bien es cierto todos los elementos serán introducidos nuevos debido a que los antiguos no se encontraban en buenas condiciones o se demostró que no eran adecuados. Además, se aplicaron diferentes mejoras en lo relativo al sistema que dotará de movimiento al alveolo. Nótese que en este proyecto se ha dotado de movimiento a la región alveolar por lo que algún tipo de mecanismo deberá de ser implementado para conseguir éste.

En primer lugar, la deformación alveolar se conseguirá mediante la variación de la presión externa del modelo alveolar, más concretamente por la diferencia de presiones entre el interior del alveolo y el exterior. Como se vio antes, para conseguir deformaciones volumétricas del modelo del 15 % es necesario tener en el interior del alveolo una determinada presión tal y como se comprobó con la simulación numérica. De esta manera un depósito de fluido será localizado a 3,6 metros de altura por encima del modelo, altura máxima permitida por las dimensiones del laboratorio. Este depósito alimentará con el flujo correspondiente al propio alveolo a través de una tubería flexible de igual longitud. Esta tubería conectará el depósito superior con la entrada al alveolo (localizada en la parte superior de la propia caja), haciendo las veces de una columna de agua de una longitud tal que se obtenga la presión necesaria para la deformación buscada del modelo.

Por otra parte, el alveolo se encontrará encerrado en una caja de forma cuadrangular y transparente, en la cual además de localizarse el alveolo se encontrarán dos aberturas, una de entrada de fluido y otra de salida que permita su evacuación. En condiciones normales, se deseará que el alveolo no esté deformado, por lo que una presión igual a la localizada en el interior del mismo ha de ser conseguida en el exterior de éste, es decir, en la caja. Para ello, a partir de la abertura situada en la parte superior se conectará una tubería de igual longitud a la anteriormente mencionada (3,6 m) hasta otra reserva en la parte superior, obteniendo una presión hidrostática idéntica a la del alveolo. Así, sin actuar sobre el modelo se tendrá que el alveolo estará en su posición de equilibrio, ausente de deformación. Si no tuviéramos esta referencia el destino del alveolo sería fatal debido al estar sometido durante largos tiempos a deformaciones excesivas. Esta descripción queda reflejada en la *Figura 7.4*, donde se plantea un esquema de parte de la instalación. Además, por las mismas razones ya comentadas, a la hora de llenar el modelo con el fluido de trabajo se deberá de hacer con especial cuidado pues una diferencia de presiones excesivas entre el interior del alveolo y la caja podría dañar el modelo. Por ello, se llenarán ambos circuitos simultáneamente de forma que el nivel de agua

sea igual en ambos en cada instante. Así, se evitarán diferencias de presión demasiado elevadas.

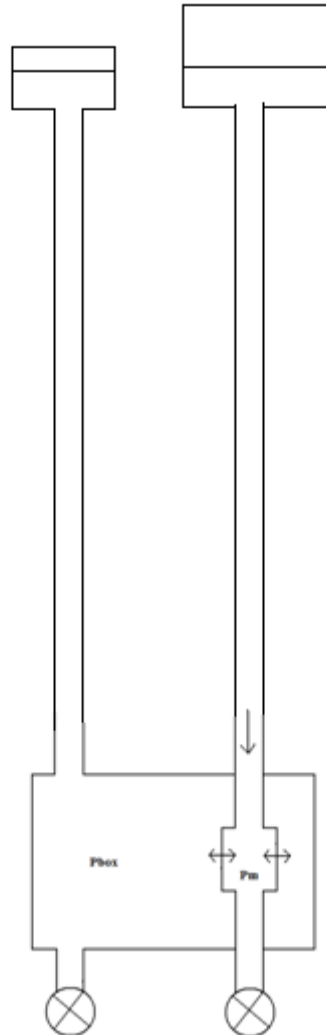


Figura 7.4: Esquema instalación experimental

Nótese que en la parte inferior de la figura pueden diferenciarse dos válvulas. La válvula de la derecha permitirá la regulación del caudal que circula a través del alveolo, mientras que la de la izquierda será utilizada únicamente durante el vaciado de la caja. Para acelerar el proceso de vaciado un pequeño orificio será construido en uno de los laterales de la caja de forma que al final de los experimentos cuando se requiera el vaciado de la instalación este orificio se abrirá permitiendo la entrada de aire y así una rápida evacuación.

Además, pueden diferenciarse dos depósitos en la parte superior, que ya fueron mencionados antes. El situado a la izquierda de la figura tendrá como único objetivo facilitar el llenado del circuito que conecta con la caja, evitándose salpicaduras o derramamientos. Sin embargo, el

depósito de la parte derecha será más complejo debido a que el circuito que conecta con el alveolo estará alimentado con un flujo continuo que será determinado más adelante. La forma de este depósito será tal que se mantenga en todo momento un nivel de agua constante, para ello se subdividirá en dos depósitos a través de una pared de una determinada altura que hará las veces de presa, tal y como se muestra en la *Figura 7.5*.

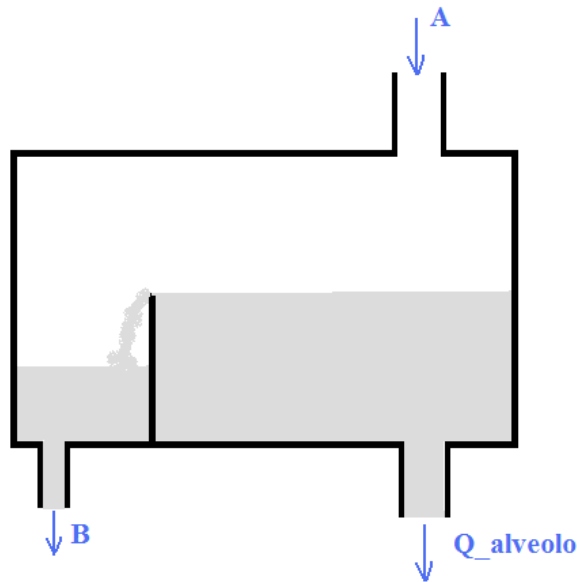


Figura 7.5: Depósito doble situado en la parte superior de la instalación

Así, el depósito será alimentado a través de A mediante una bomba, la cual re-circulará el fluido sobrante suministrado a través de B. A partir del sub-depósito de mayor tamaño se proporcionará el caudal requerido a través del alveolo.

7.3 Dotación de movimiento al alveolo

La mayor dificultad presentada en el diseño experimental recaerá en la dotación de movimiento del alveolo. Para conseguir este objetivo, tal y como se explicó, se jugará con los valores de diferencia de presión, de modo que por ejemplo si la presión en el interior del alveolo es mayor que la de la caja ($P_m > P_{box}$), se producirá una expansión del mismo. Véase la *Figura 7.6*, donde se refleja un esquema de detalle de la caja y el modelo alveolar. En la posición de partida el alveolo estará en sus dimensiones mínimas sin que exista ningún tipo de deformación (equilibrio), y salvo errores a la hora de llevar a cabo los experimentos, la presión en el alveolo va a ser constante y determinada por la columna de agua que tiene encima. Así, la variación de volumen del modelo únicamente se conseguirá con la variación de presión en la caja. Parece clara, por tanto, la importancia de la presión en los alrededores del modelo, quedando así justificada la presencia de la caja en el conjunto.

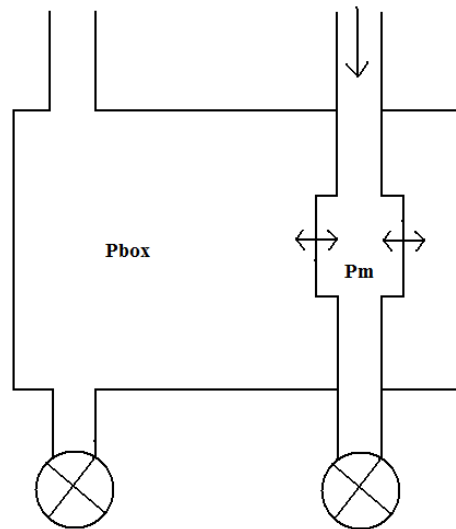


Figura 7.6: Esquema del modelo alveolar y caja

Resulta indispensable, como consecuencia de lo explicado, el control de la presión en la caja pues será éste el que domine el movimiento de expansión/contracción del alveolo. Para ello se implementarán diferentes elementos que permitan un control preciso del experimento. En primer lugar, se introducirá un pistón cuyo diámetro interno se situará en 6 mm de forma que sea capaz de aumentar o disminuir la presión en la caja con su movimiento lineal. En la *Figura*

7.7 se refleja el posicionamiento de este nuevo dispositivo. De esta manera, el pistón estará conectado con el conducto que comunica a su vez con la caja de forma que su movimiento afectará a la propia caja. No obstante, para que esto sea realmente cierto es necesario aislar el conjunto caja-pistón mediante una válvula tal y como se representa en la *Figura 7.7*, para que en el caso en el que el pistón se mueva, este movimiento afecte realmente a la caja. Nótese que si la válvula no existiera la caja tendría una salida a la atmósfera a través de la tubería vertical, por lo que los incrementos de presión proporcionados por el pistón no tendrían ningún efecto sobre la caja. Así, el primer paso será conseguir igualdad de presiones tanto en la caja como en el alveolo, lo cual resulta sencillo pues ambos circuitos llegan hasta una altura idéntica. Una vez conseguido esto, se cerrará la válvula de modo que el conjunto caja-pistón quede aislado y en el instante inicial en el que el pistón no se ha desplazado, la presión a ambos lados de caja y alveolo es idéntica no existiendo por tanto deformación del modelo. El pistón en este instante inicial estará situado lo más a la derecha posible con el fin de que cuando su mecanismo sea accionado éste se desplace hacia la izquierda, reduciendo la presión en la caja y provocando la expansión del modelo. En teoría, cuando el pistón llegara a su extremo izquierdo, el modelo se habría deformado volumétricamente un 15 %, recuperando su volumen mínimo inicial a medida que el pistón retornara hacia el extremo de la derecha. Con este mecanismo se ha conseguido controlar la presión en la caja y por tanto el movimiento del alveolo.

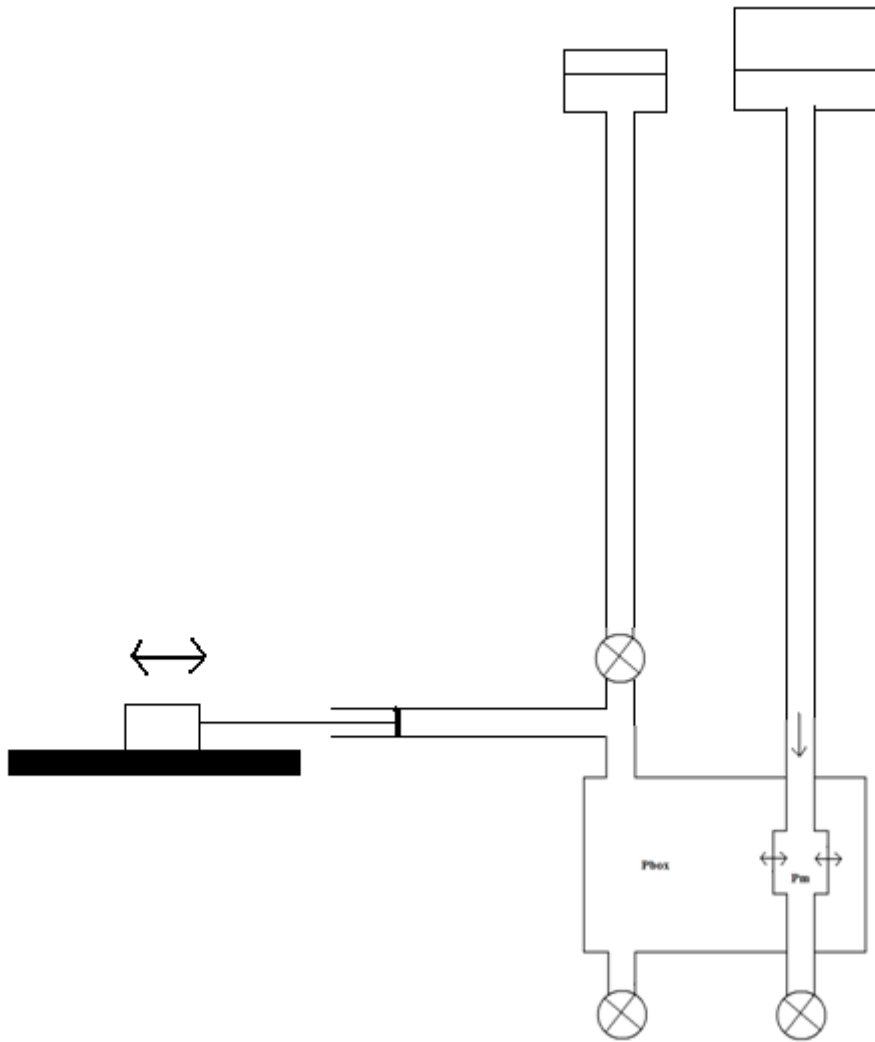


Figura 7.7: Esquema instalación experimental incluyendo el pistón

El movimiento del pistón estará controlado por un software específico implantado en un ordenador cuyo uso queda restringido al propio control del pistón. Este programa fue desarrollado utilizando el soporte informático Test Point, que permite una programación de operaciones sencillas y al mismo tiempo eficaces a partir de una serie de botones y etiquetas. El menú con el que se controlará el pistón se muestra a continuación en la *Figura 7.8*.



Figura 7.8: Menú control movimiento del pistón

La programación detallada del menú desarrollada en Test Point puede consultarse en el *Anexo C* con las diferentes órdenes que se implementaron en cada uno de los elementos mostrados arriba. No obstante, es preciso citar el significado de cada uno de los elementos en general para un mejor entendimiento del experimento. En primer lugar el menú está dominado por los botones de “start” y “stop”. El primero de ambos pondrá en marcha el dispositivo de forma que si se cumple la condición requerida el pistón entrará en movimiento según lo programado. Sin embargo, durante los tiempos de manipulación, preparación o ajuste el programa deberá de situarse en el modo stop para evitar que cualquier impureza accione accidentalmente el programa al cumplirse por error la condición y el pistón comience a funcionar cuando no sea necesario. Como regla general, una vez tomada cada medida el programa se situará en modo stop. Nótese que el hecho de que el programa esté en modo start no significa que el pistón esté en movimiento. Para ello es necesario que se cumpla la condición, es decir, es necesaria una determinada señal para que el pistón entre en acción. Además de botones, en el menú también se diferencian unas etiquetas de entrada que permitirán la introducción de diferentes parámetros. La etiquetada como “time between” hará referencia al tiempo transcurrido desde que el pistón llega a uno de sus extremos en una carrera hasta que éste se dispone a moverse hacia el extremo opuesto, es decir, es el tiempo que el pistón permanece parado en cada extremo. Este tiempo es controlable aunque como norma general se mantendrá en un valor bastante pequeño, siendo un valor típico 0,1 segundos. En la etiqueta “runnings” se introducirán las carreras que se desea que realice el pistón, entendiendo por carrera los dos recorridos completos, es decir, ida y vuelta del pistón. En tiempo real se podrá conocer en qué carrera se encuentra el pistón gracias al visualizador que lleva el nombre “nbrs of runnings” o número de carreras. El otro visualizador denominado “photodiode” marcará el valor registrado

por el fotodiodo, permitiendo el accionamiento del pistón en caso de mostrar un valor inferior a un límite superior. Por último se puede distinguir la etiqueta “delay” que hace referencia al retraso deseado, es decir, al tiempo que transcurre desde que la condición se cumple hasta que el pistón es accionado. Más adelante se verá como esta herramienta resulta ser de gran utilidad debido a que para estudiar los diferentes experimentos se buscará que, cuando la partícula en el caso del PTV, esté entrando en el alveolo, el pistón se encuentre en una determinada posición. Además hay que tener en cuenta que cuando se verifique la condición la partícula se encontrará muy cerca del inyector y transcurrirá un determinado tiempo hasta que ésta haya alcanzado el alveolo. Nótese que en el caso de las medidas de PIV no será necesaria la verificación de la condición pues el flujo estará sembrado de pequeñas trazas no detectables por el sistema de detección de partículas instalado. Así, en este caso el sistema se accionará manualmente una vez llevado a cabo el sembrado.

En el control del movimiento del pistón será de gran utilidad conocer el posicionamiento del mismo así como su velocidad. Estos dos parámetros permitirán el estudio de los diferentes experimentos a realizar. Como se puede observar en la *Figura 7.9*, el pistón se moverá entre dos límites: el extremo A que será el punto de partida y el extremo B, los cuales estarán separados una distancia igual a 34,7 cm. En un primer instante el pistón estará situado en A y cuando la condición se cumpla éste se desplazará hacia B para volver de nuevo a A completando así una carrera.

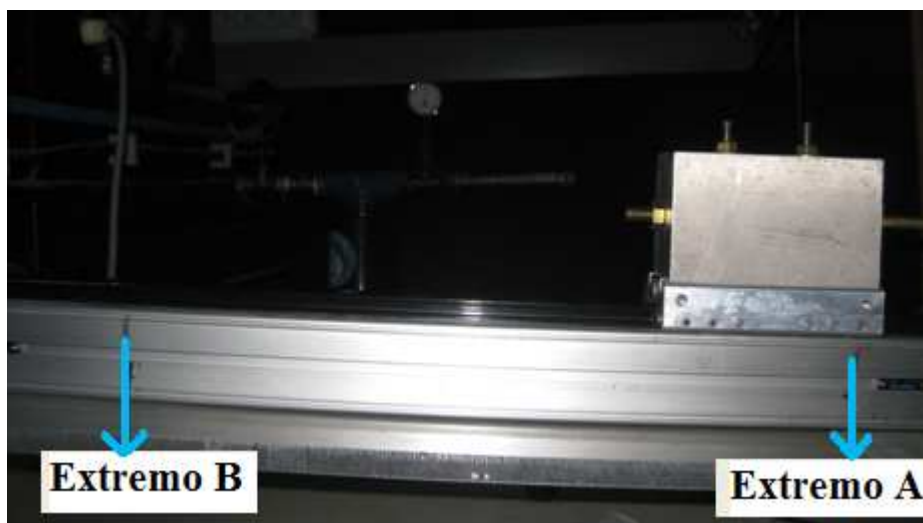


Figura 7.9: Pistón

El movimiento lineal del pistón estará gobernado por un motor que girará a una determinada velocidad. Esta velocidad será la que se podrá controlar a partir del software WMEMOC, software que reflejará todos y cada uno de los parámetros del movimiento del pistón en tiempo real. Así, diferentes velocidades fueron ensayadas, correspondiéndose cada velocidad del motor con una determinada velocidad lineal del pistón tal y como se muestra en la *Tabla 7.4*.

Nº Ensayo	Velocidad Motor (rpm)	Tiempo entre A y B (s)	Velocidad Lineal Pistón (mm/s)
1	2	120	2,89
2	4	79	4,39
3	6	55	6,31
4	10	32	10,84
5	15	23	15,09
6	20	17	20,41
7	28	13	26,69

Tabla 7.4: Velocidad lineal del pistón según velocidad del motor en rpm

Por otra parte el pistón al desplazarse desde A hasta B para después volver otra vez a A atraviesa toda una serie de distintas posiciones a las cuales se hará referencia en los experimentos. La nomenclatura utilizada queda reflejada en la *Figura 7.10*, en la cual quedan representados los diferentes puntos que serán utilizados durante el desarrollo experimental del proyecto.

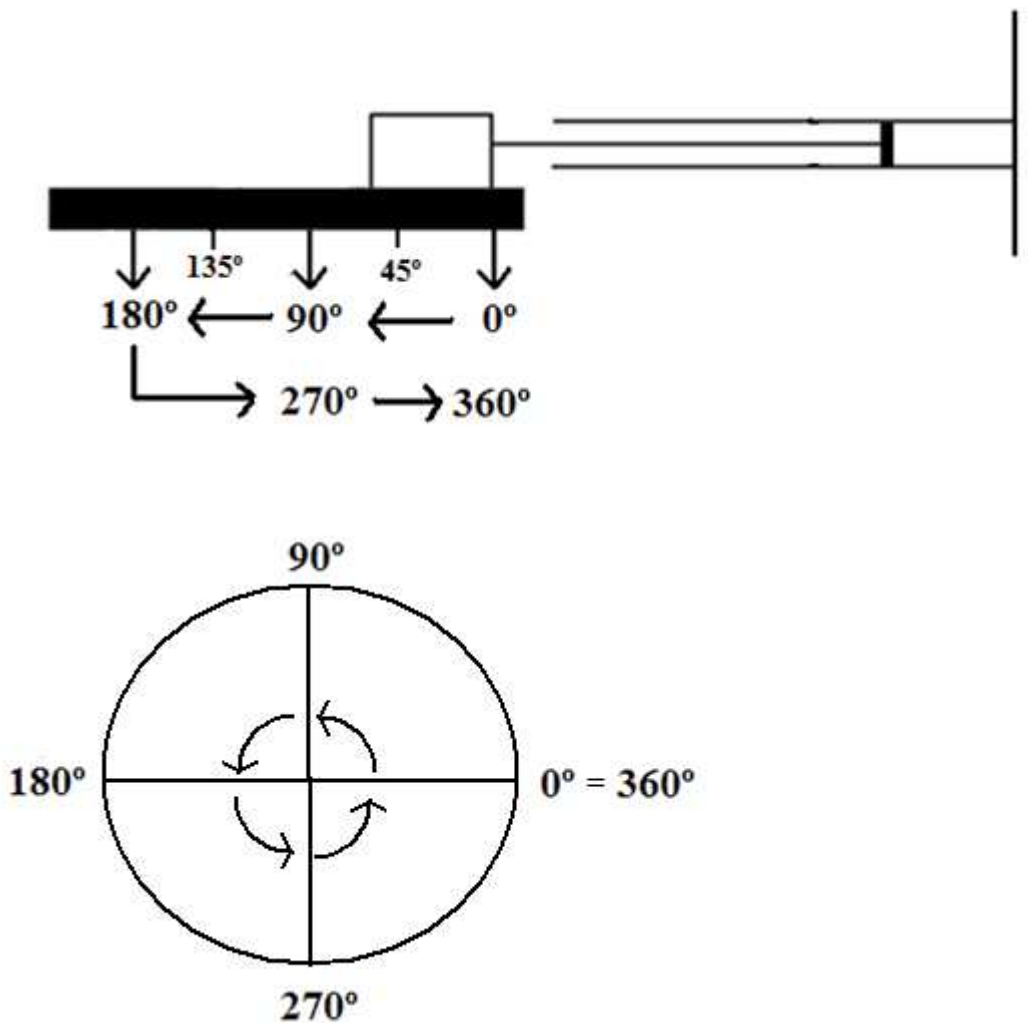


Figura 7.10: Nomenclatura posiciones del pistón

Nótese que la nomenclatura está en grados, de modo que el extremo A o punto de partida se corresponderá con 0° . Además este punto se denominará también como 360° en el caso en el que el pistón este retornando a A. Por el contrario, en una carrera, el pistón solo se posicionará una vez en B por lo que éste solo se denominará como 180° , siendo el único punto que solo posee una única nomenclatura. En relación al resto y de acuerdo con la *Figura 7.10* donde se refleja una nomenclatura cíclica, las posiciones se denotarán de acuerdo al sentido de movimiento del pistón de una u otra manera.

A medida que el pistón se desplace de 0° a 180° la presión en la caja disminuirá progresivamente con lo que el alveolo sufrirá la correspondiente expansión. Sin embargo, en la vuelta desde 180° a 360° el pistón comprimirá el fluido de la caja de forma que la presión aumente e irá provocando la contracción del alveolo hasta su posición original de equilibrio de presiones. Por lo general, en los experimentos será el análisis durante la expansión el que resultará de especial utilidad y atención. A continuación se muestran diferentes fotografías tomadas en las que se puede observar el efecto en el modelo alveolar del posicionamiento del pistón durante una expansión. Así, se mostrarán 4 fotografías del alveolo correspondientes a las posiciones 0° , 45° , 90° , 135° y 180° del pistón, pudiéndose observar la expansión que sufre el mismo. Ver *Figura 7.11*.

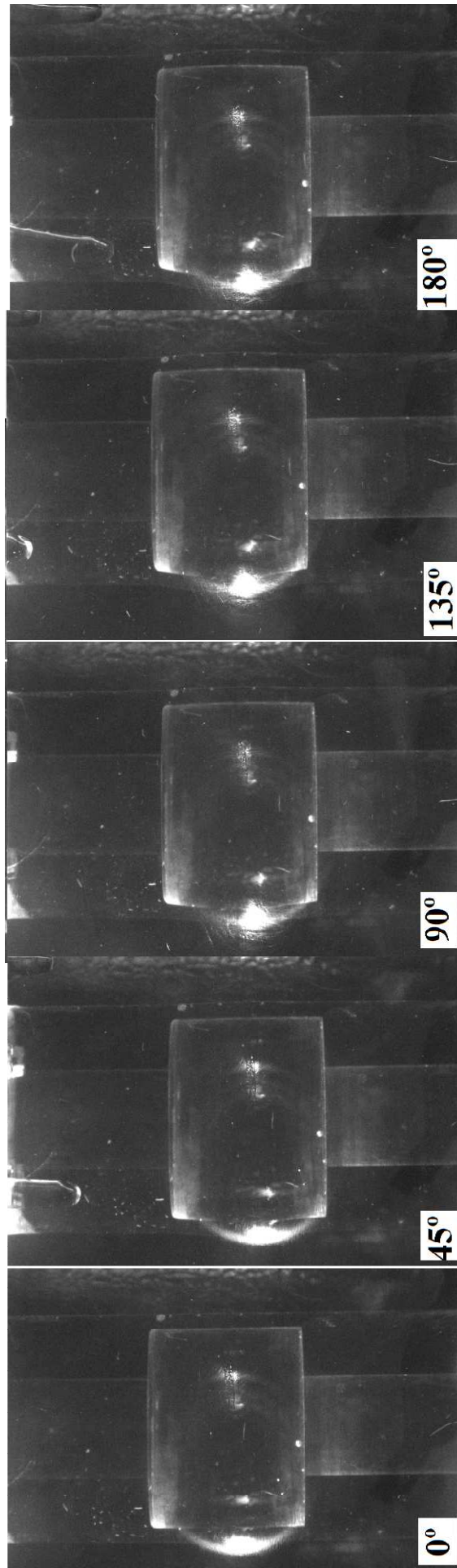


Figura 7.11: Secuencia de fotografías del modelo alveolar para distintas posiciones del pistón

7.4 Sistema de Inyección (PTV)

Otra de las partes que merece especial atención es la inyección de las partículas para su estudio a través del PTV (inyección individual). Para ello se utilizará un inyector situado en la tubería vertical del circuito del alveolo a una altura de 30 centímetros por encima de la caja. La finalidad de este dispositivo será la de proveer de partículas al experimento las cuales serán estudiadas a través de procedimientos ópticos.

El inyector tal y como se muestra en la *Figura 7.12*, consistirá en un conducto en forma de L



dado que la inyección se realizará horizontalmente. Este conducto estará dotado de un grado de libertad gracias a un tornillo en la parte superior, de forma que si éste es aflojado, el inyector podrá desplazarse horizontalmente pudiéndose variar de esta forma el punto de inyección en el conducto vertical. Básicamente en los experimentos dos posiciones de inyección serán estudiadas: justamente en el centro del conducto y lo más cerca posible de la pared del conducto vertical (exactamente el inyector se encontrará a 0,6 mm de la pared). El principio de funcionamiento del dispositivo se esquematiza en la *Figura 7.13*.

Figura 7.12: Inyector

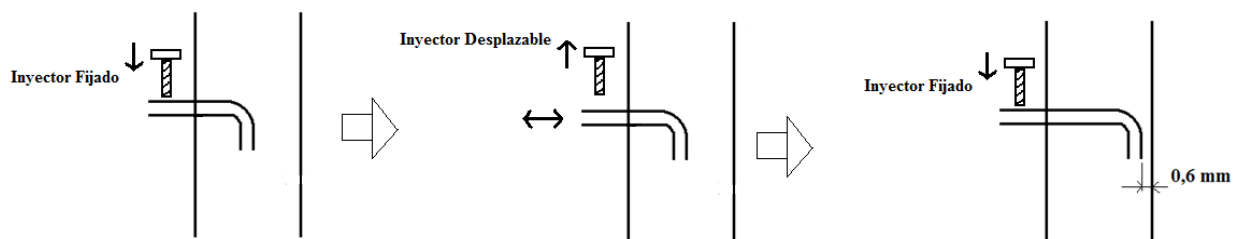


Figura 7.13: Esquema de funcionamiento del sistema inyector

El sistema de inyección deberá de poseer un dispositivo que obligue a la partícula inyectada a desplazarse a lo largo del conducto en forma de L antes explicado. Para ello, se hará uso de una jeringuilla dentro de la cual se depositarán las partículas individualmente de manera que éstas serán inyectadas de una en una. Así una vez dentro de la jeringuilla, ésta será capaz de aplicar la presión suficiente para que la partícula se desplace a lo largo de todo el sistema inyector, acabando en el conducto vertical que comunica con el alveolo.

Las partículas inyectadas serán partículas de hierro de dimensiones diferentes, concretamente se tendrán dos tamaños distintos: partículas de 1,2 mm de diámetro y de 0,5 mm. Ambas son representadas en la *Figura 7.14*. La elección de éstas fue justificada en el capítulo correspondiente a la semejanza.



Figura 7.14: Partículas de hierro utilizadas en los ensayos

7.5 Sistema de detección de partículas (PTV)

Como se explicó anteriormente, es necesaria la implementación de un dispositivo que genere una señal para que el pistón comience su movimiento. Para ello, un sistema de fotodiodo será implantado en la instalación. El sistema consistirá en un emisor laser y un receptor situados ambos justo después de la inyección para poder detectar la presencia de la partícula. Ambos aparecen reflejados en la *Figura 7.15* tomada directamente desde la instalación.



Figura 7.15: Receptor y emisor del sistema de detección de partículas

De esta manera el laser se alinearé con el receptor de forma que éste registrará una señal, es decir un determinado voltaje. Sin embargo, cuando la partícula sea inyectada, ésta se interpondrá en el camino del laser de modo que el receptor no recibirá la señal debido a que la partícula no permite el paso de la luz laser. Esta pérdida de señal provocará una caída en el voltaje (indicador "Photodiode" en la *Figura 7.8*) de forma que si el voltaje es inferior a un determinado valor la condición se cumplirá y el pistón empezará a moverse después de un cierto retraso. En la realización de los experimentos se pudo observar como el receptor laser recibía una señal de 7 voltios cuando la señal luminosa era recibida completamente. Por el contrario, cuando la partícula cruzaba la trayectoria del laser el voltaje se reducía drástica y rápidamente hasta valores próximos a cero. La *Figura 7.16* refleja a modo de esquema el funcionamiento del dispositivo. No obstante, cabía la posibilidad de que la partícula se desviara un determinado ángulo, aunque esto no era lo deseado, debido a una corriente u otro tipo de fuerza no deseada, de forma que la partícula no bloqueara completamente la luz láser. Por ello, se tomó como condición el hecho de que el receptor recibiera una señal inferior a los 2 voltios.

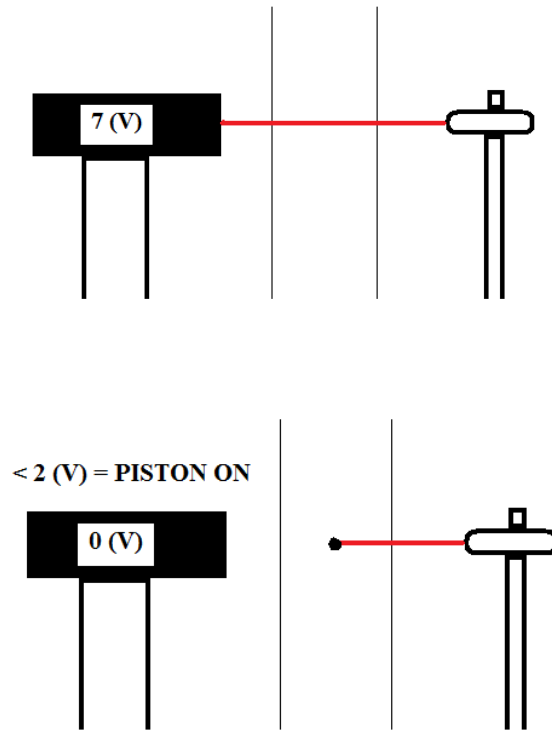


Figura 7.16: Funcionamiento sistema detección de partículas

7.6 Cálculo del parámetro $\frac{Q_a}{Q_d}$

Hasta el momento se han estudiado distintos parámetros que serán modificados en cada uno de los experimentos, tales como la posición del inyector de partículas o la velocidad de desplazamiento del pistón (relacionada con la velocidad de expansión/contracción). De este modo se estudiará como estos parámetros influyen en los ensayos. En el caso de la velocidad lineal del pistón se utilizará otro parámetro como es el cociente entre caudales $\frac{Q_a}{Q_d}$, pero dicha velocidad estará implícita en su interior. Este parámetro será de gran utilidad a lo largo de este proyecto pues se trata del cociente entre el caudal de flujo que se origina en el alveolo como consecuencia del movimiento del mismo y el caudal que circula por el conducto, dando idea de cómo el hecho de dotar de movimiento al alveolo puede influir y alterar el flujo.

El caudal que circula por el conducto se mantendrá constante durante el desarrollo de los ensayos y se podrá calcular de forma sencilla a partir de la geometría del conducto, el número de Reynolds y los parámetros que caracterizan al fluido. Básicamente, un caudal se define de la forma siguiente:

$$Q_d = U_d \cdot \text{área_conducto}$$

Donde U_d es la velocidad del fluido en el conducto, la cual puede ser obtenida a su vez cómo:

$$U_d = \frac{Re \cdot \vartheta}{D}$$

Donde ϑ es la viscosidad cinemática del fluido de trabajo ($= 1000 \frac{mm^3}{s}$)

D es el diámetro del conducto ($= 20 \text{ mm}$)

Re es el número de Reynolds del flujo, el cual se referencia en 0,07 tal y como se mostró anteriormente.

Por tanto, operando se tiene que:

$$U_d = 3,5 \frac{mm}{s} \quad \rightarrow \quad Q_d = 1100 \frac{mm^3}{s}$$

En el modelo este caudal fue conseguido a través de una válvula de regulación situada a la salida del alveolo tal y como se vio con anterioridad. La carencia de un sistema preciso de medida de caudales obligó a regular dicho caudal modificando manualmente la posición de la válvula al tiempo que el caudal era medido en intervalos de tiempo de 30 segundos. De este modo, el caudal de $1100 \frac{mm^3}{s}$ perseguido equivale a la recogida de 32 gramos de fluido de trabajo en un tiempo de 30 segundos. El proceso requerirá diferentes medidas hasta conseguir el flujo deseado, nótese que durante una medida la válvula se encuentra fijada en una determinada posición.

En cuanto a Q_a , su cálculo será más complejo debido a que hace referencia al flujo que se crea debido al movimiento del alveolo. Por tanto, para su determinación se necesitará saber que volumen de flujo es evacuado del alveolo por unidad de tiempo. Anteriormente se citó que el pistón sería el dispositivo que gobernaría el movimiento del alveolo de modo que en su recorrido de A a B provocaría una caída de presión suficiente como para expandir el alveolo en un 15 %. Así, durante el tiempo invertido por el pistón en recorrer la distancia \overline{AB} , el alveolo se expandirá en un 15 % de su volumen original. Matemáticamente se escribirá de la forma siguiente.

$$Q_a = \frac{\Delta V_{alveolo}}{t}$$

Nótese que t no es el tiempo de un recorrido completo del pistón, sino de medio pues la expansión tiene lugar únicamente durante su recorrido de A a B.

Por tanto, para calcular este caudal será necesario saber el incremento de volumen del alveolo, el cual se fijó en un 15% del volumen original. A partir de la *Figura 7.17*, en la cual se muestra la geometría del modelo en tres dimensiones se podrá calcular el volumen del mismo teniendo en cuenta que el alveolo se tratará de una corona cilíndrica cuyo cilindro exterior tendrá como dimensiones 40 mm de diámetro y 30 mm de longitud y su cilindro interior 20 mm de diámetro y la misma altura que el anterior.

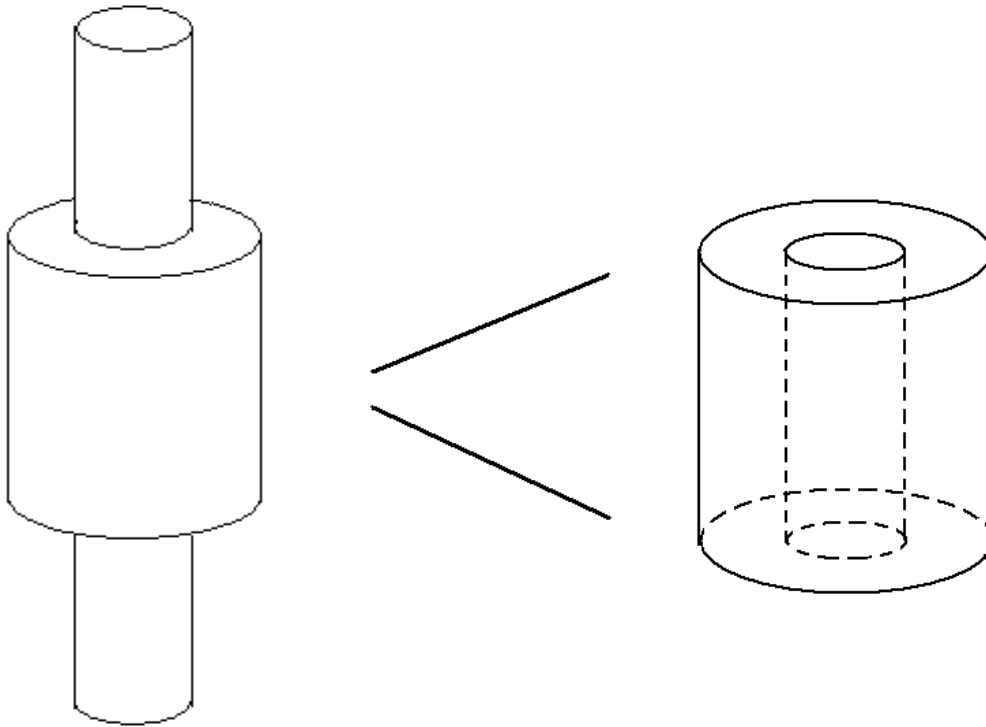


Figura 7.17: Modelo alveolar y detalle de la cavidad alveolar

$$\rightarrow V_{alveolo} = 37699 - 9424,8 = 28274,2 \text{ mm}^3$$

$$\Delta V_{alveolo}^{15\%} = 4241,13 \text{ mm}^3$$

El tiempo necesario para conseguir esta variación de volumen dependerá de la velocidad de desplazamiento del pistón, de forma que varios valores de caudal alveolar serán posibles. En la *Tabla 7.5* se muestran todos los diferentes valores utilizados durante los experimentos.

$Q_d \left(\frac{mm^3}{s} \right)$	1100			
$\Delta V_{alveolo}^{15\%} (mm^3)$	4241,13			
Nº Ensayo	Velocidad Motor (rpm)	Tiempo entre A y B (s)	Q_a (mm^3/s)	$\frac{Q_a}{Q_d}$
1	2	120	35,34	0,032
2	4	79	53,68	0,049
3	6	55	77,11	0,070
4	10	32	132,53	0,120
5	15	23	184,40	0,168
6	20	17	249,48	0,227
7	28	13	326,24	0,297

Tabla 7.5: Valores ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ para los distintos ensayos

7.7 Verificación expansión alveolar

Para los cálculos anteriores se ha utilizado un valor de variación del volumen alveolar del 15 %. No obstante, este valor necesita ser verificado en el modelo. En teoría, el modelado previo realizado a través del computador determinó la fuerza necesaria para conseguir que el modelo se deformara dicha cantidad, estableciendo una determinada presión hidrostática en función del valor de dicha fuerza. Sin embargo, son varios los aspectos que pueden hacer que este cálculo se distancie de la realidad y es que en él se tomaron hipótesis que no son del todo ciertas. Así, se supuso que durante la expansión el conducto del alveolo, es decir, el lumen, permanecería sin deformación ninguna en su valor de 20 mm de diámetro. Por el contrario se ha podido comprobar que esto no es cierto y que existe una deformación radial del conducto. A partir de la *Figura 7.18*, se puede medir el diámetro del conducto en ambos casos: 0° (sin deformación) y 180° (máxima deformación); para ello se hará uso de un software de dibujo especializado.

