الفصل السادس

مقياس السرعة الليزري

Laser Velocimetry

كثيرا ما يشار إلى مقياس السرعة الليزري، على أنه، مقياس الرياح الليزري laser anemometry و مِقْياس الجَرَيان الليزري laser flowmetry وهو معروف أيضا ببعض الأسماء الأخرى التي ستستخدم أدناه، وهو مجموعة من تقنيات الليزر مصممة لقياس السرعات من دون تلامس (اتصال) وعن بعد في الأوساط الغازية والسائلة والصلبة. تستخدم هذه التقنيات بشكل أساسي التشتت الضوئي من جسيمات تتبُّع موجودة بشكل طبيعي في الأوساط الغازية والسائلة، و الوسط الشبيه بالنسيج و بخاصة المُدخلة إليها، أو تشتت الضوء غير المتجانس و السطوح الخشنة للمواد الصلبة وبهذا المعنى، مقياس السرعة الليزري الذي يعتمد على نظرية التشتت الضوئي، وفي معظم الحالات على تقريب نظرية Mie. وتوجد أيضا تقنيات مقياس السرعة الليزري الذي يعتمد على الكشف عن إشارة تألقية مثارة بالليزر ناتجة من أنواع متألقة متحركة. بيد أن هذه المجموعة من التقنيات هي خارج نطاق هذا الفصل.

من المهم جداً التمكن من إجراء قياسات سلسة للسرعة لحل مختلف المشاكل الأساسية لميكانيكا الموائع التجريبية و لديناميكيا الغاز، وكذلك للميكانيك الحيوي وعلى الأخص في الديناميكية الدموية. تتراوح تطبيقات الأنواع المختلفة لمجال مقياس

السرعة الليزري بين دراسة الطائرات ومركبات الاحتراق وتدفقات أطوار متعددة، وتدفقات التجويف والقناة، و الطبقات الحدودية ، و الحمل الحراري الطبيعي، و تدفق غير مستقر، و عدم استقرار التدفق، والاضطرابات و الدوامات، والتدفقات البيئية واسعة النطاق والتدفقات الميكروية إلى رقم رينولدز (Reynolds-number) منخفض، على وجه الخصوص، في التطبيقات الطبية/ الفيزيولوجية. في جميع هذه التطبيقات فإن لطريقة القياس والتي تتم من دون تلامس أو تغلغل ومن غير تحطم أهمية قصوى.

إن القيود الجوهرية لتقنيات مقياس السرعة الليزري هي اشتراط النفاذية النسبية لوسط التدفق والوسط المحيط للتدفق المغمور بحيث يمكن للضوء الليزري اختراقه وبالتالي التمكن من كشف كمية معتبرة من الضوء المشتت. يجري حالياً تطوير تقنيات تسمح بقياسات السرعة الضوئية داخل وسط مُشَتِّت قوي وسوف تناقش في هذا الفصل. ومع ذلك فإن الأوساط القوية التشتيت تقتضي قيوداً صارمة على عمق القياس الذي يمكن الوصول إليه. تعتمد التقنيات البديلة التي تتيح قياسات سرعة عند أعماق أكبر على استخدام الأمواج فوق الصوتية والتأثير الصوت الضوئي. في بعض التطبيقات، معلومات عن السرعات داخل الأوساط المادية المعتمة يمكن الحصول عليها من دون تغلغل وذلك بقياس الممانعة كهربائية وغيرها من التقنيات غير الضوئية. عموما، يتم إجراء قياسات السرعة في أطر مرجعية لاغرانج (Lagrangian frames) أو أوليريان(Eulerian). طرق لاغرانج تعين سرعة جسيمات التتبع في وقت معين، في حين تعين من طرق أوليريان (Eulerian methods) السرعة إلى الحجم للمجال المقاس في وقت معين.

(٦,١) قياس السرعة بالدوبلر الليزري
(LDV) Laser Doppler Velocimetry

إن (LDV) هو تقنية تتيح قياس السرعة في حجم موضعي في مجال التدفق مع دقة تمايز زمنية عالية. عندما تدخل جسيمات ميكروية الحجم من مادة سائلة أو صلبة أو فقاعات غازية في سائل أو غاز يتدفق وتعبر خلال شعاع ليزري أو لتقاطع شعاعين ليزرين أو أكثر، فإن الضوء المتشتت المكتشف من الجسيمات يكون متقلب الكثافة. يستخدم مقياس السرعة بالدوبلر الليزري LDV حقيقة أن تردد هذه التقلبات يعود إلى انزياح دوبلر بين الضوء الساقط، والمتشتت؛ ولذلك يكون متناسباً مع سرعة سقوط الجسيمات على ما يسمى معامل حساسية النظام المحدد بالمواقع النسبية للعناصر الضوئية للإضاءة والاستقبال. شهدت هذه التقنية نمواً سريعاً بعد العمل الرائد لـ يه و كومينز Yeh and Cummins [125]، إذ سمحت الآن بالعديد من التطبيقات والتي سيرد بعضها بإيجاز في هذا الفصل. كما يمكن إيجاد وصف مفصل عن تقنية LDV في العديد من الكتيبات [126] ومجموعة مواضيع [127] ووقائع المؤتمر [128، 129]. سمحت ترتيبات خاصة، مثل مقياس دوبلر الطوري التداخلي، بقياس حجم جسيمات جزئية بشكل متزامن مع سرعتها. يعتمد قياس توزع حجم الجسيمات و قيمها المتوسطة على طول موجة الضوء الليزري ويعرف بدقته العالية وهو مستقل عن الشدة الضوئية.

تستخدم في تطبيقات عملية مختلفة، تبعاً للأغراض ولنوع المسائل الواجب حلها، ترتيبات أشعة مفردة أو مزدوجة، أو متعددة لمقياس دوبلر للسرعة الليزري. يسمى ترتيب الشعاع الواحد، و أيضا الأحادي الساكن (monostatic)، ويُفحَص الجسم أو الوسط بحزمة واحدة فقط. حيث تَكشف وحدة الاستقبال إما تشتت ضوء مزاح بتأثير دوبلر بواسطة الجسيمات المتحركة، أو تكشف كلا من الضوء المزاح انزياح دوبلر و الضوء غير المزاح في الحادث عندما تشتت بعض العناصر الثابتة أيضاً شعاع

الكشف في اتجاه المستقبل. الحالة الأولى هي نموذجية، للقياسات من الهباء الجوي والأسطح العاكسة غير الشفافة. أما الحالة الثانية فهي نموذجية للقياسات الفسيولوجية، وعلى وجه الخصوص، لجزيئات الدم في الأنسجة حيث يتشتت الضوء بواسطة كل من خلايا الدم الحمراء وخلايا الجلد الثابتة، أو التدفق السيتوبلاسمي في الخلايا الحية حيث يتشتت شعاع الفحص بواسطة كلٍ من عُضَيَّات السوائل المتحركة والجدار الثابت للخلية. في هذه الحالة، تجرى عادة القياسات بدون التحسس لجهة التدفق. يحدد حجم الكشف في الترتيب أحادي الشعاع بواسطة تركيز الشعاع الفاحص وعمق تركيز وحدة الاستقبال أو بواسطة زمن بقاء النبضة في حالة مصادر الضوء النبضية. مثل مقاييس السرعة هذه تسمح فقط لقياس مركبة السرعة الآنية للتدفق. تعتمد الحالة الخاصة لحساسات سرعة أحادية الشعاع على ما يسمى كشف الخلط الذاتي للضوء المشتت.

من أجل قياس مركبتين للسرعة ولتمييز اتجاه التدفق، تستخدم عادة ترتيبات ثنائي الشعاع، كما يدعى ثنائي السكون (bi-static). في هذه الحالة، يكشف عن التدفق بواسطة شعاعين مترابطين، ناشئين غالباً من المصدر الليزري نفسه. تتقاطع الحزم عند مسافة من الجهاز داخل التدفق المدروس لتشكيل نموذج هدب مقطع الحزمة.

يمكن جعل الحجم الجانبي (lateral size) المميز لهذه المنطقة أصغر بكثير من ذاك الذي في الترتيب أحادي الشعاع، يتراوح بين بضعة الميكروميترات في مجاهر دوبلر الليزرية ونموذجياً بين مئات الميكروميترات و عدة ملليمترات في معظم التطبيقات الصناعية التي تتطلب قياسات بعيدة المدى. يمكن تقليل حجم الكاشف باستخدام قناع مكاني في فحص التشتت الجانبي، مما يستلزم وصول ضوأين إلى التدفق. يمكن تحقيق أعلى تمايز مكاني بتصغير منطقة الكشف عن طريق تركيز أشعة الليزر بشدة. غير أن ذلك، قد يتسبب بعدم انتظام التباعد الهدبي داخل منطقة الكشف وبعدد أقل

للأهداب و الذي بدوره سيقلل دقة قياس السرعة ويحث على شدة اضطراب واضحة [130].

انزياح التردد الضوئي في إحدى الحزم الضوئية، مثلاً مع جهاز التعديل الكهروضوئي أو الصوتضوئي التقليدي، يؤدي لتحرك النموذج الهدبي في منطقة الكشف. يصبح مقياس السرعة حساساً لإشارة التدفق، لأن اتجاه الحركة الهدبية تعتمد فقط على هندسة مقياس السرعة و لا تعتمد على اتجاه التدفق. ومع ذلك، بدلاً من استخدام عناصر إزاحة التردد والتي هي ضخمة وتصعب محاذاتها خلال التجميع، يمكن باستخدام تقنية تعتمد التحويل المباشر للتكامل العددي أو تمييز اتجاه تدفق السائل باستخدام تقنية التجانس التربيعي (quadrature homodyne technique) و التي تعتمد استخدام موجتين ليزريتين تولدان نظامين لأهداب التداخل مع انزياح طوري لربع التباعد الهدبي المشترك [131]. يتم توليد أزواج إشارة القياس المعتمدة على الاتجاه بإزاحة طورية $\pm\pi/2$. تجرى معالجة الإشارة بواسطة تقنية الارتباط المقطعي. ويوفر انزياح طوري ثابت من $\pi/2$ لجميع أنحاء منطقة الكشف الكامل في كلٍ من الإشعاع وحيد النمط ومتعدد الأنماط. تمييز الاتجاه تم بنجاح بواسطة قياسات نفق الرياح. توفر هذه التقنية إمكانية بناء رؤوس قياس مصغرة والتي يمكن إدماجها، مثلاً، في نماذج نفق الرياح.

من أجل قياس المركبات الثلاثية لمتجه السرعة، تستخدم مقاييس سرعة بترتيبات ثلاثية أو متعددة الحزم. هناك أسباب لاستخدام أربع حزم كمتطلبات دنيا لإعادة تشكيل السرعة ثلاثية الأبعاد كاملة (3D)، حتى وإن كانت ثلاث أشعة تغذي مركبات السرعة الثلاثة [١٣٢] للتحقق من مركبات السرعة، من الممكن أيضا مسح العينة بطريقة دقيقة قياسا إلى نقطة تركيز الأشعة من المركبات بدلاً من إزاحة تردد أشعة

الكشف. النتائج التي تم الحصول عليها بهذه الأساليب متكافئة. غير أن المسح الميكانيكي أبسط من إزاحة التردد ويسمح أيضا بتشكيل صور - (صور السرعة) لسرعة التدفق عبر منطقة ثنائية الأبعاد أو منطقة فراغية ثلاثية الأبعاد. يمكن استخدام أسلوب LDV لقياس تدرج السرعة، تحت شروط معينة، والذي هو على أهمية كبيرة في ميكانيكا الموائع. معلومات مفصلة حول توزع السرعة هي شرط أساسي لمعرفة تصميم الأجهزة الديناميكية الهوائية مثل أجنحة الطائرات، فوهات أنابيب التحكم بالوقود بالطائرات، الخ. كمثال على تطبيق نموذجي آخر في تدفقات الأنبوب قياس الأشكال الجانبية للسرعة التي يمكن بواسطتها تقييم معدل التدفق تماما. في المجال الطبي هناك اهتمام خاص في التمايز الموضعي لمجالات السرعة في عروق الدم الشرايين ذات الأحجام المختلفة.

الاستخدام الأكثر شيوعاً هو تقنية "قياس تشابه- النقاط المتماثلة" لهذا الغرض. وهذا يعني أن معلومات السرعة على كامل الحقل المائع لا تسجل بشكل متزامن ولكن فقط على مقاطع موضعية. يتيح المسح الميكانيكي قياس سرعة المجال برمته. يتحدد التمايز المكاني بأصغر مدى لمنطقة الكشف . عندما كان طوله في النظم التقليدية حوالي ١ ملم، كان من الصعب تمايز تدرجات السرعة القوية. للتغلب على هذا العائق، يمكن استخدام الطريقتين التاليتين:

أ) تحديد مكاني عن طريق مستقبل ضوئي، أي تخفيض في مجال قبول الكاشف.

ب) تحديد مكاني عن طريق بصريات الإضاءة، أي تخفيض طول منطقة الكشف.

في الطريقة (أ) فإن تحديد مجال استقبال الكاشف عادة ما يتحقق بتوقف الشعاع أو التصوير البؤري كنتيجة لذلك، يجب أن يبذل الكثير من الجهد لتعديل وحدة الكشف واستخدام جزء من قدرة الليزر فقط. في الطريقة (ب) يستخدم تركيز قوي

أساسا، كما ذكر أعلاه. إلا أن هذا عادة ما يعني التقيد بمسافة عمل قصيرة. مثل هذه التطبيقات تكون نموذجية للدراسات الطبية الحيوية. على سبيل المثال، تم في [133] دراسة هجرة الصفيحات وخلايا الدم الحمراء في المعلقات الممدة بشكلٍ كبير. وقدم لهذا الغرض منطقة الكشف مع بعد جانبي من ٥,٧ ميكرومترا وطول ١٩ميكرومترا وقيست الأشكال الجانبية للسرعة في قناة تدفق مستطيلة بعرض ١٠٠ ميكرومتر. مثل حجم القياس القصير هذا تم الحصول عليه باستخدام تركيز صغير، مما أدى إلى مسافة عمل أقل من ٤ مم ونصف زاوية عبور من٢,١٧° . ستناقش أدناه أمثلة أخرى على ما يسمى بمجاهر دوبلر الليزرية وتطبيقاتها.