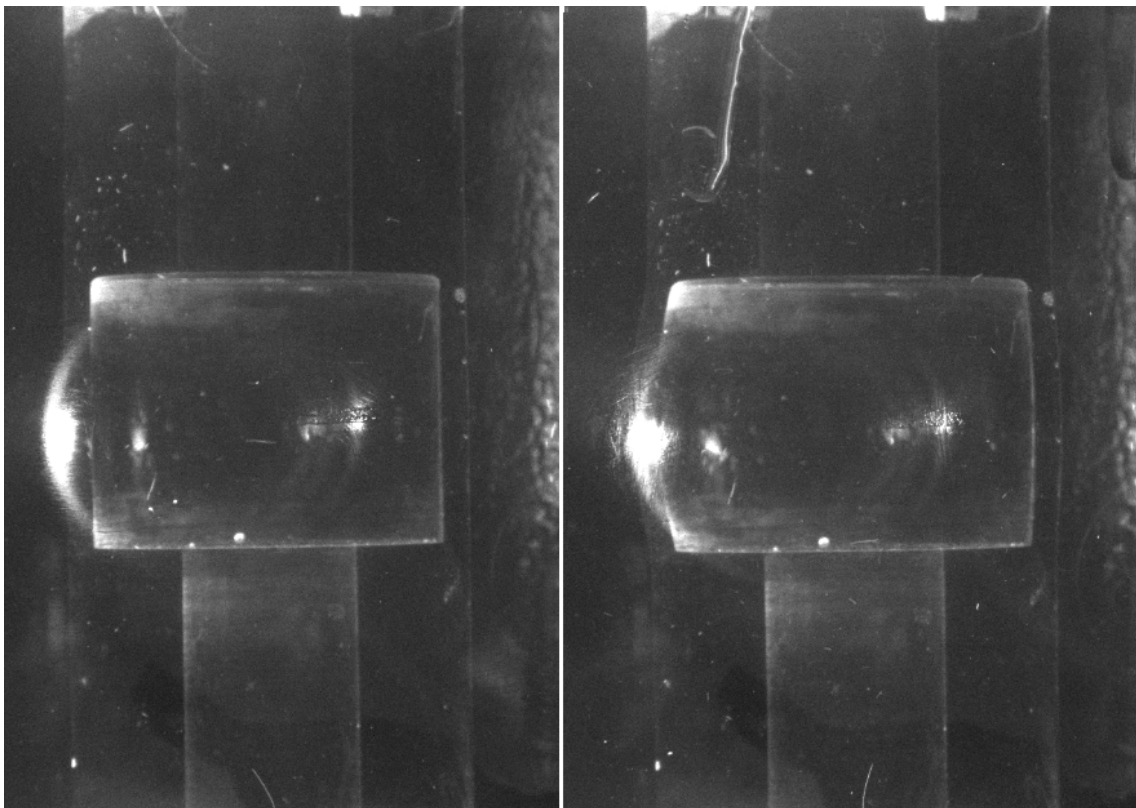
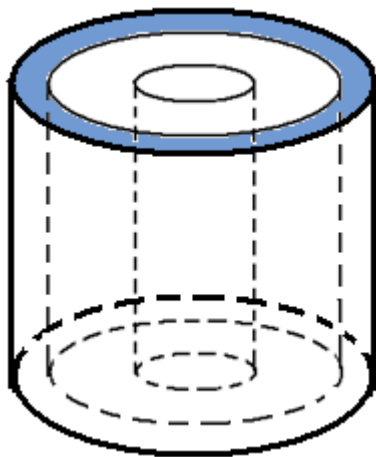


Figura 7.18: Alveolo sin deformar (izquierda) y con su máxima deformación (derecha)

Efectivamente, una vez tomadas las medidas del conducto en ambas fotografías se pueden apreciar diferencias que significan una expansión en el conducto. Así, aunque en el modelado de la pieza por computador se tomó como despreciable, en realidad existe una deformación que hace que el diámetro del conducto aumente hasta 0,3 mm radialmente. Aparentemente parece una cantidad despreciable pero no obstante hay que tener en cuenta que el conducto tiene una longitud total de 60 mm (con la parte situada por encima del alveolo y la de por debajo de éste). Esto hará que esta pequeña expansión extendida a todo el conducto suponga una expansión total de $1147,94 \text{ mm}^3$ en el conducto, valor que no se puede despreciar pues supone cerca del 30 % de la deformación total esperada en la cavidad alveolar.

Por otra parte, en las condiciones estudiadas durante la modelación, para conseguir una deformación del 15 % era necesario que el alveolo se deformase radialmente un cierto valor. En la *Figura 7.19*, se puede observar sombreado en azul este incremento de radio. Conociendo el volumen final deseado (15 % del volumen inicial) podemos saber qué cantidad se tiene que incrementar el radio. Matemáticamente se puede expresar como:



$$\pi \cdot h \cdot (R^2 - r^2) = \Delta V_{\text{alveolo}}^{15\%}$$

Donde $r = 20 \text{ mm}$ es el radio inicial del alveolo

R es el radio máximo tras la expansión

h es la altura del alveolo

$\rightarrow R = 21,09 \text{ mm}$

Figura 7.19: Expansión alveolar

No obstante, a partir de las fotografías las medidas recogen un valor del radio después de la expansión de 21,76 mm, cierto grado superior al esperado. Por ello cabría esperar un mayor incremento de volumen pero también a partir de las fotografías parece evidente que la deformación no tiene lugar de la forma que se había supuesto en el modelado, es decir, uniformemente en la dirección radial como muestra la figura anterior. En lugar de esto, se encuentra una deformación máxima en la parte central de la altura del alveolo pero ésta no se mantiene en los extremos del mismo, dando lugar a una curvatura en la pared lateral exterior del modelo.

De esta forma el cálculo del volumen real en el alveolo resultará más complejo aunque si bien es cierto, en lo que sigue lo trataremos como una suma de áreas simples con el fin de agilizar los cálculos. Así, en primer lugar se tendrá en cuenta que el radio en los extremos verticales del alveolo es de 20,40 mm, por lo que una deformación de 0,40 mm radiales sí que verificará

las condiciones de expansión uniforme. Por el contrario, el lateral del alveolo posee una curvatura que crece hasta un máximo en la zona central donde su radio es igual a 21,76 mm. A modo de simplificación, la sección radial de esta zona curvada se asemejará a un triángulo tal y como se muestra en la *Figura 7.20*.

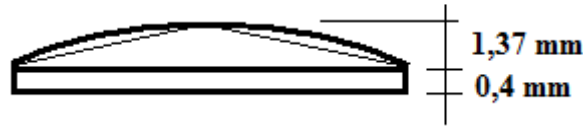


Figura 7.20: Detalle deformación pared lateral del alveolo

$$\text{Área sección} = \text{Área rectángulo} + \text{Área triángulo} = 32,47 \text{ mm}^2$$

$$\Delta V_{\text{alveolo}}^{\text{real}} = 4081 \text{ mm}^3$$

Nótese que este valor se aproxima bastante al valor deseado en un principio, aunque si bien es cierto resulta ligeramente inferior. No obstante, se debe de tener en cuenta que la aproximación del triángulo en la sección no tiene en cuenta un cierto área que se debería de contabilizar. Por ello, se mantendrá el volumen teórico del 15 % como válido en lo que sigue de proyecto, pues como se ha demostrado, en la realidad el valor conseguido se encuentra muy cercano.

Otro de los análisis que se debe de hacer a partir de las fotografías sacadas en el laboratorio es la falta de simetría a ambos lados del alveolo. De esta forma, se puede observar como la curvatura no resulta la misma en el lado izquierdo que en el derecho. Esto puede ser debido a la presencia de la caja, puesto que en la parte derecha de la misma (según la fotografía está tomada) la pared se encuentra muy cerca del propio alveolo con lo que puede existir una influencia de la propia pared a la hora de producirse la deformación alveolar.

Capítulo 8

Resultados experimentales PIV

En primer lugar, se abordará el estudio del flujo a partir de la técnica del PIV. Para ello será estudiado el modelo construido modificando los distintos parámetros comentados anteriormente con el fin de realizar una serie de comparaciones basadas tanto en los perfiles de velocidad transversal como los mapas que reflejan el campo de velocidades del modelo. Además, se realizarán comparaciones con el modelo anterior al estudiado que respondía a una geometría idéntica pero en ese caso el alveolo no estaba dotado de movimiento. Para conseguir este último ensayo, bastaba con tomar medidas posicionando el software que manejaba el pistón en la posición stop. De esta manera se podrá determinar la influencia del movimiento de las paredes en la trayectoria y así mismo en la deposición de las partículas en los alveolos pulmonares.

En el desarrollo de los experimentos con paredes móviles el cociente $\frac{Q_a}{Q_d}$ será variado para poder determinar la influencia del mismo en el flujo. Para ello, se hará uso del software que controla el movimiento del pistón, de modo que al aumentar la velocidad del mismo se aumentará el valor de dicho cociente.

Por otra parte se estudiará para determinados valores de $\frac{Q_a}{Q_d}$, diferentes posibilidades que responderán a los diferentes momentos en los que se produce la expansión. Así, por lo general se podrán distinguir cinco instantes característicos durante la expansión. El alveolo durante la expansión completa pasará de su volumen inicial a su volumen final que resulta ser un 15 % superior al inicial. Durante este crecimiento se pueden distinguir tres puntos intermedios correspondientes al momento en el que el alveolo ha aumentado su volumen un 3,75 %, un 7,5 % y un 11,25 %. Para conseguir esto como se ha dicho será necesario el desplazamiento del pistón por lo que parece claro que existirá una relación entre el tanto por ciento de expansión del alveolo y el posicionamiento del pistón. En esta línea los anteriores incrementos de volumen se corresponderán con distintas posiciones del alveolo de la manera siguiente: 0° → 0%, 45° → 3,75 %, 90° → 7,5 %, 135° → 12,25% y 180° → 15 %. Gráficamente puede ser expresado tal y como se muestra en la gráfica de la *Figura 8.1*. La pendiente positiva de la recta denotará que el volumen está aumentando con la posición del pistón y por tanto este trayecto supondrá la expansión del alveolo. Por el contrario, entre los 180° y los 360°, la pendiente de la recta es negativa lo que significará que el alveolo se estará contrayendo. La correspondencia de igual modo será la siguiente: 180° → 15 %, 225° → 12,25%, 270° → 7,5 %, 315° → 3,75 %, 360° → 0%.

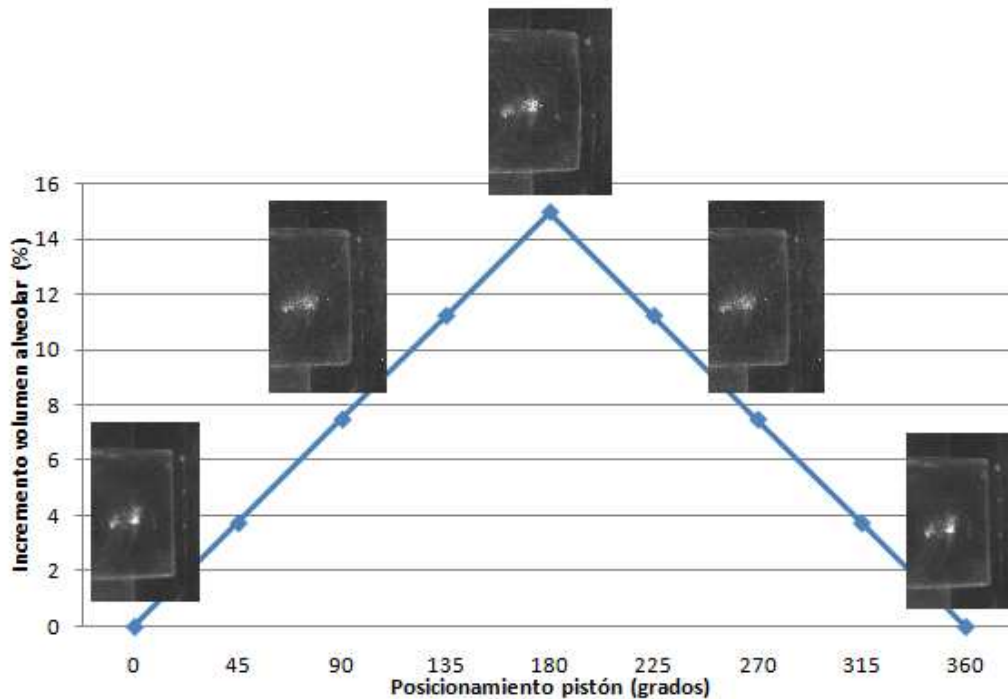


Figura 8.1: Variación volumétrica según el posicionamiento del pistón

Tal y como se explicó en el capítulo dedicado al estudio del PIV, para el desarrollo de esta técnica son necesarias una serie de consideraciones. En primer lugar se deberá de tener una fuente de iluminación para la toma de fotografías de calidad. Para ello se hará uso de un láser continuo cuya máxima potencia es de 2,5 W, el cual actuará como fuente de luz. El laser en cuestión se denominará como Innova 70 C Argon Laser. A continuación se hará pasar el laser a través de una fibra óptica antes de atravesar un sistema óptico como ya se ha descrito con el fin de transformar el laser en una lámina de luz que será posicionada en un principio en el medio del alveolo. Una vez iluminada la zona de estudio se hará uso de una cámara equipada con un juego de macro zoom lentes para poder enfocar y acercar lo suficiente la imagen para obtener una buena calidad fotográfica. La cámara utilizada será una PCO pixelfly camera. A través del software que controla la cámara diferentes parámetros pueden ser modificados de modo que el tiempo de exposición se estableció en 17 ms. La resolución de la cámara utilizada en este ensayo para PIV se situará en $1392 * 1024$ pixeles, pudiéndose obtener un máximo de hasta 332 imágenes en cada disparo. El número de imágenes que serán tomadas dependerá principalmente del tiempo que tarda el pistón en llevar a cabo la expansión o la contracción, ajustándose por tanto el número de imágenes con el tiempo total que el pistón invierte en el desplazamiento citado.

Con las imágenes obtenidas los resultados no serían de una adecuada calidad, por ello es necesario llevar a cabo una serie de actuaciones que tengan como objeto mejorar la calidad de las imágenes. La calidad de las imágenes es de suma importancia pues las partículas introducidas en el fluido deben de ser distinguidas con claridad unas de otras con el fin de llevar a cabo las correlaciones. En este caso de ensayo de PIV, las partículas utilizadas para

sembrar el fluido y medir los desplazamientos de las mismas fueron partículas de hierro de 20 μm de diámetro, tamaño propicio para ser arrastradas por el flujo sin ningún problema al mismo tiempo que no interferían en gran medida en el comportamiento del mismo.

Así, en este afán de obtener buenos resultados, si en un principio el tamaño de la ventana utilizada era de 80 * 80 pixeles, más adelante resultó obligado realizar dos refinamientos de ventana quedando finalmente éstas en unas dimensiones de 20 * 20 pixeles. Nótese que este análisis de las fotografías fue evaluado con un software desarrollado en el seno del Von Karman Institute por Fulvio Scarano. El nombre del software es W.I.D.I.M. (Window Displacement Iterative Multigrid) y aplica un análisis de cross-correlation a las imágenes del PIV utilizando una metodología mejorada. De esta forma, se permitirá la obtención de campos de velocidades a partir de parejas de imágenes previamente almacenadas en un soporte digital. En el caso que ocupa, se conectará la cámara con un ordenador reservado al procesamiento de las imágenes, de manera que todas las imágenes serán guardadas en éste, a partir del cual se llevará la tarea del post-procesado. Este software permitirá la actuación sobre los distintos parámetros, como puede ser el refinamiento mencionado antes. Otro de los aspectos con los que trabaja este programa a fin de mejorar la calidad final es el solapamiento, de forma que éste se programará en un 50 % para evitar así la pérdida de parejas.

El primer post-procesado que se realizó de las imágenes se llevó a cabo con las imágenes iniciales sin llevar a cabo ningún solapamiento ni otra actuación salvo un refinamiento. El objetivo era demostrar la necesidad de aplicar las actuaciones mencionadas antes y efectivamente así sucedió. El campo de velocidad obtenido resultó ser poco fiable debido al gran número de vectores de velocidad considerados como erróneos. Únicamente en regiones como el conducto previo al alveolo se pudieron obtener resultados con vectores de velocidad aceptables. No obstante, en la cavidad alveolar y en las zonas próximas a las fronteras del modelo los resultados obtenidos fueron inválidos no pudiéndose obtener ningún tipo de conclusión al respecto.

8.1 Medida de perfiles de velocidad transversales

La existencia de la cavidad alveolar va a tener una influencia en la trayectoria de los aerosoles que desciendan por el conducto, debido a que en estas cavidades existirá en mayor o menor medida un flujo que se ha denominado Q_a inducido que modificará las líneas de corriente en las proximidades del alveolo. A su vez, parece claro que si el alveolo está dotado de movimiento este flujo alveolar adquirirá una mayor importancia siendo indispensable su análisis.

A continuación se tomarán medidas de la velocidad transversal existente tanto un poco después de la entrada de la cavidad alveolar como un poco antes del fin de la cavidad. Estas medidas darán una idea del flujo inducido en el interior, facilitando así tanto la dirección del mismo como su magnitud. En la *Figura 8.2*, se puede observar las localizaciones de los perfiles de velocidad transversal así como la orientación y sentido de los ejes coordenados. Nótese que el origen de coordenadas $x = 0$ se encontrará en el eje de simetría vertical.

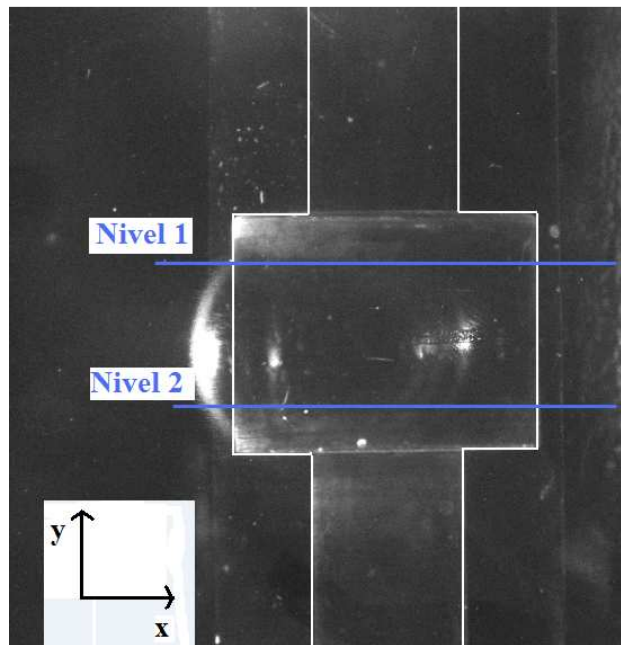
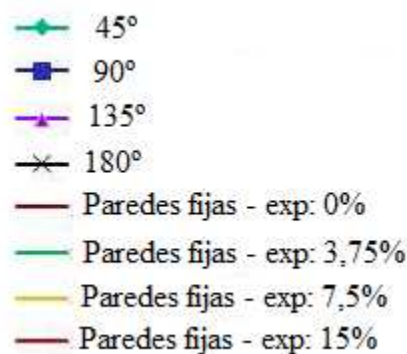


Figura 8.2: Localización niveles para medida de velocidad transversal

Por otra parte en este caso únicamente se estudiarán dos posibilidades distintas en cuanto al ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$: 0,032 y 0,227. Con estas dos medidas será suficiente para poder obtener resultados pues en este caso lo que resulta especialmente interesante en los gráficos siguientes será la comparación con el ensayo de alveolo con paredes fijas así como la comparación de acuerdo con el tanto por ciento de deformación dado en cada caso. Así, se trazarán dos gráficos para cada ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$, uno para el nivel 1 y otro para el nivel 2; y cada uno de estos gráficos realizará una comparación entre el experimento con paredes fijas y el de paredes móviles tomando medidas con diferentes porcentajes de expansión.

8.1.1 Caso 1

En esta primera gráfica se analizarán los resultados obtenidos en el **nivel 1**, es decir, en la parte superior de la cavidad alveolar tanto para el experimento con alveolo fijo como con el de paredes móviles. Para el caso de paredes móviles se establecerá una velocidad de desplazamiento del pistón tal que se obtenga un valor del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ **igual a 0,227**. Los resultados correspondientes a paredes fijas estarán representados por líneas continuas sin ningún tipo de símbolo, mientras que en el caso de paredes móviles aparecerán símbolos según sea la posición del pistón y por tanto según sea la expansión. A continuación se muestra la leyenda en la que se especificarán el significado de los distintos ensayos.



Nótese que se realizará una comparación exhaustiva de la influencia del movimiento de las paredes. Por ello, se estudiarán iguales incrementos de volumen alveolar simultáneamente para el caso de alveolo fijo y en movimiento, pues por ejemplo un posicionamiento del pistón en 45° significará una expansión del 3,75 % ; 90° corresponderá con el 7,5 % y 180° con el 15 %. Así, los resultados son mostrados a continuación en la *Figura 8.3*, téngase en cuenta que

durante los ensayos para el caso de alveolo con paredes móviles, éstas se encontrarán en expansión en todos los casos.

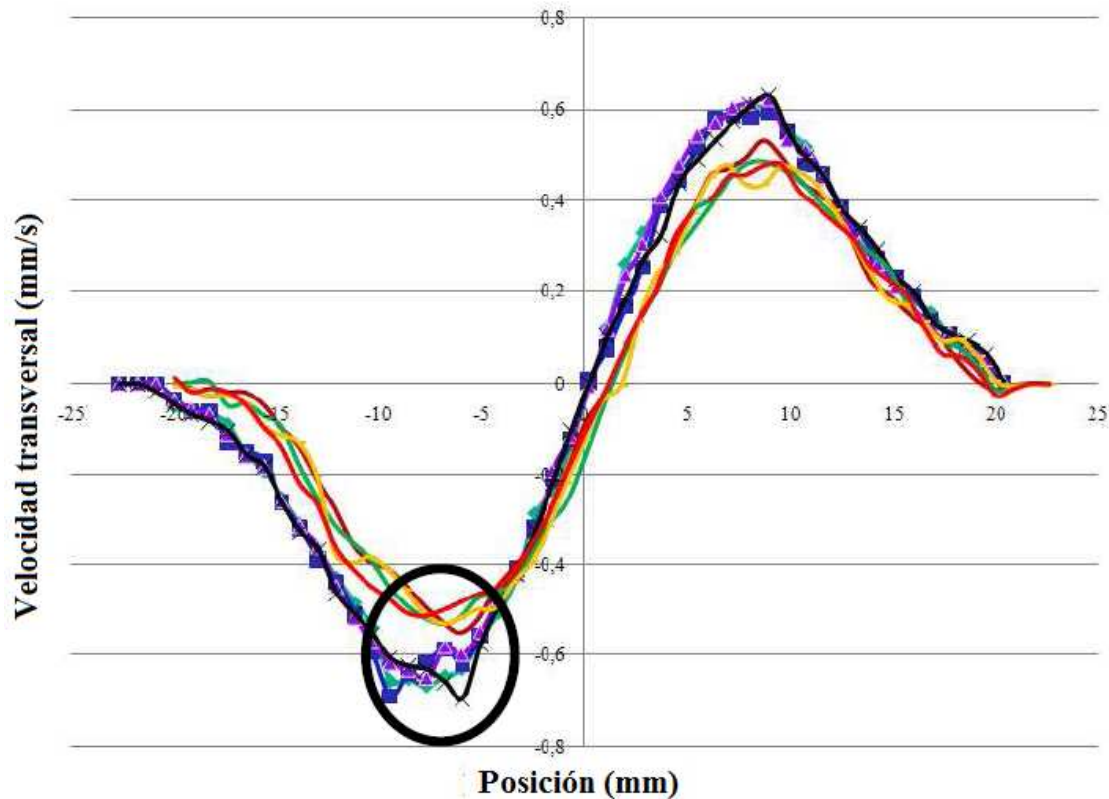


Figura 8.3: Velocidad transversal vs posición. Nivel 1 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$

A partir de esta figura pueden ser obtenidas un gran número de conclusiones. En un primer momento, antes de analizar las relaciones entre el ensayo con paredes fijas y móviles, se estudiarán ambos por separado. Para el caso de paredes móviles es fácil darse cuenta que en los diferentes casos estudiados todas las gráficas prácticamente convergen en una sola, es decir, el posicionamiento inicial del pistón tendrá escasa influencia en este tipo de experimentos. Uno de los resultados será entonces que la velocidad transversal permanecerá prácticamente constante independientemente del instante de la expansión en el que se realice el estudio para un ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ dado. En el caso de paredes fijas la conclusión es idéntica, y es que independientemente de cuál sea la expansión de la cavidad alveolar, la velocidad transversal se mantendrá prácticamente en el mismo valor para una determinada posición x estudiada, es decir, que los perfiles de velocidad transversal coincidirán en gran medida.

Una vez analizados ambos experimentos por separados se deben de buscar conclusiones resultantes de la comparación de ambos. A la vista de las gráficas, se puede determinar que por lo general las velocidades transversales en el ensayo con paredes móviles son de una magnitud mayor que en el caso de paredes fijas. Este hecho resulta obvio pues el propio movimiento de las paredes en expansión inducirá en gran medida el flujo transversal. Esta diferencia varía de una posición a otra, siendo máxima en la posición donde se encuentra el

pico de velocidad transversal. En la *Figura 8.3* se puede ver el posicionamiento de la máxima diferencia de velocidades entre el ensayo con paredes fijas y móviles, pudiéndose destacar en la zona señalada (círculo negro) una diferencia de 0,1 mm/s aproximadamente. Esta diferencia aparentemente es bastante pequeña pero nótese que en el caso en el que el pistón se mueve a su máxima velocidad la velocidad de expansión de la pared alveolar se encuentra en ese mismo valor (0,1 mm/s), por lo que se tiene que considerar como una diferencia importante.

Analizando los perfiles de velocidades en todos los casos responden a un perfil parabólico de forma que la velocidad transversal crecerá en un primer momento como consecuencia de la presencia del alveolo hasta un máximo situado aproximadamente entre los 5 y 10 mm en valor absoluto a partir del eje vertical de simetría. A partir de este máximo la velocidad transversal decrecerá notablemente hasta anularse debido a la presencia de la pared del alveolo. El hecho de que el máximo de velocidad transversal se sitúe en las inmediaciones del alveolo pone de manifiesto la evidencia de que el flujo que en un primer momento circulaba por el conducto se verá influido de manera importante al pasar por la zona alveolada, siendo atraído hacia ésta y favoreciendo la deposición de los posibles aerosoles presentes en el flujo. Como conclusión por tanto, se puede decir que la presencia del alveolo tenderá a acelerar el flujo hacia la zona interna de la cavidad alveolar en este nivel 1, siendo esta atracción mayor en el caso en el que las paredes del alveolo se estén expandiendo.

Otra de las observaciones que se deben de realizar es la de estudiar el sentido de la velocidad transversal en este primer nivel. Antes se ha mencionado que en este caso el alveolo tenderá a atraer hacia su interior el flujo que circulaba en un principio por el conducto. Pues bien, a partir de los signos de la velocidad explícitos en el gráfico se puede confirmar este aspecto, tal y como queda representado en la *Figura 8.4*, donde se representa mediante flechas la tendencia del flujo a su paso por este primer nivel.

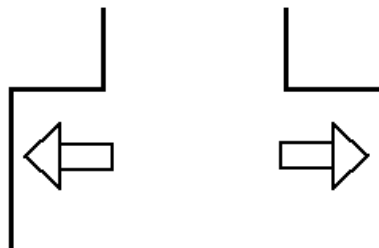


Figura 8.4: Tendencia del flujo en la parte superior del alveolo

8.1.2 Caso 2

En este gráfico (*Figura 8.5*) se estudiará el mismo caso que el anterior, es decir, se mantendrá para los ensayos de paredes móviles un ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ de **0,227** pero el perfil de velocidades será obtenido para el **nivel 2** situado en la parte inferior de la cavidad alveolar.

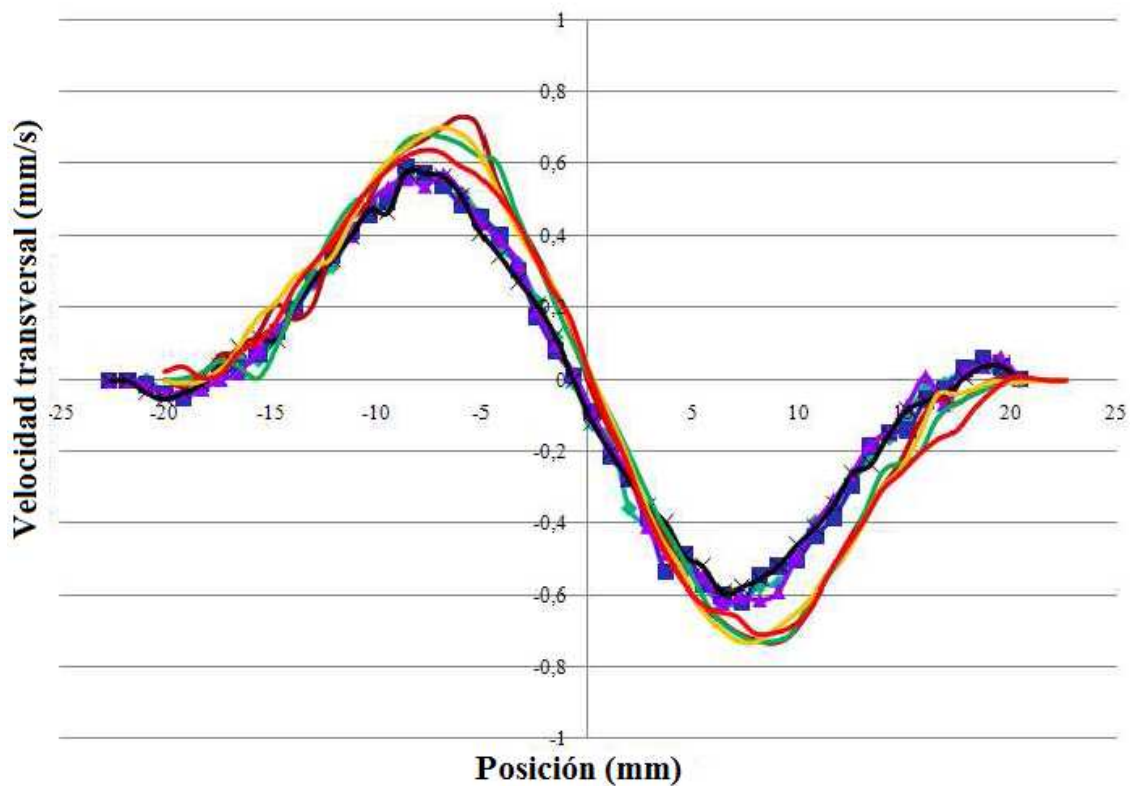


Figura 8.5: Velocidad transversal vs posición. Nivel 2 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$

Gran parte de los comentarios mencionados en el caso anterior son aplicables ahora, de forma que por lo general se podrá decir que los perfiles de velocidad permanecen constantes independientemente del posicionamiento del pistón durante la expansión en los ensayos de paredes móviles o independientemente del tanto por ciento de expansión del alveolo en el caso de los ensayos de paredes fijas. Prácticamente ambas condiciones quieren decir lo mismo pues las dos se refieren al incremento de volumen del alveolo, solo que en uno de los casos se encuentra fijado en una cantidad y en otro no.

No obstante, existen importantes diferencias a la vista de los resultados. La más evidente resulta de estudiar el sentido de la velocidad transversal de forma que en este caso se tiene que los sentidos se han invertido con respecto al caso anterior. Así, el flujo tenderá a escapar del interior del alveolo dirigiéndose hacia el conducto de nuevo, tal y como queda reflejado en la *Figura 8.6*.

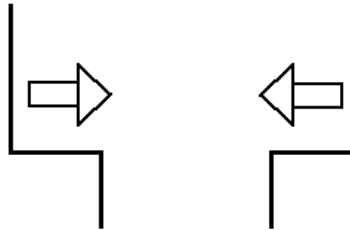


Figura 8.6: Tendencia del flujo en la parte inferior del alveolo

Este resultado parecía ser esperado dado que el alveolo se trata de una cavidad cerrada y si existía un flujo entrante en la parte superior, por conservación de la masa este flujo debería de salir por alguna parte, siendo lo más lógico y quedando demostrada su salida por la parte inferior del alveolo.

Otra de las diferencias más destacables en este caso con respecto al anterior es que ahora el perfil de velocidades correspondiente a los ensayos de alveolo con paredes fijas se encontrará en magnitud por encima de los valores obtenidos para el ensayo con paredes móviles. Para explicar este hecho se tiene que tener en cuenta que estos gráficos han sido tomados única y exclusivamente para un movimiento de expansión de las paredes, es decir, las paredes siempre van a tender a que el flujo se dirija hacia el interior del alveolo, pues las paredes tratarán de arrastrar el flujo con su movimiento. Por tanto, en este caso en el que el flujo pretende escapar del alveolo para cumplir con la ley de conservación de la masa, existe una fuerza que le hace tender en la dirección opuesta y por lo tanto el fluido para salir de la cavidad alveolar deberá de vencer esta inercia siendo bastante superior en el caso en el que las paredes se mueven arrastrando el flujo hacia la cavidad.

8.1.3 Caso 3

A continuación en la *Figura 8.7* se estudiará el caso en el que el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ relativo a los ensayos con paredes móviles se ha mantenido en un valor de **0,032**, valor considerablemente menor que el anterior. En primer lugar, del mismo modo que se procedió para el ratio superior, se empezará con el estudio de los perfiles de velocidad en el **nivel 1**.

Básicamente, en lo que respecta al movimiento general del flujo en la cavidad alveolar no habrá muchas diferencias con respecto a lo ya comentado. De esta forma, el flujo tenderá a entrar en el alveolo en la parte superior mientras que en el segundo nivel tenderá a salir del mismo.

Como se adelantó antes, los perfiles de velocidad se mantiene prácticamente constante con la expansión de la cavidad alveolar. Por ello, en los dos próximos casos se ha decidido únicamente trazar las gráficas correspondientes a los casos de mínimo y máximo incremento de expansión, es decir, incrementos del 3,75 % y del 15 % respectivamente. Con esta política se tendrán los rangos máximo y mínimo dentro de los cuales se situarían el resto de ensayos no tenidos en cuenta en estos dos últimos casos. La leyenda utilizada en los gráficos para hacer referencia a los distintos ensayos se muestra a continuación.

- 45°
- 180°
- Paredes fijas - exp: 3,75 %
- Paredes fijas - exp: 15 %

A la vista de la *Figura 8.7* las diferencias entre los ensayos con el modelo de paredes fijas y el de paredes móviles no son tan acentuadas como se vio antes. Esto es debido a que el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ es tan bajo que el pistón se mueve a una velocidad muy reducida como para que grandes diferencias puedan ser apreciadas. De esta forma, la expansión de las paredes del alveolo tendrá lugar a una velocidad muy reducida (poco más de 0,01 mm/s) lo que hace que prácticamente el resultado sea igual que en el caso en el que las paredes permanecen fijas completamente.

No obstante, a pesar de que las diferencias son muy pequeñas las gráficas correspondientes a los ensayos con paredes móviles son ligeramente superiores en valor absoluto, lo que demuestra una vez más la influencia del movimiento de las paredes en el flujo estudiado. Aún

así, la realización de este caso se llevó a cabo para determinar la influencia del parámetro $\frac{Q_a}{Q_d}$ en los ensayos, por lo que la comparación más efectiva habría que realizarla con las gráficas de pared móvil del caso 1, quedando demostrado así este hecho. Por tanto, se puede concluir que a medida que crece este cociente el valor de la velocidad transversal se verá más acentuado favoreciéndose el flujo alveolar.

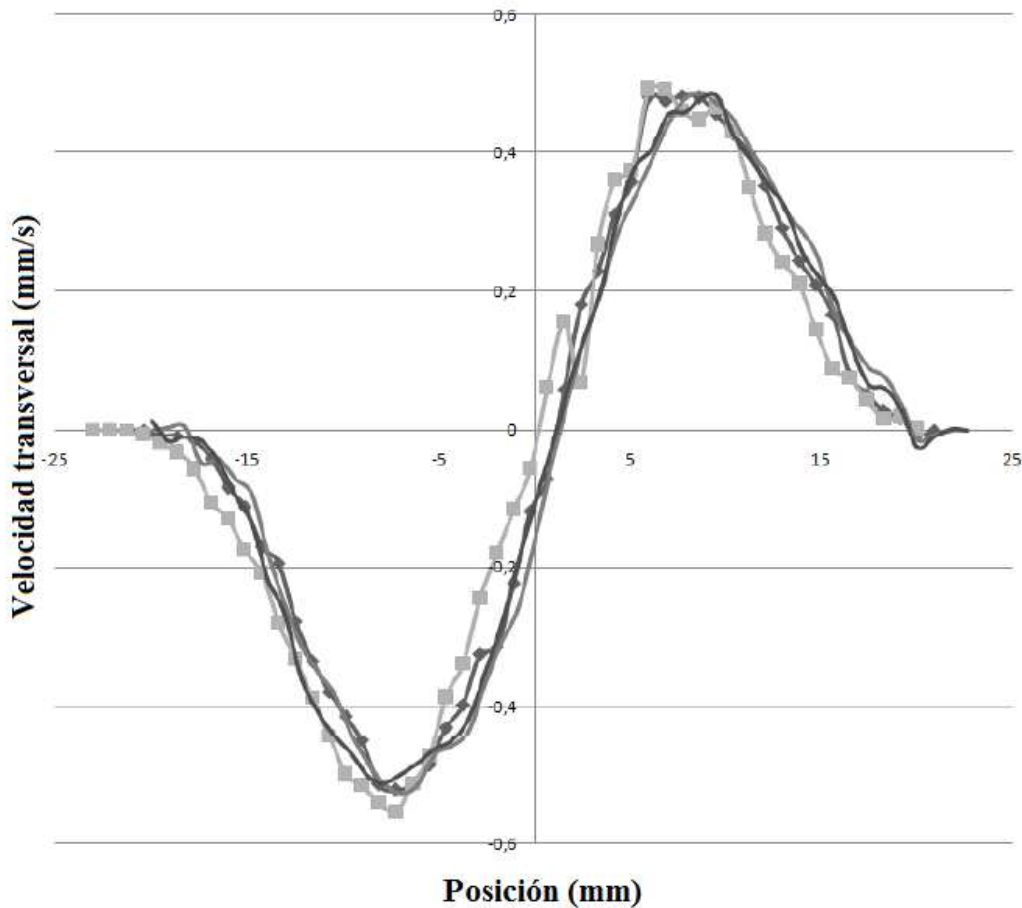


Figura 8.7: Velocidad transversal vs posición. Nivel 1 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$

En la gráfica anterior nótese que los perfiles correspondientes al alveolo de paredes fijas son los mismos que los que se obtuvieron para el caso 1. Además, debido al descenso del ratio, los perfiles de los ensayos con pared móvil se acercan en gran medida a los de pared fija, pudiéndose certificar un descenso notable del pico de velocidad transversal que pasaría de unos 0,6 mm/s a 0,5 mm/s con lo que ello significa en términos de alteración del flujo que circula por el conducto.

8.1.4 Caso 4

En este último caso se estudiarán los resultados de los ensayos realizados con un ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ de **0,032** en el caso de pared alveolar móvil, obteniéndose los perfiles de velocidad transversal localizados en el **nivel 2** del alveolo. Ver *Figura 8.8*.

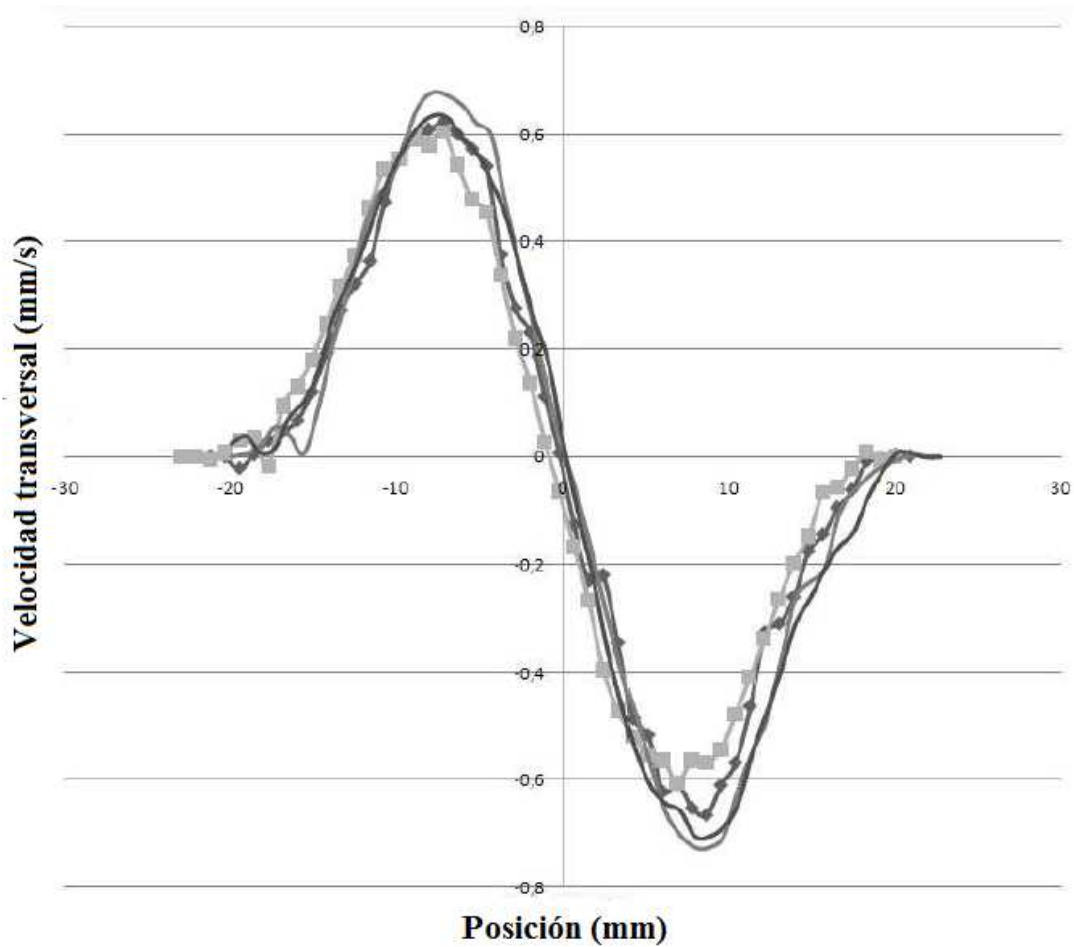


Figura 8.8: Velocidad transversal vs posición. Nivel 2 y $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$

Prácticamente el análisis de la *Figura 8.8* está completamente desarrollado por lo que se ha comentado hasta el momento. Así, cabría destacar el sentido del flujo que trata de salir de la cavidad alveolar encontrando una oposición más fuerte en el caso de que las paredes del alveolo sean móviles, pues éstas se encuentran expandiéndose y ejercen un cierto arrastre del fluido hacia el interior del alveolo. No obstante, dado que la velocidad de desplazamiento de la pared del alveolo es muy pequeña estas diferencias resultan difíciles de apreciar a partir de dicha gráfica. A diferencia que en el caso anterior, ahora el hecho de que la velocidad con la que se expande la pared sea tan pequeña hace que la inercia del flujo que trata de salir del alveolo hacia dicha pared sea menor y por tanto la curva del perfil de velocidad transversal en esta sección se incremente en valor absoluto acercándose a la obtenida si los ensayos hubiesen tenido lugar para un modelo con las paredes fijas.

8.2 Patrones de flujo en el interior del alveolo

Resulta de especial utilidad para el estudio de la deposición de aerosoles en los alveolos pulmonares el conocimiento de los patrones que sigue el flujo, pudiendo observar en éstos las distintas líneas de corriente útiles para predecir las posibles trayectorias de los aerosoles a su paso por las inmediaciones de la cavidad alveolar, indicando cómo ésta influye con la desviación de las líneas de corriente. Por tanto, estos patrones permitirán dar una idea de que es lo que está sucediendo en el interior del alveolo.

8.2.1 Alveolo con paredes fijas

Tal y como se explicó en la introducción de este proyecto, diversos autores han escrito que si un flujo que circula por un conducto atraviesa una zona de éste en la que existe una cavidad de mayor tamaño como puede ser la presencia de un alveolo, el flujo verá modificada su trayectoria y estará influido en cierta medida por la presencia de esta cavidad. En el análisis anterior de los perfiles de velocidad transversal este aspecto se pudo demostrar estudiando únicamente dos secciones características de la cavidad alveolar. No obstante, gracias a la utilización de la tecnología PIV el análisis de las trazas introducidas puede determinar el patrón del campo fluido y así se podrá demostrar dicha influencia más firmemente, pues se dispondrá de patrones globales de la sección longitudinal del conducto alveolado.

De esta manera, continuando con los análisis los resultados obtenidos para un ensayo en un tubo alveolado con paredes fijas y sin que éstas sufran ningún tipo de deformación quedará representado en la *Figura 8.9*. Efectivamente las líneas de corriente próximas a la cavidad son fuertemente influenciadas por la presencia del alveolo a pesar de que éste no tiene movimiento. Así mismo, si se fija la atención aguas arriba del alveolo, se puede ver como prácticamente la totalidad de las líneas de corriente sufren algún tipo de desviación, variando por tanto el camino de los posibles aerosoles presentes en el fluido.

Con un análisis más profundo se puede observar a partir de la misma figura la presencia de zonas de recirculación en las cuatro esquinas de la cavidad. De esta manera, queda demostrado el modelo numérico que Tippe y Tsuda plantearon y que fue explicado al principio de este proyecto. Principalmente, el análisis experimental de los distintos ensayos servirá para validar las teorías y los escritos que han sido mencionados en la primera parte de este trabajo. Así, de la misma forma que Tippe y Tsuda o Darquenne habían planteado, en una cavidad

alveolar se podrán diferenciar dos zonas: en un primer lugar una formada por las líneas de corriente procedentes del conducto que se curvan a su paso por la cavidad; y por otra parte otra zona de recirculación interna.

El principal problema que se encuentra al analizar el patrón del flujo es la incapacidad de tomar una medida con precisión de las zonas de recirculación, sino que en estas zonas se obtendrán un gran número de vectores poco fiables que harán que las medidas no sean muy precisas. De esta forma por ejemplo si se estudia el movimiento de una traza en particular, de una fotografía a otra habrá recorrido una distancia de aproximadamente 1,75 mm, lo que se corresponderá al realizar el post-procesado de las imágenes en el correspondiente programa a unos 35 píxeles. Como se dijo al principio, la velocidad en la cavidad alveolar será aproximadamente dos órdenes de magnitud inferior que la que se pueda dar en el conducto. Por tanto, teniendo en cuenta este hecho el desplazamiento de una traza situada en el interior de la cavidad se movería una distancia de aproximadamente la mitad de un pixel, lo cual dificulta la toma de medidas. Para solucionar este problema, no estaría de más realizar un estudio detallado de estas zonas, es decir, de las cuatro esquinas de la cavidad. Además, sería necesario reducir la frecuencia de adquisición de imágenes de la cámara para poder estudiar mejor esta zona y evitar la aparición de vectores de velocidad con un valor del signal-to-noise ratio demasiado bajo. Otra de las ventajas de ese análisis en detalle sería la verificación de la existencia del mencionado en la introducción saddle point propuesto por Henry, el cual a simple vista y con los patrones obtenidos no se puede demostrar.

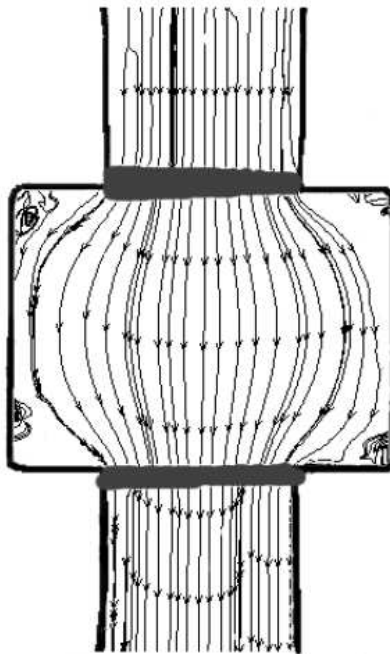


Figura 8.9: Ensayo modelo con paredes fijas. Sin expansión

En la *Figura 8.10* se muestra un patrón de las líneas de corrientes obtenidas en un ensayo en el que se ha utilizado un modelo de paredes fijas las cuales están expandidas al máximo, es decir, un 15 % de su volumen inicial. Los resultados obtenidos son similares a los anteriores pudiéndose extrapolar gran parte de los comentarios a este nuevo caso. La principal diferencia geométrica con respecto al caso anterior es la profundidad de la cavidad alveolar, dado que las paredes de ésta se encuentran expandidas al máximo.

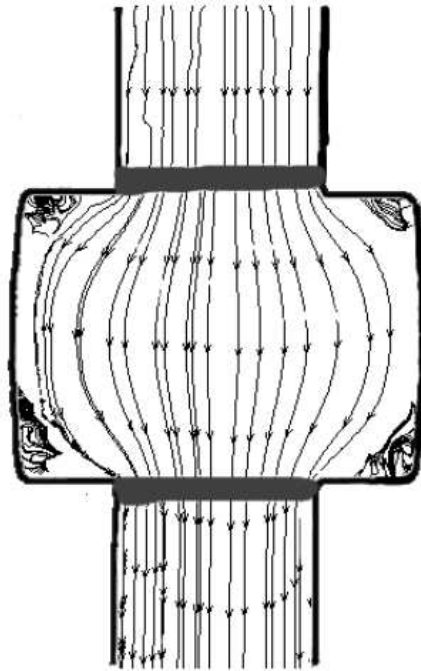


Figura 8.10: Ensayo modelo con paredes fijas. Máxima expansión

8.2.2 Alveolo con paredes móviles

En este proyecto, la principal novedad con respecto a experimentos anteriores es la dotación de movimiento a las paredes alveolares para poder así estudiar la influencia de este aspecto en la deposición de aerosoles en los alveolos pulmonares. En esta línea a continuación se realizarán una serie de ensayos en los que se modificará para cada uno de ellos la velocidad del movimiento de las paredes. Este parámetro podrá ser modificado simplemente actuando sobre el pistón y quedará reflejado a través del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$. Fundamentalmente, en los siguientes ensayos se estudiarán en todo momento, salvo una última excepción, movimientos de expansión de las paredes llevándose a cabo medidas en los diferentes instantes de la expansión.

En primer lugar se estudiará el caso más sencillo y que más se asemeja al ensayo en el que las paredes se encuentran fijadas. Este ensayo se corresponderá por tanto con el de menor ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ y por tanto, con aquel en el que las paredes se desplazan a menor velocidad. Antes se han explicado los gráficos de velocidad transversal y se ha podido observar que éstas en magnitud son bastante pequeñas aunque no despreciables. A continuación se podrá ver como estas pequeñas velocidades pueden alterar el flujo curvando las líneas de corriente.

Las Figura 8.11 y 8.12 muestran las medidas para el caso $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$ en dos momentos distintos de la expansión. La primera de ellas refleja el instante en el que el pistón se encuentra en la posición 45º y por tanto de acuerdo con el gráfico introducido al principio del capítulo esto se corresponde con un incremento de volumen del alveolo de un 3,75 % mientras que en la segunda imagen se corresponde con una expansión del 15 %, es decir, la máxima expansión posible para el modelo en estudio.

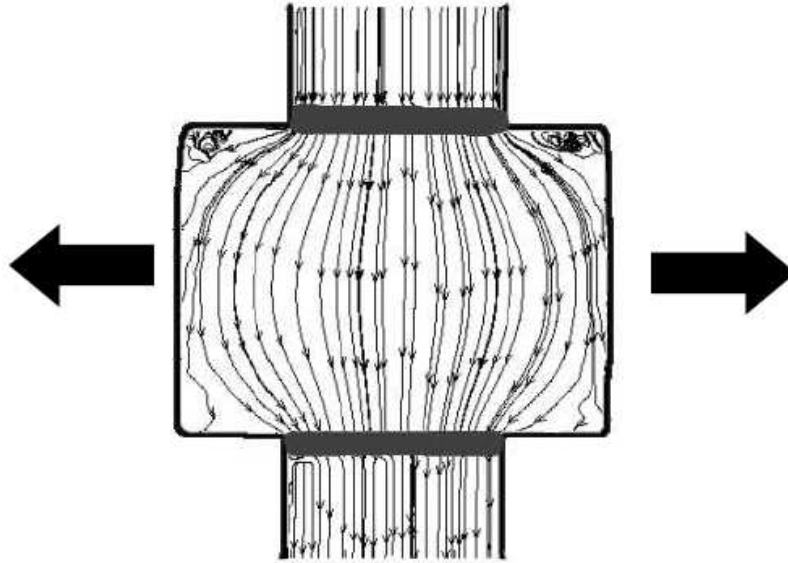


Figura 8.11: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$.Posición: 45°

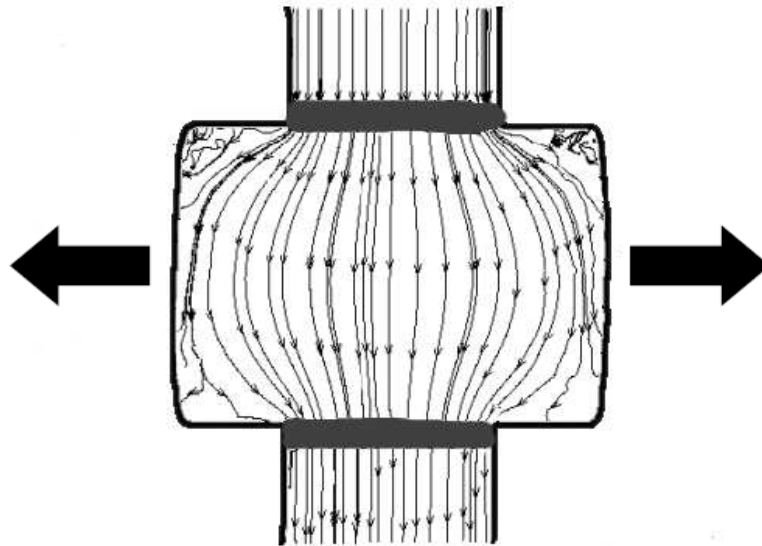


Figura 8.12: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$.Posición: 180°

Nótese que las zonas sombreadas en gris fueron eliminadas a la hora de llevar el análisis debido a que en ellas se encontraban diferentes zonas muy oscuras en las que el laser no había llegado correctamente. De este modo, los resultados obtenidos en estas zonas no respondían a las calidades demandadas teniendo que ser desplazadas del análisis.

Comparando ambas imágenes con el caso de paredes fijas las conclusiones son bastante similares. Sin embargo, existe una clara diferencia y es que en la parte inferior del alveolo ha desaparecido la zona de recirculación. Así, pequeños movimientos de las paredes pueden modificar el patrón de vectores de velocidad. También puede observarse como algunas líneas de corriente no vuelven hasta el conducto tras ser atraídas por el alveolo aunque si bien es cierto, esto sucede únicamente en la parte muy inferior del alveolo y en casos muy aislados, desembocando la mayor parte de las líneas de corriente en el conducto de nuevo.

Otro de los aspectos importantes a comentar es la importancia del posicionamiento de las partículas en el conducto. Principalmente este hecho será de sumo interés en el caso del análisis de trayectorias, pero con estos mapas de velocidad se puede predecir cual serán algunos de los problemas que se encontrarán más adelante. En la *Figura 8.13*, se muestra un detalle de la figura anterior en el que este hecho queda muy bien reflejado. En dicha figura se observa la importancia del posicionamiento de una partícula en el conducto previo a la cavidad alveolar. Así, partículas que en dicho conducto pueden estar separadas unas distancias muy pequeñas, describirán trayectorias muy distintas llegándose a separar una de otra distancias muy superiores a las que las separaban inicialmente. Esta conclusión se determina simplemente siguiendo las líneas de corriente, de forma que a la vista de la imagen las líneas se desvían mucho, adquiriendo curvaturas muy diferentes según sea su posición y cercanía a la pared del conducto. Esto dará lugar a numerosos problemas en el capítulo siguiente, cuando se quieran determinar las trayectorias de partículas individualmente pues los resultados podrán variar enormemente de un ensayo a otro sin más que la partícula se haya desplazado horizontalmente unas decenas de milímetros en su descenso por el conducto.

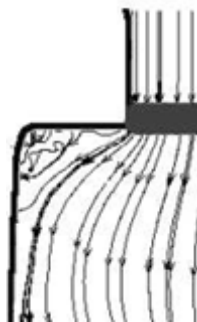


Figura 8.13: Detalle distanciamiento líneas de corriente

En los siguientes patrones, ver *Figura 8.14* y *Figura 8.15*, se analizará un caso muy diferente, aumentando el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ hasta un valor muy superior para poder estudiar mejor las diferencias e influencia del parámetro $\frac{Q_a}{Q_d}$ en el flujo, de esta manera se podrán destacar mejor los contrastes. El valor de $\frac{Q_a}{Q_d}$ elegido se situará en 0,227, muy cerca del máximo ensayado. Nótese que no se tomarán medidas de todos los ratios para el caso de PIV, pues el objetivo es estudiar la influencia en términos generales y un análisis demasiado denso en experimentos impediría la apreciación de cambios en el flujo alveolar.

De la misma forma que en el caso anterior se estudiarán dos momentos de la expansión. Así, la primera imagen seguirá correspondiendo a una expansión del 3,75 % y la segunda a la máxima del 15 %.

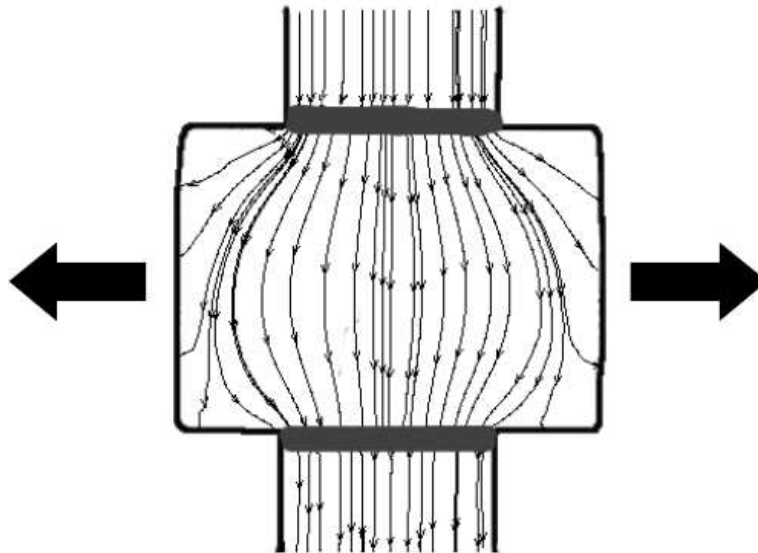


Figura 8.14: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 45°

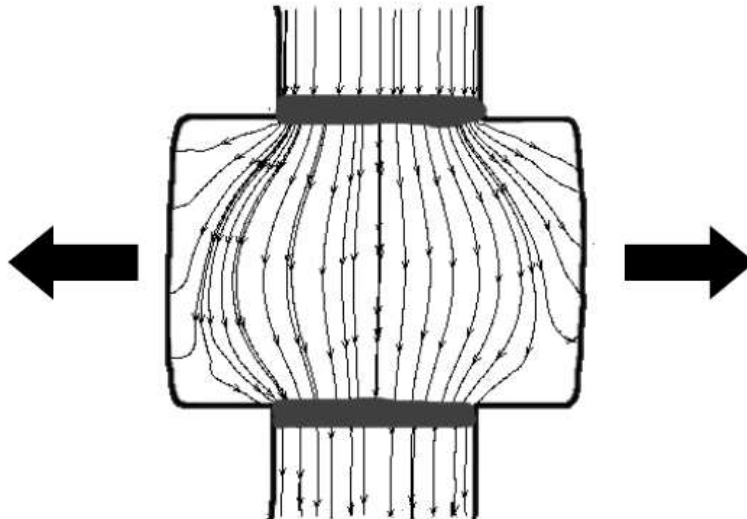


Figura 8.15: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 180°

En estas dos figuras se pueden apreciar muy bien las diferencias correspondientes a los dos momentos de la expansión. Así, en la primera imagen en el que el alveolo seguirá creciendo en los instantes posteriores, las líneas de corriente tienden a dirigirse casi directamente sin ningún tipo de interposición hacia la propia pared del alveolo. Sin embargo, en el segundo caso la expansión es ya máxima y por tanto el alveolo no puede continuar expandiéndose. Esto hará que las líneas de corriente, si bien es cierto que tratarán de seguir por inercia su tendencia, se encontrarán con el obstáculo de la pared, que detenida, inminentemente iniciará su desplazamiento en sentido opuesto, obligando de algún modo a las líneas de corriente a cambiar antes su trayectoria. La información de la existencia de la pared será transmitida por el propio fluido, modificando al tiempo las trayectorias de sus líneas de corriente para adecuarse a las nuevas condiciones y evitar el obstáculo. Nótese que en el estudio de las velocidades transversales se anunció una escasa influencia del posicionamiento del alveolo, pero cómo de acuerdo con este análisis de patrones es posible advertir ciertas diferencias. En el anterior análisis se centró la atención en la comparación entre los alveolos con paredes fijas y móviles.

Sin embargo, la finalidad de este análisis recae en medir la influencia del ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$, por ello se eligieron dos valores de este parámetro tan distantes. La principal diferencia como consecuencia de la comparación entre las imágenes a $\frac{Q_a}{Q_d}$ igual a 0,032 y 0,227 recae en las zonas de recirculación, las cuales han desaparecido totalmente en el segundo caso. Este hecho fue mencionado al comienzo del presente proyecto como teoría defendida por Tippe y Tsuda los cuales afirmaban que existía un valor de $\frac{Q_a}{Q_d}$ por encima del cual la recirculación dejaba de existir. En su teoría se basaban en un alveolo circular pero aún a las diferencias geométricas, los hechos parecen corroborarse en los experimentos obtenidos. El principal problema encontrado es que los dos ensayos tienen ratios tan distantes que no se aprecia la transición en la que estas recirculaciones tienden a desaparecer. Para ello, a continuación se mostrarán diferentes imágenes en las que se podrá analizar el flujo para cuatro valores de $\frac{Q_a}{Q_d}$ diferentes, desarrollándose todos los experimentos con los alveolos situados en su expansión máxima.

Los resultados obtenidos se muestran en las *Figura 8.16*, *Figura 8.17*, *Figura 8.18* y *Figura 8.19* que se muestran a continuación.

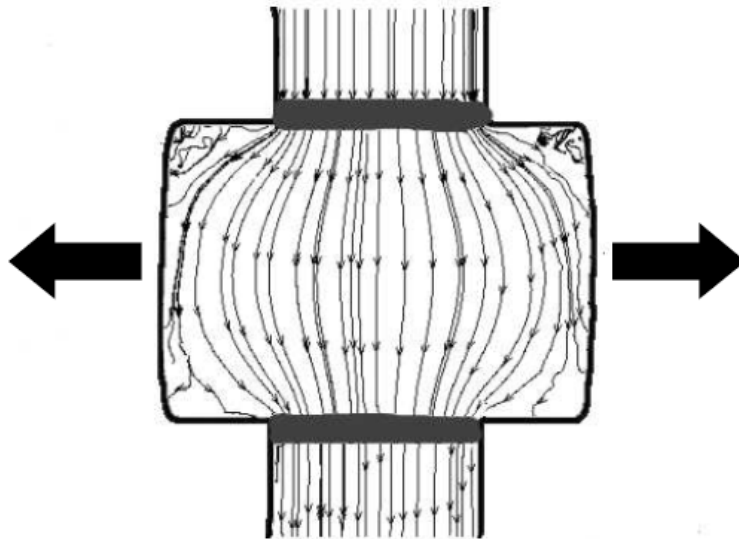


Figura 8.16: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,032$. Posición: 180°

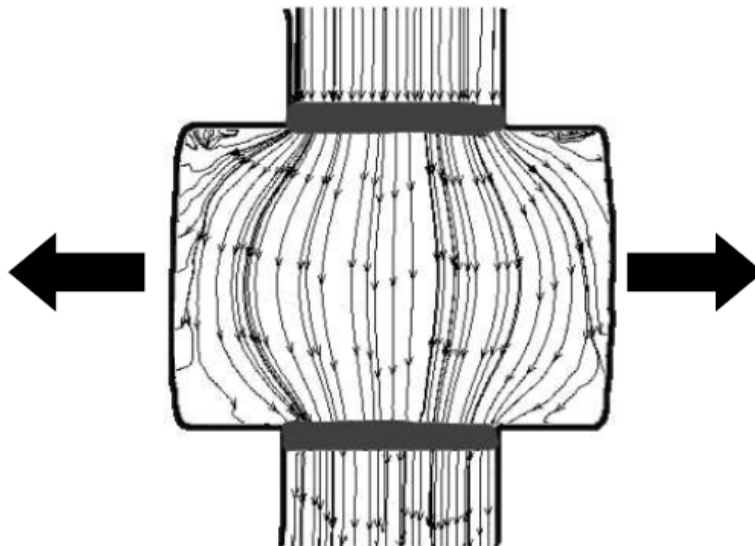


Figura 8.17: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,070$. Posición: 180°

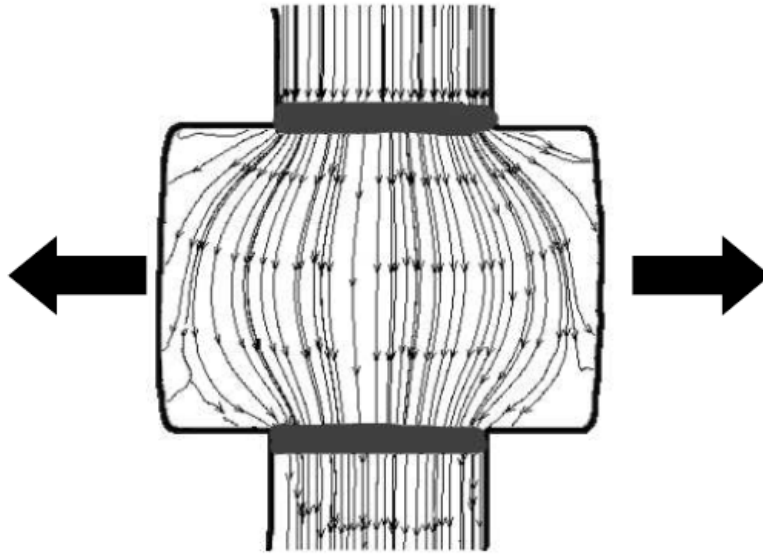


Figura 8.18: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,120$. Posición: 180°

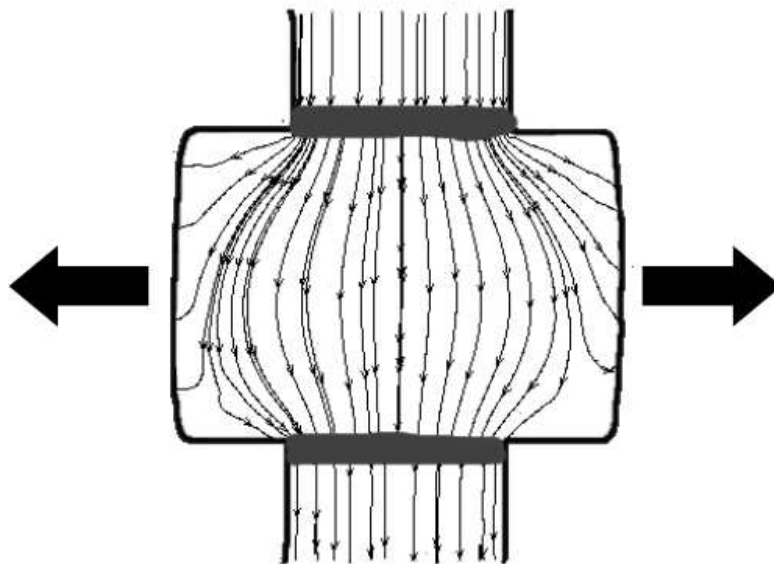


Figura 8.19: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 180°

En la serie de figuras mostrada se puede observar la desaparición gradual de la recirculación en las esquinas del alveolo, quedando así demostrada la teoría de Tippe y Tsuda según la cual al aumentar el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ la recirculación irá disminuyendo progresivamente hasta desaparecer alcanzado un determinado valor. El valor más elevado para el cual todavía se encuentra recirculación es de 0,070, aunque ésta ya presenta signos de debilidad, habiéndose reducido su tamaño en gran medida.

El eje central de este trabajo se centra en el estudio de la deposición de aerosoles en las paredes de los alveolos y con esta serie de imágenes en las que sucesivamente se ha incrementado una cierta cantidad el ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ se puede ver cómo este hecho ha podido influir en la deposición de éstos. A la vista de los resultados, a medida que las paredes del alveolo se expanden más rápidamente será mayor el número de líneas de corriente que acaben por terminar directamente impactando sobre las paredes del alveolo. Esto significará que todas las partículas que sigan esas trayectorias acabarán su camino depositándose en el alveolo en lugar de rectificar su trayectoria para volver así al conducto. Nótese que las paredes en expansión no pueden considerarse como líneas de corriente.

Por último, resulta obligado llevar a cabo un análisis del campo de velocidades de un alveolo durante su contracción. En el campo científico, este caso ha sido menos estudiado y en las bibliografías se encuentran pocos comentarios que describan que es lo que ocurre. De esta manera a continuación, en la *Figura 8.20*, se muestra un ensayo con un ratio $\frac{Q_a}{Q_d}$ de 0,227 y un posicionamiento del pistón en 315° , lo que significa una expansión del 3,75 % y contrayéndose las paredes alveolares.

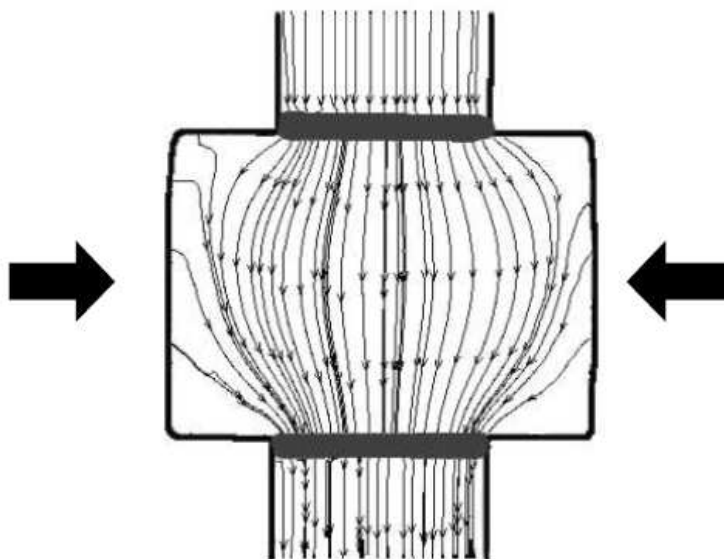


Figura 8.20: Patrón de flujo para $\frac{Q_a}{Q_d} = 0,227$. Posición: 315° (Contracción)

A la vista de la imagen son varias las conclusiones que pueden sacarse. En primer lugar hay que notar que las líneas de corriente procedentes del conducto aguas arriba, y que tratan de curvarse hacia el interior del alveolo, en este caso lo harán en menor medida que las anteriores debido a que existe una fuerza que impulsa el fluido hacia el exterior de la cavidad y ésta evitará que las líneas de corriente se curven en exceso, tratándolas de devolver de nuevo hacia el conducto. Como consecuencia, las líneas de corriente que traten de introducirse hacia el interior del alveolo lo harán más débilmente en el caso de la contracción, como era de esperar.

Otra de las observaciones que se puede obtener es la presencia de un cierto número de líneas de corriente que naciendo a partir de las paredes del alveolo se dirigen hacia el conducto donde se enderezarán aguas abajo. Parece, por tanto, que el movimiento de las paredes en contracción comunica este desplazamiento al fluido, el cual tratará de dirigirse otra vez hacia el conducto.

Capítulo 9

Resultados experimentales PTV

Una vez estudiado el flujo en términos generales mediante los mapas de flujo obtenidos a partir de las técnicas de PIV resulta fácil predecir la trayectoria aproximada de una partícula así como su posible deposición. Mediante la siguiente técnica PTV se estudiará el seguimiento del camino seguido por una partícula siguiendo los principios explicados en el capítulo correspondiente. De esta forma, el siguiente capítulo no entrará en detalles acerca de la técnica utilizada sino que se centrará en los resultados obtenidos y las conclusiones que de ellos se derivan.

En primer lugar, la instrumentación utilizada será la misma que la utilizada para el caso anterior debido a que ambas se basan en un post-análisis a partir de bases fotográficas. No obstante, habrá algunos cambios con respecto al caso anterior. Por ejemplo se seguirá utilizando la cámara fly pixel pero en este caso no hará falta una fuente de luz tan intensa como el láser para poder iluminar bien las partículas y obtener buenos resultados debido a que ahora los objetos estudiados serán partículas de tamaño considerable y no las minúsculas trazas anteriores. Para la iluminación bastará una lámpara auxiliar de 500 vatios, con el consiguiente ahorro en cuanto a complejidad derivado de la instalación del láser.

A continuación se desarrollarán toda una serie de experimentos modificando los parámetros que se explicaron anteriormente, es decir, variando la posición de inyección de las partículas y la velocidad de desplazamiento del pistón o lo que es lo mismo la velocidad de expansión/contracción del alveolo. También se estudiarán diferentes casos correspondiendo al distinto grado de expansión del alveolo en el instante inicial en el que la partícula está entrando en el mismo. Mediante estos experimentos se perseguirá la ratificación de las conclusiones del capítulo anterior pudiéndose aplicar éstas para explicar la deposición de no solo pequeñas trazas sino también de partículas de mayor tamaño en el alveolo.

A modo de ejemplo se presenta a continuación un gráfico de posición correspondiente al ensayo a 6 rpm, inyector cerca de la pared y pistón en la posición 0° cuando la partícula está entrando en el alveolo. Se trata de un ensayo en concreto pero el comportamiento de la partícula en rasgos generales será similar al del resto. De este modo se pueden distinguir tres etapas. Una primera en la que la partícula está entrando en el alveolo por lo que se ve atraída hacia el interior del mismo curvándose hacia la cavidad su trayectoria; una segunda parte en la que existe una transición, debido a que las fuerzas que atraían la partícula hacia el interior del

alveolo se igualan a las que tratan de empujarla hacia el exterior, de modo que en esta etapa se consigue la penetración máxima; y por último una tercera etapa en la que la partícula trata de restablecerse de nuevo al flujo del conducto, para lo cual curva su trayectoria dirigiéndose hacia el conducto alveolar aguas abajo del alveolo. En la siguiente *Figura 9.1* se pueden diferenciar estas tres etapas de una manera sencilla.

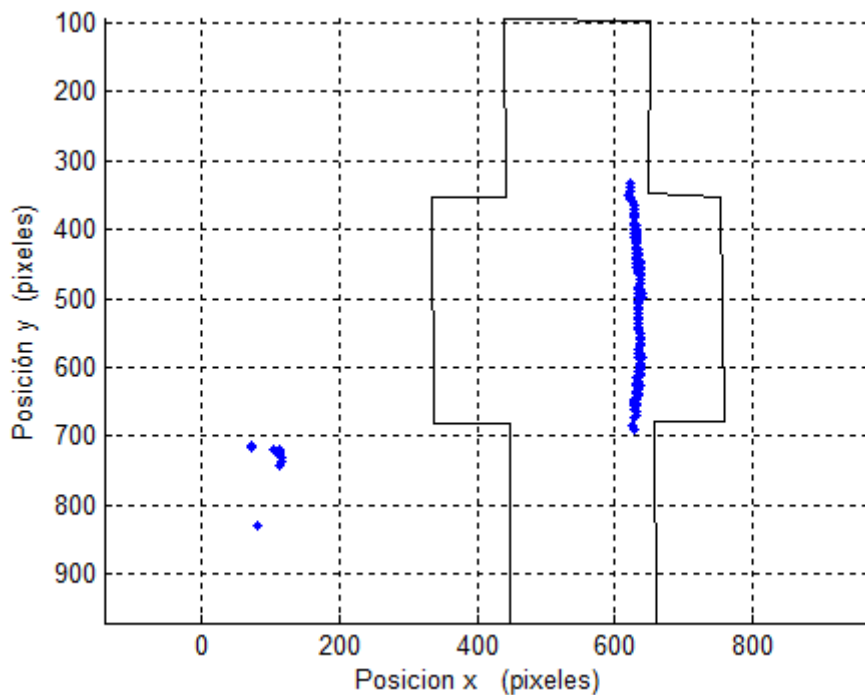


Figura 9.1 : Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF0

Nota: La nomenclatura utilizada para denotar cada ensayo será como la mostrada más arriba, cuya estructura genérica se representa como $xRPMIyN$. Así, x representa la velocidad en rpm a la que gira el motor que mueve el pistón; y representa la posición del inyector (M: (medium) en el centro del conducto y F: (far) próximo a la pared); N representa un número que hace referencia a la posición del pistón en grados justo en el momento en el que la partícula está entrando en el alveolo.

Nótese que las unidades del gráfico están dadas en píxeles dado que el software utilizado para llevar a cabo el tracking de las partículas utiliza las mencionadas unidades para localizar a la partícula en cada una de las fotografías. No obstante existe un factor de escala bastante sencillo de calcular que permite realizar la conversión píxeles – milímetros. Para averiguar este

factor de escala se colocará un objeto de dimensiones conocidas para que aparezca en la fotografía, en este caso se eligió una moneda de dos euros, realizándose posteriormente la mencionada equivalencia. De esta forma se obtuvo el factor de escala siguiente:

$$1 \text{ pixel} = 0,095 \text{ mm}$$

Se puede aproximar la equivalencia a que *un pixel equivale a una décima de milímetro*. Nótese que el objetivo de las gráficas no es el de obtener valores numéricos a través de ellas sino el de poder observar la tendencia de la partícula en general, situándola en todo momento en relación a la posición de la frontera del alveolo trazada en cada uno de estos gráficos. Por tanto, las gráficas no se utilizarán para extraer medidas sino que para ello utilizaremos los datos numéricos obtenidos a través del programa realizado en MATLAB.

El software utilizado para el seguimiento de las partículas será muy sensible a la calidad de las fotografías y serán numerosos los casos en los que se detecten falsas partículas, o simplemente se pierda la trayectoria de la misma. Esto puede conllevar serios problemas pues interrumpirá el cálculo de la trayectoria completa impidiendo una clara visión de los resultados. Como regla general para evitar posibles problemas en este sentido se repetirá una media de 5 veces todos los ensayos para evitar que este tipo de errores impidan un correcto procesamiento de las imágenes. No obstante, más adelante se mostrará cómo esta repetición de los ensayos también tiene otra utilidad relacionada con la imposibilidad de predecir la posición exacta en la inyección de la partícula.

En términos generales, por tanto, resulta necesario prestar especial atención a una correcta iluminación pues tal y como se ha visto el reconocimiento de las partículas se lleva a cabo localizando puntos de máxima intensidad lumínica. De esta forma si existe un exceso de luz sobre el modelo el software encargado de calcular la trayectoria de las partículas tendrá problemas en la localización de las mismas perdiendo la trayectoria de éstas. En la *Figura 9.2* se puede observar este hecho a través de dos imágenes distintas, una con una iluminación correcta (derecha) y otra (izquierda) en la que el exceso de luz impide el cálculo adecuado de la trayectoria, localizándose en dicho caso una infinidad de distintas partículas inexistentes en la realidad. Si bien es cierto, la iluminación de la imagen de la derecha no es del todo correcta pero las zonas en las que podrían aparecer problemas se encuentran distantes del camino seguido por la partícula y por tanto no interferirá en el cálculo del mismo. La aparición de partículas en los gráficos de trayectoria finales lejos del camino de las partículas tiene su explicación en parte a este hecho. De esta manera serán variados los casos en los que el

programa detecte un posicionamiento en una zona en la que no existe partícula. Además, este hecho puede ser debido a la presencia de algún tipo de impureza, una falta de limpieza en el cristal del modelo, o a partículas que en experimentos fallidos anteriores han quedado retenidas en la cavidad alveolar.