يتطلب في العديد من التطبيقات مسافات عمل أطول. بما أن إطار المدخل إلى أنبوب التدفق يكون بحجم محدود، تكون زاوية عبور الشعاع محدودة بالنسبة لمسافة عمل معينة ولا يمكن أن تكون منطقة الكشف أقل من قيمة معينة. وعلاوة على ذلك، تغير تباعد الهدبية يتزايد متناسباً عكساً مع مربع قطر خصر الحزمة في منطقة الكشف. طالما أن الموقع الطولي للجزيء العابر لمنطقة الكشف يكون عادة غير معروف، يمكن اعتباره اتساع العرض الطيفي لخط دوبلر، كاضطراب ظاهري. لذلك، فإن تصميم نظام LDV يكون حلاً وسطا بين التمايز المكاني العالي (معطى بطول منطقة الكشف) ودقة قياس السرعة (معطاة بتغير التباعد الهدبي).

مزايا الألياف الضوئية في إرسال واستقبال أنظمة LDV، مثل المرونة والمناعة ضد الاضطرابات الكهرومغناطيسية، معروفة جيدا. تستعمل الألياف وحيدة النمط بصورة أكثر في الأجهزة التقليدية. تم منع استخدام الألياف متعددة الأنماط لفترة طويلة لمنع الانخفاض في جودة الإشارة ومع ذلك قد تستخدم الألياف متعددة الأنماط مع ميزة توزع الشعاع في مقياس دوبلر لسرعة الريح الليزري وخاصة عندما يحتاج لقياسات بتمايز مكاني عال [134، 135] .

تسمح الألياف متعددة الأنماط بشكل ملحوظ بنقل أعلى للقدرة داخل LDA في منطقة الكشف وتحتاج لجهد محاذاة أقل من الذي تحتاجه الألياف وحيدة النمط. استعمال ثنائيات ليزرية عالية القدرة في إعداد مثل هذه الأجهزة LDA، يتيح بقياسات سرعة حساسة لتدفقات السائل. علاوة على ذلك، تكون منطقة الكشف أصغر من حجم نقطة تقاطع شعاعي الليزر بسبب الترابط المكاني المنخفض للضوء المتعدد الأنماط. وهكذا يمكن أن تتحقق قياسات مصممة أفضل مكانياً من أجل تغيرات في سرعة التدفقات تسمح بقياسات ترددية دقيقة وبتحديد حركات الجسيمات المتسارعة. يمكن كبت النموذج البقعي للشعاع متعدد الأنماط بشدة عند اختيار فتحة ألياف كبيرة مع وسط تشتت عال و استخدام مصفوفة ديودات ليزرية بأطوال ترابط منخفضة. ويتيح استخدام الليف متعدد النمط LDA تحقيق دقة أعلى في تحديد تدرجات السرعة في (الاضطراب الصفائحي والطبقي).

استخدام تقنية التوزع التقسيمي الترددي frequency division-multiplexing (FDM) في حساسات دوبلر الليزرية للأشكال الجانبية السرعة تسمح بتمييز إشارات عن نظامي الأهداب [136]. حيث في هذه الحالة، تستخدم الحساسات طولا موجيا واحدا فقط، وبناء عليه، يمكن أن يُبْطَل أثر التشتت الناجم عن الأطوال الموجية المختلفة في أنظمة الألياف الضوئية. يفصل استخدام الألياف الضوئية الجزء الكهرضوئي عن رأس القياس، و يحسن بذلك من قوة نظام التحسس. وتستخدم أجهزة التحسس FDM بكفاءة لقياس توزع السرعة على مقربة من الجدار مع تمايز مكاني عال. علاوة على ذلك، كثيرا ما تستخدم تقنية توليد الترددات للتمكّن من قياسات السرعات الصغيرة المقاربة للصفر بالقرب من الجدار [137]. سنناقش من ناحية أخرى في هذا الفصل، نوعين من تطبيقات مقياس دوبلر للسرعة الليزري: قياسات السرعة بعيدة المدى مع

ليدارات Lidars دوبلر لدراسات الغلاف الجوي وقياسات السرعة القصيرة المدى بواسطة مجاهر دوبلر الليزرية للدراسات الطبية الحيوية.

(٦,٢) مقاييس السرعة بعيدة المدى و مقاييس سرعة الرياح الليزرية (الليدرات)
Long-Range Velocity Measurements and Wind Lidars

يوجد نهجان أساسيان في قياسات السرعة الكبيرة: تحديد ترددات انزياح دوبلر الناتجة عن الجريان في الإشعاع المتشتت عن الجسيمات والمكتشف بواسطة الليدار. يشمل كشف الترابط إجراء خلط ضوئي بين التشتت المزاح بدوبلر والإشعاع المترابط المرجعي غير المزاح (أو مُوَلَّد ذبْذبات موضعي). في هذه الحالة، يحدد تواتر انزياح دوبلر بمعالجة إشارة الفرق في مجال التردد المنخفض، وهكذا يمكن قياس السرعات بمجال واسع من الصغيرة جداً إلى الكبيرة جداً. كشف عدم الترابط يعني أن تواتر انزياح دوبلر يحدد في مجال الترددات الضوئية. ومن المؤكد أنه في هذه الحالة فقط توجد ترددات دوبلر الكبيرة جداً يمكن حلها حتى مع محللات الطيف الضوئية الحديثة عالية الدقة، وبالتالي تصمم أنظمة من هذا النوع لقياس السرعات الكبيرة فقط.

تحظى مشكلة قياس سرعات الريح عن بعد بأهمية قصوى لمجموعة متنوعة من الدراسات الأساسية، ولا سيما في مجال فيزياء الغلاف الجوي، لمختلف التطبيقات بدءاً من مراقبة التلوث البيئي وفي الحفاظ على أمن الطائرات و الطيران في المطارات إلى الرصد الجوي المحلي والعالمي ورصد الأعاصير. لأنه في هذه الحالة تتم القياسات في الأجواء المفتوحة. الجسيمات المشتتة هي الهباء الجوي والذي يتألف من قطرات ماء وبلورات ثلجية وغبار، ورماد وأنواع أخرى من الجسيمات البيولوجية (الحبوب، جراثيم، إلخ.). لهذه الجسيمات مقاطع عرضية للتشتيت الضوئي مختلفة، وهذا يعتمد على موقع القياس وموقع منطقة الكشف، وعلى مساهمة الجزيئات المختلفة في التغييرات المهمة للإشارة.

مقاييس السرعة الليزرية لقياسات بعيدة المدى تسمى عادة "الليدر" lidar اختصاراً للكشف وتحديد المدى الضوئي " Light Detection And Ranging " ينبغي أن تعمل استناداً إلى التطبيقات ليدرات مقاييس الرياح من أرضية مخبرية ثابتة أو مسار متنقل أو بيئة محمولة جوا أو بيئة فضائية، وهذا يعني شروطا مختلفة والقيود هي التي تحد من حجم النظام و مصادر الطاقة، والتكلفة، والوثوقية، الخ. ولقد طورت ليدارات دوبلر ابتداء من الثمانينات و تعتمد عادة استخدام ليزرات غاز CO_2 ١٠,٦ ميكرومتر وليزرات الحالة الصلبة المضخوخة بالدايودات الليزرية (١,٠٦ ميكرومتر، ١,٥٥ ميكرومتر، و ٢,٠ ميكرومتر) وليزرات الألياف المضخوخة بالديودات الليزرية (١,٥٥ ميكرومتر).

في الأنظمة المعتمدة على ليزرات CO_2 عالية القدرة تم استخدام ليزرات الضغط الجوي المثارة عرضياً (TEA) (transversely excited atmospheric) بكلٍ من حالتي التشغيل للموجة المستمرة (CW) والنبضية، وذلك اعتماداً على مدى المسافات اللازم تغطيتها والتمايز المكاني لقياسات السرعة اللازم تحقيقه [138]. تسمح الأنظمة بالإضافة إلى تقدير مقدار سرعة الرياح بتقدير ثابت هيكل السرعة. قد تم التحقق من الأسلوب تجريبيا في تجارب تهدف إلى كشف الدوامات المولدة اصطناعياً، مثل دوامات طائرات السفر، وتمييزها عن الرياح الطبيعية والاضطرابات استناداً إلى مقارنتها مع مقادير ثابت هيكل السرعة.

أظهرت مقارنة نتائج قياسات تجارب الليدار مع البيانات التقليدية لمقاييس شدة الريح التقليدية والمنفذة من مرتكز أرضي و من مرتكز بحري و منصات قائمة مرتكزة على صاري الغلاف الجوي أن ليدارات دوبلر يمكنها قياس الأشكال الجانبية لطاقة الرياح في الغلاف الجوي بدقة ممتازة. ويمكن الكشف عن عدم تجانس الغلاف الجوي

غير المرئي مثل كشف وملاحقة دوامات أعقاب الطائرات. علاوة على ذلك تُقترح الليدرات من أجل تطبيقات منقولة جواً. تم بنجاح اختبار تجربة تقنية ليدار التشتت المرتد (LITE) في الفضاء في عام ١٩٩٤. يمكن أن يعطي ليدار دوبلر في الفضاء معلومات عن كل من الرياح والتشتت المرتد. وتمت مناقشة أمثلة عن الليدارات المحمولة جواً المقترحة في [139، 140].

تم وصف نموذج أولي لتطبيق ليدار دوبلر للرياح بـ ليزر CO_2 نبضي ذي طاقة عالية، و نبضة طويلة و بعرض حزمة ضيق مناسب للحمل في [141]. تم الحصول على طاقة خرج ١٠ جول عند كفاءة أعلى من ٨٪ في النبضات الطويلة بعرض حزمة ضيق، وبنمط طولي وعرضي وحيد. استخدم رنّان غير مستقر ذو فرع إيجابي مع مرآة جاوسية فائقة من المرتبة الرابعة كرابط خرج. أجريت تجارب لتحدد تأثير فتحات التجويف الثابتة ذات أقطار مختلفة والتي تحفز على اضطرابات حيودية للمجال النظري وتحد من انتقائية الأنماط العرضية للتجويف. تم إيجاد الحد الأعلى لاختيار نصف قطر نعومة المرآة الذي يسمح بتحسين المفاضلة بين كفاءة الليزر وجودة الشعاع. وأعطت قيمة ٠,٧٥ – ٨ للنسبة بين e^{-1} قطر شدة شعاع وفتحة خروج الليزر تشغيلاً بنمط مستعرض وحيد من دون خسارة كبيرة في الكفاءة. في ليدارات دوبلر التي تستند إلى ليزرات الحالة الصلبة، يقوم ليزر وحيد الحلقة المضخوخ بالديود الليزري (laser-diode-pumped monolithic ring lasers)عادة بوظيفة مذبذب رئيسي. تكون المذبذبات ذات طاقة خرج حوالي ٢–٣ كيلوواط قادرةً على كشف إشارات من السحب المتحركة عند مدى ٢,٧كيلومتر و من الهباء الجوي (aerosols) عند مدى ٦٠٠ متر [142]. تم وصف نظام مماثل إلى حد ما، ولكن يهدف إلى دراسة التدفقات الهيدروديناميكي المحرضة بالليزر والذي لا يتطلب الكثير من الطاقة في [143]. عُرِض مقياس دوبلر للسرعة

الليزري عالي الحساسية ويتميز قياس متزامن لعناصر تشتت ضوء تتحرك عند سرعات مختلفة وحساسية اهتزاز تعتمد على تعديل الشدة المتحرضة بحقن الضوء المزاح بدوبلر في ليزر الحالة الصلبة الرقاقي المضخوخ خارجياً في [144].

اجتذبت أنظمة ليدار دوبلر المترابطة بالتشغيل المستمر والنبضي باستخدام كافة العناصر الضوئية للألياف و بطول موجيCW ١,٥٥ - ميكرومتر اهتماما للتطبيق في تحسس الريح عن بعد بسبب سلامة العين والوثوقية وسهولة الانتشار. تم عرض تصميم وتنفيذ نظام ليدار دوبلر مترابط بسيط بتشغيل مستمر CW و بطول موجي ١,٥٥ ميكرومتر ، متعدد الوظائف وكذلك لنظام ليدار معدل ترددياً مترابط بقدرة خرج من ١واط في [145]. يعتمد النظام على منبع ليزري نصف ناقل بالإضافة لمضخم ليفي الشكل مشوب بالأوربيوم (erbium-doped fiber) ، ومُوجِّه حلقي ضوئي- ليفي مستقل عن الاستقطاب يستخدم كمفتاح استقبال- إرسال ومعالج للإشارة الرقمية، ويبين النظام أنه يكون قادراً على إجراء قياسات لسرعة الرياح حتى في الظروف الجوية الصافية عندما تتجاوز الرؤية ٤٠ كيلومترا. تشير قياسات البهاء الجوي إلى إمكانية استخدام كشف جسيم وحيد وذلك لقياسات سرعة الرياح بحساسية مُحسَّنة. يتمكن النظام من إجراء قياسات سرعة على امتداد خط البصر لهدف ثابت عند مجالات لعدة كيلومترات بدقة في مجال بضعة أمتار ودقة سرعة من ٠,١ متر في الثانية.

تمت دراسة مشاكل نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) وظروف تشتت جسيم واحد مقابل ظروف تشتت جسيمات متعددة في قياسات الرياح بعيدة المدى مع حساس رياح دوبلر ليزري بنمط تشغيل مستمرCW يعمل بطول موجي ١,٥٥ ميكرومتر من قبل المؤلفين نفسهم [146]. عند مدى أكبر من (<١٠٠ متر)، تتوافق الإشارة بإحكام مع إحصاءات غاوس العقدية complex Gaussian statistics ، تمشيا مع

إضافة مساهمات عدد كبير من انتشار الهباء الجوي غير المترابط. عند تناقص المجال، يقل حجم الكشف سريعاً و تعدل إحصاءات الإشارة جذريا. عند مجالات أقصر من (<٨ متر) تصبح الإشارة مهيمنا عليها من قبل رشقات قصيرة كلٍ منها ناشئ من جسيم واحد ضمن الحجم المقاس. أحداث الجسيم الواحد هذه يمكن أن يكون لها نسبة إشارة إلى ضجيج SNR عالية جداً لأن ١- تصبح الإشارة مركزة داخل نافذة زمنية صغيرة و ٢- عرض حزمتها ينخفض كثيراً مقارنة مع كشف الجسيمات متعددة. تم عرض إحصائيات إشارة الرياح في مجالات مختلفة و تنوع شروط التشتت الرجعي الجوي. وبينت النتائج أن أحداث تشتت الجسيم الواحد تلعب دوراً هاماً حتى إلى مجالات ~٥٠٠مترا، مما يفضي إلى نتائج غير متسقة مع إحصاءات غاوس العقدي.