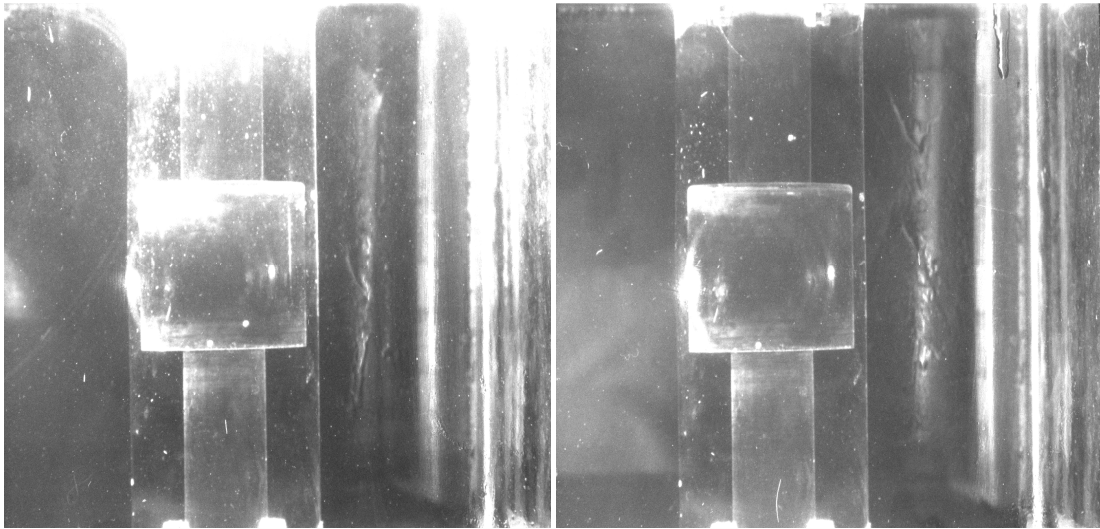


Figura 9.2: Comparación importancia de una iluminación correcta

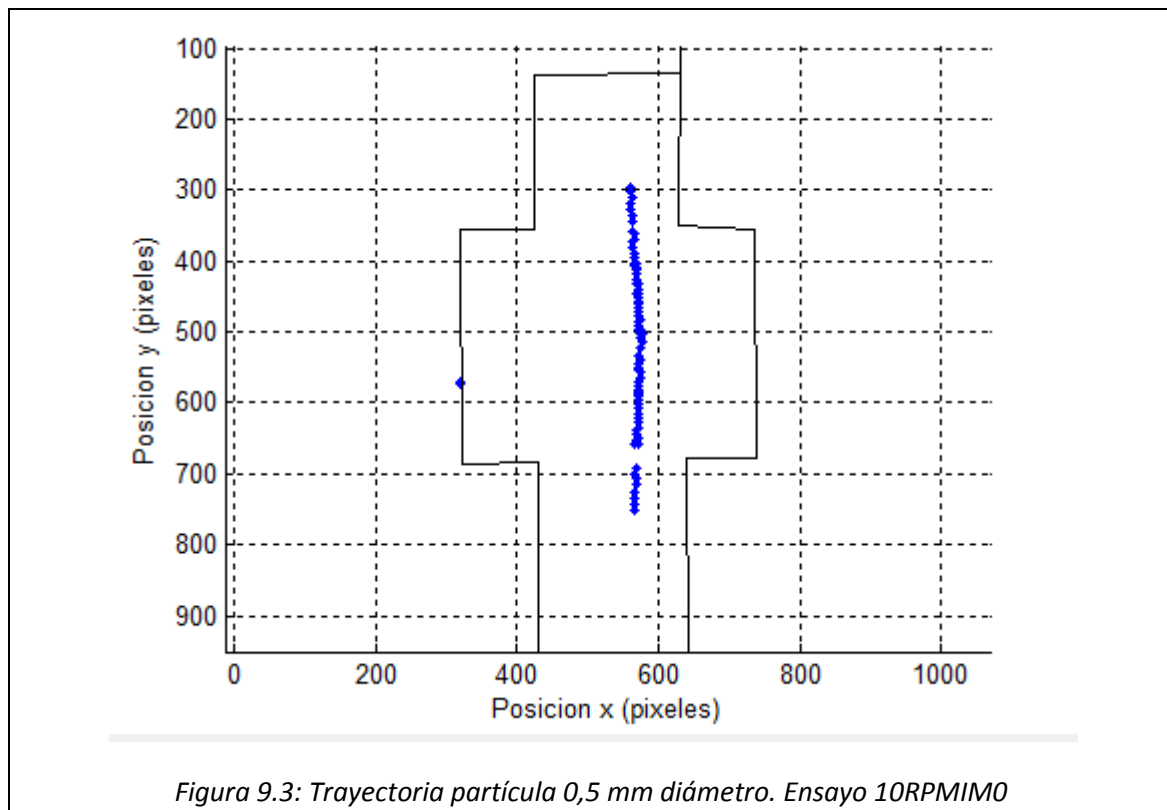
Nótese que en el caso del PIV se mostró el problema de una iluminación escasa, obteniéndose resultados erróneos en las zonas sombra.

9.1 Estudio influencia inyección

Uno de los aspectos más importantes que se adelantaron en el análisis previo mediante las técnicas del PIV es la importancia en cuanto a la localización de la partícula en la inyección. En este aspecto, la trayectoria que seguirá la misma será muy diferente dependiendo de su proximidad a la pared del conducto alveolar, siendo la penetración en el alveolo mayor cuanto más próxima a la pared del conducto alveolar se sitúe la partícula.

Para probar este hecho se llevaron a cabo dos experimentos diferentes en los que para una misma velocidad del pistón, 10 rpm, se ensayaron dos posiciones del inyector de partículas diferentes. En un primer lugar, como se explica en el capítulo correspondiente al diseño experimental, el inyector se situará en el centro del conducto alveolar, mientras que en el segundo caso se localizará lo más próximo posible a la pared de dicho conducto con el fin de estudiar la influencia real de este posicionamiento y en función de los resultados continuar el resto de experimentos con una u otra posición del inyector.

Para el primero de los casos los resultados obtenidos, en lo que se refiere al seguimiento de la partícula a lo largo del experimento, se muestran en la *Figura 9.3* a continuación.



Una de las principales observaciones antes de realizar ninguna comparación con el segundo caso es la desviación de la partícula con respecto a la esperada, dado que como se había mencionado, el inyector se encontraba situado en el centro del conducto alveolar. Así, sería previsible que la partícula se desplazara a lo largo del eje de simetría del modelo sin sufrir ningún tipo de desviación pero en oposición, lo que ocurre es que la trayectoria de la partícula se encuentra desplazada hacia la pared del conducto. La explicación a este fenómeno reside en el diseño del propio inyector de partículas. Dicho inyector había sido diseñado para usarse en un experimento anterior desarrollado por Dullian en el cual uno de los principales objetivos de su proyecto residía en el estudio de la influencia del tamaño de la partícula en su deposición. En esta labor Dullian demostró la influencia del tamaño de las partículas de hierro por lo que en el presente trabajo se ha decidido estudiar en especial detalle el caso de las partículas de 0,5 mm de diámetro, más vulnerables a la deposición, llevándose a cabo únicamente unos pocos ensayos con partículas de mayor tamaño.

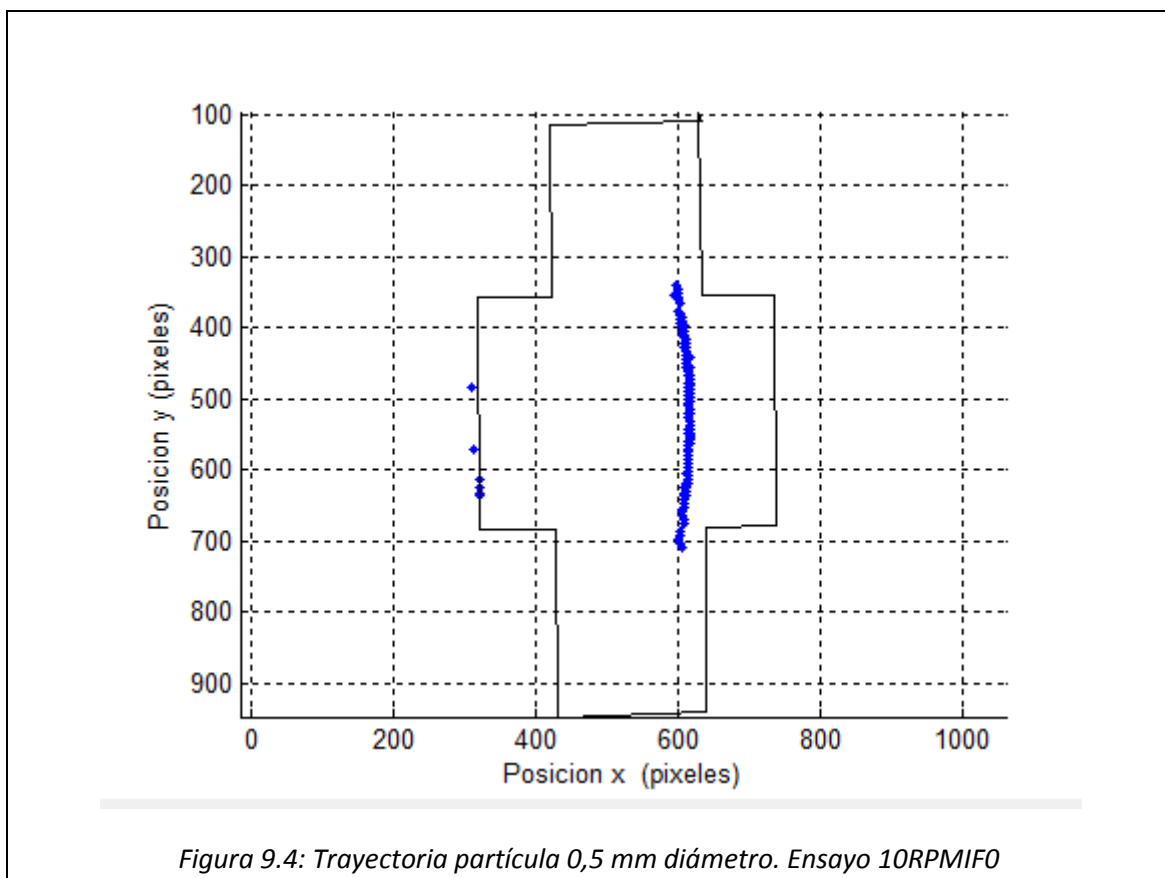
El inyector antes mencionado será por tanto reutilizado para el caso que nos ocupa llevándose a cabo pequeñas modificaciones para adaptarlo a las nuevas condiciones. Este inyector fue descrito anteriormente como un conducto en forma de L dotado de un grado de libertad que le permite trasladarse horizontalmente. El diámetro de este conducto será tal que permita la circulación de partículas de 1,2 mm de diámetro, por lo que para el caso de las partículas de 0,5 mm de diámetro dicho conducto resulta extremadamente ancho resultando imposible un guiado de la misma a lo largo del inyector. En esta tarea de guiar adecuadamente la partícula de tamaño menor se introdujo en el interior del inyector otro conducto de plástico transparente cuyo diámetro interno estaba ajustado al tamaño de la partícula en estudio con el fin guiar a la misma a lo largo del inyector y reducir en el mayor grado posible la desviación en la salida del conducto.

No obstante el conducto auxiliar presenta una serie de inconvenientes derivados de la complejidad de introducir el mismo a lo largo del inyector en forma de L. Uno de los principales problemas es la reducción de sección a su paso por la curva de la L dado que el conducto posee cierta flexibilidad para permitir dicha forma. Este doblado del conducto en la curva se traducirá en la obstrucción del mismo impidiendo el paso de las partículas, por lo que su introducción deberá de realizarse con especial cuidado. Otro de los problemas que es necesario analizar es la orientación del conducto a la salida del inyector, pues dada la geometría del mismo resulta prácticamente imposible un control preciso del posicionamiento del conducto auxiliar. Estos dos problemas hacen que la solución no sea tan efectiva como se esperaba y la inyección de las partículas en la mayor parte de los casos será muy complicada y tediosa. Otro de los problemas que aún no estando relacionado con la geometría puede complicar la inyección es el propio sistema para inyectar las partículas. Para esta tarea se hará uso de una jeringuilla que comunicará la presión suficiente como para permitir el avance de las partículas a través del conducto. Por lo general este sistema de impulsión resulta sencillo pero no demasiado eficiente pues el exceso de presión necesario para permitir que la partícula circule a lo largo de la curva del inyector dota a ésta de una aceleración a la salida mientras que teóricamente ésta debiera de inyectarse sin alterar el flujo existente. Dicha aceleración acompañada al hecho de que el conducto auxiliar de inyección como se explicó pudiera estar

desviado un cierto ángulo a la salida y no situarse en posición perfectamente vertical hace que las partículas de pequeño tamaño se desvíen en un cierto grado no despreciable de su trayectoria teórica controlada por el inyector. Nótese además que en cada experimento la presión aplicada a través de la jeringuilla se realizará manualmente y por tanto estará sujeta a una variación en su valor de un ensayo a otro, resultando extremadamente complicado repetir resultados idénticos para un mismo experimento. Además, el conducto auxiliar no se encuentra fijado firmemente por lo que está sujeto a pequeñas variaciones en lo que se refiere a su orientación en la salida del inyector.

A lo largo de este capítulo se podrán descubrir diferentes experimentos en los que los problemas descritos en los párrafos anteriores tienen una influencia importante en el desarrollo de los experimentos, dando lugar a toda una serie de medidas difíciles de estudiar en lo que respecta a la comparación con otros ensayos de características similares, pues las pequeñas modificaciones en cuanto a la posición en la inyección conllevarán grandes variaciones en la región de la cavidad alveolar como se demostrará a continuación.

En la *Figura 9.4* se muestra la segunda parte de este experimento en la que se pretende demostrar la influencia del posicionamiento de la inyección en la trayectoria descrita por la partícula a su paso por el alveolo.



A la vista de los resultados parece claro que en la segunda imagen en la que la partícula se ha inyectado en una posición más próxima a la pared la trayectoria que ésta describirá se curvará hacia el interior del alveolo notablemente en mayor medida que en el primer caso a igualdad del resto de condiciones. Este hecho quedó demostrado mediante el análisis con técnicas de PIV pero ahora queda doblemente demostrado pudiendo ampliar la teoría no solo para el caso de trazas sino también para el caso de partículas de mayor tamaño.

Los resultados obtenidos se pueden ver a simple vista a partir de las dos últimas gráficas mostradas encima pero no está de más llevar a cabo un análisis numérico de medidas para poder contrastar de una manera más exacta los resultados.

En la gráfica correspondiente al inyector situado en su posición media, la distancia a la que la partícula se encuentra de la pared del alveolo se puede calcular fácilmente a través de las fotografías y del programa MATLAB. Más concretamente se hará uso de la fotografía que refleja el instante en el que la partícula está entrando en el alveolo, ver *Figura 9.5*, y haciendo uso de la relación pixeles-milímetros, se puede calcular las unidades métricas que separan la partícula de la pared. Nótese que la figura corresponde a la parte derecha de la entrada a la cavidad alveolar y que, con fines únicamente de notación, a dicho punto en el que la partícula se encuentra a la entrada del alveolo se le conocerá como P_0 . Así mismo la distancia desde dicho punto a la pared del conducto alveolar se la conocerá como d_0 .

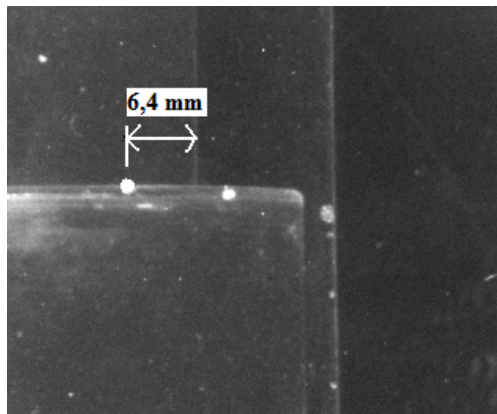


Figura 9.5: Distancia d_0

Otra de las distancias importantes para un análisis de los resultados es la distancia máxima que la partícula es capaz de penetrar en la cavidad alveolar. Esta distancia dará una idea de la curvatura que sufre la trayectoria de la partícula a su paso por el alveolo siendo un dato de vital importancia a la hora de estudiar una posible deposición. Para facilitar la referencia a esta distancia para explicaciones posteriores se denotará como d_{max} , siendo como se ha dicho la distancia desde el punto de máxima penetración de la partícula en el alveolo hasta la vertical que pasa por el punto P_0 . Del mismo modo que en el caso anterior se procederá para calcular dicha distancia, tal y como queda reflejado en la *Figura 9.6*.

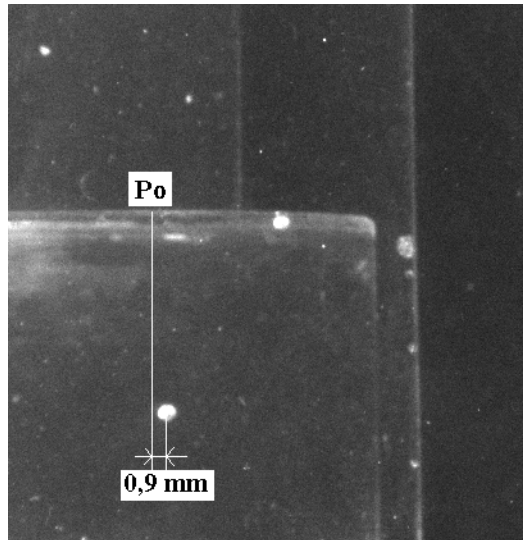


Figura 9.6: Distancia d_{max}

En resumen, para este primer caso en el que la partícula se sitúa inicialmente en la entrada del alveolo a una distancia de 6,4 mm de la pared del conducto alveolar, la partícula describirá una trayectoria tal y como se mostró en el gráfico mostrado anteriormente de forma que se distancie un máximo de 0,9 mm hacia el interior del alveolo.

Así, para el siguiente caso cabe esperar que al reducir la distancia d_0 , resultado de posicionar el inyector más cerca de la pared, la distancia d_{max} que penetrará la partícula en la cavidad será mayor, tal y como quedó reflejado en el gráfico correspondiente. Numéricamente para este caso la distancia d_0 será de 2,9 mm y la penetración máxima ascenderá a 1,7 mm.

En los experimentos siguientes se tendrá en cuenta este hecho y en todo caso a partir de ahora los ensayos se realizarán inyectando las partículas lo más cerca posible de la pared del conducto, pues como se ha comentado, en dicho caso se podrá observar con mayor claridad el mecanismo de desviación de la trayectoria.

Resulta necesario realizar una aclaración derivada de un análisis anterior. Al principio de este estudio de la influencia de la posición del inyector se ha explicado que son muchas las causas que pueden hacer que aunque si bien es cierto se mantenga el inyector en una posición constante, los resultados obtenidos al repetir un mismo experimento discrepen unos de otros al variar la posición de la partícula a la entrada del alveolo. Esto es debido, naturalmente, a un fallo en el sistema inyector y dado que resulta imposible de predecir la posición exacta de la partícula en la inyección, será necesario estudiar cada caso con especial cuidado, pues pequeñas variaciones pueden conllevar grandes cambios y por tanto comparaciones erróneas.

A modo de ejemplo se han repetido las medidas para el caso en el que el inyector se sitúa próximo a la pared y en cada caso se han obtenido resultados distintos derivados, como se ha explicado, de ligeras variaciones en el sistema inyector. A continuación se muestran en la *Tabla*

9.1, junto con los dos casos anteriores estudiados, los distintos experimentos llevados a cabo bajo las mismas condiciones y sus resultados.

Posición inyector	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
Media	6,4	0,9

Posición inyector	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
Cerca pared alveolar	4,6	1,3
	3,6	1,5
	2,9	1,7

Tabla 9.1: Valores de d_{max} según d_0

En referencia a la sub-tabla referente a la posición del inyector cerca de la pared se muestra a continuación una gráfica que refleja los resultados obtenidos y a partir de la cual será sencillo obtener conclusiones. Ver Figura 9.7.

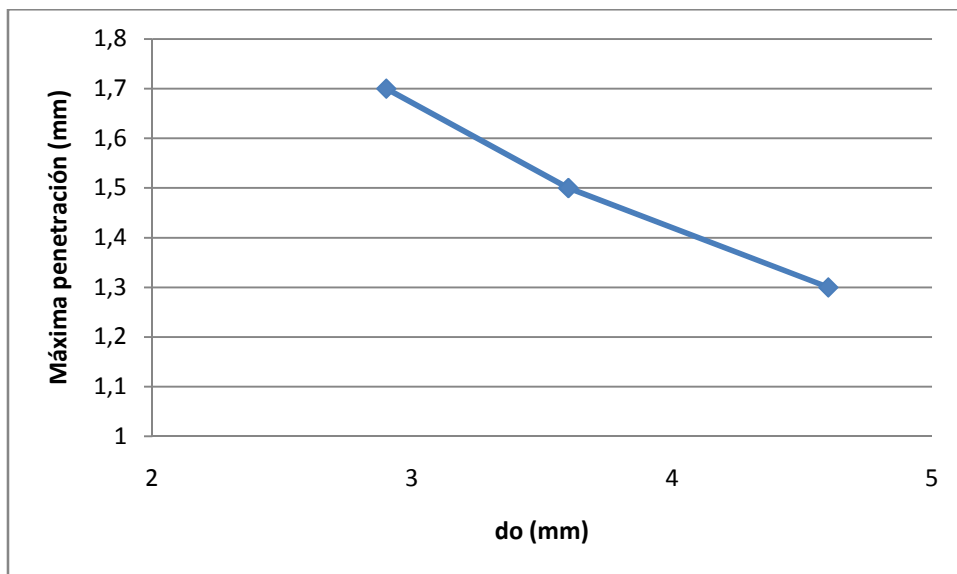


Figura 9.7: Máxima penetración vs d_0

A partir de la tabla y de la gráfica se obtienen dos conclusiones. En primer lugar queda demostrado que según d_0 disminuye la penetración se hace cada vez mayor; y en segundo lugar que la precisión del sistema inyector no resulta demasiado buena dando lugar a resultados bastante dispares a pesar de que en teoría deberían de mantenerse iguales pues en

la sub-tabla correspondiente al inyector posicionado cerca de la pared los tres casos son una repetición de un ensayo idéntico en el que se mantuvieron constantes todos los parámetros.

9.2 Estudio influencia velocidad de expansión alveolar

A continuación se realizarán diferentes ensayos en los que la posición del pistón será en todo momento de 0° cuando la partícula esté entrando en el alveolo y la posición del inyector como se ha mencionado en el apartado anterior se mantendrá “constante”. De esta manera será modificada la velocidad de desplazamiento del pistón y en consecuencia la velocidad de expansión del alveolo.

Con el fin de poder apreciar los cambios según la variación del parámetro velocidad del pistón se mostrarán a continuación cuatro gráficos correspondientes a cuatro velocidades de giro del motor que accionaba el pistón: 4, 6, 15 y 28 rpm respectivamente.

Obviamente, para conseguir estudiar la influencia de dicha velocidad se deberán de mantener el resto de parámetros constantes. En primer lugar y aunque no debiera de ser necesaria su comprobación, no estaría de más comprobar el caudal del flujo de fluido que circula por el conducto alveolar para demostrar que se mantiene constante en su valor de diseño. En teoría esta comprobación resulta innecesaria ya que este caudal se programa al principio de cada día y no se actúa sobre él en ningún otro momento. Sin embargo, su regulación manual a través de una válvula hace que en determinados casos este caudal pueda variar por accidente distanciándose de su valor convencional. En determinados casos este hecho ha sucedido y por tanto los resultados obtenidos en dichos experimentos no pueden compararse con el resto de la misma manera, pues la partícula descenderá más o menos rápido. En el caso presente, para los ensayos a las cuatro velocidades distintas dicho caudal se mantiene constante, por lo que no requerirá especial atención.

Por otra parte, como se ha visto antes, es necesario estudiar cuidadosamente la posición de la partícula a la entrada del alveolo pues a pesar de que el inyector se mantiene en una posición constante se ha visto que dicha inyección está sujeta a una cierta variación, pudiendo oscilar en un grado importante el valor de d_0 . Dada la aleatoriedad y la dificultad de controlar este parámetro durante los distintos ensayos se obtendrán valores variados por lo que se deberán de repetir los ensayos en orden de encontrar valores de d_0 similares unos de otros para así poder llevar a cabo una comparación entre ensayos. De esta forma se evitará la influencia de d_0 que como se ha visto juega un papel decisivo en la posterior trayectoria que seguirá la partícula.

Una vez que se ha conseguido mantener constante el resto de parámetros el objetivo de este estudio recae en la modificación del valor de la velocidad del pistón de modo que se certifique el hecho demostrado con las técnicas PIV. De esta manera, de forma similar a como se procedió en el estudio anterior se presentará en la *Tabla 9.2* un resumen en el que se reflejen todos los parámetros influyentes así como la distancia máxima de penetración de la partícula,

que estará relacionada fuertemente con la trayectoria de la misma y su posible deposición. Por lo tanto se tiene que,

<i>Velocidad pistón (rpm)</i>	<i>d₀ (mm)</i>	<i>d_{max} (mm)</i>
4	4,1	0,8
6	4,2	0,9
15	3,9	1,1
28	5,1	1,3

Tabla 9.2: Valores de d_{max} (mm) según la velocidad del pistón (rpm)

Gráficamente se pueden expresar estos resultados de la siguiente manera (Figura 9.8),

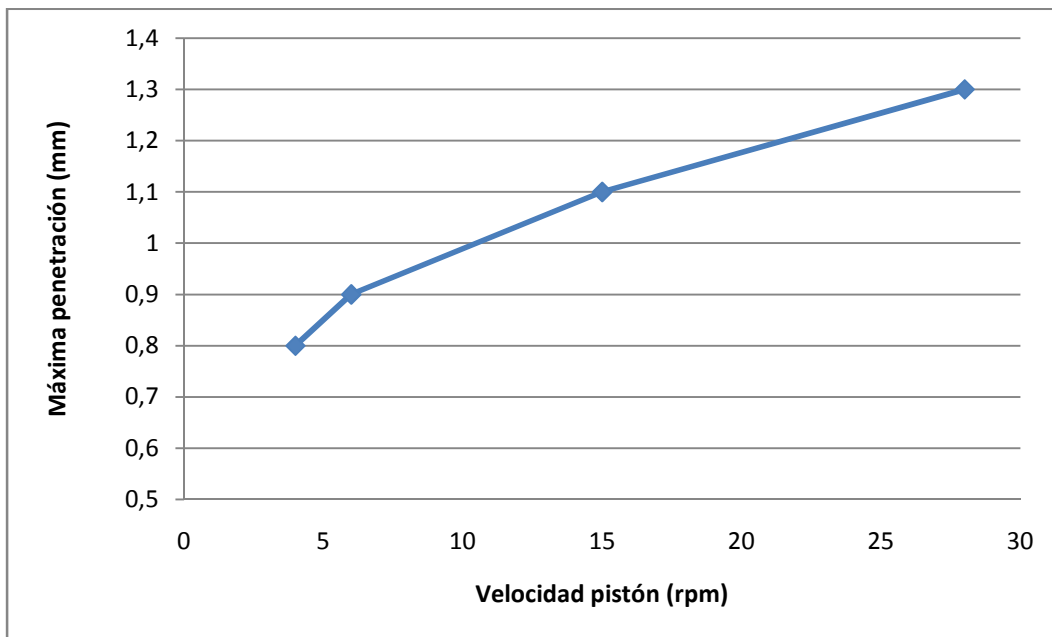


Figura 9.8: Máxima penetración (mm) vs velocidad del pistón (rpm)

A la vista de los resultados resulta sencillo darse cuenta que efectivamente, como se había demostrado en el capítulo anterior y como era previsible, a medida que aumenta la velocidad del pistón, es decir, cuanto mayor sea la velocidad de expansión del alveolo, mayor será la fuerza que tenderá a atraer el flujo hacia el interior de la cavidad alveolar y como consecuencia mayor será la penetración de la partícula.

Nótese que de acuerdo con la tabla correspondiente los valores de d_0 se mantienen aproximadamente constantes, oscilando entre 3,9 y 4,2 mm, rango lo suficientemente pequeño como para no afectar en exceso al estudio. No obstante, para el caso del ensayo a 28

rpm el valor de d_0 asciende a 5,1 mm distanciándose en 0,9 mm del mayor del resto de los valores. De acuerdo con el estudio anterior, esta diferencia en el valor de d_0 no puede ser obviada e influirá notablemente en los resultados finales, por lo que requerirá especial atención. Sin embargo, en el caso de 28 rpm la partícula a la entrada del alveolo se encontrará más alejada de la pared alveolar que en el resto de los ensayos, por lo que cabrá esperar que su penetración máxima será menor de la esperada si la partícula se situase a la entrada en el rango mencionado (3,9 – 4,2 mm). De esta forma y dado que aún en estas condiciones se obtiene una penetración mayor que en el caso anterior de 15 rpm, el problema no resulta trascendente debido a que si dicho valor de d_0 fuera menor encontrándose próximo al resto de valores los resultados obtenidos para la penetración serían aún mayores y se seguiría cumpliendo en mayor medida la regla anteriormente mencionada. Es decir, a pesar de que el valor de d_0 se distancia del resto, se está analizando un caso aún más desfavorable de modo que si en ese caso se cumple la regla aún mejor se cumplirá de haber obtenido un d_0 razonable.

Es necesario llevar a cabo una segunda aclaración con respecto a los resultados obtenidos en los dos últimos estudios. Se puede observar cómo para similares condiciones los resultados obtenidos en el primer estudio de la influencia de la posición del inyector correspondientes a una velocidad de 10 rpm son muy distintos de los obtenidos en el presente estudio, de forma que para similares valores de d_0 la penetración obtenida para el caso de 10 rpm es mayor que para el caso de 28 rpm, hecho que debilitaría el presente estudio de influencia de la velocidad. No obstante durante los experimentos se observó que para el ensayo de 10 rpm el caudal de flujo que circula por el conducto alveolar discrepaba en una medida importante del fijado por diseño para todos los experimentos del presente trabajo. Así, dado que este valor se ha mantenido constante a lo largo del proyecto no se puede realizar una comparación entre ambos estudios pues no se encuentran en igualdad de condiciones.

Una vez realizadas estas observaciones y con el fin de afianzar las conclusiones obtenidas se presentan a continuación los mapas de posición en los cuales se podrá observar la trayectoria seguida por la partícula en cada caso. Ver *Figura 9.9*, *Figura 9.10*, *Figura 9.11* y *Figura 9.12*. Así, será posible observar gráficamente las reglas mencionadas en los párrafos anteriores.

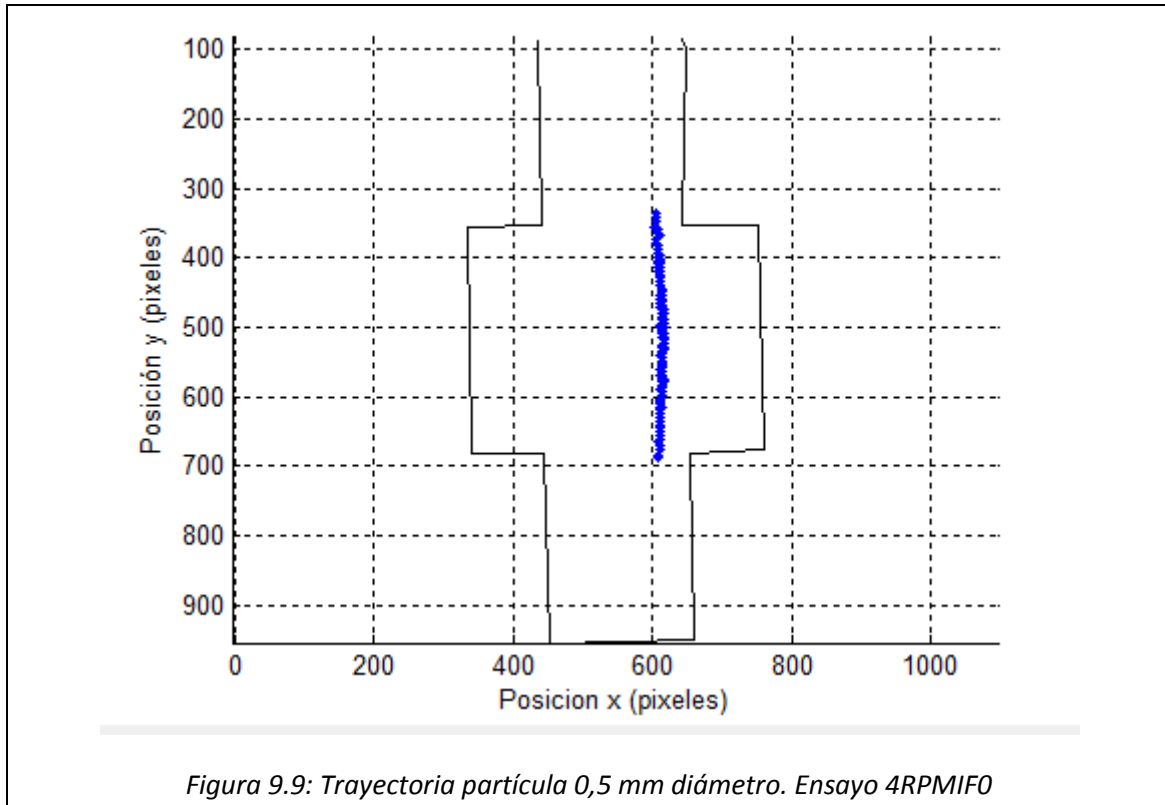


Figura 9.9: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF0

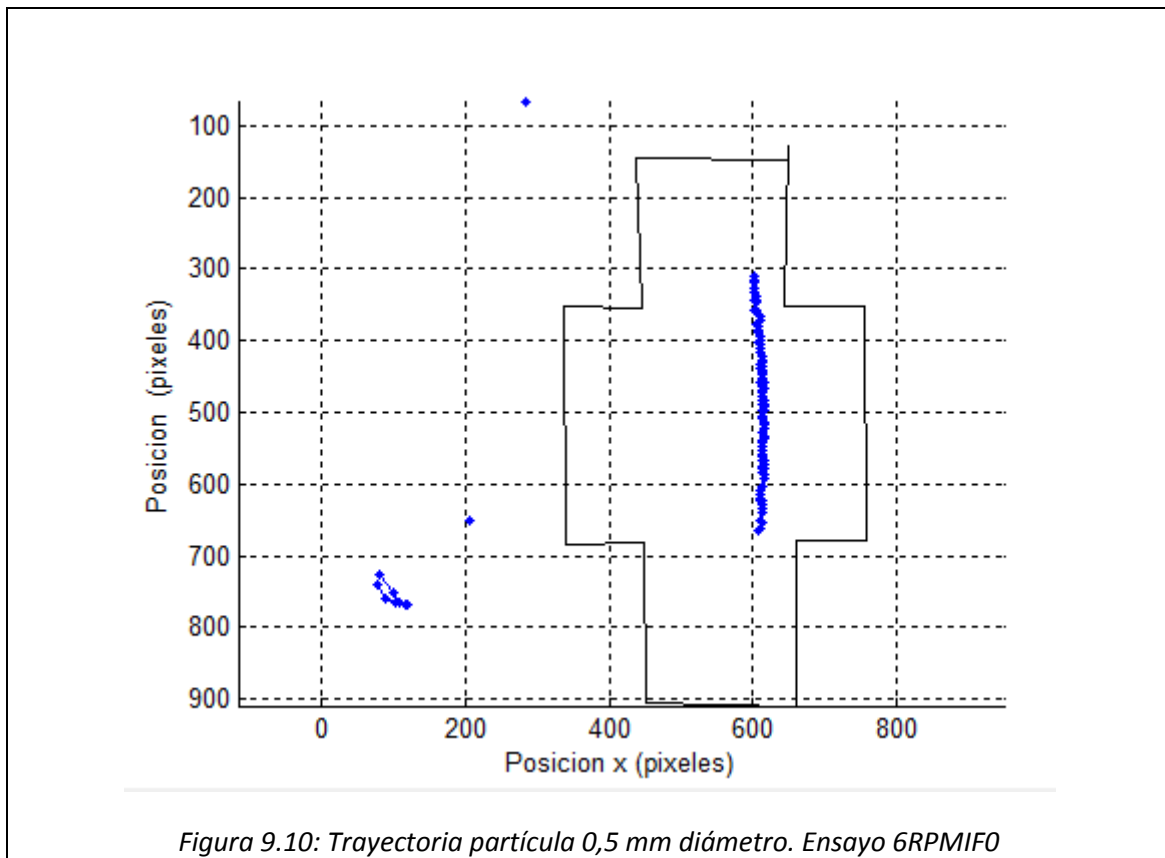
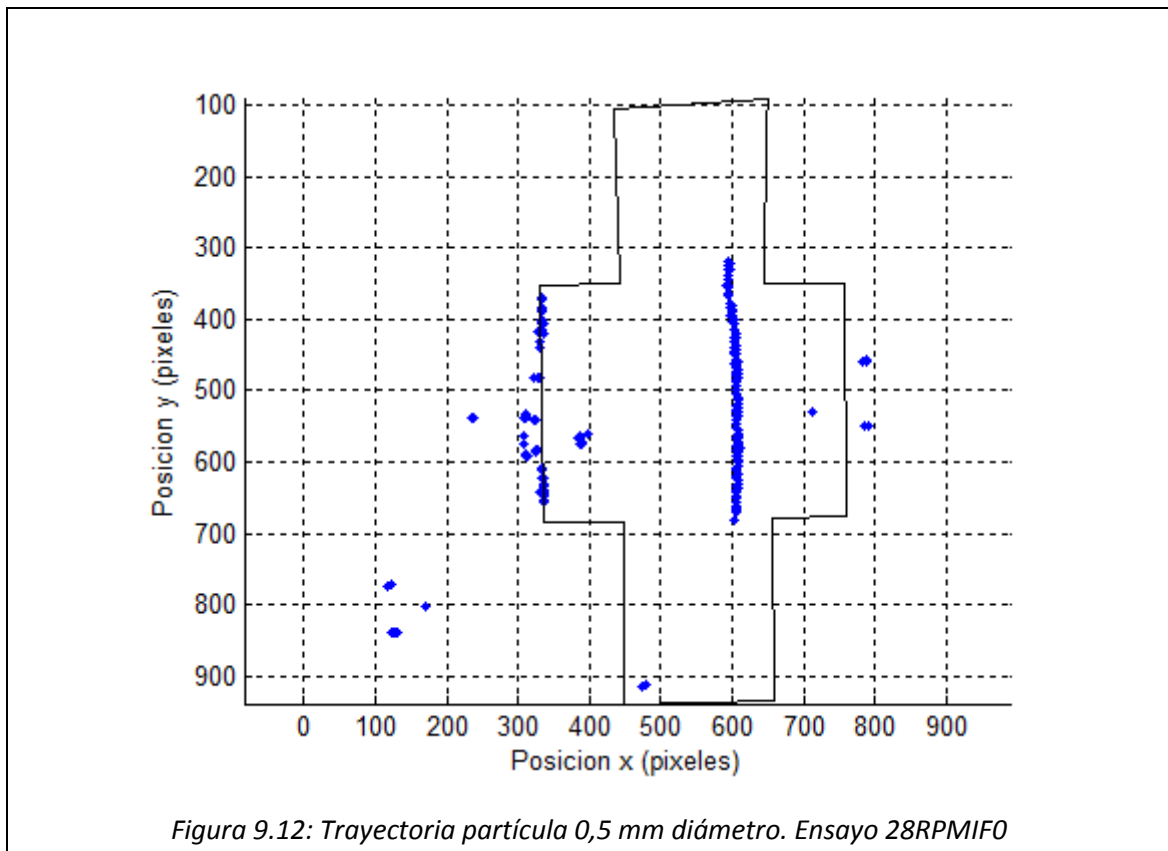
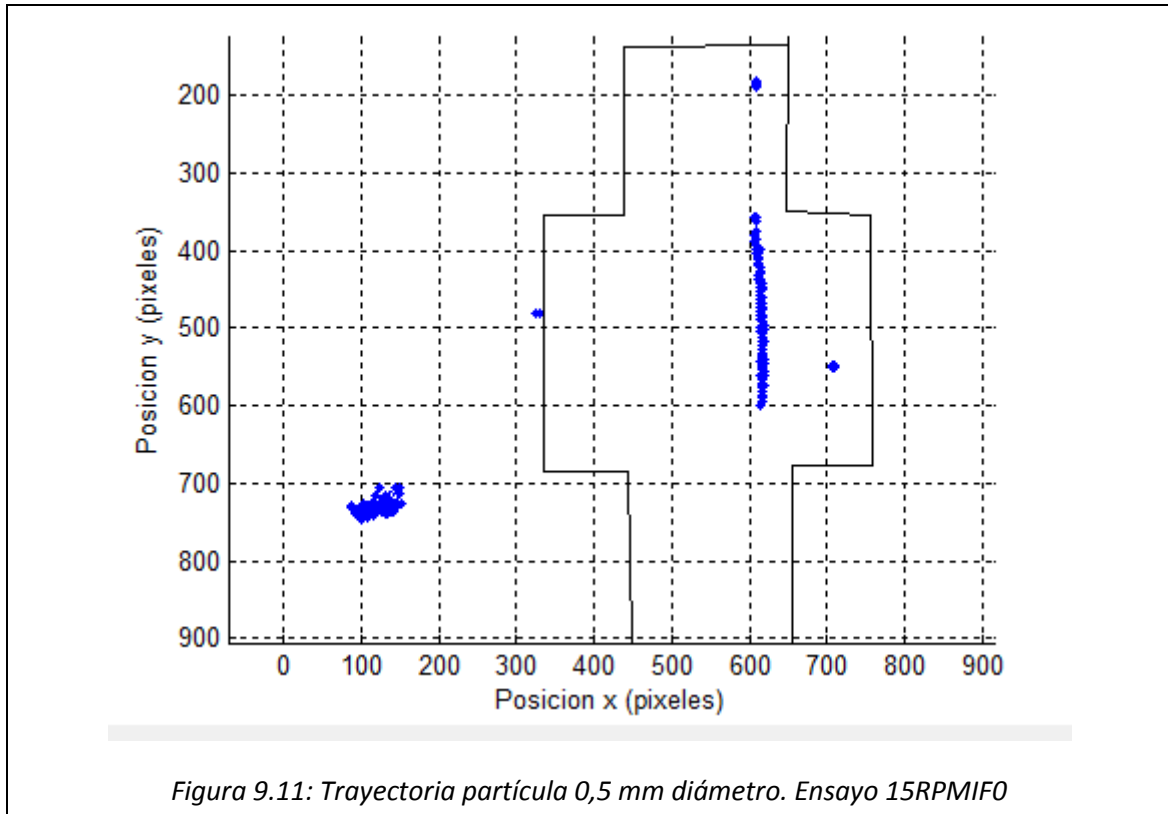
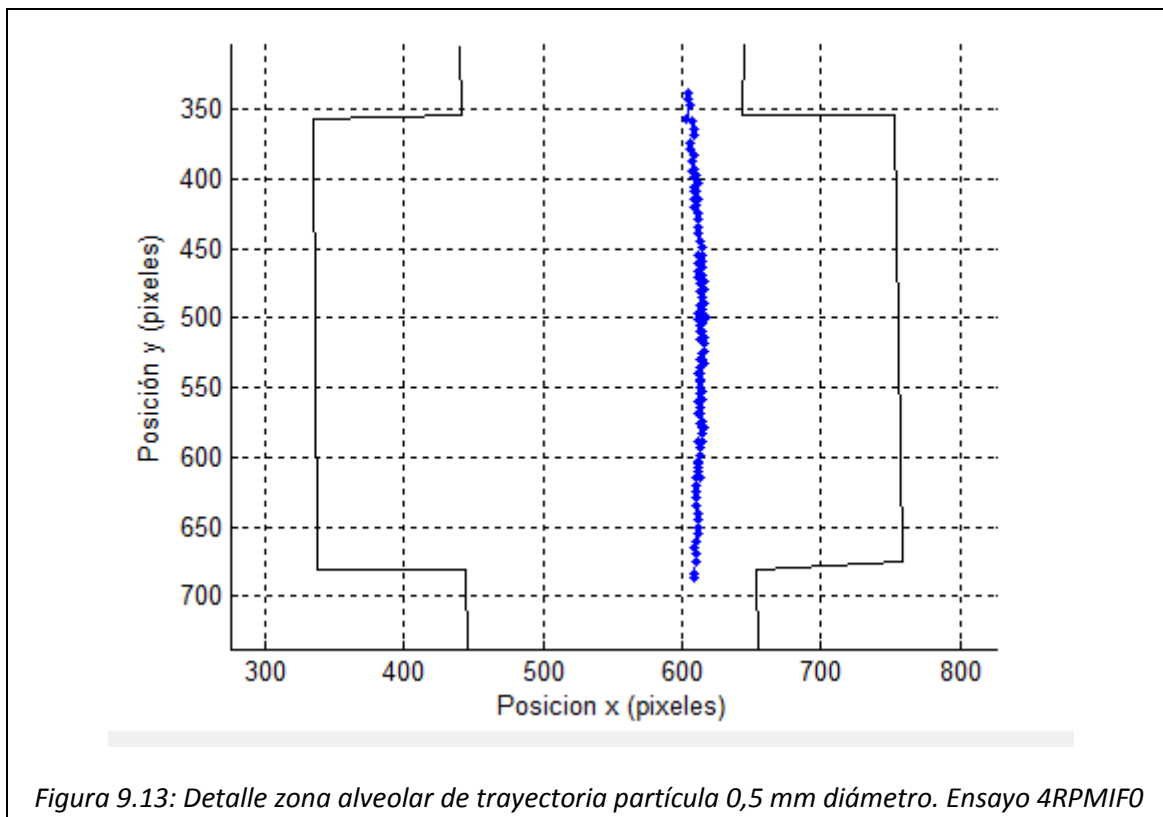


Figura 9.10: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF0



A partir de las imágenes anteriores resulta bastante difícil demostrar las conclusiones expresadas antes mediante datos numéricos debido en gran medida a que se trata de fotografías muy generales en las que la escala en los ejes no permite una correcta visualización de los resultados. Por ello a continuación se muestran las mismas imágenes pero en este caso se ha aplicado un zoom sobre la zona alveolar que en este estudio resulta ser la zona de máximo interés. Ver *Figura 9.13*, *Figura 9.14*, *Figura 9.15* y *Figura 9.16*. De esta manera se podrá observar mejor la curvatura de la trayectoria de la partícula en cada caso, pudiendo diferenciar las tres etapas por las que pasa la partícula y pudiendo observar a simple vista la máxima profundidad alcanzada por la partícula teniendo en cuenta su posición inicial a la entrada del alveolo. Tener en cuenta que en estos experimentos se está trabajando con medidas muy pequeñas por lo que gráficamente resulta difícil calcular exactamente la profundidad en cada caso. Para poder obtener los datos de penetraciones máximas a partir de los gráficos se debería de trabajar con un zoom tan elevado que se perdería la idea global del movimiento alejándonos de los objetivos establecidos. No obstante, en la siguiente lista de figuras sí que se puede diferenciar en términos generales la transición existente al ir aumentando la velocidad de giro del motor.