في بعض أنظمة دوبلر الليزري المترابطة، تُستَخدم ترتيبات مكبر قدرة مهتز رئيسي، والذي يكون فيها المذبذب الرئيسي عبارة عن ليزر أشباه موصلات بتجويف خارجي، ومضخم القدرة عبارة عن مضخم ليفي مشوب بالأوربيوم بخرج ~W١ عند طول موجي ١,٥٥ ميكرومتر [147]. يتم توجيه الأشعة إلى داخل ألياف ضوئية وحيدة النمط، مما يسمح بتركيب مؤلف من وحدات للمخطط الضوئي وبمكونات قياسية للتصميم الضوئي مع مكونات قياسية. يستخدم في التركيب ديود ثنائي السكون و أجهزة للإرسال والاستقبال ضوئية منفصلة تكفل حساسية كافية لكشف سرعة رياح دوبلر موثوق في ظروف تشتت معتدلة على مدى قصير (وبمقدار ~٢٠٠ متر). يؤدي ترتيب ثنائي السكون إلى حجم مجس محدد بشكل جيد يتكون من تقاطع أشعة الليزر المرسلة مع أشعة المذبذب الموضعي المنتشرة خلفيا وبشكل افتراضي. يمكن أن يكون هذا مفيداً للتطبيقات التي تتطلب توضعا دقيقا لسرعة الرياح (دراسات نفق الرياح) أو الذي يمكن أن يؤدي فيه الدخان أو الغيوم المنخفضة، أو الأجسام الصلبة

إلى إشارات زائفة لسرعة الرياح. تحديد منطقة الكشف يؤدي إلى إنقاص قدرة الإشارة. استخدام جهاز إرسال ليزري يعتمد على ضخ ديودHo:Tm:LuLiF، وضعت مؤخرا مواد ليزر مطورة تسمح باستخراج طاقة فعالة أعلى، مكّن من تركيب ليدار دوبلر مترابط بطول موجي ٢ ميكرومتر و بطاقة إنتاج (١٠٠ميلي جول) أعلى من المتاحة سابقاً [148]. تحقق التشغيل بتردد وحيد عن طريق تقنية زراعة حقن صعود و- إطلاق a ramp-and-fire injection seeding technique. يستخدم بنية كاشف ضوئي متطور لدمج ديودات ضوئية في تركيب متوازن مزدوج. يسمح نظام معالجة الإشارة الرقمية بإظهار سرعة الرياح في الزمن الحقيقي و بإظهار معلومة التشتت المرتد للهباء الجوي. توفر الطاقة العالية للنبضات وفعالية الاستقبال قياس مجالات الريح عند نطاقات بعيدة جداً.

(٦,٣) مجاهر دوبلر الليزرية
Laser Doppler Microscopes

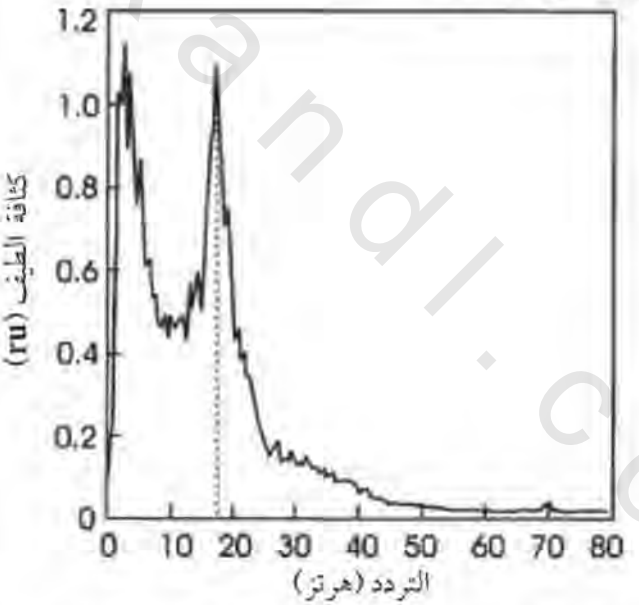
مجاهر دوبلر الليزرية Laser Doppler microscopes هي فئة من مقاييس السرعة تستخدم التركيز الضوئي القصير جداً لتشكيل منطقة كشف صغيرة جداً داخل الجسم المدروس. تصمم عادة هذه الأجهزة على وجه الخصوص من أجل البحوث الطبية الحيوية، قياسات دفق سرعة البروتوبلازما داخل الخلايا الحية وسرعة تدفق الدم في الوعاء الدموي الميكروي الواحد. يتعذر في هذه التطبيقات، تغيير أحجام وتركيز الخصائص الضوئية لجسيمات التشتت التي هي مكونات طبيعية لبروتوبلازما الدم لتحسين شروط القياس. لا يمكن إزالة التشتت من الخلية وجدران الوعاء الدموي و الوسط المحيط تماماً في بعض التطبيقات. ومع ذلك، قد تستخدم كإشارة مرجعية، ما يجعل في كثير من الأحيان الترتيب التجريبي أبسط. ومن المؤكد أنه عند التجريب بعناصر حية يجب اتخاذ احتياطات خاصة حتى لا تتأثر العينات وظاهرة التدفق

المدروسة بضوء الكشف، مما قد يولد حرارة أو تفاعل ضوئي مميز. تبين المنشورات الرائدة إمكانيات دوبلر الليزري على إجراء قياسات سرعة تدفق بروتوبلازمي في نوعين من الخلايا بشكل تزامني [149، 150]. في التجارب مع الخلايا النباتية، تم قياس وتفسير طيف الضوء المتشتت من جزيئات السائل الخلوي المتدفق في الخلية الحية، والمزاح تردده بتأثير دوبلر وذلك لاستنتاج تفاصيل توزع السرعة في البروتوبلازم. وأشارت النتائج التي تم الحصول عليها في التجارب مع طحالب المياه العذبة نيتيلا Nitella نموذج التدفق المميز الذي يجعل من الانتشار يسهم إسهاما مهملاً. وجد أنه لا فرق في سرعة الجسيمات ذات الأحجام المختلفة. تختلف سرعة التدفق خطيا مع درجة الحرارة و درجة حرارة فائقة المثالية مقدارها ٣٤ درجة مئوية وتوزع السرعة أصبح أضيق عند درجات الحرارة العالية. يمكن أن يُمْنَع التدفق البروتوبلازمي بواسطة ضوء الليزر، وقد استُخْدِم هذا التأثير لدراسة الاستجابة الضوئية للطحالب. بقطر شعاع أقل مايمكن حوالي ٥٠ ميكرومتر ، بإعاقة محددة جداً، تصبح عند الانتقال حوالي٢٠٠ ميكرومتر عكس اتجاه التدفق و ٤٠٠ ميكرومتر مع اتجاه التدفق. ينتج التعرض الطويل لليزر منطقة بيضاء خالية من اليخضور، التي هي أقل بثلاث درجات حساسية للكبح الضوئي.

نُشر مؤخراً في [151، 152] دراسات أُجريت لنموذج فراغي لسرعات الدفق الهيولى بواسطة تقنية LDV على خلايا حية مماثلة لطحالب تشارا (Chara). وثبت أن طريقة LDV دقيقة، وأسفرت عن نتائج ذات تكرارية وقيست حتى عند اختلافات متناهية الصغر في السرعات حوالي ٢٠ ميكرومترا في الثانية. ويبين الشكل رقم (٦,١) طيف فوريه نموذجيا لإشارة تضمنت ذروة دوبلر واضحة تماماً. وكشفت القياسات عن وجود تباين مكاني وزماني كبير في تدفق السرعة داخل الخلية مستقل عن موضع

الخلية تبعاً لاتجاه الجاذبية. في معظم الخلايا المتوضعة أفقياً، قياس سرعات التدفق لسائل الخلية المقاسة من الجذر للأعلى ومن الأعلى باتجاه الجذر في المواقع المقابلة في الخلية، مختلف اختلافاً كبيرا. وأن التدفق القممي في الأجزاء القممية لمناطق التدفق لكل من نوعي الخلية كان أسرع من التدفق القاعدي.

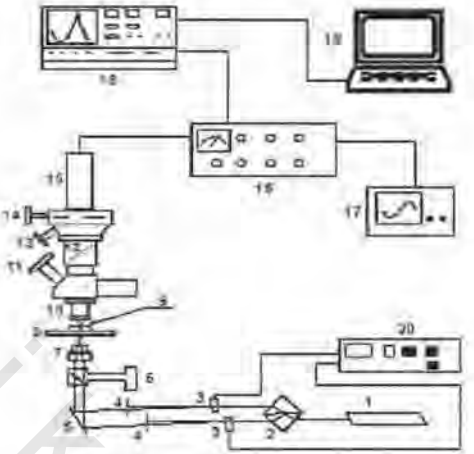
توقع المؤلفون أن يكون الفرق الموضعي في نمو دفق السرعات في الجذور وفي الأشنيات (rhizoids protonemata) ناتجاً عن الاختلاف بترتيبات هيكل الخلية لتيارات متعارضة و/ أو تحميل مثبطات (مثل Ca^{+2}) من منطقة القمة /تحت القمة إلى داخل الدفق الهيولى الباطني *basipetally*.



الشكل رقم (٦,١). طيف فوريه نموذجي لضوء ليزر متشتت يمر مماسياً عبر سيتوبلاسما خلية نشارة Chara. مدة القياسات، دقيقة واحدة تعطى الكثافة الطيفية بالوحدات النسبية (ru). يقابل الهرتز ١.٢٢ أي أن ذروة دوبلر(خط عمودي متقطع) تتوافق مع سرعة تدفق ٢١,٥ ميكرومتر في الثانية [152].

التطبيقات التقليدية لمقياس السرعة دوبلر الليزري والمجهري ترتبط بحد التشتت المفرد، مما يعني ضمناً أنه قد يتواجد هناك في نفس الوقت جسيم تشتت واحد أو عدة جسيمات في منطقة الكشف ، تُظْهر معظم الفوتونات حدث تشتت واحد فقط أثناء تفاعلها مع التدفق. و يُدْخِل التشتت الإضافي الناتج عن الوسط الثابت المجاور غموضاً في اتجاه مُتجهات موجة أشعة الفحص، وبالتالي انحرافاً في تردد دوبلر المقاس. عندما يزيد عدد أحداث التشتت، يصبح هذا الانحراف أكبر. يتجلى ذلك باتساع ذروة دوبلر في الطيف وبظهور مركبات تردد إضافية، مما يجعل ذروة دوبلر غير متماثلة.

يؤثر التشتت المتعدد بشدة على دقة قياسات دوبلر الليزرية لسرعات تدفق السائل عند وجود تركيز عال لجزيئات التشتت (التتبع) في التدفق. وهذا ما يجعل تنفيذ القياسات وتفسير البيانات صعباً. وعلى وجه الخصوص، فإن هذا نموذجي عند قياس تدفق الدم في الأوعية الدموية الأحادية بأقطار أعلى من ١٠٠ ميكرومتر [153،154]. لا يزال تنفيذ قياسات دوبلر بشكل صحيح أكثر صعوبة عندما يحصل التدفق في وسط شديد التشتت. وهذه حالة نموذجية، فمثلاً، لقياسات محددات تدفق الدم في الأوعية السطحية الظاهرية الثانوية المنغمرة داخل الأنسجة. فإن الأخيرة تعمل كوسط عكر. إن استخدام مجهر دوبلر الليزري غير مجدٍ على الإطلاق، في ظل ظروف تشتت متعدد حيث يكون متوسط طول مسار نقل الفوتون أقصر بكثير من الحجم المميز للجسم المدروس، في هذه الحالة، ينبغي استخدام التقريب المتقدم ضمن نطاق نظام نظرية الترابط في تقريب التشتت [155 ، 156].



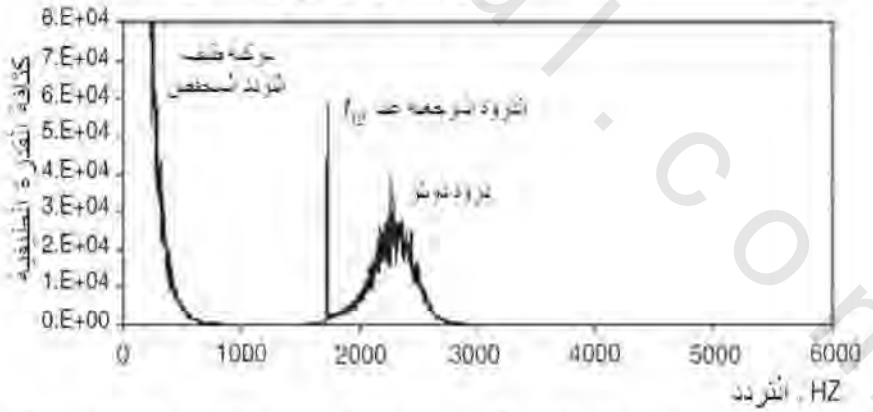
الشكل رقم (٦,٢) مخطط إعداد تجريبي ١ ليزر He–Ne (632.8 نانومتر)؛ و٢، مجزئ شعاع؛ و٣، خلايا براغ؛ و ٤، ثقب الدبوس ؛ و ٥، مرآة قابلة للتعديل؛ و ٦، جهاز الإضاءة؛ و ٧، عدسة تركيز؛ و ٨ طاولة قابلة لتعديل الوضعية XYZ؛ و ٩، جسم قيد الدراسة؛ و ١٠ عدسة جامعة ؛ و١١، العينية (في المجهر)؛ و ١٢، مرآة قابلة للإزالة؛ و ١٣ قطعة عينية؛ و ١٤، ثقب الدبوس قابل للتعديل؛ و١٥ أنبوب ضمام تضخيم ضوئي ؛ و١٦، مضخم؛ ١٧، راسم إشارة؛ و ١٨، محلل طيف في الوقت الحقيقي؛ و ١٩، جهاز كمبيوتر مع وحدة ADC (النوع ٣٠٥– L)؛ و٢٠ وحدة ضخ خلية براغ [157].

تمت دراسة تأثير التشتت المتعدد على أطياف دوبلر في تجارب اختبارية والتي استخدم فيها مجهر دوبلر الليزري ثنائي الشعاع laser Doppler microscope (LDM) مصنع محلياً، يعمل في نمط التشتيت الأمامي لقياس سرعة تدفق محوري لتعليق جزيئات لاتكس (latex particles) في أنبوب زجاج شعري أفقي منغمس في محلول مستحلب دهني Intralipid بتراكيز مختلفة [157]. ويظهر في الشكل رقم (٦,٢) تصميم المجهر.

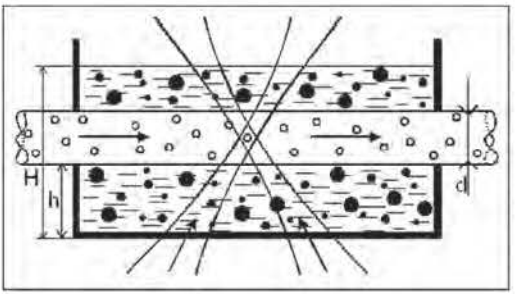
في هذا المجهر، يتم استخدام انزياح ترددات ضوئية صوتية لتقسيم حزمة الليزر البدائية إلى شعاعين شدتهما متساوية ولإيجاد انزياحات ترددية دقيقة جداً ومختلفة. تحيد

الأشعة في خلايا براغ بحيث تكتسب الرتبة الأولى للحيود انزياحاً ترددياً نسبياً f_{12} قابلاً للتوليف من صفر إلى عشرة كيلوهرتز.