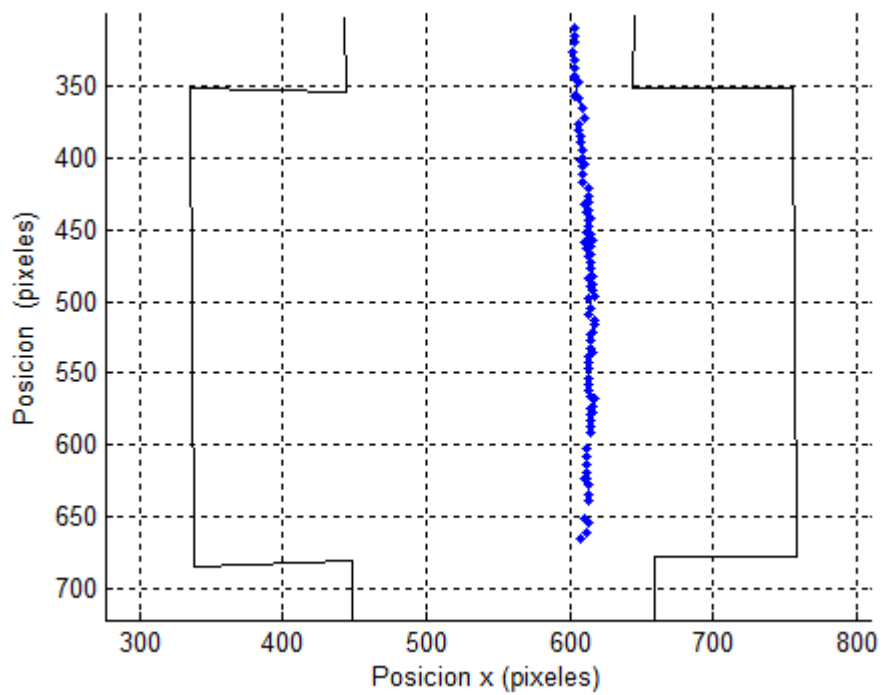


Figura 9.14: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIFO

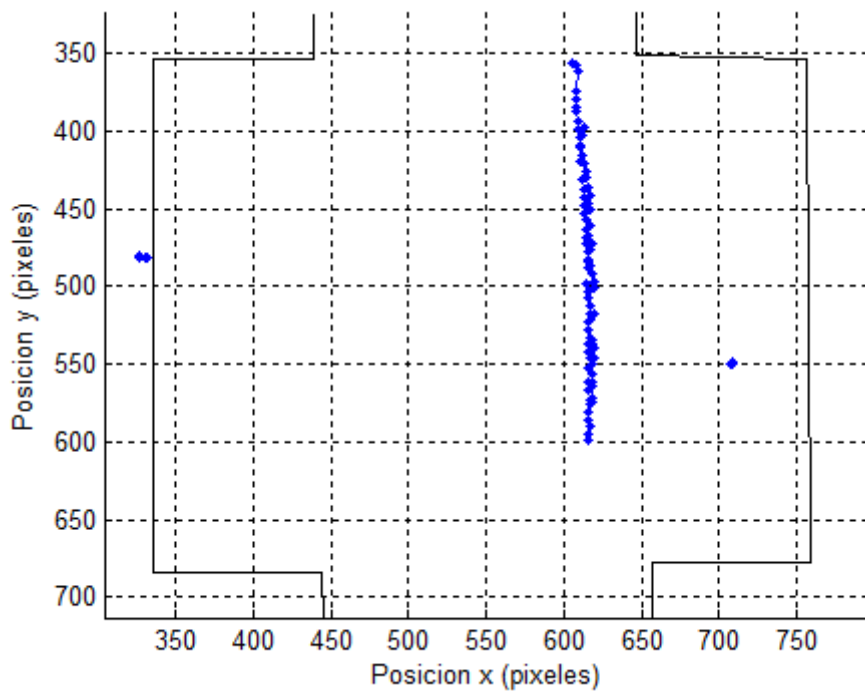
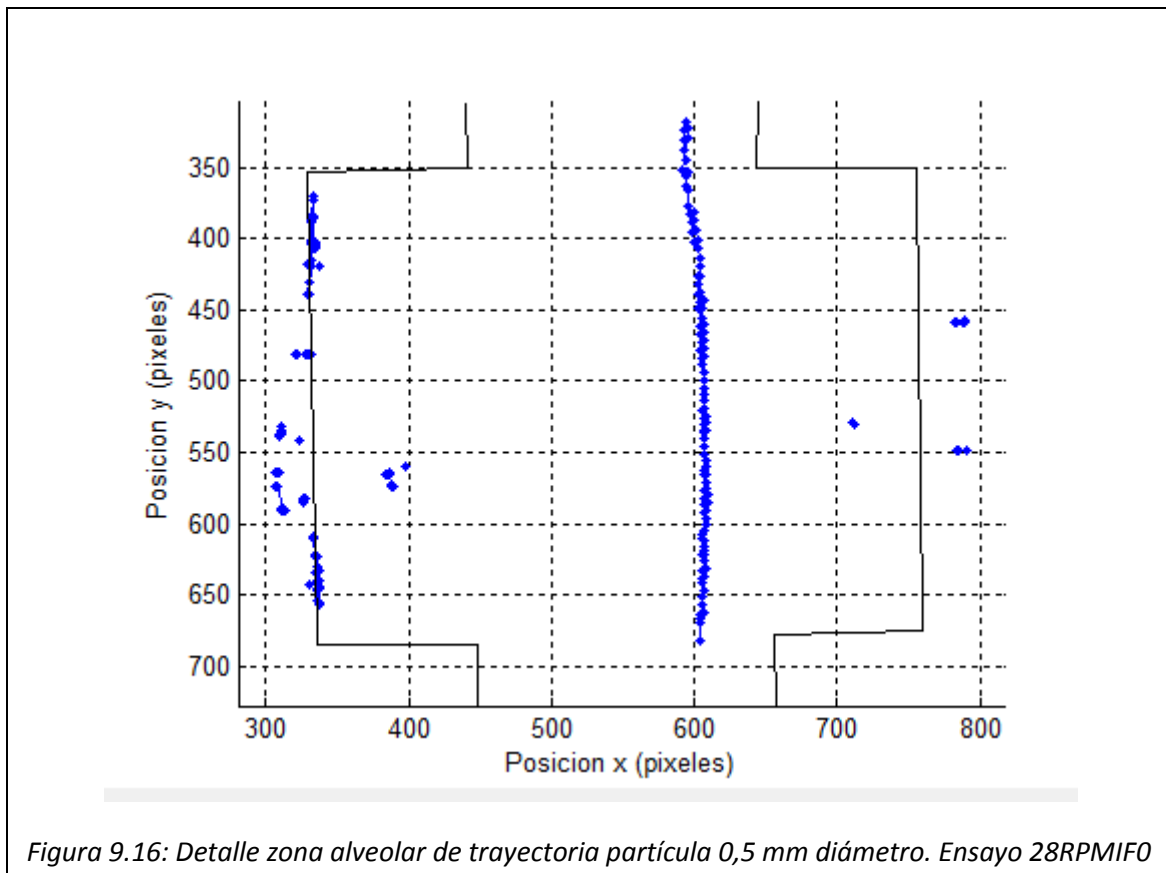


Figura 9.15: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIFO



Nótese que en el caso de las imágenes correspondientes a 15 rpm, tanto en el gráfico general como en el detalle de la zona alveolar, la trayectoria no se muestra completa como consecuencia de problemas a la hora de llevar a cabo el procesamiento de las imágenes mediante el software específico. Estos problemas fueron comentados al principio del capítulo y aunque se llevaron a cabo diferentes repeticiones de los experimentos, sólo en la expuesta se obtuvo un valor de d_0 comparable al resto de ensayos. A continuación se muestra en la *Figura 9.17* a modo de información adicional la continuación de dicha trayectoria para poder observar al igual que en el resto de los ensayos el retorno de la partícula hacia el conducto alveolar aguas abajo.

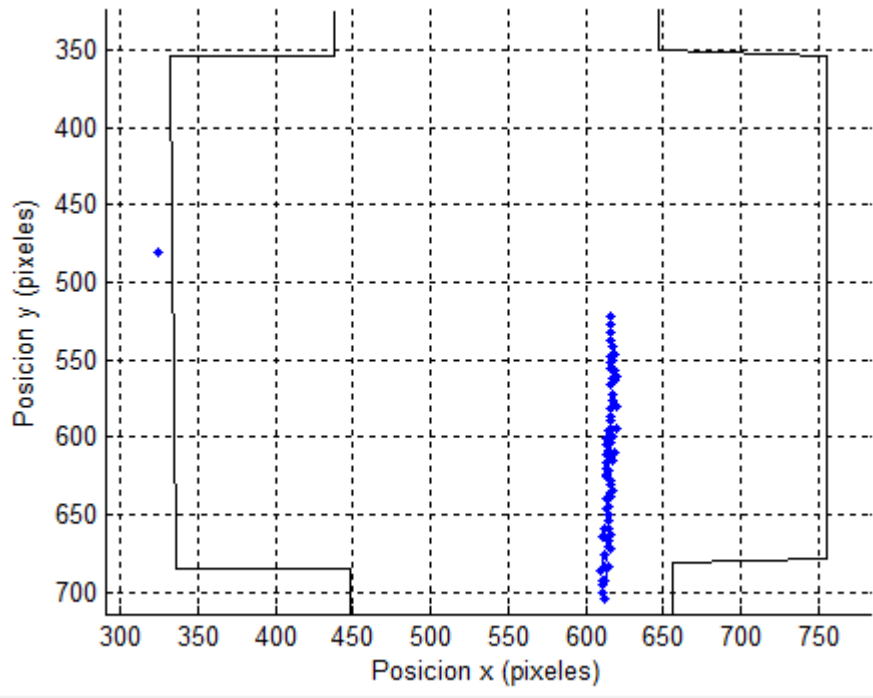


Figura 9.17: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro en la salida del alveolo. Ensayo 15RPMIF0

9.3 Desplazamiento de las paredes alveolares

En los gráficos anteriores se ha representado la frontera delimitada por las paredes alveolares generando el dominio dentro del cual circulará el fluido en estudio. Sin embargo, el software utilizado para llevar a cabo el análisis describirá dicho trazado para el instante inicial no considerando el carácter dinámico de las paredes. Como se ha explicado, el movimiento del pistón permitirá la expansión/contracción de las paredes alveolares de forma que en el transcurso de la partícula de estudio desde la entrada hasta la salida del alveolo las paredes sufrirán un desplazamiento cuyo valor dependerá de la velocidad del pistón. Por tanto, resulta necesario llevar a cabo un análisis que aborde en detalle cómo afecta el cambio en la velocidad del pistón al propio movimiento de las paredes. Este análisis únicamente será realizado para el caso en el que la expansión comienza en el momento en el que la partícula se encuentra en la entrada del alveolo, es decir, los casos analizados con anterioridad.

Para llevar a cabo este análisis se determinó el diámetro del alveolo para tres posiciones diferentes de la partícula: el punto en el que la partícula entra en el alveolo, cuando la partícula se encuentra en la posición media del alveolo y cuando ésta se sitúa en la salida. Teniendo en cuenta que la longitud vertical del alveolo son 30 mm, se denotarán los anteriores puntos como la distancia en milímetros tomando como referencia la entrada alveolar, es decir, dichos puntos se denotarán como P_0 (correspondiente a la posición 0 mm), P_{15} (situado a 15 mm por debajo del punto anterior) y P_{30} respectivamente, tal y como se muestra en la *Figura 9.18*.

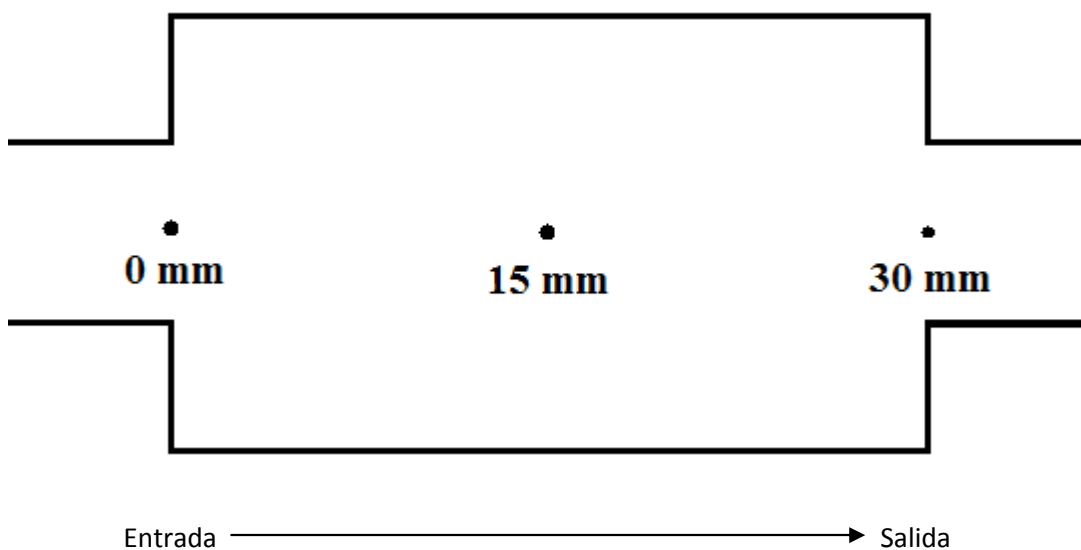


Figura 9.18: Posicionamientos de interés en el alveolo

Así en primer lugar se presentará un gráfico (*Figura 9.19*) que indique el diámetro alveolar, inicialmente siempre situado en 40 mm, con respecto a la posición de la partícula para una muestra característica de las velocidades ensayadas.

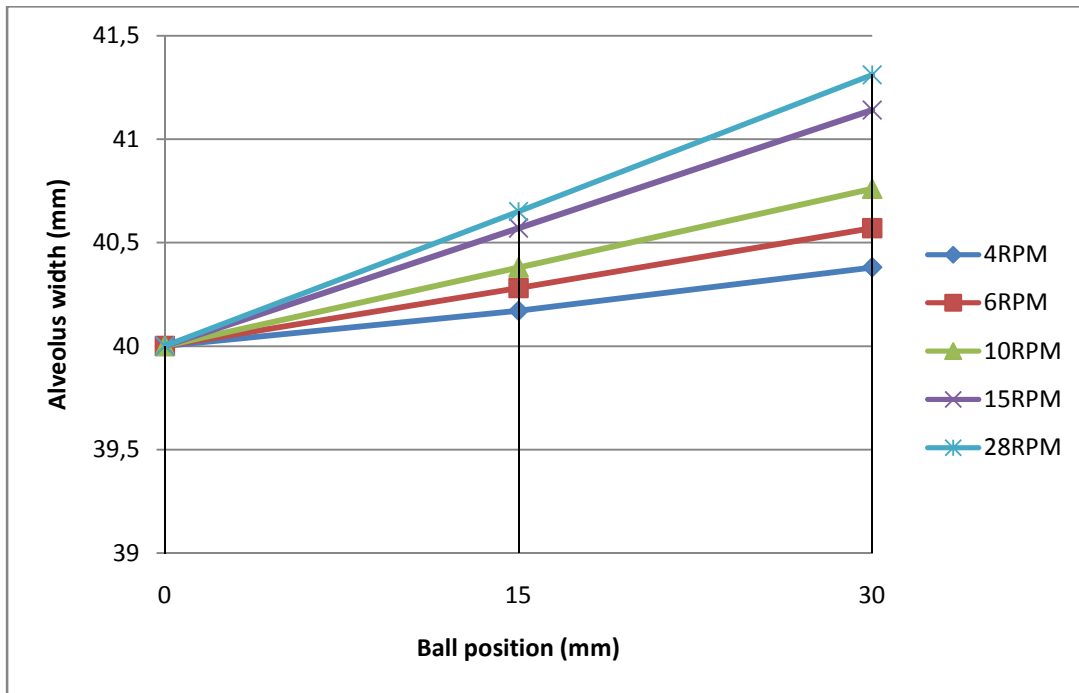


Figura 9.19: Diámetro alveolo vs posición partícula

A la vista de los resultados parece claro ver como a medida que se incrementa la velocidad del pistón este aumento de velocidad es transmitido a las paredes alveolares de forma que éstas se expandirán/contrairán más rápidamente. Una de las principales observaciones a realizar es la demostración de que las paredes alveolares serán dinámicas y que durante el propio recorrido de la partícula las dimensiones del alveolo cambiarán en mayor o menor medida según sea el valor de la velocidad del pistón. Así, el volumen del alveolo por ejemplo cuando la partícula está saliendo de la cavidad alveolar, será mayor o menor en función de la velocidad establecida.

Sin embargo, resulta más correcto el análisis de la *Figura 9.20*, pues en el anterior análisis no se ha tenido en cuenta la velocidad a la que desciende la partícula. Para solventar este problema se ha graficado el diámetro del alveolo pero esta vez en función del tiempo transcurrido dando así una idea más intuitiva de la velocidad a la que tiene lugar la expansión.

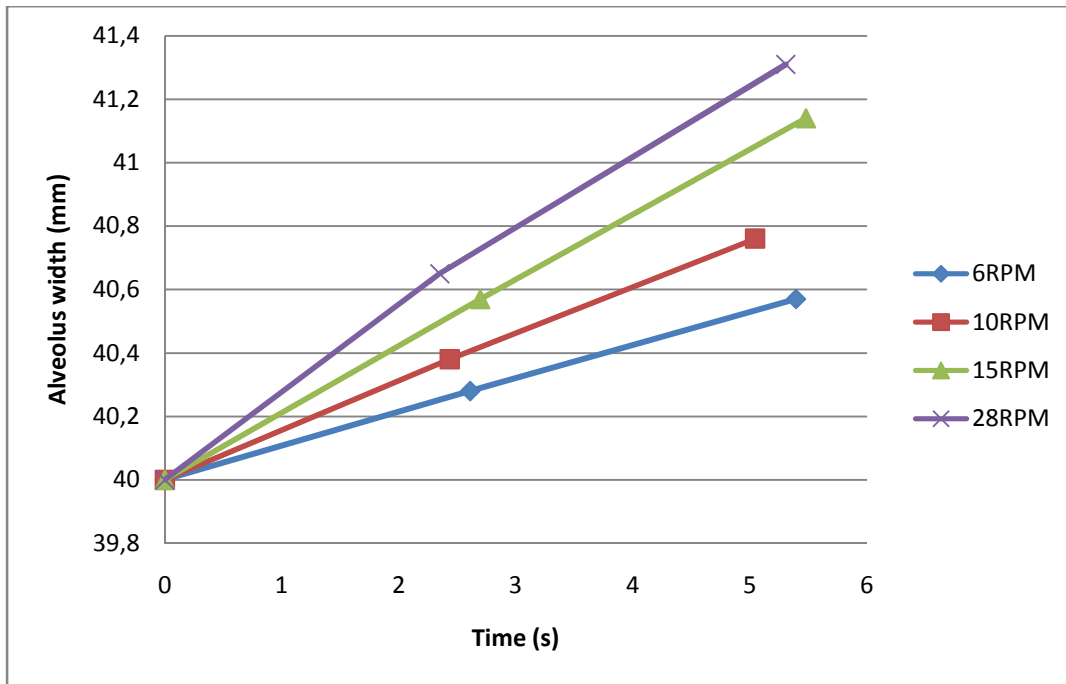


Figura 9.20: Diámetro alveolo vs tiempo

9.4 Estudio influencia posición inicial del pistón

Otro de los estudios a realizar es la influencia de la posición del pistón en el momento en el que la partícula está entrando en el alveolo. En los casos estudiados antes el pistón iniciaba su movimiento cuando la partícula entraba al alveolo partiendo dicho alveolo de su posición inicial en la que su diámetro mide 40 mm. Sin embargo, podría darse el caso que el alveolo ya hubiese iniciado antes su movimiento y en el momento en el que la partícula esté entrando, el alveolo se encuentre expandido una cierta cantidad. La expansión del alveolo como se explicó está controlada por la posición del pistón, por lo que para hacer referencia a la misma se hablará de distintos puntos significativos denotados como 0° , 90° y 180° correspondientes con las posiciones del pistón durante la expansión, etapa en la cual se centrará este estudio.

Teóricamente, como se demostró en el capítulo anterior, el hecho de que el alveolo se encuentre con un cierto grado de expansión al inicio de la toma de medidas no influye demasiado en los resultados. No obstante, a continuación se analizarán diferentes casos a fin de llegar a conclusiones fiables. Del mismo modo que en el caso anterior, resulta necesario comparar en igualdad de condiciones, por lo que se deberán de realizar una serie de comprobaciones, fundamentalmente encaminadas a garantizar que se compararán ensayos en los que el valor de d_0 se mantiene aproximadamente constante.

En el capítulo anterior se prestó especial atención a la comparación entre los alveolos de paredes fijas y móviles. No obstante, quedada demostrada la influencia del movimiento de las paredes, bajo este estudio se pretende fundamentalmente la comparación únicamente entre los alveolos móviles, pudiendo obtener conclusiones más detalladas en este caso de las obtenidas en el capítulo anterior, donde para los tres casos (0° , 90° y 180°) se obtenían resultados similares en comparación con el caso de alveolo fijo.

Así, a continuación se analizarán para cada valor de velocidad de giro en rpm constante, tres posiciones iniciales distintas en el inicio de toma de medidas.

9.4.1 Caso 4 rpm

Del mismo modo al que se procedió antes se analizará en primer lugar numéricamente cada uno de los ensayos en cuestión y posteriormente se mostrarán los gráficos relativos a la trayectoria de la partícula para cada caso.

En la *Tabla 9.3* se encuentran resumidos los principales datos de interés de este primer caso.

<i>Posición pistón (°)</i>	<i>d_0 (mm)</i>	<i>d_{max} (mm)</i>
0	4,1	0,8
90	3,8	0,9
180	4,1	0,7

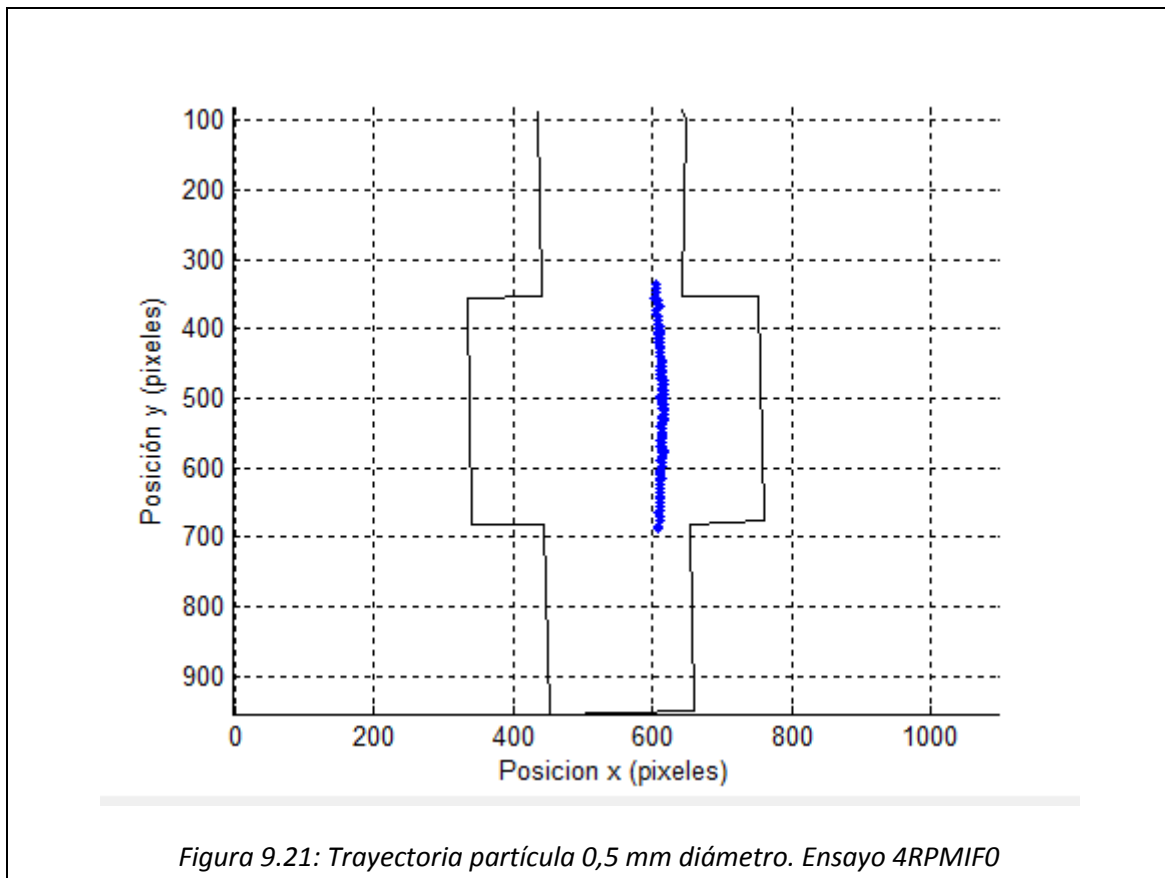
Tabla 9.3: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 4 rpm.

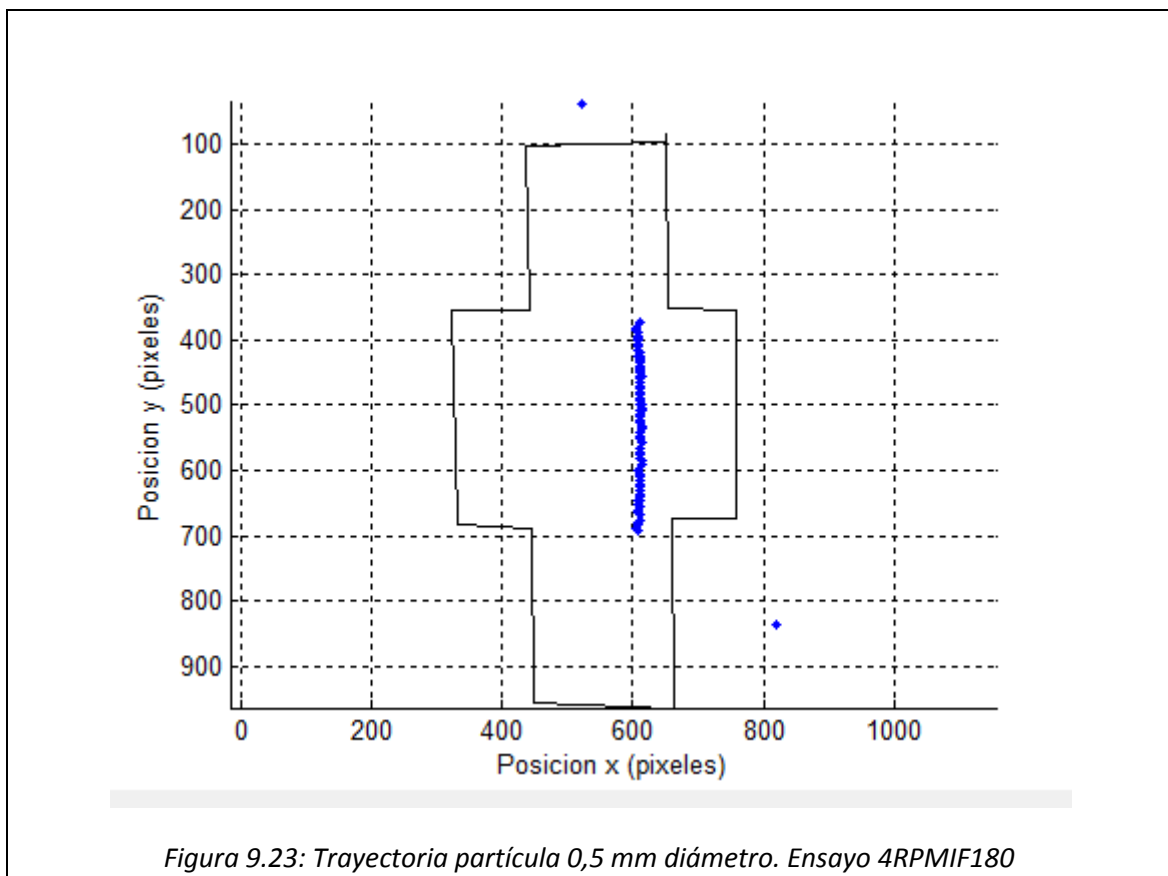
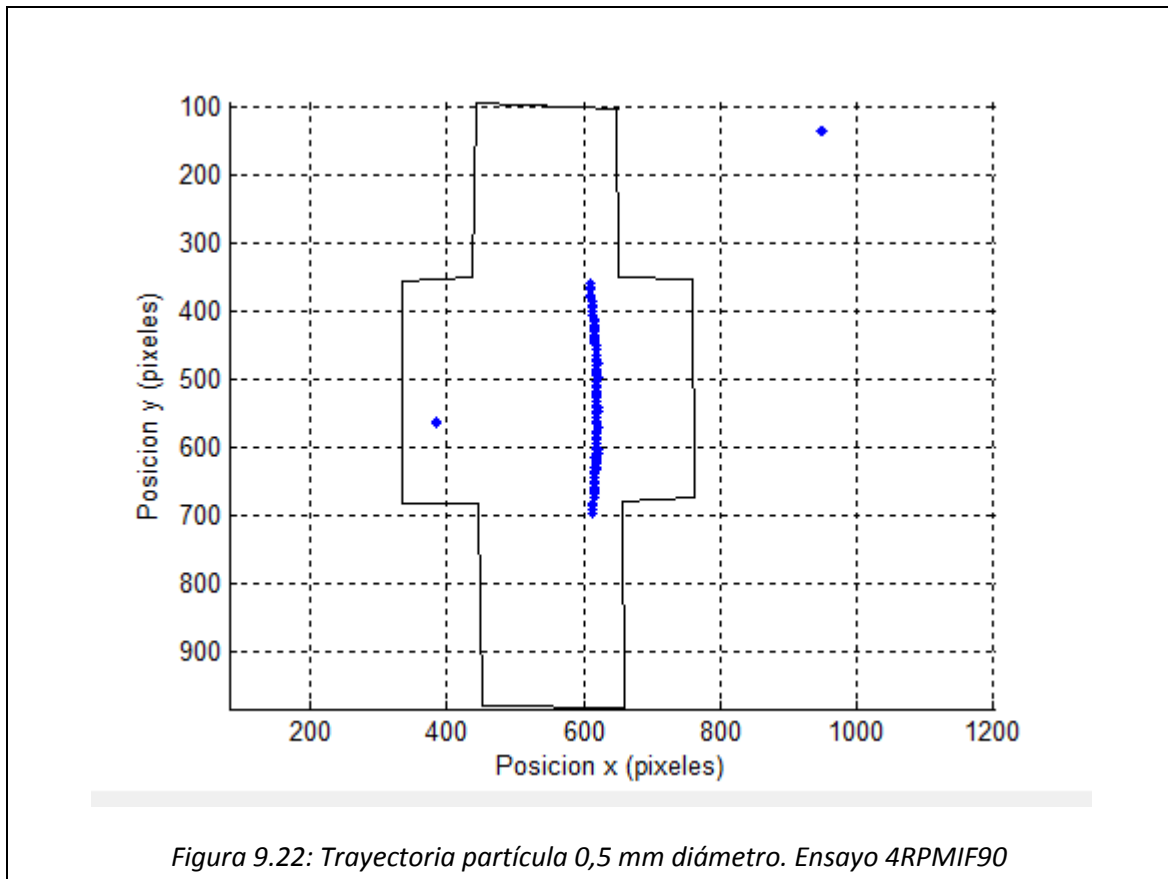
Con los datos obtenidos a partir de los ensayos no se puede garantizar que a medida que la posición inicial del pistón aumenta la penetración máxima aumenta al mismo tiempo. Así, de la comparación de los dos primeros ensayos resulta un leve incremento de la penetración pero no es lo suficientemente grande como para asegurar que no podría ser debida a la diferencia de valor de d_0 . Una de las explicaciones que se pueden derivar de esta diferencia resulta de la imposibilidad de conseguir una precisión absoluta en el sentido de poner en marcha el pistón justo en el momento en el que la partícula está entrando en el alveolo en el primero de los ensayos. Así, por ejemplo, si el pistón se accionara con un pequeño retraso, la expansión empezará más tarde y parece claro que la penetración será menor, debido a que durante parte del recorrido de la partícula por el alveolo las paredes de éste carecerán de movimiento. El caso, por tanto, es distinto al que se da en el segundo ensayo en el que cuando la partícula entra ya el pistón se encuentra en movimiento y situado aproximadamente en la posición de 90°. No obstante, teóricamente no debería de existir ningún retraso y el sistema experimental tendría que funcionar correctamente (en esta línea se introdujo el sistema de detección a través del láser), en cuyo caso, no tendría por qué existir una diferencia aparente entre estos dos ensayos. Durante los siguientes ensayos se realizarán similares comparaciones con el fin de obtener una conclusión.

Por otra parte se tiene que analizar el resultado del tercer caso, es decir, del caso de posición inicial igual a 180°. En éste se observa un decrecimiento de la penetración que como posteriormente se comprobará, es un hecho que se repite en todos los casos. Este decrecimiento es debido a que cuando el pistón se sitúa en la posición de 180° la carrera ha sido completada y éste se encuentra en el extremo de su recorrido. Exactamente en la posición de 180° se producirá el cambio de sentido del pistón por lo que a partir de este punto en adelante tenderá a aparecer una fuerza que trate de empujar al fluido hacia el exterior del alveolo. Este es el motivo principal por el que en este caso la penetración es menor pues

cuando la partícula está entrando en el alveolo la expansión alveolar es máxima y de ahí en adelante aparecerá una nueva etapa de contracción. De esta forma se dará freno a la tendencia del fluido de escaparse hacia el interior del alveolo.

A continuación se exponen los gráficos para cada uno de los tres ensayos. Ver *Figura 9.21*, *Figura 9.22* y *Figura 9.23*. Debido a las escasas diferencias entre cada ensayo resulta muy difícil distinguir a simple vista los incrementos en los valores de penetración máxima o incluso, resulta muy difícil en este caso distinguir diferencias globales en cuanto a la trayectoria.





Para mejorar la visualización de los resultados se muestran a continuación los detalles de la zona alveolar para cada uno de los casos (Ver *Figura 9.24*, *Figura 9.25* y *Figura 9.26*)

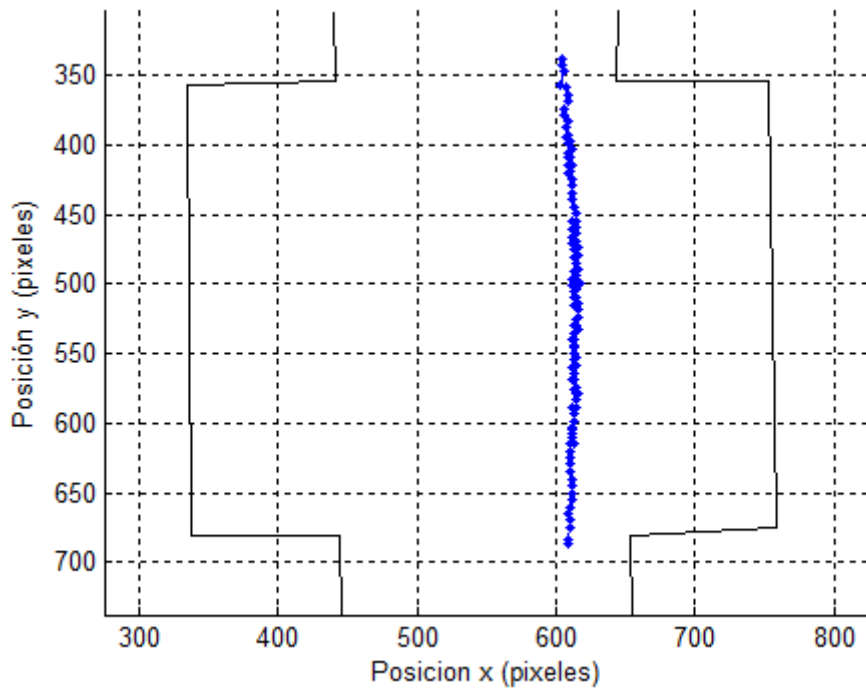


Figura 9.24: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF0

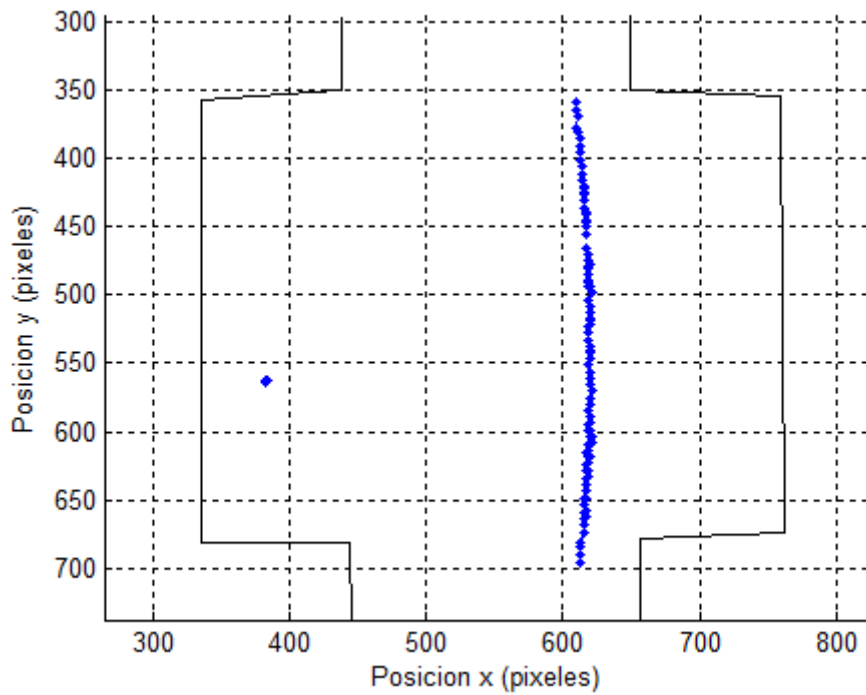


Figura 9.25: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF90

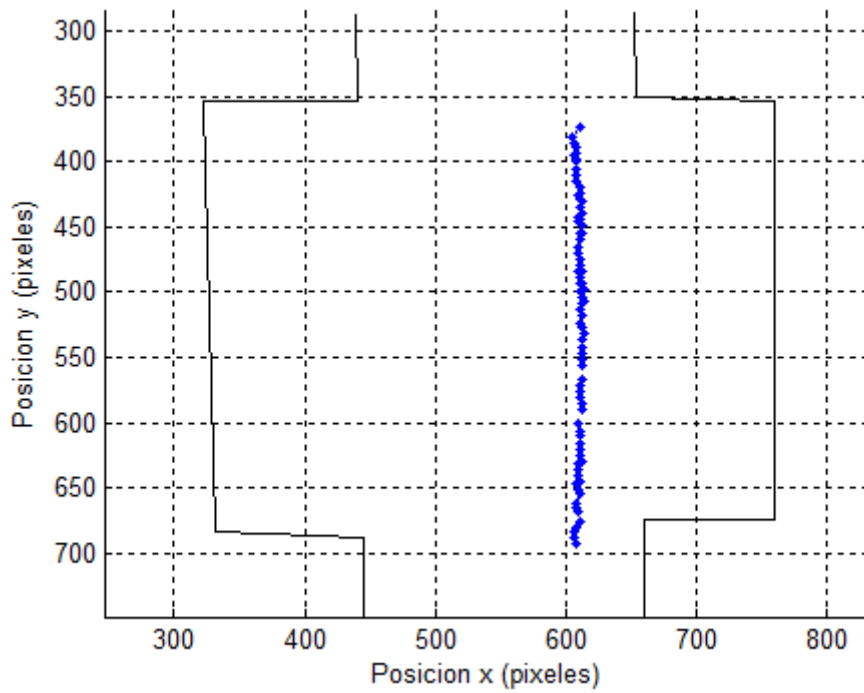


Figura 9.26: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 4RPMIF180

Nótese que a la entrada del alveolo se ha producido una pérdida de la partícula de modo que el software no ha podido conseguir un resultado claro debido a los problemas que ya se mencionaron.

9.4.2 Caso 6 rpm

Al igual que en el caso anterior, a modo de resumen se exponen los valores numéricos de interés en la *Tabla 9.4* para llevar a cabo un análisis.

Posición pistón (°)	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
0	4,2	0,9
90	4,4	0,9
180	4,2	0,8

Tabla 9.4: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 6 rpm

Al igual que en el caso anterior no se tienen las evidencias suficientes como para obtener una relación entre los casos de 0° y 90°, dado que los valores de penetración se mantienen constantes en ambos ensayos. Por el contrario, se ratifica la conclusión correspondiente al caso de 180°, pudiéndose observar un ligero descenso como consecuencia del cambio expansión/contracción.

Gráficamente los resultados son los representados en *Figura 9.27*, *Figura 9.28* y *Figura 9.29*.

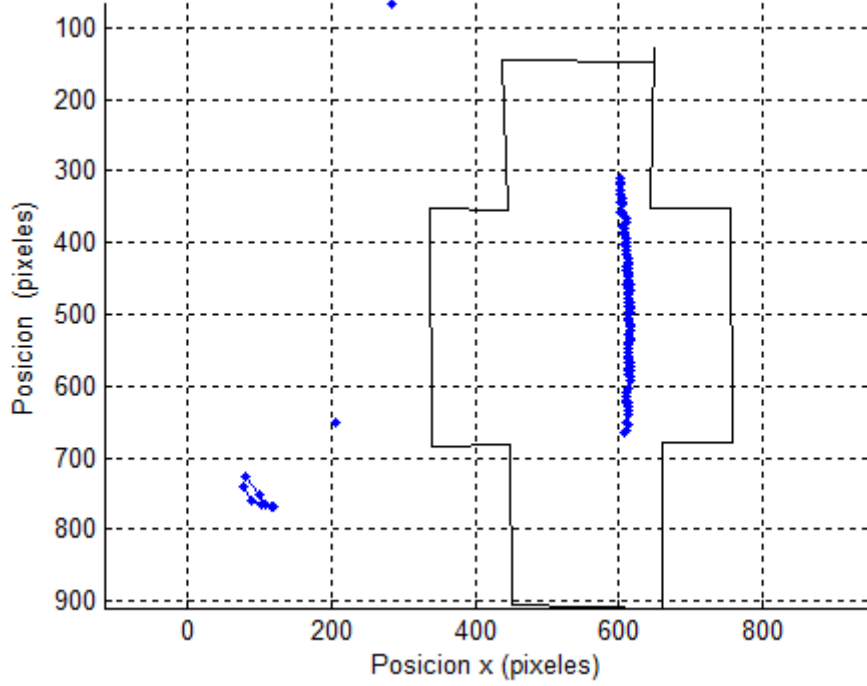


Figura 9.27: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF0

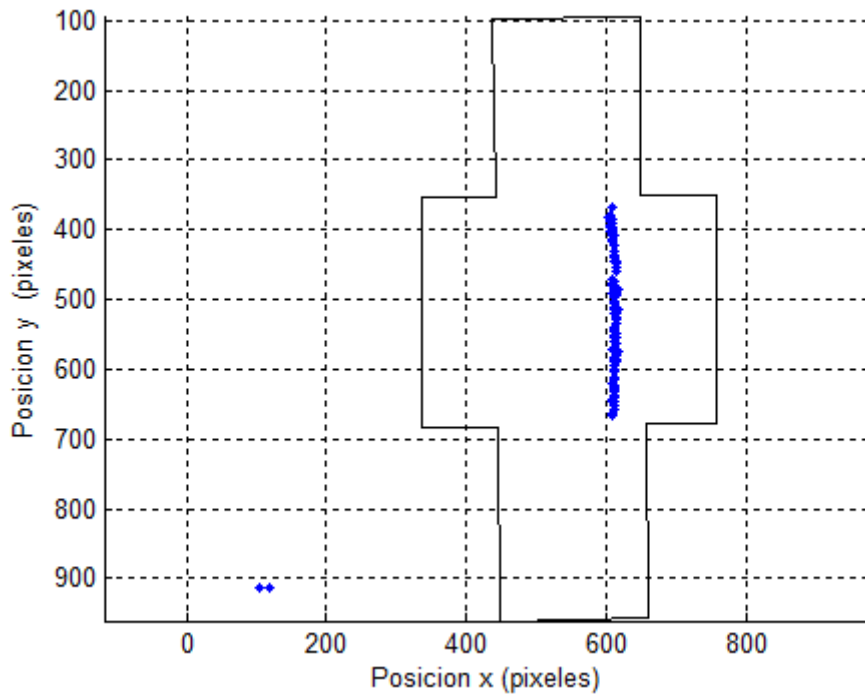
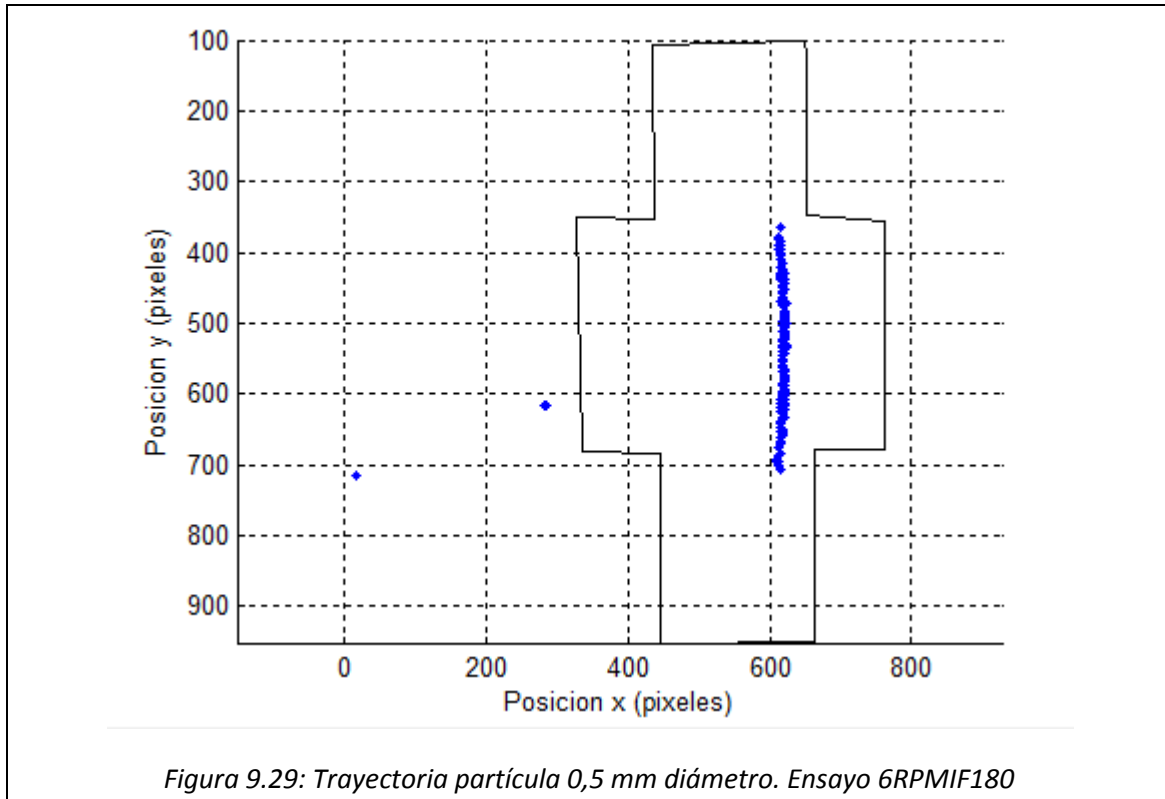
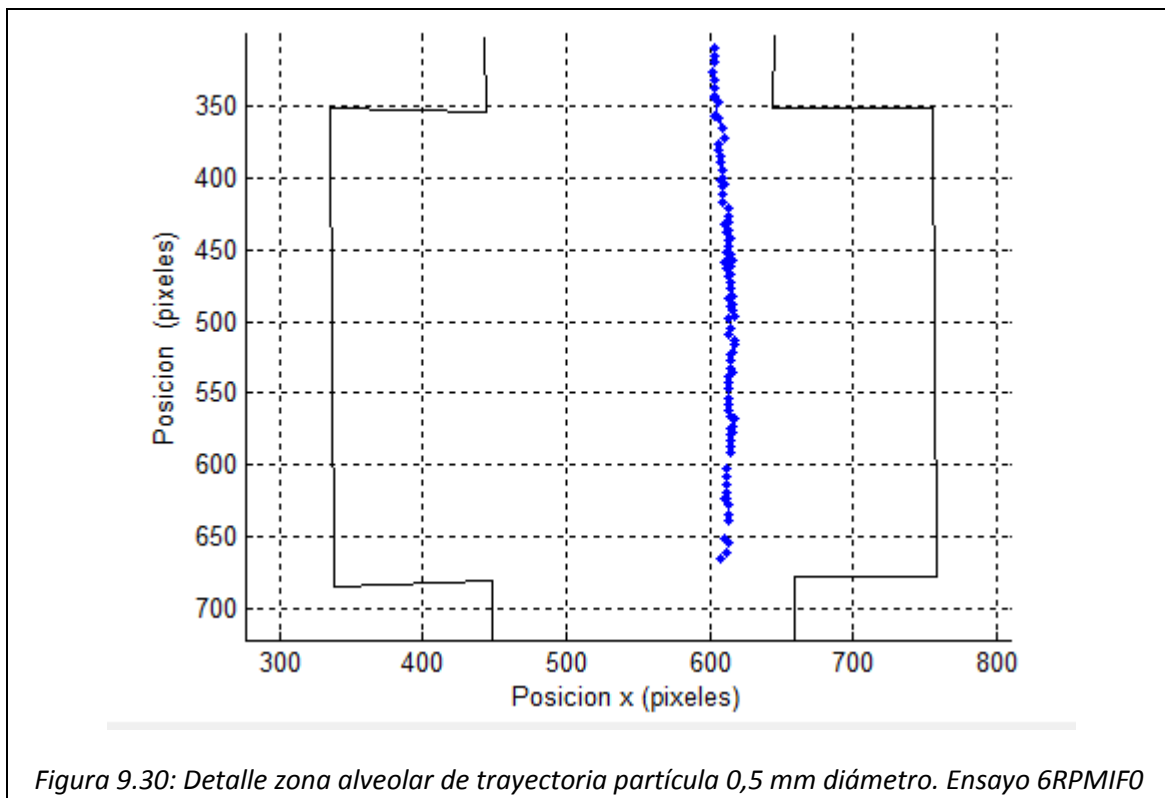
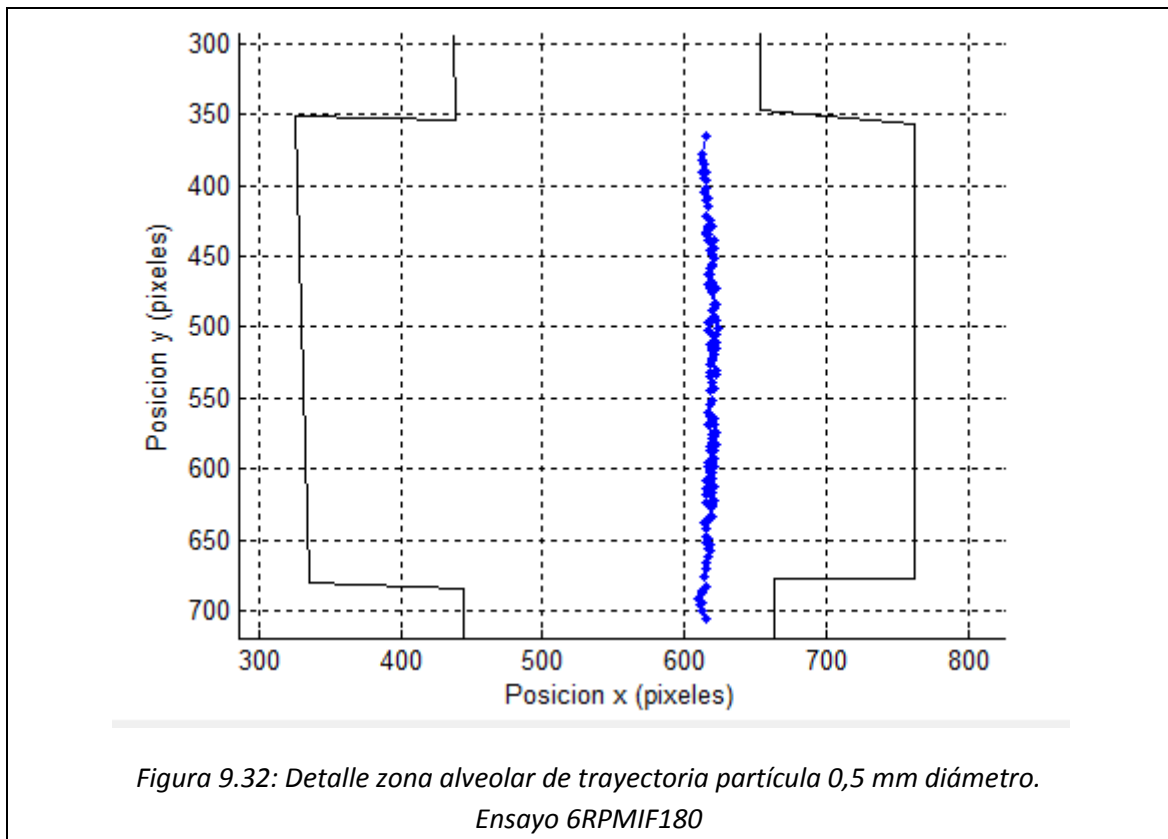
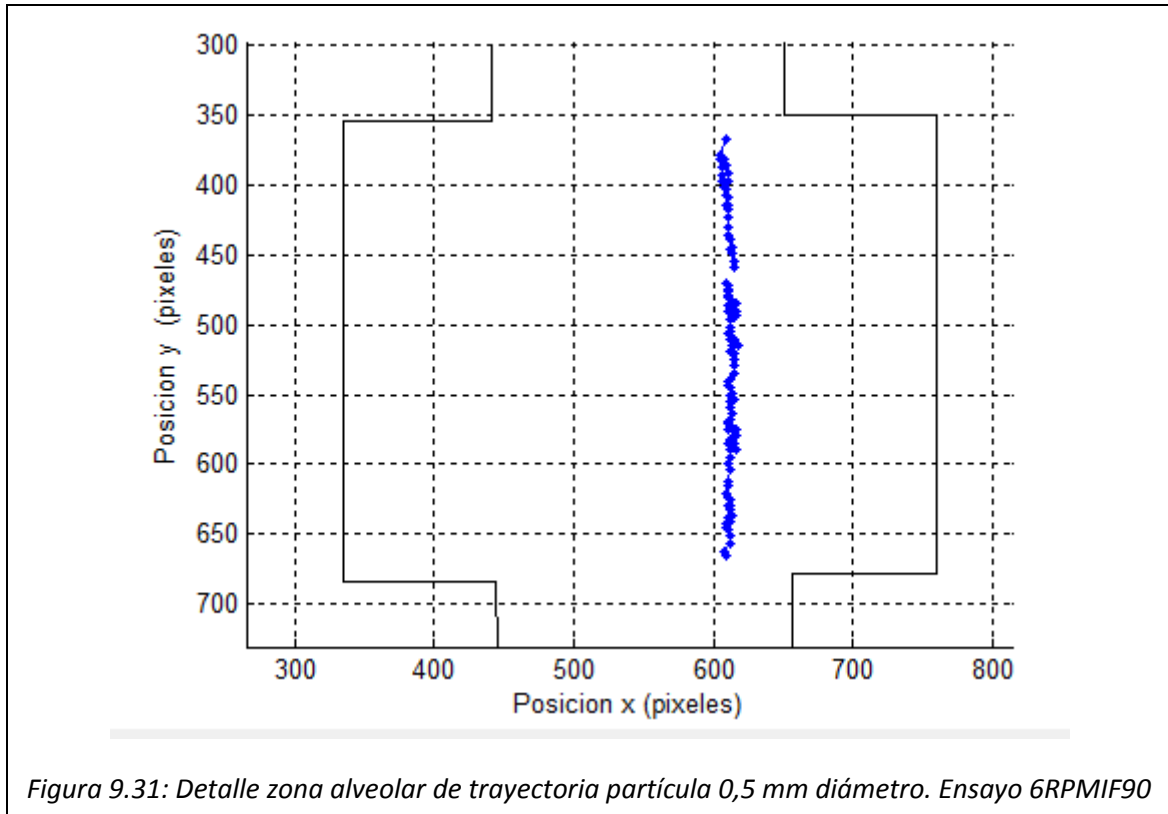


Figura 9.28: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 6RPMIF90



Los detalles alveolares se adjuntan a continuación. Ver *Figura 9.30*, *Figura 9.31* y *Figura 9.32*.





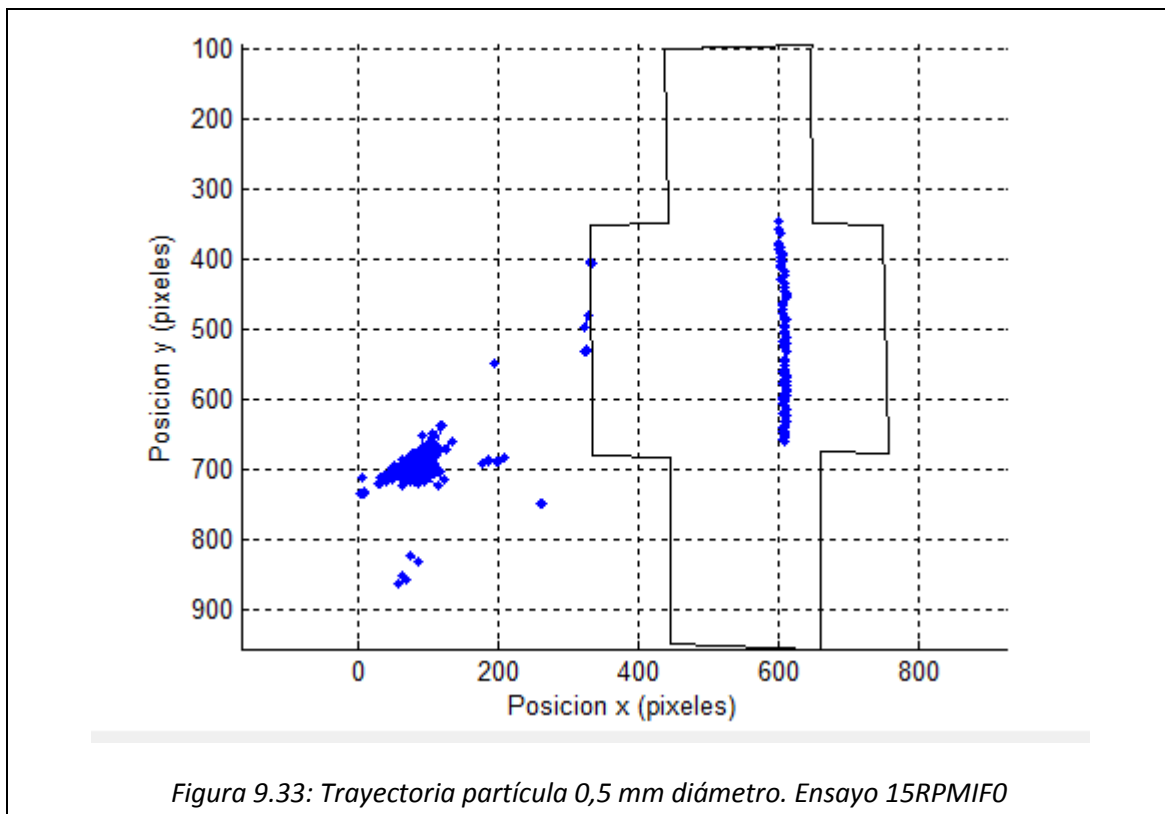
9.4.3 Caso 15 rpm

Posición pistón (°)	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
0	4,8	1,0
90	4,9	0,9
180	4,9	0,6

Tabla 9.5: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 15 rpm

Nótese que los valores de penetración máxima (Tabla 9.5) a 15 rpm han descendido con respecto a los demás estudios pero esto es debido a que el valor de d_0 en estudio ahora es más elevado, es decir, la partícula inicialmente se encuentra más alejada de la pared.

Al igual que en los casos anteriores los datos no aportan ninguna conclusión adicional. Ver Figura 9.33, Figura 9.34 y Figura 9.35.



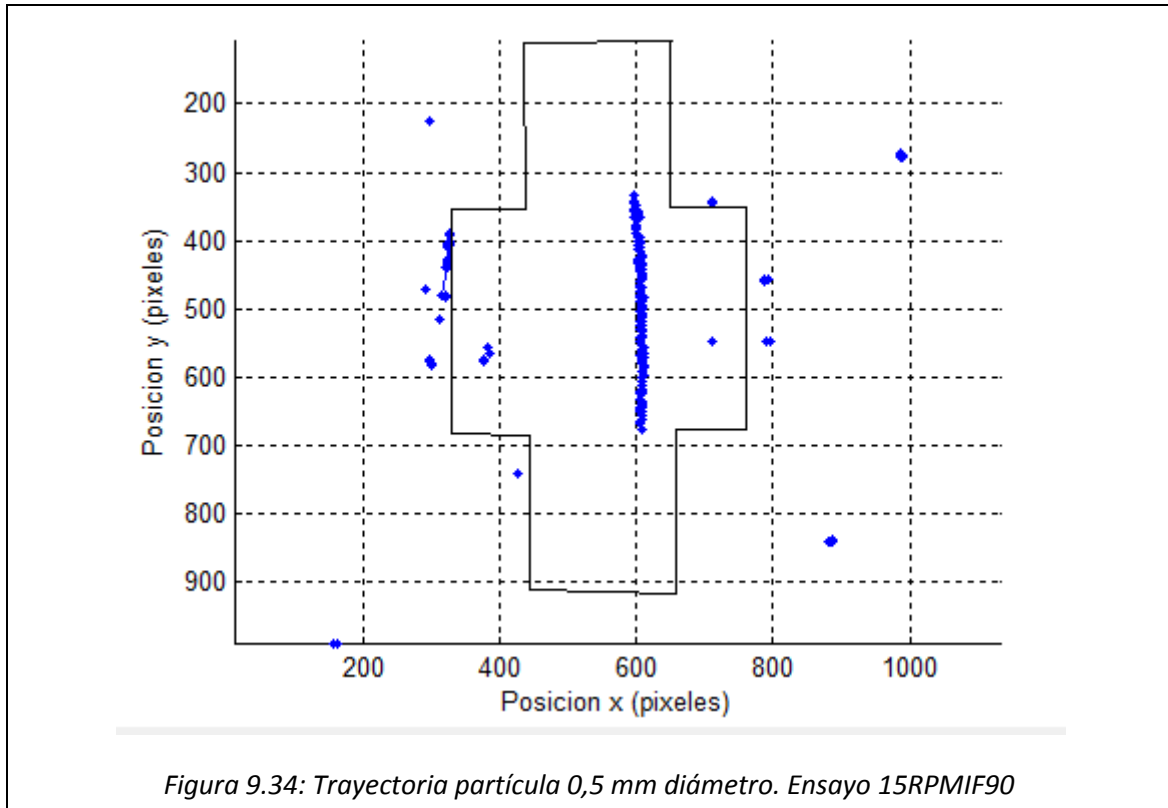


Figura 9.34: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF90

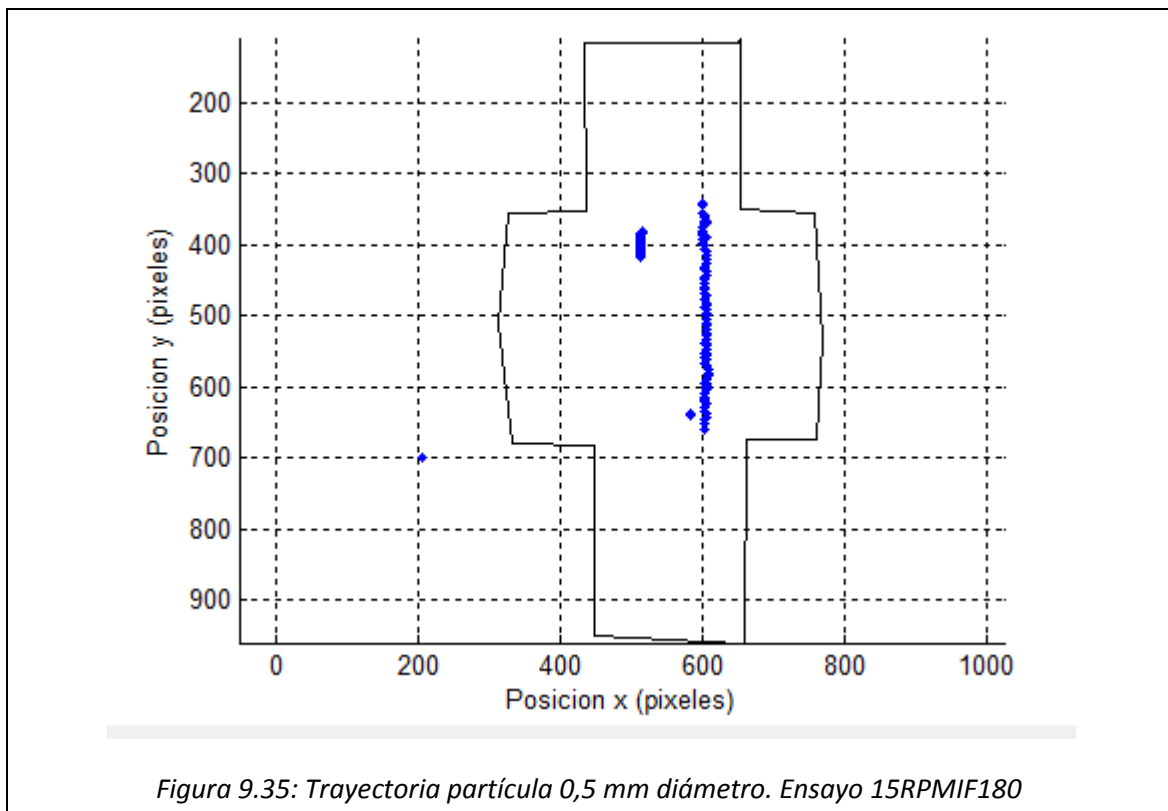
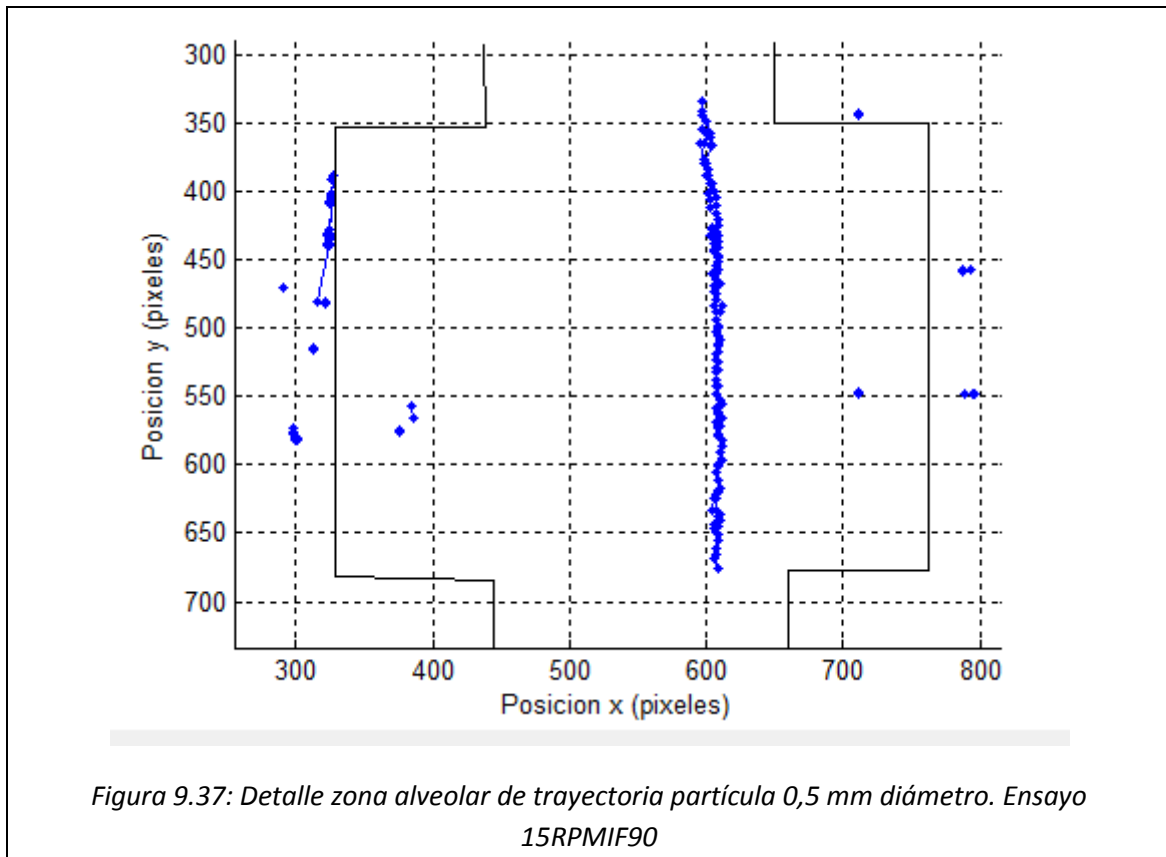
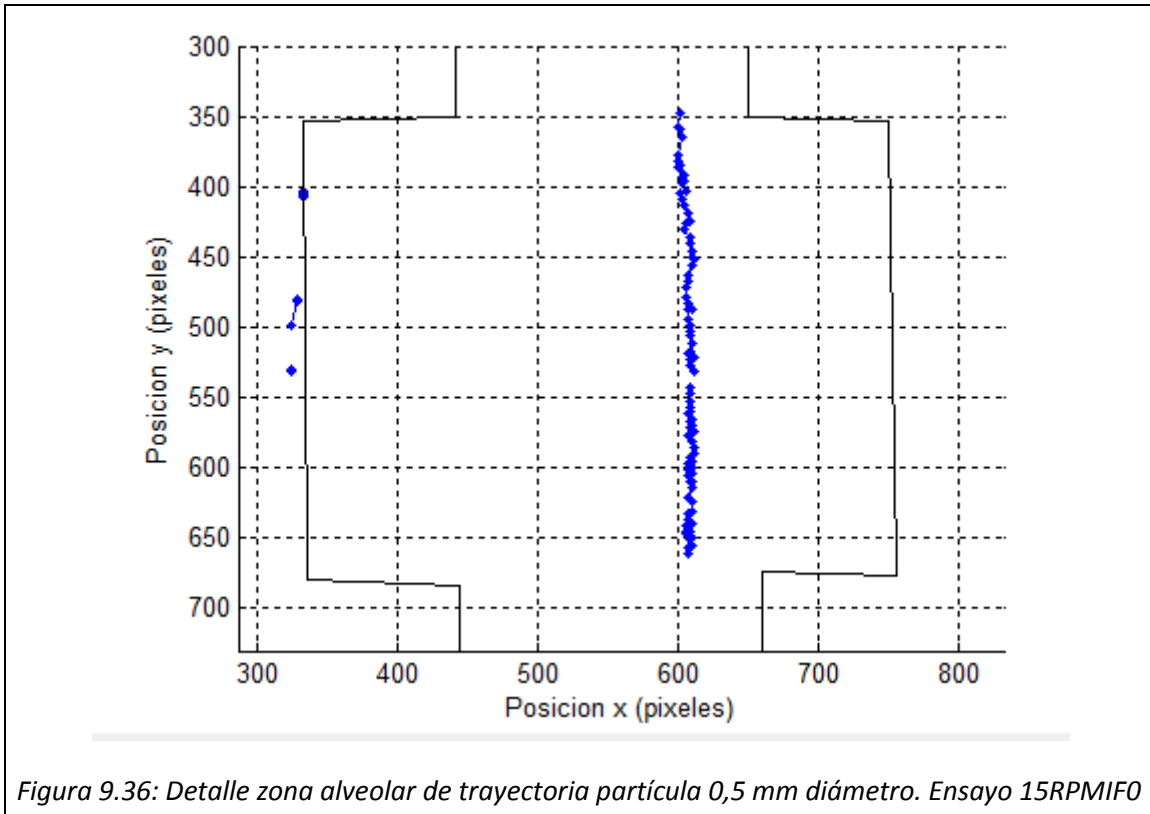


Figura 9.35: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF180

Los gráficos de detalle se muestran a continuación. Ver *Figura 9.36*, *Figura 9.37* y *Figura 9.38*.



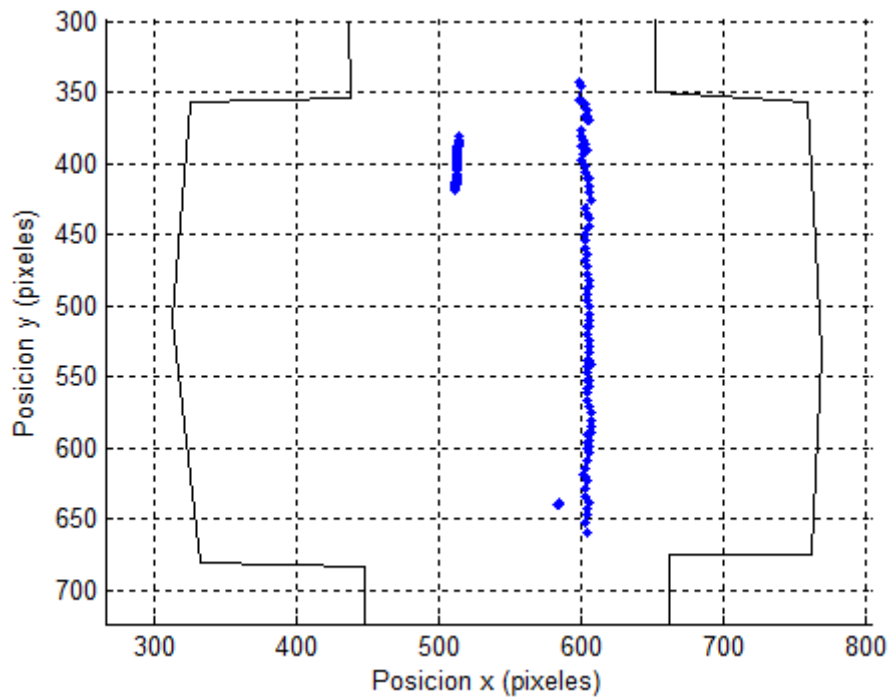


Figura 9.38: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 15RPMIF180

En esta figura se ha intentado simular de una forma más realista la deformación del alveolo. Teóricamente la deformación, como se ha mostrado en el resto de gráficos, debería darse uniformemente a lo largo de las paredes alveolares pero esto no es lo que sucedió en los experimentos. Las paredes alveolares se deformaron en mayor medida en la zona central y en menor medida en las esquinas dando aspecto de abombamiento de las paredes. Al mismo tiempo el lateral izquierdo según las imágenes, sufrirá una deformación más elevada que el derecho como ya se explicó en el capítulo correspondiente.

9.4.4 Caso 28 rpm

Posición pistón (°)	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
0	5,1	1,3
90	5,0	1,2
180	5,1	0,7

Tabla 9.6: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 28 rpm

Uno de los aspectos que más llaman la atención en este caso (ver *Tabla 9.6*) es el brusco descenso para el caso de 180°. La explicación a esto reside en el elevado valor de la velocidad del pistón que hace que el cambio expansión/contracción sea más rápido de forma que cuando la partícula se encuentre en el que será su punto de penetración máxima el pistón ya habrá recorrido en sentido contrario al de la expansión una distancia considerable, bastante mayor que la de los casos anteriores. Si realizamos el estudio del caso 180° para los distintos valores de velocidad del pistón cabría esperar que cada vez el descenso en la penetración debiera de ser mayor al aumentar la velocidad en rpm. Así, si analizamos este descenso, resultante de la comparación de las posiciones de 0° y 180°, para los diferentes casos, los resultados obtenidos se muestran a continuación en la *Tabla 9.7*.