يتم اختيار قيمة الضبط f_{12} اعتماداً على السرعة القصوى التي يمكن قياسها، وبالتالي، على الحد الأقصى لانزياح دوبلر اللازم كشفه. وعادة ما توضع f_{12} في النطاق من ١ إلى ٢ كيلو هرتز. إن تقاطع انزياح التردد وأشعة الكشف المركزة يشكل منطقة الكشف متمركزة عند محور تدفق بوازوي (Poiseuille flow) في الأنابيب الشعرية. ويحمل الضوء المعلومات عن سرعة التدفق. ليتم الكشف، يُركّز الضوء المتشتت من الجزيئات التي تعبر منطقة الكشف إلى مستوى صورة المجهر حيث يحد ثقب الدبوس القابل للتعديل (الفتحة) من الضوء الشارد ويحذف جزءاً من الضوء القادم من صورة منطقة الكشف. يتم الكشف عن الضوء المتشتت الذي يمر عبر ثقب دبوس الكشف بواسطة أنبوب صمام التضخيم الضوئي (PMT). المعلومات عن سرعة التدفق متضمنة في التعديل الترددي لإشارة خرج الـ PMT. ويضم طيف القدرة لهذه الإشارة عادة تردداً منخفضاً أساسياً وذروة دوبلر كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٣)



الشكل رقم (٦,٣). طيف دوبلر نموذجي مكتسب من إشارة أنبوب صمام التضخيم الضوئي لنمط التشتت الأمامي، مجهر دوبلر الليزري بالشعاع المزدوج ، مع انزياح ترددات ضوء صوتية لأشعة الفحص عند قياس سرعة تدفق معلق جسيمات (لاتكس ممدد ومخفف) مستحلب الشجر المشعع (أو المخفف) في أنبوب شعري زجاجي دقيق [157].

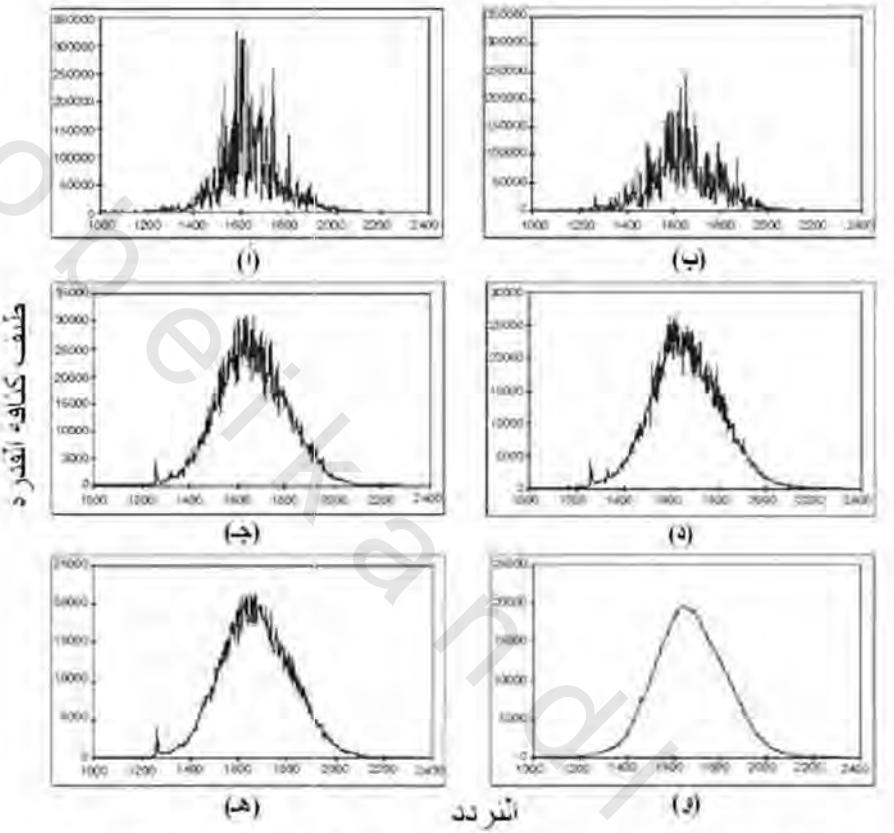


الشكل رقم (٦,٤). التمثيل التخطيطي لأنبوب القياس والتدفيق و لحزمتي الفحص المؤثرتين من أسفل الأنبوب وتشكيل منطقة الكشف عند تقاطعهما [157]

إذا تم إجراء القياسات في حد التشتت الأحادي، فإنه عادة ما تتمركز ذروة دوبلر عند ما يسمى تردد دوبلر، متناسبة مع سرعة التدفق. في هذه الحالة، يمكن تحديد تردد دوبلر من طيف دوبلر كالتردد الذي يتوافق مع الحد الأقصى أو اللحظة الأولى لذروة دوبلر، مُقاس نسبة إلى تردد الصفر. عندما يتم إدخال انزياح التردد النسبي f_{12} في أشعة الفحص، يتم قياس تردد دوبلر نسبة إلى f_{12} ، حيث يُعتَبَر الأخير ذروة مرجعية. عندما تكون مساهمة التشتت المتعدد عالية لدرجة كافية، يتوسع طيف دوبلر توسعاً إضافياً ويصبح غير متنلظر. في هذه الحالة، يسبب تحديد سرعة التدفق كتناسب مع التردد المقابل للحظة الأولى لذروة دوبلر انحرافا. تقييم هذا الانحراف واستكشاف القيم المحددة لمحددات التشتت التي تصل إليها قياسات LDM لا تزال مجدية، أجريت التجارب مع أنبوبة الاختبار موضحة تخطيطياً في الشكل رقم (٦,٤) يدرج أنبوب زجاج شعري ذو قطر خارجي ٠,٧ميليمتر و داخلي ٠,١ ميليمتر في صحن بيتري Petri عند ارتفاع h =٠,١ ميليمتر فوق قاع الطبق في مستوى أشعة الفحص، وتشكل الأشعة المتقاطعة منطقة الفحص بمقاس ١٠× ٥× ٥ =Δx×Δy×Δz (ميكرومتر)^3 مع أهداب تداخل. يتم تنفيذ تخفيض آخر لهذه المنطقة بنسبة ٠,٨ بواسطة ثقب الدبوس الموضوع

في مستوى صورة المجهر. صحن بيتري مليء بمحلول إينتراليبيد Intralipid بتركيزات متغيرة تصل إلى H =5 ميليمتر عند H ≥1 (ميليمتر)^{٣} ، الفوتونات و التي يمكن أن تكون في البداية قد تشتت مبدئياً بواسطة حويصلات Intralipid عند أعماق z ≤ h خارج الأنبوبة الشعرية، ثم بواسطة جسيمات (اللاتكس) عصارة الشجر بعدها داخل الأنبوبة الشعرية لاتخضع لمزيد من التشتت من قبل جزيئات إينتراليبيد. عند H >1 ملم^{٣}، يمكن أن يخضع الضوء المزاح بدوبلر لتشتت إضافي في طبقة محلول الإينتراليبيد الموجودة أعلى الأنبوبة الشعرية.

تعالج إشارة PMT بالكمبيوتر، مما يعطي أطياف قدرة الموضعية تضم ٤٠٩٦ توافقية عند مسافة ٢,٤٤ هرتز في نطاق تردد من صفر إلى خمسة كيلو هرتز وزمن أخذ العينات هو ٠,٤١ ثانية. تضم معالجة الطيف توسطياً لـ n طيف من الأطياف الحالية. ويبين الشكل رقم (٦,٥) اعتماد تنعيم الطيف على عدد المتوسطات. لمواصلة معالجة الطيف، على سبيل المثال ، حساب اللحظات الأولى والثانية ولحظات لذرى دوبلر ، يعرف التوسع النسبي لهذه القمة. يعرف بأنه العرض الكامل عند نصف الارتفاع (FWHH) مقسوماً على تردد اللحظة الأولى، ونسبة الإشارة إلى الضجيج، مثلاً، يتم اختيار عدد المتوسطات عادة بالاعتماد على خصائص الإشارة (n ≤ ٥٠). وبالإضافة إلى ذلك، يتم طرح ذروة إشارة المرجع الضيقة عند تردد الإزاحة f_{12} ، وبعد ذلك يتم تنعيم الأطياف بأسلوب المتوسطات العائمة على مدى ٣٠-١٠ نقطة.



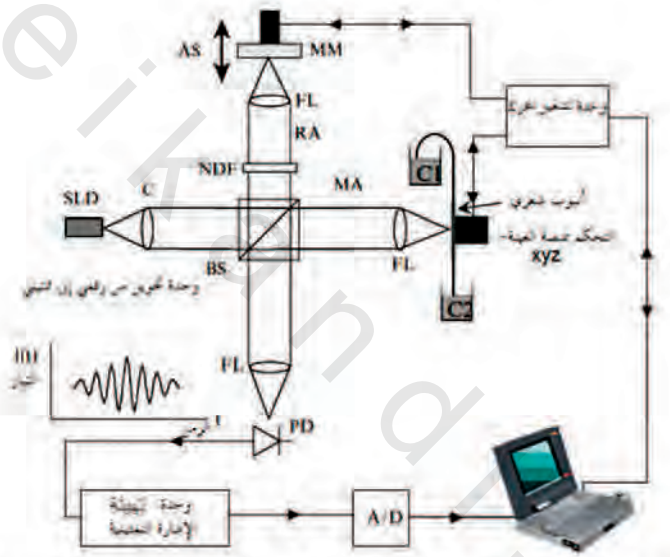
الشكل رقم (٦,٥) تم الحصول على طيف دوبلر بعد أعداد مختلفة من المتوسطات: n = 1 (أ، ب) و ٥٠ (جـ) ١٠٠ (د) ٢٠٠ (هـ)؛ الطيف (و) حصل عليه بتنعيم الطيف (جـ) لما يزيد على ٢١ نقطة [157].

(٦,٤) جهاز دوبلر للتَّصْويرِ المَقْطعيّ بالترابط الضوئي

Doppler Optical Coherent Tomographs

بالإضافة إلى تصوير البنية الشكلية للأنسجة، تسمح تقنيات التصوير المقطعي الوظيفية ذات الترابط الضوئي بتصوير (OCT) Optical Coherence Tomography الأوعية مع التدفق في وسط مشتت للضوء، مثل تدفق الدم في الأنسجة البيولوجية،

وقياس محددات التدفق. طريقة دوبلر للتصوير المقطعي (DOCT) هي طريقة تصوير ناشئة توفر صور للأنسجة تحت السطحية وبسرعة تحسس أقل من ١ ميليمتر في الثانية [158–161]، ولتيسير فهم المبدأ الأساسي، نَصِف تصميم نظام DOCT الهواء الطلق البسيط الموضح تخطيطه في الشكل رقم (٦,٦) [162].



الشكل رقم (٦,٦). التصميم التخطيطي لنظام DOCT في الهواء الطلق [١٦٢].

يعتمد مقياس التداخل منخفض الترابط بنظام DOCT على مقياس مايكلسون للتداخل بالفراغ الطلق. يتكون مصدر الضوء من ديود فائق الإنارة (SLD) بطول موجي مركزي من ٨٢٢ نانومتر. العرض الكامل عند النصف الأقصى (FWHM) لطيف المصدر الضوئي هو ٢٢ نانومترا. تَحُد إعداد هذه المحددات من عمق التمايز بـ ١٤,٧ ميكرومتر. يُجمع الضوء المُنبعث بواسطة SLD في البداية بواسطة المجمِّع (C) ويُقَسَّم إلى ذراع قياس (MA) و ذراع مرجعي (RA) باستخدام مجزئ شعاع ٥٠/٥٠.

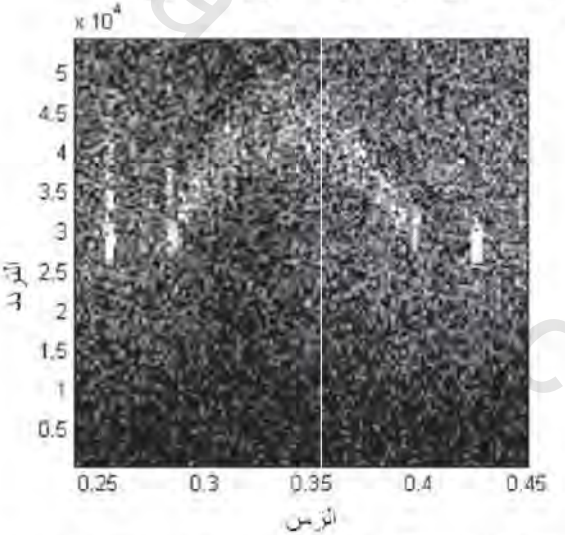
للحصول على رؤية أهداب قصوى، يحتوي الـ (RA) على مرشح كثافة حيادي (NDF) وذلك للحد من شدة الإشارة المرجعية. يتم وضع مرآة مرجعية على منصة نقل دقيقة تقوم بمسح العمق بسرعة ١٢ميليمتر لكل ثانية، هذه السرعة تعطي تردد نبضات دوبلر للمسح المرجعي ٢٩,٢ كيلو هرتز. يتم وضع أنبوبة الزجاج الشعري على منصة نقل XYZ والتي تستخدم محركات خطوية لتحريك الأنبوب الشعري إلى الموقع الصحيح. يتم وضع عدسات التركيز(FL) ذات البعد المحرقي ٦٥ ميليمترا يبلغ قطرها١٠ ميليمتر إلى جوار MA, RA، والكاشف الضوئي (PD). يعطي هذا عمق تركيز ٨٧ ميكرومترا (ضعفي منطقة رايليي Rayleigh)، بينما حجم البقعة الذي يحدد التمايز الأفقي للترتيب، هو ٦,٧ ميكرومتر. يتم تحويل الإشارات الضوئية إلى إشارة كهربائية بواسطة ديود PIN قياسي يحول تيار الـ PD إلى جهد كهربائي باستخدام مضخم تحكم أولي و محول ممانعة ويضخم بواسطة مضخمات جهد. يكون عرض النطاق الترددي للوحدة بحالة الإشارات التمثيلية هو ٢٧ – ١١٠ كيلو هرتز. علاوة على ذلك، ونسبة الإشارة إلى الضجيج لمضخم تمرير الحزمة ٧٢ ديسيبلا، وهي محدودة بمحول الإشارة (D/A) من تمثيلية إلى رقمية. تخزن الإشارات التمثيلية على القرص الثابت في الكمبيوتر لإجراء مزيد من معالجة الإشارة وذلك باستخدام محول الإشارة (D/A) من ١٢ – bit بتردد أخذ عينات قدره ٣٠٠ كيلو هرتز.