Velocidad pistón (rpm)	$d_{0_0^\circ} - d_{0_180^\circ}$ (mm)	$d_{max_0^\circ}$ (mm)	$d_{max_180^\circ}$ (mm)	% descenso d_{max}
4	0	0,8	0,7	12
6	0,1	0,9	0,8	11
15	0	1,0	0,6	40
28	0	1,3	0,7	46

Tabla 9.7: % descenso de d_{max} según la velocidad del pistón en rpm

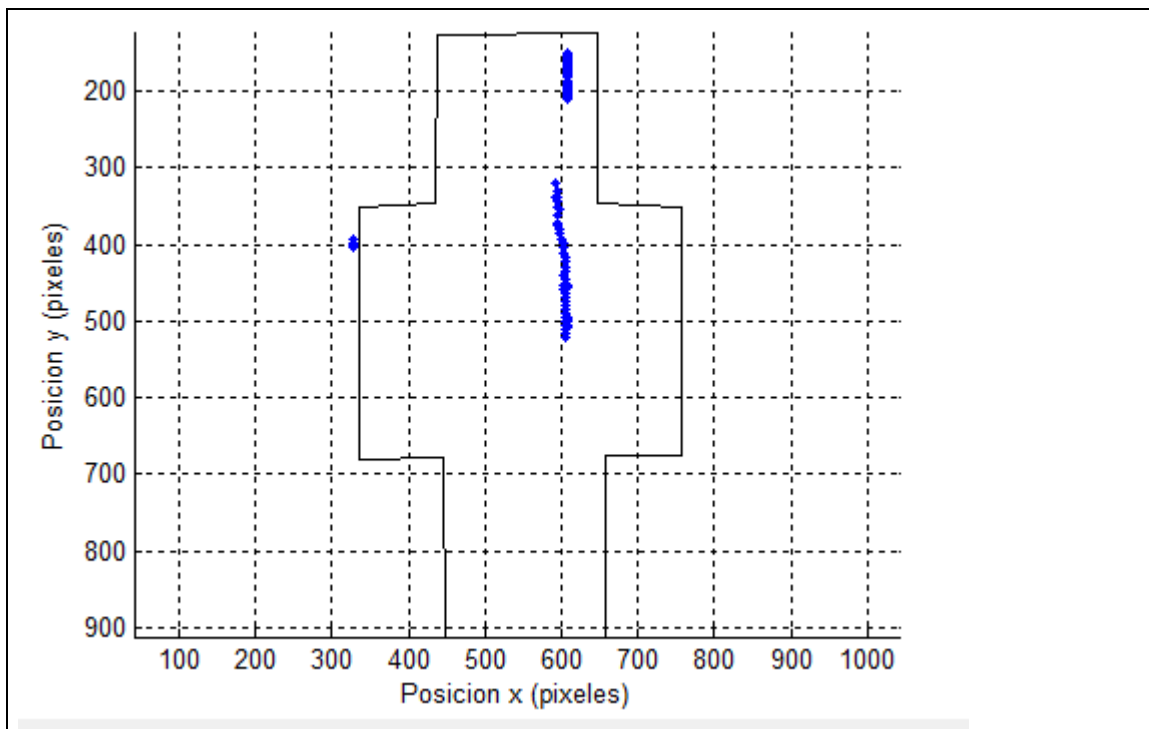
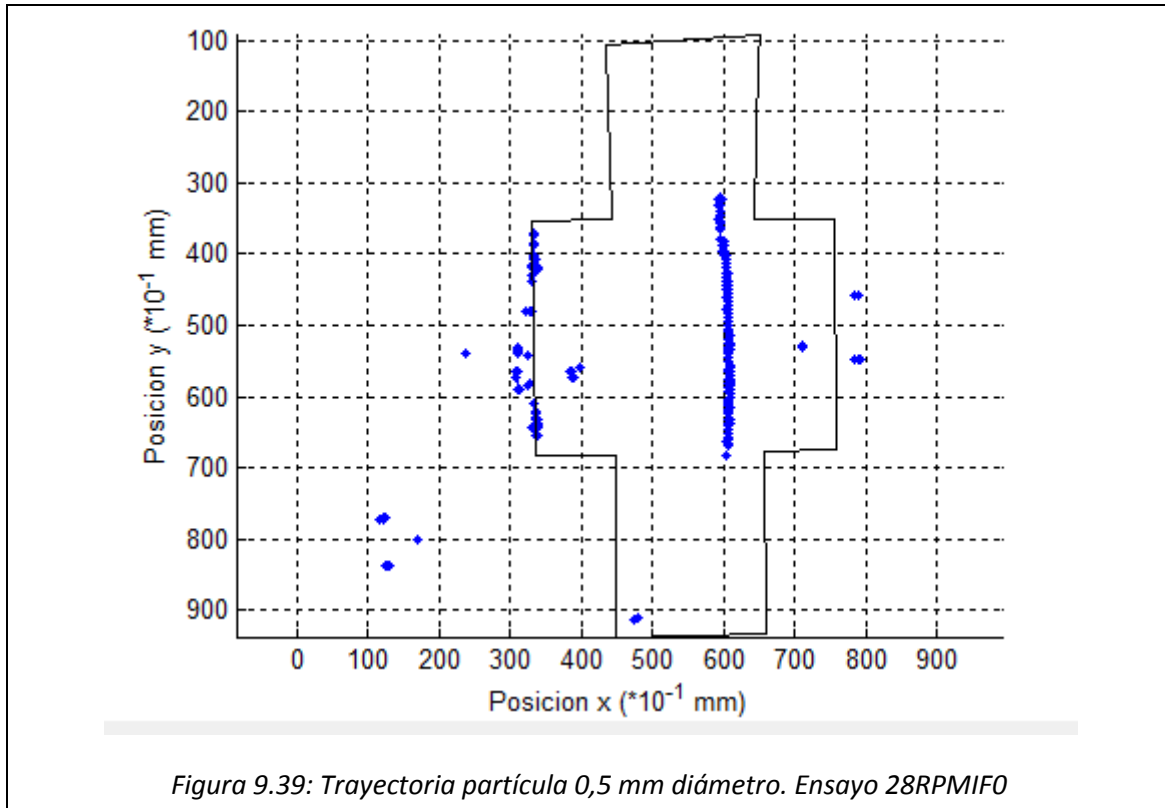
Para una correcta comparación, el valor de la segunda columna debiera de ser similar en todos los casos y los más próximo a cero que sea posible. Prácticamente en todos los casos el valor se sitúa exactamente en cero por lo que no habrá ningún problema. Únicamente en el segundo caso para 6 rpm se da la mayor diferencia de 0,1 mm, pero no obstante esta diferencia es tan pequeña que no debiera de influir en los resultados. En términos generales, y a la vista de los resultados parece que la regla mencionada se cumple a excepción del primer ensayo a 4 rpm,

donde se obtiene un descenso del 12%, valor mayor que el del caso siguiente. Esto no debe de cambiar las conclusiones mencionadas pues en todos los estudios, el análisis de este caso en el que el pistón se mueve a 4 rpm debe de ser tratado con especial cuidado. Durante el desarrollo de los experimentos se observó como el movimiento del pistón a esta velocidad tan baja no era uniforme y tenía lugar a base de pequeños saltos lo cual introduciría determinados problemas en el estudio. De esta forma, a dichas velocidades el movimiento del pistón no se consiguió como uniforme. Se tiene que decir que esta no uniformidad se trató de solventar mediante primeramente el engrase de las partes en movimiento y en segundo lugar mediante el cambio del eje sobre el que se desplazaba el pistón por si éste tuviera algún tipo de curvatura que dificultara el movimiento. A pesar de esto, no se consiguió la uniformidad absoluta para el caso de 4 rpm. Además, la diferencia en el porcentaje entre los casos de 4 y 6 rpm es muy pequeña, tan solo de un 1 %, por lo que no se podrá decir que las conclusiones predichas no son ciertas.

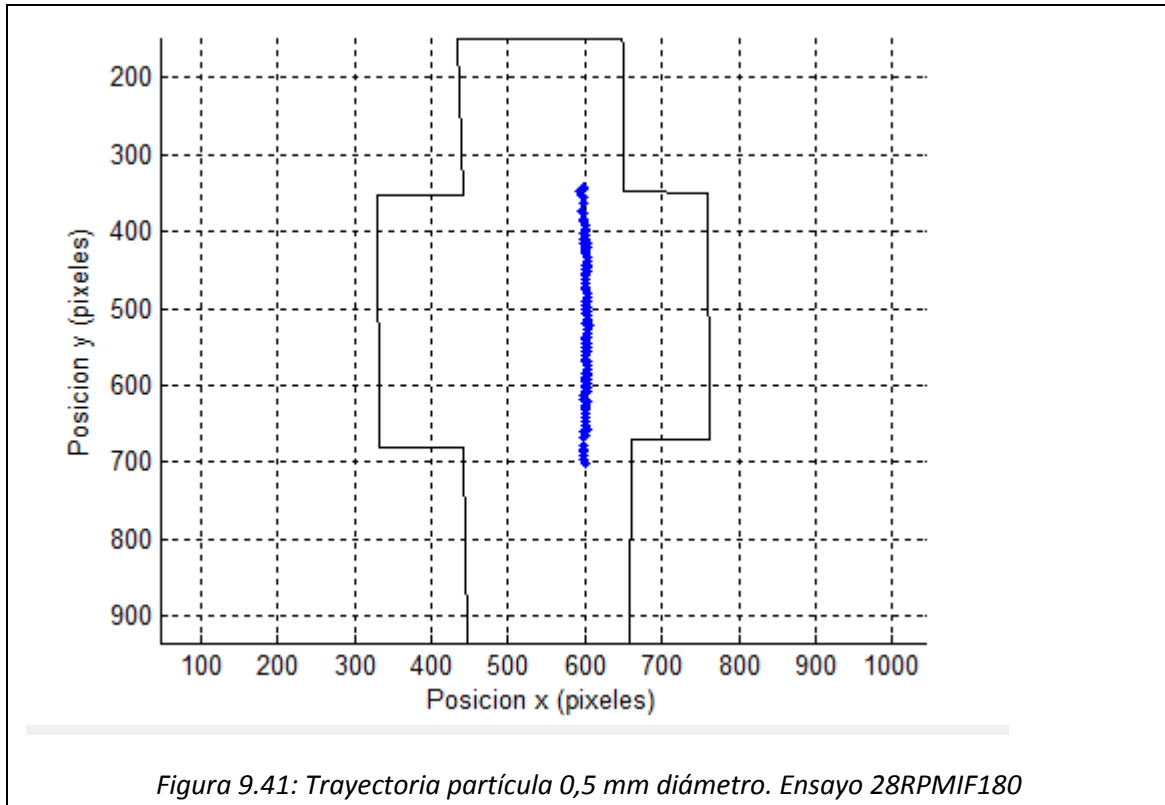
Dejando de lado el aspecto comentado en el anterior párrafo, se observa un claro aumento en el valor del tanto por ciento de descenso de la penetración al aumentar la velocidad de la expansión/contracción.

Por otra parte, en cuanto a la comparación entre los casos de 0º y 90º se tiene que decir que los resultados obtenidos no son suficientes como para garantizar un aumento de la penetración en el caso del ensayo de 90º con respecto al de 0º. Más concretamente, en el presente caso para 28 rpm se produce un ligero descenso en el valor de la penetración. Así, dado que los valores se encuentran muy próximos unos de otros, por encima o por debajo, se puede considerar al igual que en el análisis resultante del capítulo anterior que la influencia en la penetración entre los casos 0º y 90º no es demasiado importante y se puede considerar a ambos casos parecidos.

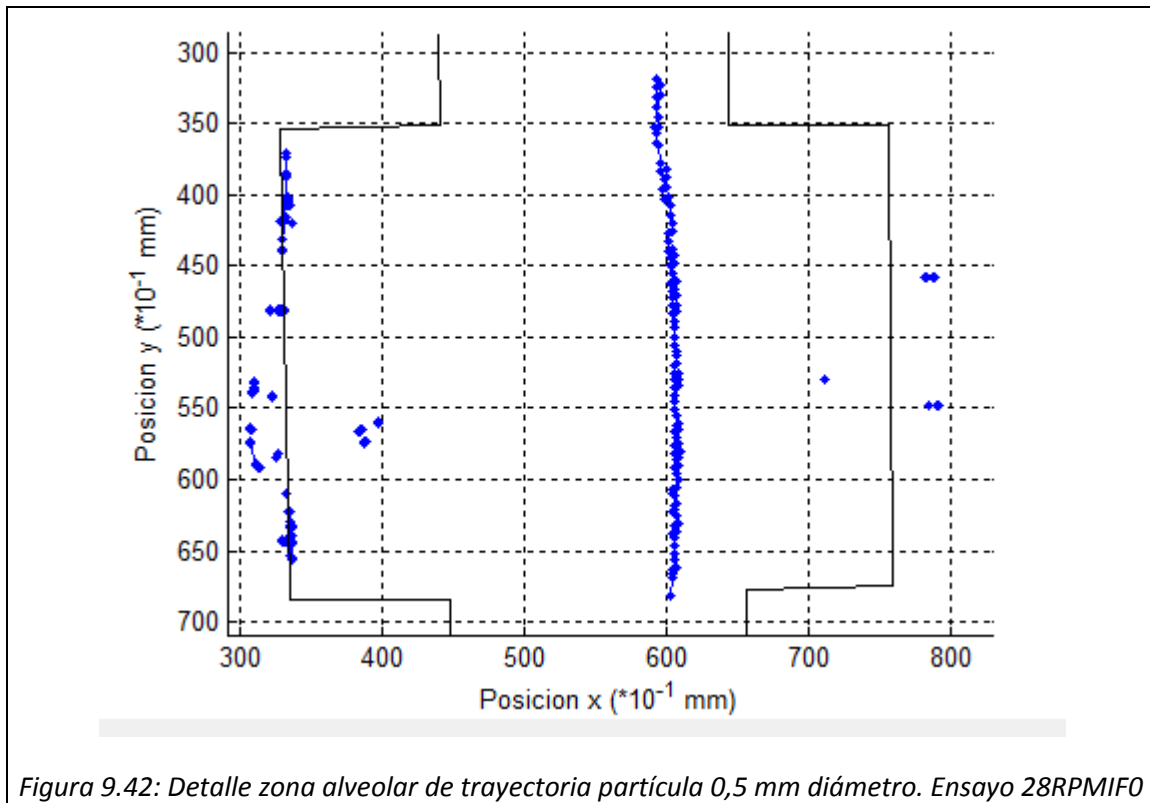
Gráficamente, las trayectorias calculadas se pueden observar a continuación. Ver *Figura 9.39*, *Figura 9.40* y *Figura 9.41*.

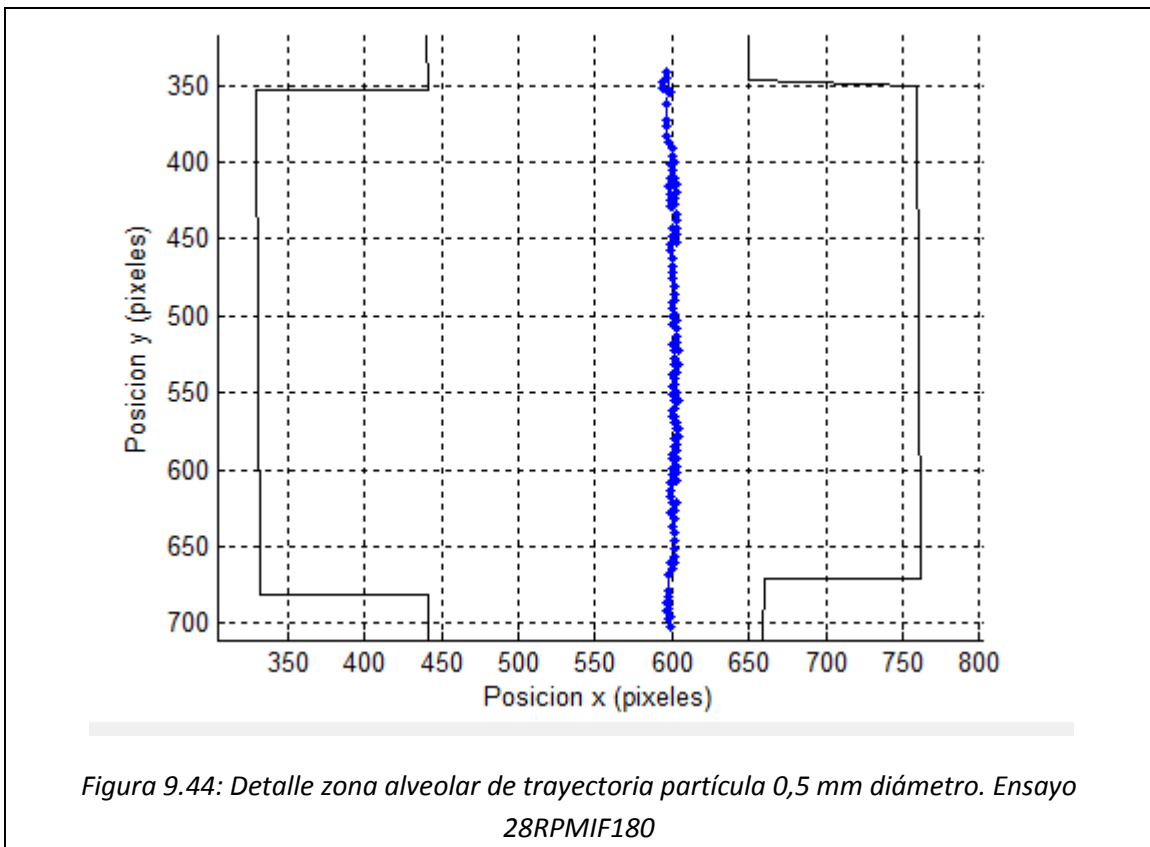
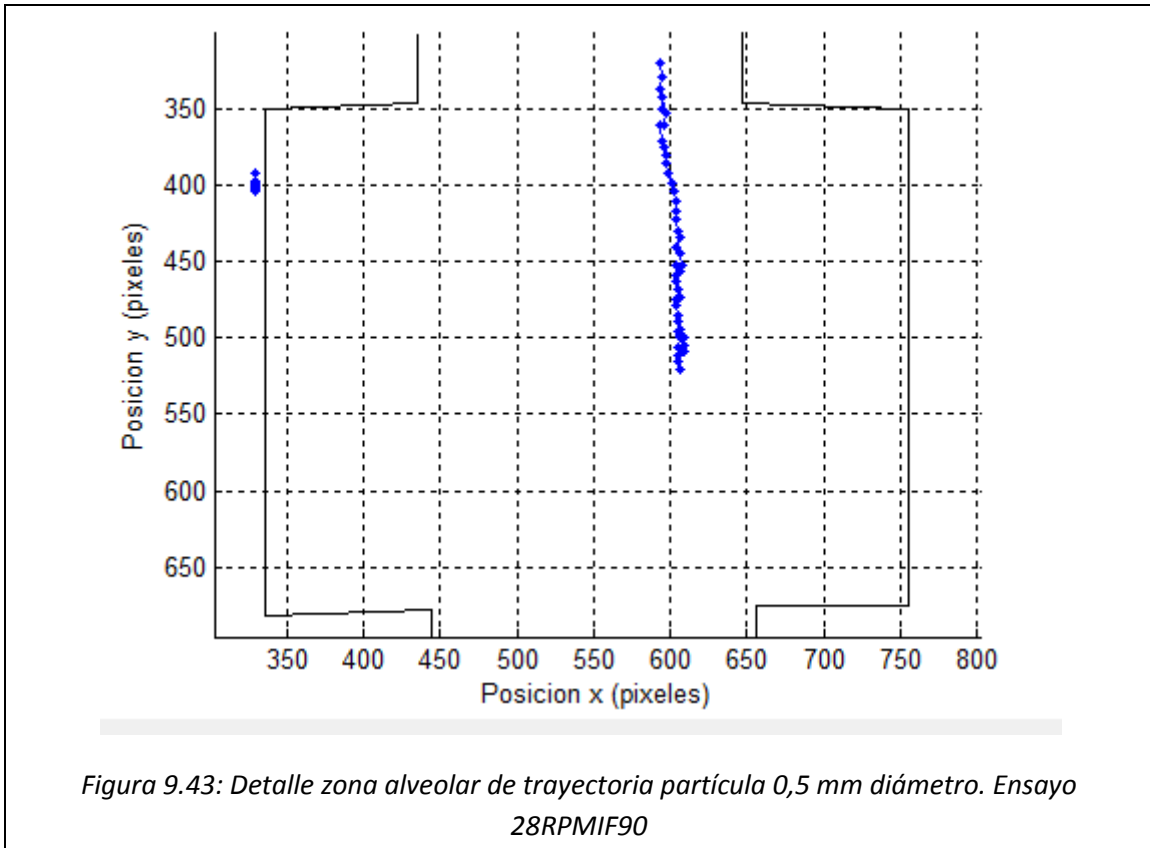


Nótese que el software no ha sido capaz de calcular la trayectoria completa, perdiéndose la partícula aproximadamente en el comienzo de la tercera etapa. A pesar de ello, este gráfico es útil para observar la tendencia de la partícula e incluso la penetración máxima de la misma.



Los planos de detalle son los siguientes (Ver *Figura 9.42*, *Figura 9.43* y *Figura 9.44*):





9.4.5 Caso especial 10 rpm

Por las mismas razones que se comentaron en el anterior estudio, el caso del pistón moviéndose a 10 rpm no puede ser considerado de la misma forma que el resto, y su comparación no es posible. No obstante sí que es posible realizar un estudio aislado del mismo, comparando para dicha velocidad la influencia de la posición inicial del pistón cuando la partícula está entrando al alveolo. Ver *Tabla 9.8*.

Posición pistón (°)	d_0 (mm)	d_{max} (mm)
0	4,6	1,3
90	4,4	1,2
180	4,5	1,0

Tabla 9.8: Valores de d_{max} (mm) según el posicionamiento del pistón cuando la partícula está entrando en el alveolo. Ensayo a 10 rpm

Las conclusiones obtenidas son similares a las anteriores, demostrándose un descenso en el caso de situar el pistón en la posición 180° inicialmente con respecto a los demás ensayos a 0° y 90°. Por otra parte, la proximidad entre los resultados obtenidos para los casos de 0° y 90° hacen pensar en la no influencia de dichas posiciones iniciales del pistón en el valor de la penetración máxima.

Gráficamente se pueden apreciar estas tendencias mediante la observación de las gráficas en las que se reflejan las trayectorias de las partículas. Ver *Figura 9.45*, *Figura 9.46* y *Figura 9.47*.

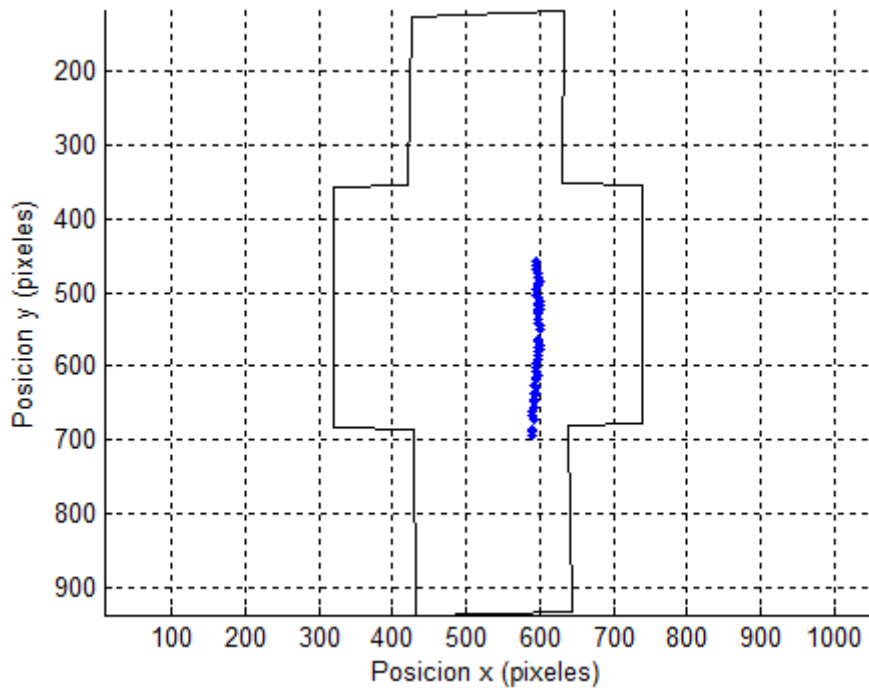


Figura 9.45: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF0

Nótese que el software específico no ha sido capaz de detectar la partícula en la zona de la entrada del alveolo. No obstante, la zona intermedia y la de salida aparecen representadas con lo que es posible hacerse una idea de la trayectoria de la partícula y de su penetración máxima.

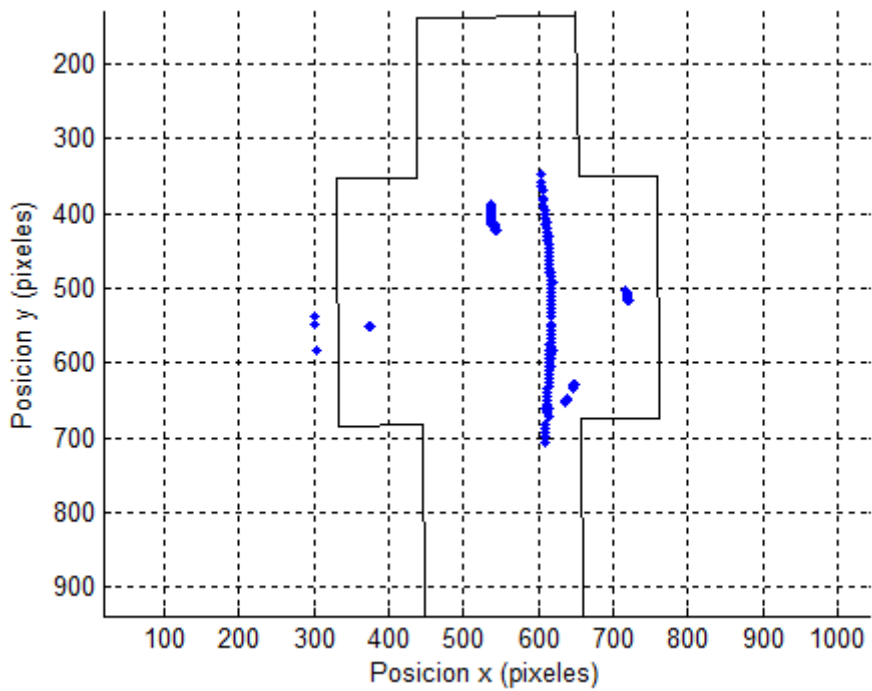
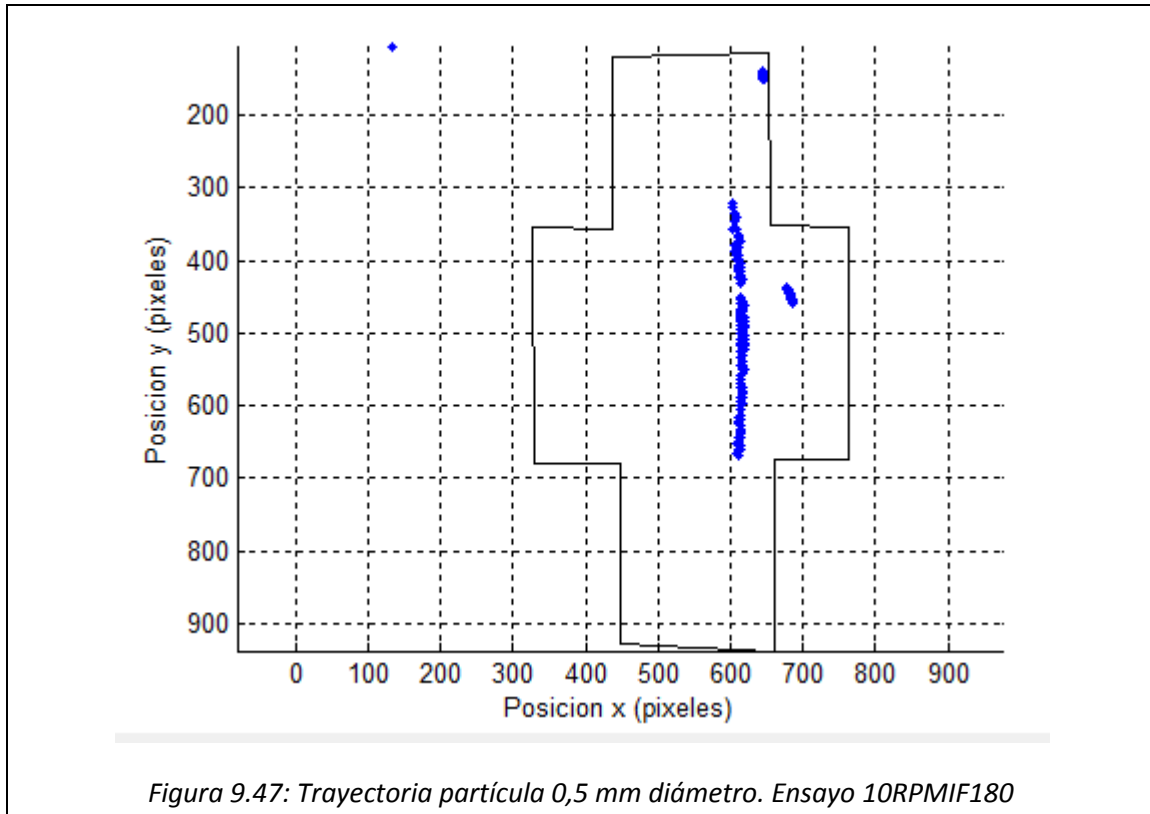
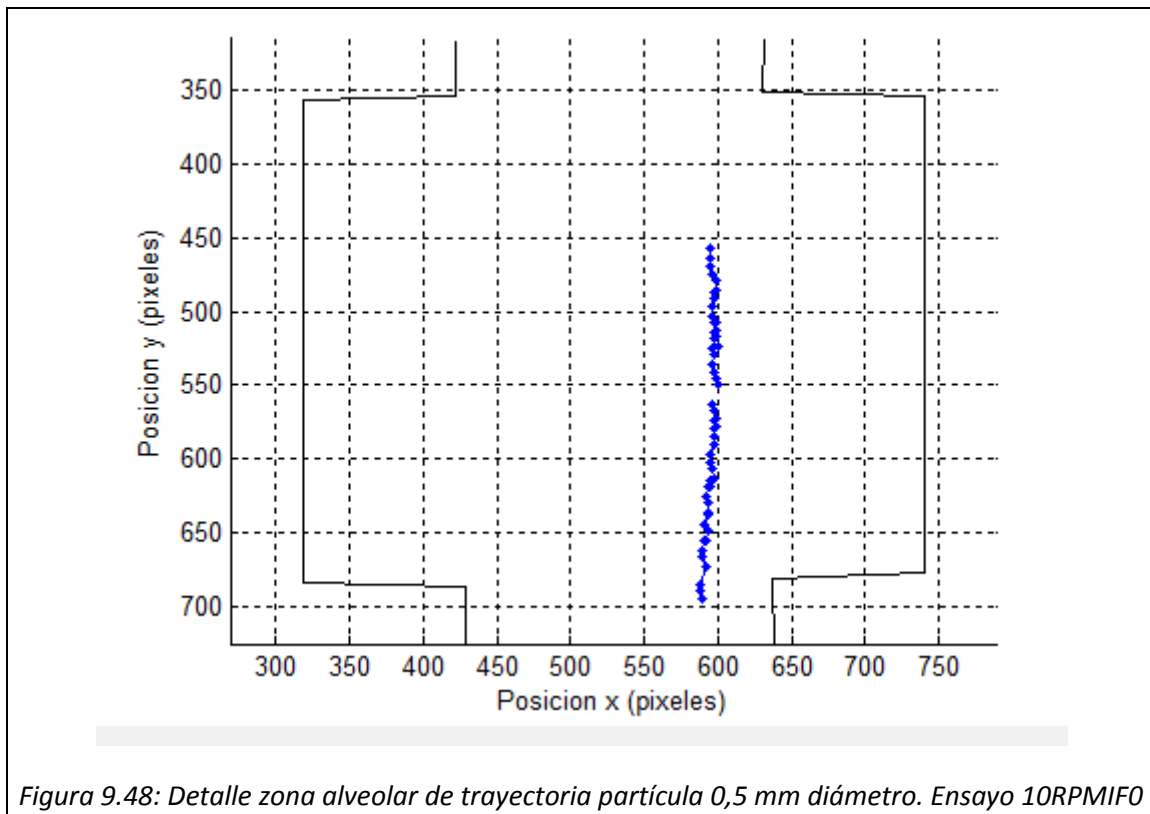


Figura 9.46: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF90



Los gráficos que muestran los detalles en la zona alveolar son los siguientes (Ver Figura 9.48, Figura 9.49 y Figura 9.50):



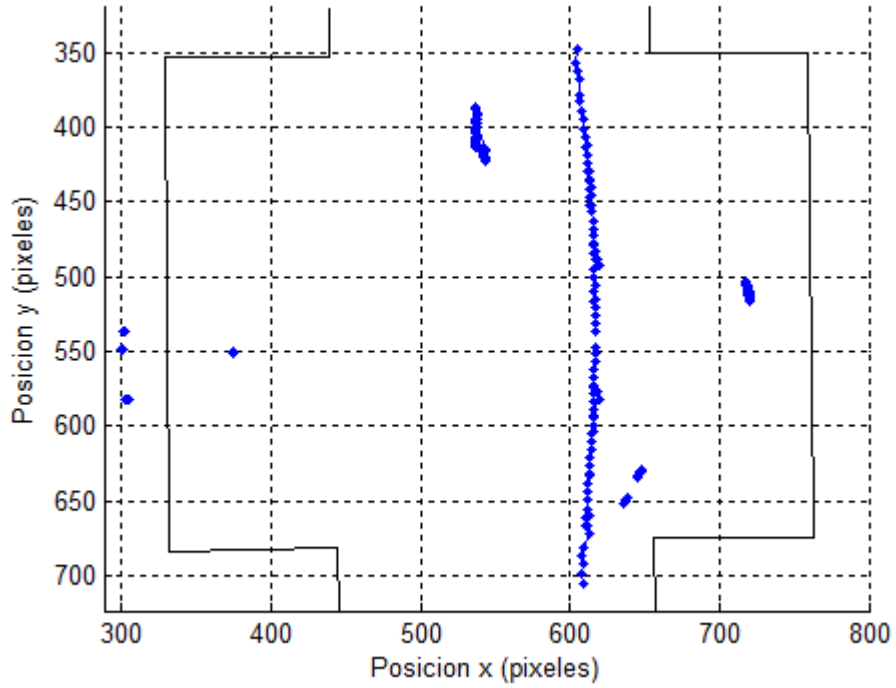


Figura 9.49: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF90

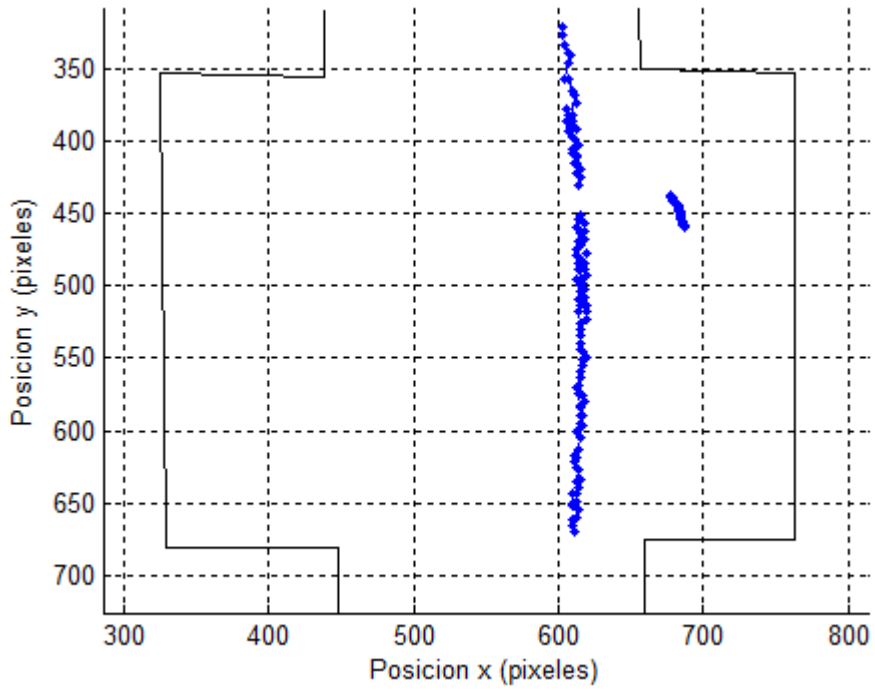


Figura 9.50: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo 10RPMIF180

9.5 Estudio etapa de compresión

La presente memoria no trata en especial detalle el estudio de la deposición de partículas durante la etapa de compresión, sino que a lo largo de la misma los estudios se han centrado en la expansión. Así mismo, la mayor parte de los estudios realizados durante los últimos años en el campo científico se centran también en la expansión, siendo así la compresión una etapa desconocida o en el mejor de los casos poco estudiada.

El caso que nos ocupa es el estudio de la deposición y por tanto, ésta solo cabría ser esperada durante la etapa de expansión. A continuación se mostrarán las principales tendencias en la trayectoria de la partícula durante una compresión con el único fin de observar lo que sucede en términos globales. No obstante, este estudio global servirá para demostrar que en lo que se refiere a deposición la etapa importante es la expansión, justificando así el escaso análisis dedicado a la etapa de compresión.

En primer lugar se abordará el caso de 180° en la etapa de compresión. Antes se estudió el caso de 180° en la expansión, por lo que es necesario explicar las diferencias entre ambos. Prácticamente ambos casos son muy similares dado que en ellos el pistón se encuentra en la misma posición pero no obstante ambos se encuentran separados por un pequeño intervalo de tiempo. Así en el caso de 180° compresión, el pistón se accionará no en el momento en el que éste llega a la posición 180° , sino en el momento en el que éste comienza el movimiento de retorno, dado que existe un tiempo muy pequeño en el que el pistón está completamente detenido. Nótese que dicho tiempo puede ser controlado a partir del computador y fue configurado para ser lo más pequeño posible.

Por tanto, cabe esperar que las diferencias de este caso con respecto al 180° expansión sean muy pequeñas, únicamente difiriendo en que ahora la penetración se espera algo menor que la anterior, debido a que el movimiento de compresión se ha iniciado en un instante previo. Así, este hecho se confirma a partir de los gráficos siguientes (*Figura 9.51* y *Figura 9.52*), donde prácticamente la partícula ha descendido verticalmente sin ver modificada su trayectoria.

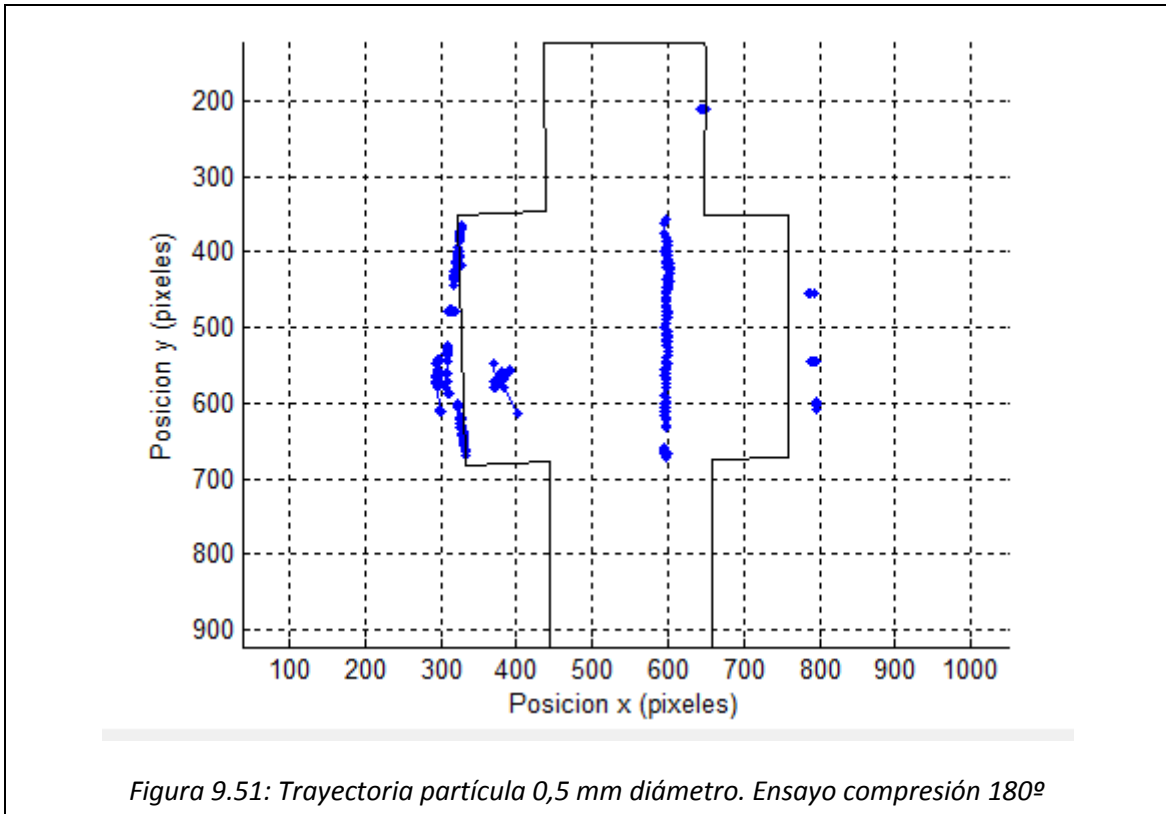


Figura 9.51: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 180°

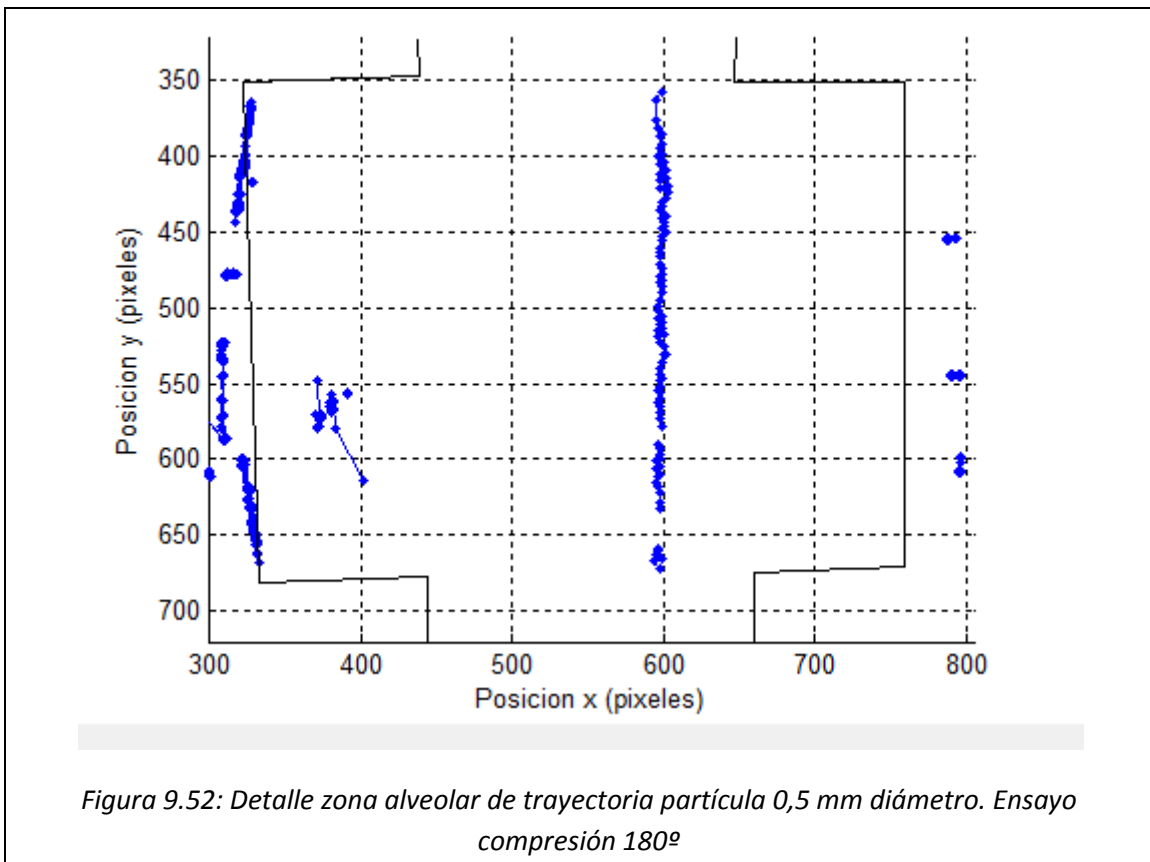


Figura 9.52: Detalle zona alveolar de trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 180°

Los gráficos anteriores no han suministrado información adicional por lo que es necesario distanciarnos en un mayor grado con respecto a los experimentos anteriores. En esta línea, a continuación se analizará el caso en el que el pistón se sitúe en la posición 270° , de modo que el alveolo se encuentre expandido un 7,5 % con respecto a su posición inicial y la tendencia sea a disminuir dicho porcentaje.

En este caso el pistón ha recorrido la mitad de su recorrido de retorno y por tanto, tal como se observó en los gráficos de PIV, aparecerá una tendencia a partir de la cual el flujo alveolar tratará de salir del alveolo, empujando en mayor medida las líneas de corriente hacia el exterior del alveolo.

Los resultados obtenidos a partir del análisis y procesado de imágenes se muestran a continuación, *Figura 9.53* y *Figura 9.54*. Nótese la imposibilidad de seguir la partícula debido a una mala calidad de las imágenes en la zona de salida del alveolo. No obstante, se puede distinguir la tendencia mencionada en el párrafo anterior pero muy acentuada, pues las líneas de corriente no sólo han conseguido no curvarse hacia el alveolo, sino que además han sido empujadas hacia el centro del conducto tubular, alejándose así de la cavidad alveolar.

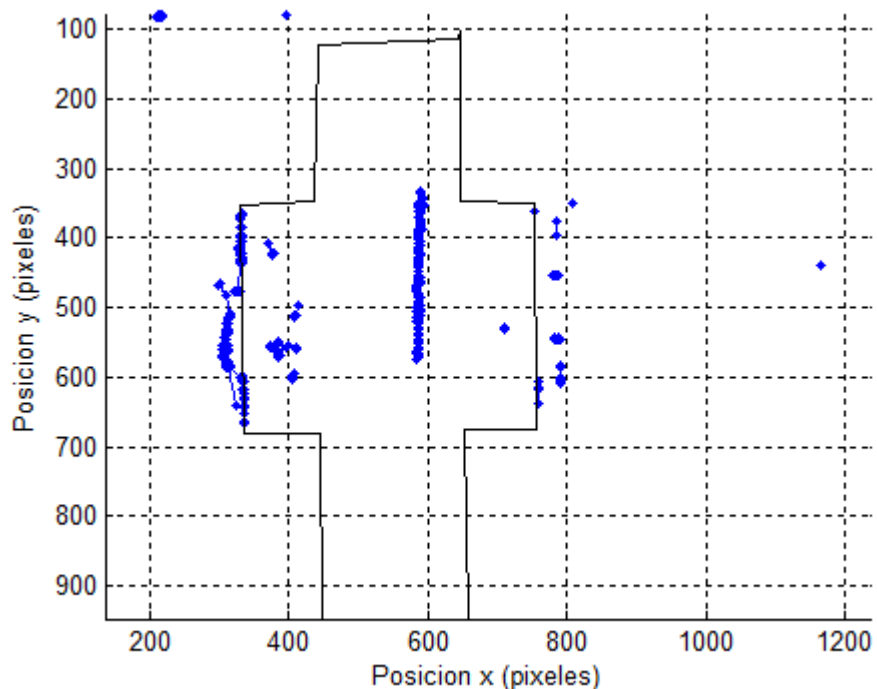
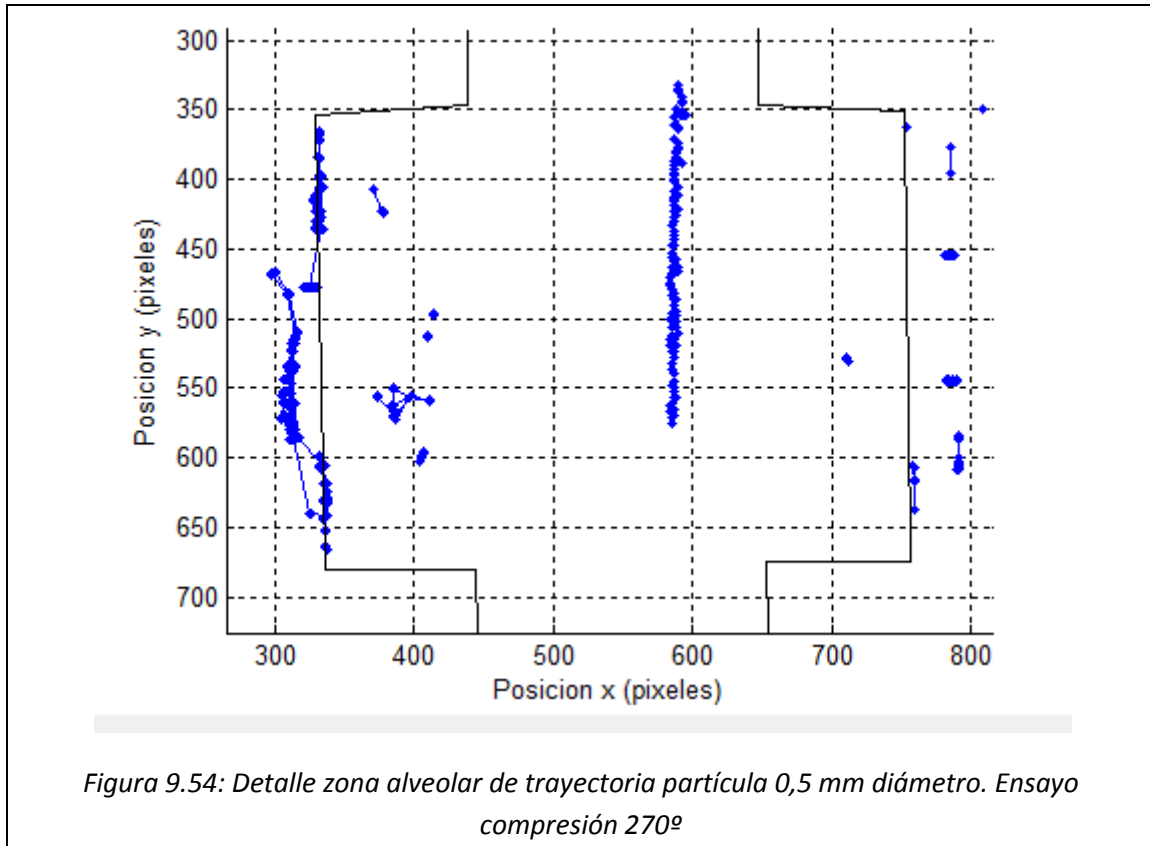
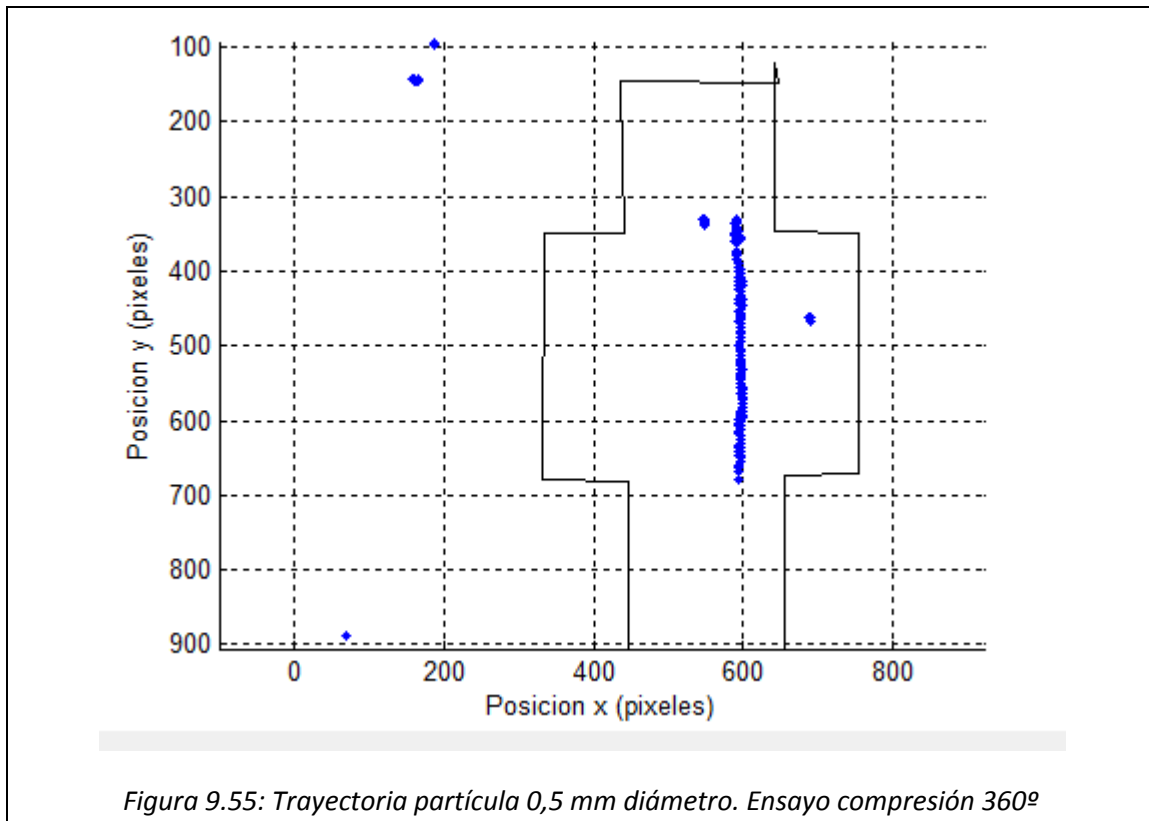


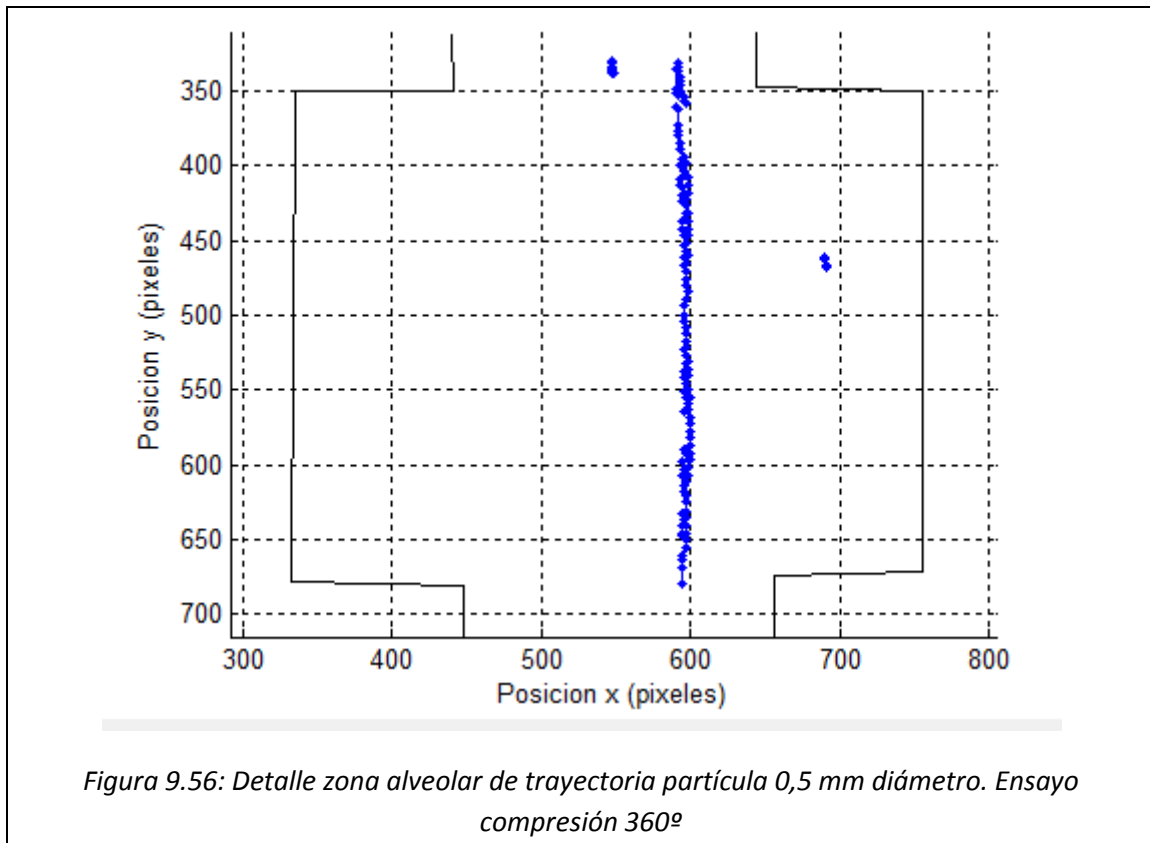
Figura 9.53: Trayectoria partícula 0,5 mm diámetro. Ensayo compresión 270°



Por último se analizará el caso de 360°, donde la tendencia esperada es similar a las anteriores. En primer lugar, se mostrará el gráfico (Figura 9.55) de la trayectoria obtenido tras el procesamiento de las imágenes del ensayo.



A la vista de los resultados el comportamiento seguido en este caso es más similar al de 180° pues la trayectoria de la partícula desciende prácticamente recta sin ningún tipo de desviación. Al contrario que el caso anterior no existe una desviación hacia el centro del conducto alveolar lo cual hace pensar en que en este caso la tendencia del flujo alveolar que empuja las líneas de corriente hacia el exterior ha disminuido. Claramente esto es debido a que, si bien es cierto que justamente en el instante inicial en el que la partícula entra en el alveolo estamos en una compresión, durante el resto de su recorrido la partícula está afectada por un movimiento de expansión de las paredes alveolares. De esta forma, se contrarrestará la tendencia de la contracción dando lugar a una trayectoria resultado del equilibrio entre las fuerzas que tendían a empujar el fluido hacia el exterior al principio del experimento y las fuerzas que ahora tienden a atraer el fluido una vez más hacia la región alveolar. Más detalladamente los resultados se pueden observar en el siguiente gráfico (Ver Figura 9.56)



Una de las principales conclusiones que debemos de obtener es la dificultad en cuanto a deposición en esta etapa de compresión pues las líneas de corriente no son atraídas hacia el interior del alveolo, comportándose así como si de un conducto no alveolado se tratase.

9.6 Estudio influencia tamaño de la partícula

Los experimentos correspondientes al estudio de la influencia del tamaño de la partícula no pudieron ser completados pues aunque sí que se llevaron a cabo no se tomaron las fotografías correspondientes para su posterior tratamiento debido a problemas técnicos del sistema fotográfico.

No obstante, los experimentos fueron llevados a cabo y visualmente se observó que en el caso de las partículas de mayor tamaño, es decir, las de diámetro igual a 1,2 mm, las trayectorias se curvaron en menor medida que para los ensayos llevados a cabo con partículas de 0,5 mm de diámetro. Este resultado era previsible debido al efecto que la gravedad tiene en el experimento. En los primeros capítulos, cuando se explicaron los mecanismos de deposición de las partículas, se prestó especial atención a este último debido a su importante influencia. Este hecho queda demostrado al realizar estos ensayos comparando partículas de 1,2 y 0,5 mm de diámetro, de manera que en las partículas de mayor tamaño y por tanto de mayor masa, el efecto de la gravedad sobre la trayectoria es más fuerte y mantiene a la partícula más próxima a la vertical, evitando su entrada en la región alveolar.

Capítulo 10

Discusión y Conclusiones

Como se ha mencionado y justificado a lo largo del presente trabajo, el estudio de la deposición de aerosoles en los alveolos pulmonares resulta de gran importancia tanto para el caso de prevenir riesgos como el de reducir los daños derivados de enfermedades pulmonares. Por ello se han desarrollado toda una serie de experimentos a partir de la instalación experimental ya descrita a partir de los cuales un gran número de conclusiones pueden ser obtenidas. Nótese que una vez que se conozca bien el comportamiento de los aerosoles en los pulmones resultará sencillo determinar la trayectoria que estos desarrollarán en la región inferior pulmonar así como se podrá predecir la forma y la posición en la que previsiblemente cabe esperar que el aerosol se deposite.

En primer lugar, a partir de los experimentos desarrollados con las técnicas de PIV se pudo observar como efectivamente existía una componente de velocidad transversal a la altura del alveolo que modificaría las líneas de corriente curvándolas así un cierto grado hacia el interior de la cavidad alveolar. Así mismo, a través del estudio de los patrones de flujo se pudo verificar este hecho, demostrando a su vez teorías desarrolladas años atrás por autores como Tippe y Tsuda. Estos autores predijeron a través de modelaciones numéricas un comportamiento del flujo que se asemejará en gran medida al resultante en los experimentos, pudiéndose diferenciar una zona de recirculación en el interior de la cavidad alveolar. Así mismo, se demostró la influencia del parámetro $\frac{Q_a}{Q_d}$ observándose una mayor penetración en el alveolo de las líneas de corriente al aumentar su valor, de forma que a medida que este parámetro aumentaba, el tamaño de la zona de recirculación iba decreciendo hasta el punto de desaparecer para un determinado valor de $\frac{Q_a}{Q_d}$. El valor más elevado de dicho parámetro para el cual existía recirculación se estableció en 0,070.

En segundo lugar se llevaron a cabo las medidas a través de la técnica del PTV tal y como se explicó durante el desarrollo de la presente memoria. Algunas de las conclusiones a las que se llegaron fueron similares a las anteriores, aunque no obstante, estas medidas no fueron redundantes debido a que en el caso de PTV se analizó el comportamiento de aerosoles y no de trazas de pequeño tamaño sin influencia en el flujo como en el caso anterior.

La principal conclusión que es necesario destacar es la importante influencia del posicionamiento de la partícula durante la inyección de la misma, de forma que pequeñas

variaciones en la posición de ésta con respecto a la pared del conducto pueden hacer que dicha partícula tenga un comportamiento totalmente distinto. Esto resultó un gran problema debido a la precariedad del sistema de inyección, el cual era incapaz de inyectar la partícula en una posición concreta. Este hecho influyó considerablemente en los posteriores experimentos debido a que para analizar el resto de posibles influencias era necesario mantener este parámetro constante para evitar llevar a cabo comparaciones erróneas. Así, se demostró por segunda vez la influencia de la velocidad de expansión alveolar demostrándose que un aumento de ésta obligaría a la partícula a penetrar más profundamente en el alveolo debido al aumento del flujo alveolar.

Otro de los análisis llevados a cabo fue el estudio del posicionamiento del pistón en el instante en el que la partícula estaba entrando en el alveolo. Así, ya sea mediante las técnicas PIV como las PTV, las conclusiones finales fueron similares no pudiéndose demostrar una influencia del posicionamiento inicial del pistón en la propia deposición de los aerosoles a excepción del caso en el que el pistón se sitúa inicialmente en su posición de 180°, es decir, el alveolo está expandido al máximo. Dicho caso es el único en el que la concordancia entre los resultados permite obtener una conclusión al respecto, de forma que se demuestra un decrecimiento del valor de la penetración en el alveolo. Esto es debido a que el pistón inicia el movimiento de compresión un instante después que la partícula entra en el alveolo, de forma que se inducirá un flujo alveolar en sentido opuesto al anterior que evitará una penetración excesiva de las partículas, reduciéndose así su posibilidad de deposición.

De esta manera estos experimentos han conseguido mostrar cuales son los parámetros que al modificarlos podrían influir en los mecanismos de deposición de los aerosoles, ya sea para favorecerlos o para reducirlos. Nótese que el estudio del caso de alveolo en compresión ha sido muy superficial debido a que durante esta etapa la deposición se minimiza en términos importantes.

10.1 Consideraciones futuras

Este proyecto se engloba dentro de una línea continua de estudio del sistema respiratorio humano desarrollado en el seno del Von Karman Institute for Fluid Dynamics de forma que quizá la mayor utilidad de este trabajo será el hecho de que podrá alimentar a los próximos que están por llegar. Por tanto, en próximos estudios se deberían de llevar ciertas actuaciones con el fin de asemejar el modelo experimental en una mayor medida al real, pues como se explicó en el capítulo correspondiente, en este estudio se simplificó enormemente la geometría del alveolo.

Así mismo, durante el desarrollo de este trabajo se han detectado una serie de puntos débiles a tener en cuenta en los trabajos venideros con el fin de poder minimizarlos al máximo para evitar de este modo errores innecesarios. Principalmente estas modificaciones estarían encaminadas a variar el sistema de inyección el cual como se ha explicado es bastante ineficiente. De esta manera se propone un sistema magnético de inyección aprovechando que las partículas utilizadas son de hierro de forma que la partícula pueda ser suspendida en el flujo sin alterar el mismo. Además la inyección se llevaría a cabo con exactitud en una posición determinada previamente gracias a la dotación a este inyector de la posibilidad de desplazamiento horizontal.

Otro de los puntos a mejorar sería la dotación de un sistema de regulación de caudal no manual para el caso del flujo que circula por el modelo alveolar dado que la imprecisión que se introduce al controlarlo manualmente puede desembocar en errores a la hora de establecer el flujo.

Anexo A

Propiedades aceite 47 V1000

	Huiles	47V0,65	47V1	47V2	47V3	47V5	47V10	47V20
Características								
Viscosité en mm ² /s (25°C)	0,65	1	2	3	5	10	20	
Densité (25°C)	0,760	0,820	0,870	0,890	0,910	0,930	0,950	
Point d'éclair (coupe fermée) (0°C)	-4	-4	13	75	120	170	240	
Point de congélation (0°C)	-67	-80	-80	-80	-80	-65	-65	-60
Indice de réfraction (25°C)	1,375	1,380	1,390	1,395	1,397	1,399	1,400	
Tension superficielle en mN/m	15,9	17,4	18,7	18,9	19,7	20,1	20,6	
Tension de vapeur à 200°C en Pascal							1,33	
Coefficient de dilatation entre 25°C et 100°C en cm ³ /cm ³ °C	1,34.10 ⁻³	1,35.10 ⁻³	1,17.10 ⁻³	1,16.10 ⁻³	1,15.10 ⁻³	1,08.10 ⁻³	1,07.10 ⁻³	
Chaleur spécifique en Joules/g. °C	2,9	2,05	1,97			1,88	1,63	
Conductibilité thermique en Watts/m. °C	0,10	0,10	0,11	0,11	0,12	0,13	0,14	
Coefficient viscosité/ température	0,31	0,37	0,48		0,55	0,57	0,59	
Rigidité diélectrique en KVolts/mm	14	14	14	14	14	14	14	
Constante diélectrique à 25°C entre 0,5 et 100 KHz	2,18	2,30	2,40	2,50	2,59	2,60	2,68	
Tangente angle de perte à 25°C		1.10 ⁻⁵	1.10 ⁻⁵	1.10 ⁻⁵	1.10 ⁻⁵	2.10 ⁻⁵	4.10 ⁻⁵	4.10 ⁻⁵
Résistivité transversale à 25°C en Ohm/cm		1.10 ¹⁶	1.10 ¹⁵	1.10 ¹⁵	1.10 ¹⁵	1.10 ¹⁵	1.10 ¹⁴	1.10 ¹⁴

47V50	47V100	47V300	47V350	47V500	47V1000	47V5000
50	100	300	350	500	1000	5000 A 6000000
0,969	0,965	0,970	0,970	0,970	0,970	0,973
280	> 300	> 300	> 300	> 300	> 300	> 300
-55	-55	-50	-50	-50	-50	-45
1,402	1,403	1,403	1,403	1,403	1,403	1,404
20,7	20,9	21,1	21,1	21,1	21,1	21,1
1,33	1,33	1,33	1,33	1,33	1,33	1,33
$1,05 \cdot 10^{-2}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$	$9,45 \cdot 10^{-4}$
1,46	1,46	1,46	1,46	1,46	1,46	1,50
0,16	0,16	0,16	0,16	0,16	0,16	0,16
0,59	0,60	0,62	0,62	0,62	0,62	0,62
15	16	16	16	16	16	18
2,80	2,80	2,80	2,80	2,80	2,80	2,80
$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$ $1 \cdot 10^{-4}$
$1 \cdot 10^{14}$	$1 \cdot 10^{15}$	$1 \cdot 10^{15}$	$1 \cdot 10^{15}$	$1 \cdot 10^{15}$	$1 \cdot 10^{15}$	$1 \cdot 10^{15}$

Anexo B**Propiedades silicona Sylgard 184**

Product	Mix Ratio	Color	Viscosity, centipoise or mPa·s	Durometer, Shore A	Specific Gravity	Working Time at RT	Unprimed Adhesion, Lap Shear			Thermal Conductivity		Linear Coefficient of Thermal Expansion, $\mu\text{m}/\text{m}\cdot^\circ\text{C}$ or ppm	Shelf Life from Date of Manufacture at Room Temp, months
							psi	MPa	kgf/cm ²	Watt/meter·K	cal/cm·sec·°C		
Silicone Encapsulants													
Sylgard [®] 160 Silicone Elastomer	1:1	Gray	4000	60	1.57	30 min	NA	NA	NA	0.58	1.4×10^{-3}	240	18
Sylgard [®] 161 Silicone Elastomer	1:1	Gray	12,800	61	1.57	14 min	—	—	—	0.64	1.5×10^{-3}	220	15
Sylgard [®] 170 Silicone Elastomer	1:1	Dark gray to black	2900	40	1.37	15 min	NA	NA	NA	0.40	9.6×10^{-4}	270	24
Sylgard [®] 170 Fast Cure Silicone Elastomer	1:1	Dark gray to black	2850	42	1.37	<5 min	NA	NA	NA	0.40	9.6×10^{-4}	—	18
Dow Corning [®] 96-082 A & B Encapsulant	1:1	Black	1100	31	1.21	14 days	NA	NA	NA	0.30	7.2×10^{-4}	285	12
Sylgard [®] 182 Silicone Elastomer	10:1	Clear	3900	50	1.03	>8 hours	NA	NA	NA	0.18	4.3×10^{-4}	310	24
Sylgard [®] 184 Silicone Elastomer	10:1	Clear	3900	50	1.03	>2 hours	NA	NA	NA	0.18	4.3×10^{-4}	310	24
Sylgard [®] 186 Silicone Elastomer	10:1	Translucent	65,000	24	1.12	2 hours	NA	NA	NA	0.2	4.8×10^{-4}	330	12
Dow Corning [®] 3-6121 Encapsulating Elastomer	10:1	Translucent	25,000	30	1.13	2 hours	NA	NA	NA	0.18	4.3×10^{-4}	290	18

Product	UL Listing		Military Specification		Dielectric Strength		Dielectric Constant at 100 Hz	Dielectric Constant at 100 kHz	Volume Resistivity, ohm-cm	Dissipation Factor at 100 Hz	Dissipation Factor at 100 kHz
	Flammability Classification	UL Temperature Index, Electrical/Mechanical, °C	Specification	Type, Class, Group	volts/mil	kV/mm					
Silicone Encapsulants											
<i>Sylgard</i> [®] 160 Silicone Elastomer	94 V-0	105/105	NA	NA	530	20.9	3.30	3.20	1.0 x 10 ¹⁵	0.01	0.002
<i>Sylgard</i> [®] 164 Silicone Elastomer	94 V-0	105/105	NA	NA	533	21.0	3.34	3.30	8.7 x 10 ¹⁴	0.0053	<0.0003
<i>Sylgard</i> [®] 170 Silicone Elastomer	94 V-0	170/170	MIL-PRF-23586F (Grade B2)	Type I, Class II, QPL	480	18.9	3.17	3.16	3.1 x 10 ¹³	0.003	<0.001
<i>Sylgard</i> [®] 170 Fast Cure Silicone Elastomer	94 V-0	170/170	NA	NA	530	20.9	2.97	2.90	1.4 x 10 ¹⁵	0.005	<0.001
<i>Dow Corning</i> [®] 96-082 A & B Encapsulant	94 V-0	170/170	NA	NA	500	19.7	3.14	3.12	9.5 x 10 ¹⁴	0.0055	<0.001
<i>Sylgard</i> [®] 182 Silicone Elastomer	94 V-1	130/130	MIL-I-81550C	Type II, QPL	540	21.2	2.65	2.65	1.2 x 10 ¹⁴	0.0005	<0.001
<i>Sylgard</i> [®] 184 Silicone Elastomer	94 V-1	130/130	MIL-I-81550C	Type I, QPL	540	21.2	2.65	2.65	1.2 x 10 ¹⁴	0.0005	<0.001
<i>Sylgard</i> [®] 186 Silicone Elastomer	94 HB	140/140	NA	NA	450	17.7	2.93	2.87	1.1 x 10 ¹⁴	0.0012	<0.001
<i>Dow Corning</i> [®] 3-6121 Encapsulating Elastomer	NA	NA	NA	NA	415	16.3	2.92	2.92	1.4 x 10 ¹⁴	0.01	<0.001

Anexo C

Programación controlador del pistón en Test point

- Programación botón START

1)	Set	Math1	to 1
2)	Configure	DIO1	channel="A" mode="output"
3)	Configure	DIO2	channel="b" mode="output"
4)	Do loop	Loop4	while Math1 is true (non-zero)
5)	Acquire A/D	A/D1	#samples=100, rate=1000 Hz, channel(s)=0
6)	Set	Photodiode	to A/D1
7)	If/Then	Condition1	with x=A/D1
8)	Linear series	Loop3	from 1 to runnings, step by 1
9)	Set	Nbrs of runnings	to Loop3
10)	Output to	DIO2	channel="b" value=128
11)	Delay	Time1	for 0.1 seconds
12)	Output to	DIO1	channel="A" value=32
13)	Delay	Time1	for 0.1 seconds
14)	Output to	DIO1	channel="A" value=0
15)	Delay	Time1	for time between seconds
16)	Output to	DIO2	channel="b" value=32
17)	Delay	Time1	for 0.1 seconds
18)	Output to	DIO1	channel="A" value=32
19)	Delay	Time1	for 0.1 seconds
20)	Output to	DIO1	channel="A" value=0
21)	Delay	Time1	for time between seconds
22)	End	Loop3	
23)	End If	Condition1	
24)	End	Loop4	

- Programación botón STOP

1)	Set	Math1	to 0
----	-----	-------	------

- **Programación botón POSITION 0**

1) Configure	DI01	channel="A"	mode="output" ▾
2) Configure	DI02	channel="b"	mode="output" ▾
3) Output to	DI02	channel="b"	value=64
4) Output to	DI01	channel="A"	value=32
5) Delay	Time1	for 0.1	seconds
6) Output to	DI01	channel="A"	value=0

Bibliografía

- [1] Vicent Ruwet. Etude expérimentale de la déposition d'aérosols dans un modèle de doublé bifurcation pulmonaire, rapport final, Université de Liège – Von Karman Institute for Fluid Dynamics, 2007
- [2] Frank H. Netter, Alister Brass, Matthew Divertie, Pilar Latorre Murillo. Colección Netter de ilustraciones médicas, 1987
- [3] Patricia Corieri. Experimental and numerical investigation of flows in bifurcations within lung airways, PhD thesis, Université Libre de Bruxelles and Von Karman Institute, 1994
- [4] R. Theunissen, P. Corieri, M. L. Riethmuller. Application de la technique PTV à la modélisation d'écoulement d'aérosols dans les voies aériennes pulmonaires, 9^{ème} Congrès Francophone de Techniques Laser, 2004
- [5] R. Theunissen. Experimental investigation of aerosol deposition in lung airways, Project Report, Von Karman Institute, 2004
- [6] J. K. Comer, C. Kleinstreuer, Z. Zhang. Flow structures and particles deposition patterns in double-bifurcation airway models, Part 1 y 2, J. of Fluid Mechanics, 2001
- [7] Z. Zhang, C. Kleinstreuer. Transient airflow and particle transport in a sequentially branching lung airway model, Physics of Fluids, vol. 14, 2002
- [8] Zhao Y., Citriniti J. H., Lieber B. B. Flow characteristics in a symmetric bifurcation, Adv. Bioeng., 1992
- [9] Zhao Y., Lieber B. B. Steady inspiratory flow in a model symmetric bifurcation, J. of Biomech. Eng., 1994
- [10] G. Dulland. Aerosol particles deposition in the lungs: effects of flexibility of walls, Project report, 2008
- [11] Mauroy B., Andrade J. S., Filoche M., Sapoval B. Interplay between geometry and flow distribution in a airway tree. Physical review letters, 2003
- [12] Sapoval. Physique de la respiration, Diffusion des savoirs de l'Ecole Normale Supérieure, 2004
- [13] Razumat A. Experimental investigation of flows within 2d bifurcations, Technical report, Von Karman Institute, 1996

- [14] A. Tippe y A. Tsuda. Recirculating flow in a expanding alveolar model: Experimental evidence of flow-induced mixing of aerosols in the pulmonary acinus, *J. Aerosol Sci*, 1999
- [15] A. Tsuda, James P. Butler, Jeffrey J. Fredberg. Effects of alveolated duct structure on aerosol kinetics, I Diffusional deposition in the absence of gravity, *J. Appl. Physiology*, 1994
- [16] A. Tsuda, James P. Butler, Jeffrey J. Fredberg. Effects of alveolated duct structure on aerosol kinetics, II Gravitational sedimentation and inertial impaction, *J. Appl. Physiology*, 1994
- [17] A. Tsuda, F. S. Henry, S. Haber, P. Butler. Aerosol deposition in the rhythmically expanding acinus, *Journal of aerosol medicine*, 1996
- [18] A. Tsuda, R. A. Rogers, P. E. Hydon, P. Butler. Chaotic mixing deep in the lung, *Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America*, 2002
- [19] C. Darquenne. Numerical and experimental investigation of aerosol transport and deposition in the human lung, PhD thesis, Université Libre de Bruxelles – Von Karman Institute, 1995
- [20] L. Harrington, G. K. Prisk, C. Darquenne. Importance of the bifurcation zone and branch orientation in simulated aerosol deposition in the alveolar zone of the human lung, *J. of aerosol Science*, 2005
- [21] F. S. Henry, J. P. Butler, A. Tsuda. Kinematically irreversible acinar flow: a departure from classical dispersive aerosol transport theories, *J. Appl. Physiology*, 2002
- [22] S. Haber, D. Yitzhak, A. Tsuda. Gravitational deposition in a rhythmically expanding and contracting alveolus, *J. Appl. Physiology*, 2002
- [23] S. Haber, P. Butler, H. Brenner, I. Emanuel. Shear flow over a self similar expanding pulmonary alveolus during rhythmical breathing, *J. of Fluid Mechanics*, 2000
- [24] M. Bilka. Experimental investigation of 3D aerosol motion within an alveolated duct, Project Report, Von Karman Institute, 2006
- [25] N. Buchmann. Experimental modeling of aerosol particles within lung bifurcations, Diploma thesis, Von Karman Institute, 2005
- [26] A. Karl, F. S. Henry, A. Tsuda. Low Reynolds number viscous flow in an alveolated duct, *ASME*, 2004
- [27] Michael G. Levitzky, *Pulmonary Physiology*, mc Graw Hill Medical, 2007
- [28] C. F. M. Coimbra, R. H. Rangel. Spherical particle motion in harmonic stokes flow, *AIAA Journal*, September 2001
- [29] Richard B. Schlesinger. Biological disposition of airborne particles: Basic Principles and application to vehicular emissions, Air pollution, the automobile and public health, National Academy Press, 1988

- [30] A. Sitou, M. L. Riethmuller. Extension of PIV to super resolution using PTV, *Meas. Sci Technology*, vol.12, 2001
- [31] F. Scarano, Particle Image Velocimetry- development and application, PhD thesis, Von Karman Institute, 2000
- [32] Martin R. Maxey, James J. Riley. Equation of motion for a small rigid sphere in a nonuniform flow, *Physics of Fluids*, 1983
- [33] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Chong S. Kim, Yung S. Chen. Vaporizing microdroplet inhalation, transport, and deposition in human upper airway model, *Aerosol Science and Technology*, 2004
- [34] Razumat A., Riethmuller M. L. PIV investigation of oscillating flows within 3d lung multiple bifurcations model, 11TH International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, 2002
- [35] Martonen T. B., Quan L., Zhang Z., Musante C. J. Flow simulation in the human upper respiratory tract, *Cell Biochemistry and Biophysics*, 2002
- [36] Martonen T. B., Schroeter J. D., Hwang D., Fleming J. S., Conway J. H. Human lung morphology models for particle deposition studies, *Inhalation toxicology*, vol. 12, 2000
- [37] Martonen T. B., Guan X., Schreck R. M. Fluid dynamics in airway bifurcations: I. primary flows, *Inhalation toxicology*, 2001
- [38] Martonen T. B., Yang Y. Deposition mechanics of pharmaceutical particles in human airways, A. J. Hickey, USA, second edition, 2006
- [39] R. J. Adrian. Particle image techniques for experimental fluid mechanics. *Ann. Rev. Fluid Mech*, 1991
- [40] T. Arts, H. Boerrigter, J. M. Buchlin, M. Carbonaro, G. Degrez, R. Dénos, D. Fletcher, D. Olivari, M.. Riethmuller, R. A. Van den Braembussche. Measurement techniques in fluid dynamics (2nd edition), Von Karman Institute, 2001
- [41] R. W. Johnson. The handbook of fluid dynamics, CRC Press, Springer-Verlag, 1998
- [42] K. Horsfield, G. Kuming. Morphology of the bronchial tree in man, *J. Appl. Physiology*, 1968