سرعة التدفق، v، لكل مقطع شعري باستخدام حيث λ

$$v = \frac{(f_D - f_R)\lambda}{2n_m \cos(\theta)'}$$

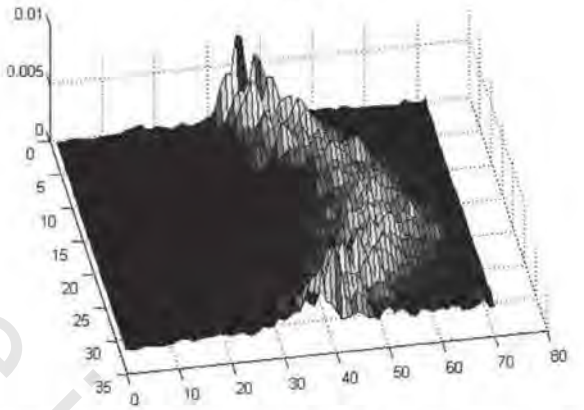
هو الطول الموجي للتشغيل SLD، θ هي الزاوية بين حزمة SLD ومتجه سرعة التدفق، f_D هو تردد دوبلر المقاس للمقطع، f_R هو تردد دوبلر الذي تم الحصول عليه من حركة المرآة المرجعية (٢٩,٢ كيلو هرتز) وهي متوسط نانو متر معامل انكسار الوسط.

القطر الخارجي للأنبوب الشعري كان ١,٥٠ ± ٠,٠١ ملم، بينما قطر اللمعان٠,٠١± ١,٠١ ملم ،حيث α = ٩٠° ومحلول انترالبيد (Intralipid) مُثَبَت داخل الأنبوب الشعري. يكون الانحراف المعياري لسرعة التدفق على طول الأنبوب الشعري ٢٤٪. الانحراف المعياري لسرعة التدفق في الثلث الأول من الأنبوب الشعري (٠-٣٣٠ ميكرومتر) هو ٠,٠١٠ متر في الثانية بينما الأرقام المقابلة للمرة الثانية (٣٣٠-٦٦٠ ميكرو متر) والثالثة الأخيرة (١٠٠٠- ٦٦٠ ميكرو متر) هي ٠,٠٢٤ و ٠,٠١٥ متر في الثانية، على التوالي. الزيادة في الانحراف يعود إلى انتشار القدرة في مركز الأنبوب الشعري. وهذا واضح للعيان في الصورة الطيفية لدوبلر الموضحة في الشكل رقم(٦,٧) الذي يبين مسحاً واحداً على طول محور الأنبوب الشعري.

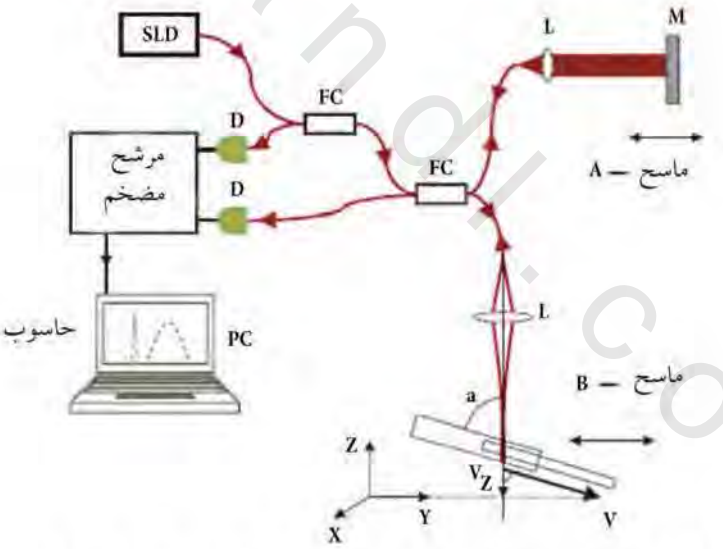


الشكل رقم (٦,٧). مطياف دوبلر سيكتروجرام Doppler spectrogram لمسح وحيد من السوائل المتدفقة [162].

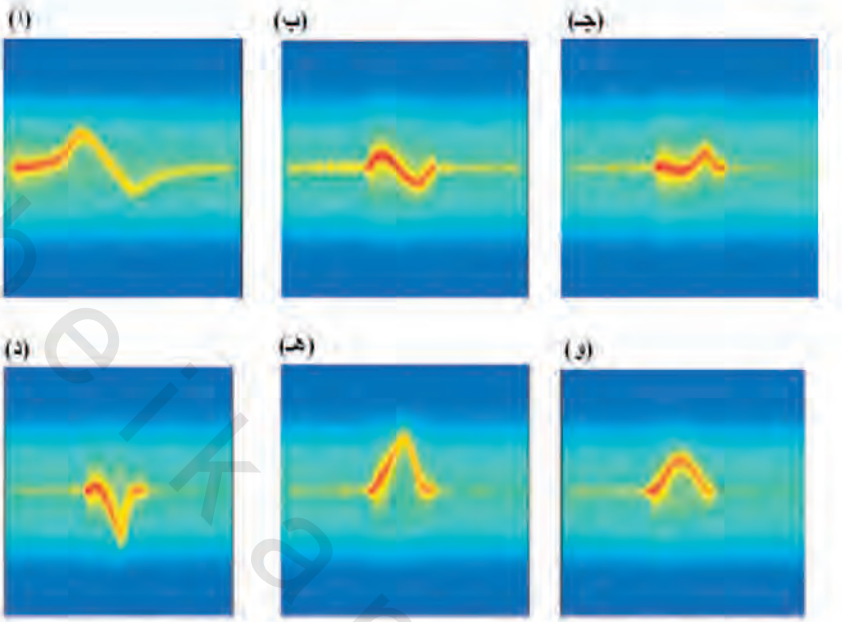
تتم رؤية الجدران الشعرية كنقاط مضيئة على المحور y عند ٢٩ كيلو هرتز . يمكن أن يقع لمعان الأنبوب الشعري تقريبا بين ٠,٢٧ و٠,٤٠ ثانية من المسح و مركز الأنبوب الشعري عند ٠,٣٤ ثانية. وتكشف مقارنة بين الإشارات المسجلة بالقرب من الجدران، وتلك التي في المركز أن قدرة الإشارة تنتشر على نطاق ترددي أوسع عند المركز من بالقرب منها الجدران. ويبين الشكل رقم (٦,٨) صورة أشكال جانبية ثلاثية الأبعاد لمحلول إينترالبيد ٠,٣ ٪ المتدفق. قياسات بتمايز مكاني عال لأشكال جانبية لسرعة تدفق سائل مشتت للضوء مع تقنية DOCT موضحة في [163] في كل من مجار زجاجية وبلاستيكية مملوءة بجسيمات متحركة ميكروية معلقة في الماء. المجاري كانت تُدرس في حالتين في الهواء ومنغمسة داخل وسط عكر على حد سواء. على الرغم من أن كثافة الضوء المشتت المرتد تنخفض أسياً عند المسح عبر وسط عكر إلا أن الأشكال الجانبية للسرعة يمكن أن تحل بوضوح لأن الإشارة التي تم جمعها تقريبا كاملة بسبب الضوء المشتت المرتد المزاح بانزياح دوبلر عن الجسيمات المتدفقة ضمن منطقة الكشف المترابط. وكنتيجة لذلك، ممكن الحصول على سرعة تدفق بتمايز مكاني أعلى بكثير مقارنة مع مقياس دوبلر للتدفق الليزري التقليدي . ووضّح في [164] إمكانيات تقنية DOCT لتعيين سرعة ثنائية الأبعاد في تدفقات سوائل شديدة التشتت ذات أشكال هندسية معقدة، مثل التدفق المتقارب. ولقد تم مسح تدفق أشكال هندسية معقدة بواسطة نظام DOCT بالألياف الضوئية، كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٩)، بدقة مكانية تقريباً من ١٠×١٠×١٠(ميكرومتر)^{3} وذلك للحصول على صور نطاق السرعة المحددة. وتم الحصول على أشكال جانبية مختلفة مقعرة و محدبة و قطع مكافئ ومثلثية على مسافات مختلفة بعد دخول التدفق الشكل رقم (٦,١٠).



الشكل رقم (٦,٨). تمثيل ثلاثي الأبعاد لسرعة تدفق محلول إيثرالبيد ٠.٣٠ ٪ في أنبوب الزجاج الشعري[162].



الشكل رقم (٦,٩). الرسم التخطيطي الخاص للإعداد التجريبي: SLD مصدر واسع النطاق و FC مُوجِّه ليفي و L عدسات تركيز ومعايرة (ضبط الدقة)، و M مرآة مسح بذراع مرجعية ، و D كاشفات متوازنة مزدوجة؛ و PC كمبيوتر [164].



الشكل رقم (٦,١٠). ملامح السرعة المكتسبة في مواقف مختلفة للقناة عبر مركز الأنبوب: (أ) قبل الدخول (ب) – (و) بعد الدخول. و يمثل المحور الأفقي العمق الذي يتراوح خطيا بين الصفر (يسار) و ٢,٢ ميليمتر (يمين) من أجل مسوحات عبر الخط المركزي للقناة، بينما يشير المحور العمودي إلى الزياحات قياس تردد دوبلر التي تتراوح خطيا بين ٢٥ كيلو هرتز (أسفل) و ٢٥ كيلو هرتز (أعلى) حسب [164].

تبين هذه النتائج أن تقنية "DOCT" يمكن أن تكون مفيدة لدراسة التدفقات ذات الأشكال الهندسية المعقدة في التطبيقات الصناعية والطبية الحيوية، مثلاً، لدراسة الدورة الدموية، لا سيما في أوعية فرعية. على سبيل المثال، أظهرت القياسات التي نفذت عند عينات على شكل وصلات "T–" و"Y–" وعند أوعية دموية مع أم دم aneurism عند معدل تدفق حجم دخل ثابت أن التوزع الثابت لسرعات التدفق المقاس على طول مستوى مقطعي متعامد مع ذراع مدخل يقع عند ٢٠ ميليمترا من الوصلة غير منتظم الشكل على طول مستوى مقطع الوصلة [165].

تعتمد قياسات مقدار وتوسع "انزياح دوبلر" في DOCT على عدد من العوامل مثل تركيز وسرعة تدفق جسيمات تشتيت الضوء وعلى موقع وحجم منطقة الكشف المترابط، والفتحة العددية واتجاه شعاع المجس [163]. ولأن الجزيئات التي لها معدلات تدفق أعلى تبقى في منطقة الكشف لفترات أقصر، فإنه تظهر زيادة في العرض الطيفي لذروة دوبلر عند السرعات الأعلى لمناطق مماثلة لمنطقة الكشف المترابط. بضبط موضع مرآة المرجع يمكن تعقب نقطة تركيز شعاع المسبار (مثلاً، بقعة ذات قطر ٥ ميكرومتر عند استخدام عدسة مكروية ذات رقم عدسة NA =٠,٢٢) بحيث تتوضع منطقة الكشف المترابط بالقرب من النقطة البؤرية. يسمح هذا التعديل بزيادة الحساسية وتقليص توسع منطقة الكشف المترابط الأفقي عند فحص مواقع أكثر عمقاً.

من الممكن أن تُقدَّر سرعة تدفق السائل المتشتتِ بدقة دون معرفة مسبقة لزاوية دوبلر وذلك بالجمع بين قيمة انزياح دوبلر في إشارة الدخل وتوسع عرض نطاق دوبلر الناجم عن الجسيمات المتنقلة عبر شعاع المجس [166]. تتفق القيم المقدرة لزاوية دوبلر ومتوسط سرعة السوائل التي تم الحصول عليها من هذه التجارب تماما مع القيم المعينة مسبقاً.

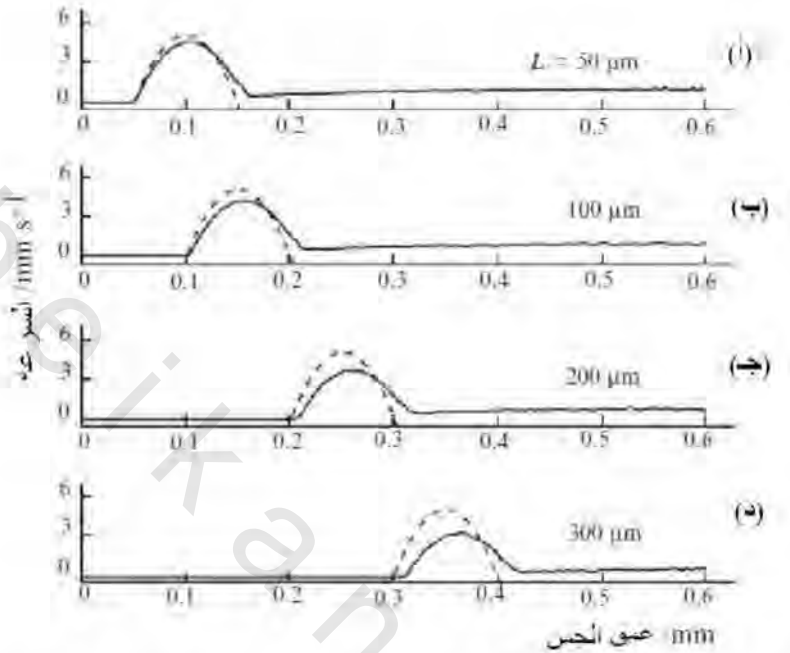
بالجمع بين تقنيات DOCT وOCT في نظام واحد، يمكن جعل البنية الهيكلية ومعلومات تدفق السائل، مرئية وبالتالي التمكن من الحصول على صور طبقية محورية عالية الدقة في وقت واحد للمكونات الثابتة والمتحركة في وسط شديد التشتيت [167].

تُستخدم محاكاة مونتي كارلو لإشارة DOCT غالباً لتقييم الدقة المحتملة لقياسات DOCT ومستويات الضجيج المتأصلة. على سبيل المثال، أظهرت حسابات رقمية على نموذج يمثل تدفق الدم في وعاء دموي أفقي يبلغ قطره ١٠٠- ميكرومتر وضع على عمق محوري ٢٥٠ ميكرومتر في محلول ٢٪ إينتراليبيد Intralipid ، دقة مقدارها يتراوح بين ٣-٤ ٪ للأشكال الجانبية للعمق عبر مركز الوعاء الدموي في قيم تردد دوبلر وفي

موقع حدود التدفق، مقارنة مع القيم المسبقة [١٦٨]. ولقد لوحظ تجريبيا ضجيج تردد دوبلر العشوائي كتظليل في مناطق أسفل الوعاء الدموي، والذي ظهر أيضا في الأشكال الجانبية لمحاكاة عمق تردد دوبلر. وأظهرت عمليات محاكاة مونتي كارلو أن ضجيج دوبلر له مستوى ثابت تقريبا مايزيد عن حوالي ١٠٠- ميكرومتر أسفل الوعاء الدموي. مستوى الضجيج مستقل أساسا عن الفتحة العددية للكاشف، وعن الزاوية بين سرعة التدفق واتجاه المراقبة، بافتراض أن هذه الزاوية أكبر من ٦٠°.

تم تدقيق إشارات التحيز المحتملة في الـ DOCT الناتجة عن تأثيرات تشتت متعددة وتحديد ملامح السرعة الظاهرة لتدفق الدم المنغمر في معلق مشتت للضوء بتركيزات مختلفة من الحويصلات الدهنية وتم الحصول على نتائج الأشكال الجانبية للسرعة على شكل قطعي مكافئ [169،170]. وأظهرت عمليات محاكاة مونتي كارلو أن أكبر قيمة للأشكال الجانبية للسرعة التي أعيد تشكيلها تحدث عند إنزياح تركيزات مرتفعة نسبة لمحور تناظر التدفق في اتجاه الحدود البعيدة وينخفض مقدارها، مما يعني أن السرعة تبدو أقل من السرعة المحددة في النموذج، كما هو موضح في الشكل رقم (٦,١١) نظراً لمساهمة أكبر من الفوتونات متعددة التشتت. في محددات النموذج المحددة في المحاكاة، يصل هذا الانزياح إلى حوالي ١٨ ميكرومتر عند عمق موقع تدفق من ٣٠٠ ميكرومتر.

ولقد تم الحصول تجريبيا على نتائج مماثلة فيما يتعلق بتدفق وهمي يتألف من أنبوب زجاجي شعري يحتوي على دم كامل يتدفق تحت ظروف laminar صفائحية مغمورة في عمق متغير لمحلول إينتراليبيد Intralipid لمحاكاة الأوعية الدموية داخل دوران الأوعية الدقيقة الجلدية في [171].



الشكل رقم (٦,١١). مقارنة الشكل الجانبي (الحقيقي) بويسيويلي Poiseuillie (منحنيات منقطعة) مع الشكل الجانبي لسرعة أعيد تشكيلها من إشارة OCT دوبلر محاكاة بطريقة مونتي كارلو (منحنيات مستمرة) في تدفق دم منفمر في وسط تشتت عند أعماق كشف مختلفة L لموقع التدفق.

لأن تقنية DOCT لها قدرة على قياس الأشكال الجانبية للسرعة وتغييراتها الزمنية مع التمايزين الزماني والمكاني العاليين في أوعية الدم الدقيقة بأقطار من ١٠٠ ميكرومتر وأقل، فإنه يمكن استخدامها بكفاءة لتحليل حركة تدفق الدم الدماغية وما يعقبها من تغيير، مثلاً من التنشيط العصبي. في [172]، الأشكال الجانبية للمقطع العرضي لسرعة تدفق الدم في الأوعية الدموية الدقيقة لدماغ الفئران وتغييراتها الزمنية قيست في الجسم الحي بتمايز محوري ١١ ميكرومترا و تمايز أفقي حول ١٤ ميكرومتر في الأنسجة القشرية. كما قيست توزعات السرعة على طول قطر رأسي للأوعية الدموية

الدقيقة للدماغ داخل نافذة في جمجمة الفئران في فترات زمنية قصيرة بالمسح الضوئي لنقطة العينة بشكل متكرر . فكانت الأشكال الجانبية للسرعة المكتسبة في الشرينات الدماغية قطوعا مكافئة عند أي طور، على الرغم من اهتزاز سرعة خط الوسط تبعاً لنبض القلب بسعة كبيرة بمقدار ٥٠٪ من السرعة الوسطية الزمانية. مما يشير إلى كون تدفق الدم في الأوعية الدموية الميكروية الدماغية تدفقاً صفائحياً شبه مستقر يتسق مع التدفق المتوقع لحالة عدد رينولدز Reynolds صغير ومحدد تردد صغير. وكانت الزيادة الناجمة عن التحفيز في نبض السرعة أكبر بكثير من الزيادة في السرعة الوسطية، الأمر الذي يضع قيداً على تنظيم تدفق الدم الدماغي الموضعي وحجم الدم. تطبيق النطاق الزمني DOCT لقياس تدفق الدم ممكن أن يُحدد بمعدل أخذ العينات المنخفض [١٧٣]. تطبيق تقنية نطاق فورييه OCT (FD) والتي تمتلك سرعة تصوير أعلى بكثير [١٧٥,١٧٤]، تجعل من الممكن استخدام DOCT لقياسات تدفق الدم في الجسم الحي بالإضافة إلى الكشف عن نبض الأوعية. يمكن استخدام FD DOCT للمراقبة السريرية لجلد الإنسان في الجسم الحي بقياس سرعة تدفق الدم ليس فقط في اتجاه شعاع المسح الضوئي ولكن أيضا في الاتجاه المتعامد مع شعاع المسح [176]. التطبيقات المعلن عنها بهذا الأسلوب لقياس تدفق الشبكية [177] أسفرت ليس فقط عن قيم سرعة خطية (ملم/ثا)، بل أيضا عن محددات التدفق الحجمي (ميليلتر في الدقيقة أو ليتر في الدقيقة) دون إجراء أية افتراضات حول الميزات التشريحية.

هناك تعديل آخر مقترح في [178] على تقنية دوبلر للتصوير الشعاعي الطبقي الضوئي الحساس للتشتت المتحرك (MSS–ODT) تعتمد على نظام OCT للنطاق–الطيفي لتصوير تدفق الدم في الجسم الحي وفي الوقت الحقيقي. في MSS-ODT يتم إعاقة تأثير التشتت الثابت بطرح المسوحات المحورية المركبة المتاخمة قبل حساب انزياح تردد دوبلر.

تقنية MSS-ODT مفيدة للتحديد الدقيق لحجم الأوعية الدموية. تعطي الأشكال الجانبية للتدفق المكتسب بواسطة MSS-ODT قطر الوعاء الدموي بدقة أعلى بكثير من تلك التي يتم الحصول عليها باستخدام طريقة حل الطور التقليدي الذي يقلل من القطر بحوالي الربع.

كما ذكر أعلاه، السمة المميزة لـ OCT هي ضحالة عمق التغلغل (١-٣ ميليمتر). مما يحدُّ أساساً من تصوير DOCT بمواقع شفافة أو قريبة من السطح أو داخل الوعاء الدموي، أو بمواقع تشريحية داخل التجويف. نتيجة لذلك، تم تطوير الـ DOCT لاجتياح أقل للأنسجة الخلوية للتصوير في الجسم الحي للجملة الوعائية المجهرية والبنية المجهرية في أعماق أكبر، مما يوفر إمكانية الوصول إلى الجذور العميقة للأعضاء الصلبة. إنَّ قدرة إظهار ورصد تدفق الدم ثنائي الاتجاه الواقع عميقاً في ساق الجرذ والتجويف البطني في الزمن الحقيقي [179]، فضلا عن تغيرات الوعاء الميكروي الناجمة عن العلاج [الديناميكي الضوئي] معالجة عميقة (PDT) داخل الورم في نموذج الجرذ لسرطان البروستات باستخدام نظام DOCT المسح الضوئي الخطي على أساس الإبرة عُرِضَ في [180]. على وجه الخصوص، تم تخفيض مساحة مقطع الأوعية المكتشفة أثناء العلاج ومراقبة الاسترداد الجزئي للمعالجة اللاحقة، وتوقف الوعاء الميكروي الذي يحدث بمعدلات مختلفة، وإظهار العلاقة مع التشعيع الإجماليPDT ومعدلات التشعيع [181]. مقدرة هذه التقنية قد تؤدي دوراً هاماً في توضيح آليات PDT في الأورام، وتخطيط المعالجة مسبقاً، ومراقبة التغذية الراجعة للعلاج الأمثل، وتحديد نقاط نهاية العلاج وتقييمات ما بعد المعالجة.

يمكن تسهيل التنظير في تطبيقات لـ DOCT داخل الجسم الحي بالدمج مع مرآة غشائية صغيرة (١,٤×١,٠) (ميليمتر^{٢}) بيضاوية الشكل بنظام ميكانيكي كهربائي

ميكروي (MEMS) ، يعمل مفتاح الكهربية الساكنة على الضبط الحيوي لتركيز الحزمة الضوئية وتعقب المسح الضوئي المحوري لبوابة الترابط في نظام DOCT [١٨٢]. وأما مرآة MEMS فتهدف للحفاظ على فتحه رقمية ثابتة مقدارها ~ ٠,١٣ وحجم بقعة ~ ٦,٧ ميكرومتر على عمق تصوير من ١ ميليمتر في الماء عند تردد مسح ضوئي من ٨ كيلو هرتز، مما يحسن من أداء التصوير في كريات ميكروية محلولة في عينات هلامية ومن دقة تقدير انزياح دوبلر في طيف التدفق.

تم تقييم الجدوى السريرية لنظام DOCT (EDOCT) للتنظير الداخلي في المسالك المعدية المعوية البشرية (GI) في [183]. وخلال التنظير الداخلي الروتيني، تم تصوير المرضى بنظام نموذج أولي EDOCT، الذي يقدم صور دوبلر ملونة وصوراً مختلفة لسرعة تدفق الدم الغشاء المخاطي وتحت الغشاء المخاطي في إطار واحد في الثانية، متزامنة مع صور تمايز مكاني عال (١٠-٢٥ ميكرومترا) للبنية المجهرية للأنسجة. وتم اقتناء الصور من بقع نسيجية طبيعية (GI معدية) وأنسجة مرضية. وقد لوحظ اختلافات في قطر الوعاء الدموي و التوزع والكثافة و سرعة تدفق الدم بين الأنسجة المريضة GI المصورة. يمكن أن يكشف EDOCT نماذج مختلفة لدَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة تُبديها الأنسجة العادية والمريضة، والتي قد تكون مفيدة للتصوير التشخيصي ومراقبة العلاج.

دوبلر الملون OCT (CDOCT) هو ابتكار يدعم رسم خرائط سرعة التدفق مميزة مكانياً متزامنة مع التصوير البنيوي المجهري. غير أن التعديلات العشوائية لطيف دوبلر بتوزعات مضطربة لجزيئات التشتت في مجال التدفق يؤدي إلى أخطاء لا يمكن تجنبها في تقدير السرعة وكذلك للمقايضة الأساسية بين معدل الحصول على الصورة ودقة السرعة. وقد كُتِبَ تقرير عن خوارزميات تسمح بقياسات تمييز عميقة بدقة عالية للسرعات في الأوساط المادية العكرة في [184].

يمكن أيضا في بعض التطبيقات البيولوجية الخاصة والمحددة، إجراء تصوير لعينات ديناميكية باستخدام طورالمجال الطيفي المجهري SDPM الذي هو أساس فرع وظيفي للتصوير المقطعي للمجال الطيفي المترابط ضوئيا [185]. يحقق SDPM مستويات رائعة من الاستقرار الطوري باستخدام مقياس تداخل المسار المشترك. وكما في OCT، التمايز المحوري في SDPM يتحدد بطول الترابط للمصدر، بينما التمايز الجانبي يحدد بالحيود في بصريات المجهر. ومع ذلك، المعلومات الكمية للطور المتولد SDPM هي حساسة لانتقالات تشتت بنيوي من أجزاء الأنجستروم. إن تقنيات تصوير للطور الكمي التكاملية مثل التصوير المجهري بطور فوريه Fourier phase والتصوير المجهري بطور هيلبرت *Hilbert phase* ، و التصوير المجهري الهولوغرافي الرقمي، توصلت إلى كشف حركة جزء ميكروية في الخلايا الحية. مقارنة مع هذه التقنيات، تحقق تقنية SDPM تمييزاً للعمق كاملا، سامحة لتمايز حركة مستقل عن تراكيب الخلايا الفرعية عند مستويات مقاطع مختلفة داخل النموذج. وهذا يتيح للباحثين تطبيق هذه التقنية لمراقبة الانكماش الحراري لعينة الزجاج بحساسية سرعة نانوميتر لكل ثانية، ولقياس التدفق الهيولي في خلايا الجسم الحي، مثلاً، في القدم الكاذبة المُتَقَلِّبَة الأميبيا. لاحظ المؤلفون عكس اتجاه تدفق هيولي ناجم عن $CaCl_2$ خارج الغشاء الخلوي وتوزع سرعة بشكل قطع مكافئ فيه.

في [186]، يوسع المؤلفون استخدام SDPM لإنتاج عمليات إعادة تشكيل ثلاثية 3D الأبعاد للحركات الداخلية والسطحية لعضلة القلب النابضة. وتستخدم معلومات الطور لتكميم معلومات الطور حركة البنية الخلوية في البعد المحوري. تتضمن عملية اقتناء البوابات تزامن نظام الكشف SDPM مع حقل كهربائي مُطَبَق يُستَخْدَم لتحفيز النبض في الخلايا النظمية المعزولة. من أجل مجريات نظم معينة ، تم الحصول على

تكرار لقياسات الحركة في بعدين خلال الانكماش الخلوي، وبناء صورة حجمية بتكرار العملية على عدة شرائح منفصلة عبر الخلية. تفيد هذه التجربة كدليل على مبدأ التصوير الحجمي للخلايا عضلة القلب النابضة.

(٦,٥) مقاييس التدفق دوبلر الليزري وتصوير التروية
Laser Doppler Flowmeters and Perfusion Imagers

يمكن الاطلاع على مقدمة ممتازة للتاريخ والمبادئ النظرية وتطبيقات مقياس التدفق دوبلر الليزري (LDF) في [187]. التطبيقات الخاصة لـ LDF على أنسجة معينة تشمل مقاييس سرعة القطرة داخل الأوعية وكذلك العضلات الهيكلية و الجلد و عضلات الهيكل العظمى و المسالك المعدية المعوية والتنفسية، والنظام العصبي المحيطي والمركزي والكلى والعظام، وقوقعة الأذن، وتطبيقاته على شبكية العين. ومع ذلك، هناك العديد من المزايا الفريدة والآثار المحتملة ملازمة لهذه التقنية والتي ينبغي أن تؤخذ في الحسبان، خاصة من جانب الأطباء و اختصاصيي الفيزيولوجيا، عند تفسير بيانات القياس المكتسبة بمقاييس دوبلر للتدفق الليزرية المتوفرة تجارياً.

تساهم الظواهر الحقيقية الفسيولوجية لعدم التجانس الزماني والمكاني لتدفق الدم في تغير قياسات التدفق للأنسجة الصغيرة (حوالي١ملم^{٣}) الحجم. يتجلى بتقلب الخصائص الضوئية من تدفق الدم، ونتيجة لذلك في إشارة الخرج لأي جهاز قياس [188، 189]. ستُظهر حتى الطريقة المثالية وجود تغيرات في التدفق المقاس. تضاف إلى هذه الاختلافات الفسيولوجية اختلافات تقنية تصنيع الـ LDF. ولهذا السبب كان وما زال يُدفع لتجريب نماذج تدفق التروية في الأنابيب وعمليات المحاكاة العددية لسلوك معلقات خلية الدم الحمراء وعينات الدم كاملة في التدفق والركود [190]. تم قياس توزعات الضوء الزاوية والانتقال الموازي لموجات الليزر المختلفة لشتى معدلات القص

وسماكات طبقة الدم. لقد أبدى التوهين الكلي لضوء الليزر Ne–He الأحمر اتباعاً لنمط غير نظامي بوجه خاص عند انخفاض معدلات القص. استُنْتِجَ من توزعات الكثافة الزاوية وجود عدم انتظام للتشتت الأحادي عبر عمليات محاكاة مونتي كارلو المعكوسة. كما لوحظ زيادة مستمرة لعامل التشتت غير المنتظم g ، مع معدل القص g في نطاق ٠,٩٥–٠,٩٧٥.

في أجهزة LDF ، عادة ما يتم إجراء القياسات مع رؤوس قياس تضم وحدات الإرسال (المصدر) ووحدات الاستقبال (الكاشف)، بوجه خاص، يتم وضع العناصر الضوئية الليفية عند مسافات نسبية مختلفة (فصل المصدر والكاشف). تكشف وحدة الاستقبال الضوء المتشتت من الجسيمات المتحركة وخلايا الدم الحمراء، والجسيمات الثابتة التي تشكل خلايا الأنسجة حَوْلَ تدفق الدم. يُمَكِّن مزج ضوئي مترابط لهذين التدفقين على كاشف تربيعي من الحصول على طيف الترددات النبضية (طيف دوبلر)، والتي تتم معالجتها بعد ذلك لتقدير معدل تدفق الدم.

يتطلب قياس تروية الدم في مناطق أعمق للأنسجة استخدام فواصل كبيرة، في حين تستخدم معظم أجهزة دوبلر الليزرية التقليدية فواصل صغيرة بين المصدر والكاشف. يعتمد تأثير عمق التروية على طيف دوبلر على طول مسار ضوء الاستكشاف الذي يتنقل وفقاً لأعماق مختلفة. وبالتالي، يختلف هذا التأثير لفواصل كبيرة بين المصدر– كاشف عن الأجهزة التقليدية LDF، والذي ينبغي أن يؤخذ في الاعتبار [191]. يستخدم عادة التحليل الطيفي لمعالجة طيف LDF. لإيضاح تطبيق تحويل المويجات، كأحد الاتجاهات الجديدة في معالجة الإشارات. إنها أداة قيمة خاصة فيما يتعلق بالذبذبات الدورية لإشارة LDF الجلدية الممثلة لتأثير ضربات القلب والتنفس والنشاط العضلي ذاتي المنشأ والعوامل عصبية المنشأ على تدفق الدم الجلدي. هذه

التذبذبات تعكس حالة النظام الدوراني المجهري كما تعكس مختلف العمليات المَرَضية والإجهاد و ردود الفعل المحرضة ، الناتجة عن الحركة الجسدية الخ. يعطي تحويل الويجات تمايزاً زمنياً جيداً للمكونات ذات التردد العالي وتمايزاً ترديا جيداً للمكونات ذات التردد المنخفض. تمتلك قياسات LDF المقترنة بتحليل الويجات للذبذبات في الدورة الدموية الطرفية السطحية إمكانات كبيرة سواء لدراسات آليات تنظيم تدفق الدم الميكروية أو الماكروية في الجسم الحي [192 ، 193].

تطوّر حالياً أنظمة يجري حاليا وضعها لتصوير تدفق الدم بدوبلر الليزري للحقل الكامل تسمح برصد خرائط تدفق ثنائية الأبعاد أو رصد إشارات التدفق المأخوذة من نقاط قياس متعددة في وقت واحد باستخدام مصفوفة كواشف ضوئية ثنائية البعد [194 ، 195]. يعتمد جزء الكشف لمثل هذه النظم على وجود كاميرا ذكية من شبه موصل أكسيد الفلز المكمّل (CMOS) [196] مع معالج إشارة رقمي مدمج وذاكرة للكشف عن إشارات "دوبلر" في أغلبية النقاط فوق المنطقة المضاءة بأشعة الليزر المتفرقة للشكل الجانبي بشدة منتظمة. مدة التصوير في هذه الأنظمة أقصر عدة مرات من مصور دوبلر الليزري الماسح التقليدي. على سبيل المثال، يمكن أن يتم تسليم صور للتدفق عالي الوضوح (٢٥٦ × ٢٥٦ بكسل) كل ٢–١٠ ثانية، اعتماداً على عدد النقاط في الإشارة المستخلصة في المجال الزمني (٣٢–٥١٢ نقطة). خاصية دمج الكاشف تحسن نسبة الإشارة إلى الضجيج في القياسات، مما يؤدي إلى جودة عالية لصور التدفق. الأداء الجيد جداً للتصوير في الأجسام الحية يوضح الإمكانيات الجيدة للتطبيقات المستقبلية من تصوير للتطبيقات السريرية والفسيولوجية.

يشيع استخدام مصادر ليزرية بالتشغيل المستمر CW في مقاييس التدفق بالدوبلر الليزري. عندما تطبق على الأنسجة الحيوية يكون تمايز الطيف المكاني لـ LDF CW

منخفض (فيما يتعلق بالطيف الترددي لدوبلر) ، وذلك نتيجةً لتشتت شدة الضوء. يمكن بلوغ تمايز مكاني وطيفي أعلى بكثير بالجمع بين دوبلر الليزري التقليدي مع تقنيات القياس المميزة زمنياً (TR time-resolved). يعتبر المحلل الطيفي الليزري المميز زمنياً (TRS) للأنسجة البيولوجية الثابتة تقنية سريعة التطور للتصوير والتشخيص المقطعي البيولوجي الطبي. ومع تقنية التبويب الزمني، فإنه من الممكن استبعاد الفوتونات المتنقلة بترشيحها لفترة طويلة نسبيا على طول مسارات شديدة العشوائية والكشف فقط عن الفوتونات الواصلة أولاً والتي تحيد مساراتها قليلاً فقط عن المسار الوسطي، بوصل نقطة سقوط الضوء الليزري مع نقطة الكشف. في [197]، تم عرض جدوى قياس تضارب أطياف انزياح دوبلر من وسط متحرك ذي تشتت عال لثلاثة مصادر ليزر نبضية : ديود ليزري نانوي، و ليزر Nd:YLF بمدة بقاء نبضة ٣٥ بيكو ثانية و ليزر صبغي بمدة بقاء نبضة ٣-٨ بيكو ثانية. النتائج التي تم الحصول عليها تفتح الآفاق لجهاز LDF يعمل بأزمنة محددة للتصوير الطبقي لتروية الدم.

في الاستخدام السريري ولأن تصوير دوبلر الليزري قادر بدقة على التنبؤ بالنتيجة الرضية (الجراحية)، مثلاً، جرح، مع دليل وزن كبير، أقرت الهيئات التنظيمية هذه التقنية لتقييم عمق الحرق بما في ذلك إدارة الغذاء و الدواء [198]. في هذا التطبيق السريري المحدد، قد يكون استخدام القياس عن بعد وصور الحرق البسيطة الخيار الأفضل لتقييم حالات الطوارئ الأولية. ومع ذلك، أظهرت تقنيات دوبلر الليزري من أجل اتخاذ قرارات العلاج الفعلي تَفوقاً على تقنيات قياس التروية مثل التخطيط الحَرارِيّ والصبغات الحيوية، و التصوير الفيديوي للأوعية و التصوير الفيديوي مجهري، إلخ. تقييم تغيرات تدفق (CBF) الدم الدماغية بواسطة جهاز تصوير دوبلر ليزري المجال القائم على مخطط كشف كاميرا CCD، في الجسم الحي للفئران تم

الإعلان عنه في [199]. تمكن طريقة الإعداد المستخدمة من الحصول على بيانات في ظروف اجتياحية صغرى. على النقيض مع مصورات مقاييس السرعة بالدوبلر الليزري التقليدي، يقاس دليل دوبلر Doppler signature للتشتت المتحرك في نطاق التردد بإنقاص الكشف الضوئي المقترن. يستخدم المتوسط التربيعي للانزياح الترددي المقاس كمؤشر CBF. وقد لوحظ تقلب كبير للمؤشر في تجربة تهدف إلى الحث على تغييرات تدفق الدم.

ومع تقنيات التصوير الضوئي القائمة على رسم خرائط ثلاثية الأبعاد لتروية الوعاء الميكروي داخل قواعد الأنسجة يقيدها بشكل كبير التشتت القوي والامتصاص الضوئي للأنسجة. للتغلب على هذا التقييم فقط تم تطوير نهج تعديل تردد رقمي فعال لتحقيق تصوير تدفق الدم الاتجاهي داخل دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة في قواعد الأنسجة عند أعماق نسيج من أجزاء الميليمتر في الجسم الحي لتصوير الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة ضوئياً (OMEG) طُوِّر في [200–204]. تتطلب الطريقة من النظام فقط تصوير مجموعة واحدة لبيانات ثلاثية الأبعاد التي تعدل ضمنها صورة التداخلات بواسطة تعديل تردد مستمر والذي يعطي معلومات تدفق باتجاه وحيد. النتيجة هي أن سرعة التصوير تضاعفت و حمولة الحساب نُصِّفت. تستخدم الطريقة بكفاءة لتصوير تروية الدم الدماغية الوعائية في فأر حي مع ترك الجمجمة سليمة، أو دَوَران الدم في الحجرة الخلفية للعين البشرية. ويتيح استخدام تغيرات الطور لإشارات مسح متسلسلة OCT A التقليل إلى أدنى حد من آثار الحركة في صورة التدفق الناجمة عن حركة عنصر لا يمكن تجنبها. الـ OMEG قادر على توفير صور حجمية وعائية في الشبكية والمشيمية نزولا إلى تمايز التصوير بمستوى الشعرية ضمن ١٠٠ ثانية.

(٦,٦) مقاييس السرعة بتصويرالجسيمات (بما في ذلك مجاهر الشعيرات الدموية وتصوير الأوعية الظليلي)

Particle Image Velocimeters (Including Capillaroscopes and Angiographers)

مقاييس السرعة بتصوير الجسيمات (PIV) وخصوصا الأكثر حداثة مقاييس السرعة بتصوير الجسيمات الرقمية (D PIV) هي تقنيات ديناميكية ذات تمايز كمي عال قادرة على قياس مجالات سرعة ثنائية الأبعاد 2D وثلاثية الأبعاد 3D والتقاط التغيرات الزمنية آنيا في هذه المجالات بالتفصيل. قدمت العديد من تطبيقات PIV في وقائع سلسلة " ندوات دولية عن الإظهار البصري للتدفق "، المؤتمر الأول الذي عقد في طوكيو في عام ١٩٧٧م ومن ثم تباعا في بوخوم، و أن أربور، و باريس و براغ، و يوكوهاما، و سياتل، و سورينتو، و أدنبرة، و كيوتو، ونورت دام و غوتنغين [205 – 207].

يمكن الحصول على وصف شامل لتقنية PIV بما في ذلك المبادئ ومعلومات عن الخلفية النظرية ذات الصلة التي تدعم الجوانب العملية المرتبطة مباشرة بالأداء وفهم للتجارب التي توظف PIV، على سبيل المثال، في [208 – 213].

أما الفكرة الرئيسية للطريقة فتمكن في قياس السرعة بتصوير وتتبع حركة الجسيمات المعلقة في السائل. تقيم صور التدفق الملتقطة بتقسيم الصور إلى ما يسمى "مناطق تحقيق " و الترابط التصالبي لمناطق التحقيق في الصور المتتابعة. يحسب متجه الإزاحة من موقع ذروة الارتباط، لكل منطقة من مناطق التحقيق. ثم يحسب ببساطة مجال السرعة من متجه الإزاحة بقسمة متجهات الإزاحة على الفاصل الزمني بين الصور. المتطلبات الأساسية لنظام PIV هي مقطع اختبار شفاف بصريا ومصدر إنارة (ليزر)، وجسيمات تتبع ووسط تسجيل (فيلم ، CCD، أو لوح هولوغرافي) وجهاز كمبيوتر لمعالجة الصور. يجب أن تستوفي جسيمات التتبع للـ PIV مطلبين اثنين [214]: ١- ينبغي أن تكون قادرة على متابعة مسار التدفق دون انزلاق مفرط، و ٢- ينبغي أن

تكون هناك مشتتات فعالة للضوء الليزري المضيء. بينما الشرط الأول واضح إلى حد ما، ينحصر المطلب الثاني بأهمية ليزرات الإضاءة و أجهزة التسجيل. على سبيل المثال، إذا كان انتشار جسيمات معينة ضعيفاً، سيتعين استخدام ليزر أكثر قوة أو كاميرات أكثر حساسية، كل منهما ممكن أن يرفع التكاليف إلى الأعلى، فضلا عن قضايا السلامة المرتبطة بها. على الرغم من أن البحث عن الجسيمات المثالية قد يبدو تافهاً إلى حد ما، إلا أنه من المحتمل أن يقدم فوائد جمة. في التطبيقات الطبية لـ PIV ، تتم عادة دراسة تدفق الدم ومحاكاة معلقات الدم. في هذه الحالة، تلعب خلايا الدم الحمراء عادة دور جزيئات التتبع.

عند العمل مع تدفقات سائل سرعة منخفضة، فإنه من المفيد استخدام كثافة جسيمات قريبة من كثافة السائل. على سبيل المثال، البوليستيرين و جزيئات بلاستيك أخرى بكثافة ضمن حدود بضعة أجزاء في المئة من كثافة المياه هما مرشحان جيدان لتدفقات المياه. تستخدم عادة قطرات زيت للتدفقات الغازية (زيت السيليكون أو زيوت عضوية مثل زيت الزيتون). ونظرا لاختلاف الكثافة بشكل كبير جداً بين الزيت والوسط الغازي، يصبح من الضروري استخدام قطرات صغيرة جداً، عادة <١ملم، لإنقاص سرعات التسوية إلى أدنى حد من تسوية سرعات.

تحتوي قياسات PIV على أخطاء تنشأ من عدة مصادر [215]: ١- خطأ عشوائي ناتج عن الضجيج في الصور المسجلة. ٢- خطأ التحييز الناجم عن عملية حساب موقع ذروة الإشارة إلى دقة من أجزاء البيكسيل. ٣- يؤدي خطأ التدرج الناتج عن دوران وتشوه التدفق ضمن منطقة الاستكشاف إلى فقدان الترابط . ٤- خطأ التتبع الناتج عن عجز الجسيم عن متابعة التدفق دون انزلاق. ٥- خطأ التسريع الناجم عن تقريب سرعة أولير يان الموضعية من علاقة حركة لاغرانج لجسيمات التتبع. يمكن تصغير أخطاء معينة

بواسطة الاختيار الدقيق للظروف التجريبية (على سبيل المثال، تتبع الخطأ). غير أن مصادر الخطأ الأخرى هي متأصلة في طبيعة العلاقة في PIV ولا يمكن القضاء عليها. على سبيل المثال، حتى لو كانت الصور المسجلة لا تحتوي على ضجيج، ممكن أن يتأثر موقع ذروة الارتباط بالترابطات العشوائية بين صور لجسيمات لا تنتمي إلى نفس الزوج. وبالإضافة إلى ذلك، أخطاء التحيز الناتجة عن ظاهرة تسمى "قفل البكسل"، التي تعمل على انحياز موقع ذروة الإشارة بجهة أقرب بكسل أثناء استخدام ملاءمة المنحنى لتحديد موقع إشارة محددة بدقة بأجزاء من البكسل. وبالمثل، ستحدث أخطاء التدرج في التدفق المضطرب الدوامي. وأخيراً، لا يمكن القضاء على خطأ التسريع نظراً لمبدأ PIV الذي يستخدم حركة الجسيمات اللاغرانجية إلى تقريب سرعة تدفق جسيمات أوليرية الآنية. ينبغي إجراء تحليل تفصيلي لحساب السمات المحددة لهذه التجربة، بما في ذلك نظام الدراسة والمعدات المستعملة وخوارزميات معالجة البيانات، بغية التقييم، وربما للتقليل من خطأ القياس.

انطلاقاً من نواة العمل من قبل مايانارت [216] الذي أظهر مقدرة هذه الطريقة على رسم خرائط توزع الجسيمات في تجربة جعل تدفق مياه Rayleigh–Bernard مرئياً، وقد طورت مجموعة بديلة متنوعة من طرق PIV، على وجه الخصوص، إضاءة صفيحة ضوء ليزرية في تدفقات الجسيمات الحبيبية. صور الفيديو المتعاقبة المسجلة عموديا على الصفيحة الضوئية والموازية للتيار الرئيسي، حولت إلى إشارات رقمية وعولجت لرسم سرعة التدفق رسما بيانياً في مستويات ثنائية البعد.

يتم تحديد انتقالات الجسيمات المنفردة في صورتين متتابعتين بشكل نصف آلي، في مقياس السرعة بتعقب الجسيمات velocimetry (PTV)، مما يؤدي إلى رسومات تخطيطية للتدفق مؤلفة من متجهات سرعة ذات توزع غير متجانس. إن تطبيق متوسط

خلية- شبكة يعطينا مخططات مجال التدفق ذات توزع متجه منتظم . في ترابط الصورة الفرعية correlation image sub للـ PIV (SCPIV)، يؤدي الترشيح الالتفافي (الترابطي) المتكرر للمساحات الفرعية الصغيرة لصورتين متلاحقتين إلى التحديد الآلي لقمم الترابط المتصالب، مما يؤدي إلى مخططات مجال جريان ذات متجهات سرعة متباعدة بانتظام. القيم المفقودة في كل من(*PTV*) و(*SCPIV*)، سببها عدم اكتمال معلومات انزياح الجسيمات في بعض المناطق من الصور أو سبب رفض بعض المتجهات الخاطئة من قبل إجرائية التحقق من صحة المتجهات، ويتم استيفاؤها، على سبيل المثال، بطريقة الاستيفاء المنعّم (*spline interpolation*) ثنائي الأبعاد 2D . تستخدم محصلة متجهات مجالات التدفق لدراسة التوزع المكاني للسرعة والتسارع والاضطراب المكاني والالتواء والقص. ويمكن أيضا استخدام مجالات التدفق هذه لاختبار التدفق في البعد الثالث بدراسة التفرق، والكشف عن وجود مواضع الدوامات. توفر هذه النتائج عرضاً مفصلا لنتائج الوصف الكمي لتشكل التدفق، ويمكن أن تستخدم لتقييم تبدد الطاقة. تعدد طابع الاستخدام للطريقة يجعلها قابلة لأن تطبق على مجموعة واسعة من قياسات السوائل.

رفع التمايز الزماني للقياسات هو أحد الاتجاهات الحديثة لمقياس سرعة جسيمات التتبع (PIV). وهو مهم خاصة في التطبيقات الحركية الهوائية وفي الفضاء، بما في ذلك التدفقات القريبة من سرعة الصوت [217].

تم إحراز تقدم كبير خلال السنوات العشرين الماضية في هذا المجال. ورغم أن العديد من المشاكل والتي يمكن حلها ما زالت في التدفقات الاضطرابية العنيفة، ممكن أن تحدد بدقة تامة سمات التدفق العادية بالجمع بين استخدام رموز جهاز الكمبيوتر وتجارب نفق الرياح.

لتحسين كفاءة الطائرات والمحركات، تبحث الشركات المصنعة لجوانب التدفق ثلاثي الأبعاد، غير المستقر، في بعض الفروع المعينة أو في رحلة معينة أو تكوينات العمل. أصبحت تدفقات اللزوجة المعقدة و التدفقات المنفصلة، والهياكل المترابطة في الاضطرابات، والظواهر العابرة ذات أهمية قصوى لمثل هذه الحالات. لا تزال محاكاة الكمبيوتر في هذه الميادين محدودة، ويجب أن يكتسب من التجارب فهم الكثير. كذلك التوصل إلى رفع التمايز الزماني للPIV الرقمي أحد الأمور الأكثر فعالية. في حالة تدفقات قريبة من سرعة الصوت فإن تنفيذ PIV رقمي لطائفة من سرعات تدفق الجريان الحر من ٠,١ إلى ٠,٨ رقم ماخ في نفق الرياح عادة بخطأ قياس حوالي ١٪. في مثل هذه القياسات، يمكن استخدام كخيار ليزر Nd:YAG مزدوج النبضات مضاعف التردد ذي ١٠٠ميلي جول لكل نبضة وبمعدل تكرار نبضات قدره ٢٥ هرتزا لتشكيل رقاقة ضوئية. يمكن أن يختلف الفاصل الزمني بين النبضات من ١ ميلي ثانية إلى ٢٠ نانو ثانية لطول موجة خرج أخضر من ٥١٢ نانو متر أيضا مما يجعله أكثر كفاءة ضوئياً في تشتت الضوء من جسيمات حبيبات الستايرين. كما ينبغي أن يتزامن إطلاق إشارة الليزر مع نبض التشكيل الهيكلي العمودي للكاميرا CCD. بهذه الطريقة، يمكن تتبع كل من الكاميرا والرقاقة الضوئية إلى محطات قياس مختلفة في مجال التدفق. وهناك اتجاه آخر في PIV لرفع التمايز المكاني للقياسات. يجري وضع متغيرات مختلفة لتقنيات الـ PIV الجزئي لهذا الغرض. أحد نهج القياس المباشر لسرعة الجسيمات وتركيزها مع تمايز مكاني من أجزاء الميكرومتر في تدفق تعليق قصي هوجمع طريقة PIV مع إضاءة موجة متخامدة، كما هو موضح في [218]. تم قص جزء حجمي ٠,١ ٪ لمعلق مائي لجسيمات من البوليستيرين والسليكا الفلورية يبلغ قطرها ٣٠٠ – ٥٠٠ نانو متر بين زجاج ثابت موازي و أقراص من السليكون محكمة الدوران، الشكل الهندسي للتدفق الذي يشكل

عملية تلميع المادة الكيميائية الميكانيكية (CMP) والتي تستخدم في رقائق السليكون الضوئية. استخدمت هذه الطريقة فقط لتجسيم جسيمات ضمن ٣٠٠ نانو متر لسطح زجاجي أو فقط للجزيئات التي تتفاعل مع هذا السطح. واستخدم PIV لتحديد مكونات السرعة في المستوى في المنطقة القريبة من الجدار. وإن كان محدودا في المنطقة القريبة من الجدار، فإن PIV باستخدام موجة متخامدة الإضاءة له ميزتان عن غيره من تقنيات PIV الميكروية (المجهرية): التمايز المكاني الدقيق (٥٠-٣٠٠ نانو متر مقابل بضعة ميكرومترات) و ليس هناك ضوء إضافي حيث إنه تتم إضاءة المنطقة ذات الاهتمام فقط.

في تطبيق طريقة أخرى لـ PIV الميكروي، تم استخدام مقياس السرعة التصويري للجزيئات الميكروية الفلورية القريبة من الجدار بدقة عالية، في المُشَمِّرَة (العَضَلَةُ المُعَلِّقَةُ للخُصْيَة) لعضلات الأوردة في الجسم الحي لفأر لقياس الأشكال الجانبية للسرعة في طبقة البلازما المخففة للخلايا الحمراء بالقرب من بطانة الطبقة الداخلية [219]. واستخدمت بيانات PIV الميكروي لسرعات التحول اللحظية والمواقع الشعاعية للتلألؤ والمسماة بالكرات الميكروية (٠,٤٧ ميكرومتر) في مقطع ضوئي خلال المستوي السَهْمِيِّ المنصف لكل وعاء دموي لتحديد سرعات تحول الجسيم. كشف انحدار توزع السرعة الخطية الذي يعتمد على سرعات جسيمات السائل بالقرب من الجدار استمرار التقاطع السلبي عند استقراء جدار لوعاء. قُدِّرت السماكة الفعالة الوسطى لطبقة سطحية بطانية كتيمة بحوالي ٠,٣٣ ميكرومتر تقريباً على أساس تحاليل ثُلاثية الأبعاد 3D مفصلة لديناميكيات السوائل الموضعية. يحتاج امتداد إعاقة تدفق البلازما خلال الطبقة لأن يكون متسقاً مع نتائج بيانات PIV الميكروي في تخفيف شبه كامل لإجهاد قص السائل على سطح خلية البطانة. تؤكد هذه النتائج وجود طبقة

سطحية بطانية فعالة هيدروديناميكية ، وتشدِّد على الحاجة إلى تعديل المفاهيم القائمة على التصاق الكريات البيضاء، والتأكيد على انتقال الإجهاد إلى آليات البطانة الوعائية ونفاذية الأوعية الدموية وميكانيكية طرق تبادل المادة الوراثية في الجراثيم.

تعتبر خصائص تدفق الدم الديناميكية الدموية هامة في تشخيص أمراض الدورة الدموية، حيث ترتبط هذه الأمراض بإجهاد قص جداري لأوعية الأوعيّة القَلْبية، وهذا يعني ضرورة وجود الدراسات التجريبية المختلفة مع أنظمة نموذجية. كثيرا ما تستخدم أجنة (مُضْغَة) الدجاج كمثال عن هذه الأنظمة. في [220]، استخدمت تقنية الـ PIV الميكروي لتقييم تدفق الدم في الأوعية الدموية الوريدية والشريانية خارج جنين لأجنة الدجاج، وذلك باستخدام خلايا الدم الحمراء (RBCs) كدليل ؛ وتم الحصول على صور تدفق خلايا الدم الحمراء (RBCs) باستخدام كاميرا CMOS عالية السرعة. أظهر متوسط مجال السرعة خصائص تدفق من غير زَيْغ نيوتُونيّ. كما تم إدماج تدفق الدم في وعاءين دمويين وريديين مع جهة التدفق على شكل Y دون فصل لأي تدفق أو تدفق ثانوي. كان الاضطراب الدوامي مرتفعا في المناطق الداخلية، و نصف قطر الانحناء كان يتغير إلى حد كبير. لوحظ اختلاف مؤقت في الأوعية الدموية الشريانية لإشارات السرعة المحلولة ناتجاً عن خفقان القلب. وتم الحصول على تردد النبض بتحليل تحويل فوريه السريع باستخدام بيانات قياس السرعة. وأظهرت تقنية القياس فائدة في تحليل الخصائص الديناميكية الدموية لتدفق الدم في جسم أجنة الدجاج الحية.

يمكن أن تطبق تقنية PIV بدقة عالية في الجسم الحي بتصوير الشرينات في أغشية تعليق أمعاء الجرذان باستخدام المجهر في الجسم الحي (مجهر يستخدم تقنية PIV لمراقبة النظم البيولوجية الحية بدقة عالية) ونظام فيديو رقمي عالي السرعة [221،222]. التقنية قادرة على مراعاة حركات الطبقات المزدوجة من الصفاق (التي تربط بين مختلف

عناصر تجويف البطن)، وبالتالي تم تمكين الباحثين من الحصول على توزعات السرعة بتمايزات مكانية ٠,٨×٠,٨ (ميكرومتر٢) حتى بالقرب من الجدار في المستوى المركزي للشرايين، وبفترات زمنية ١ ميلي ثانية. تبدو الأشكال الجانبية لسرعة الشُرَين حادة في منطقة مركز المقطع العرضي للوعاء الدموي وحادة في المنطقة القريبة من الجدار. وفي بعض الحالات، أظهرت الأشكال الجانبية للسرعة في الشرايين الأحادية والمستقيمة، وكذلك في المتشعبة ندبة في المنطقة المركزية. كانت ميزات التدفق نموذجية في تدفقات السوائل التي لايحدث فيها زَيْغٌ نيوتُونيّ. أحد التطبيقات الحديثة لنظم PIV الرقمية هو فحص بنية التدفق في أجهزة النشاط الحيوي مع أشكال هندسية معقدة، وعلى وجه الخصوص، في صمامات القلب الميكانيكية mechanical heart valves (MHVs).

يتم زرع مئات الآلاف من MHVs كل عام في الولايات المتحدة والدول الأوروبية. ويمكن أن يسبب التدفق من خلال هذا النوع من المفصلات MHV تشكل انْصِمام خُثَارِيّ. كما تم فحص هندسات فتحات مختلفة لمنطقة المفصلات MHV وإمكانية هذه الأشكال الهندسية في المساهمة في تنشيط الصفيحات و توليد ثرومبين thrombin بكفاءة وذلك بمساعدة DPIV في [223]. وبينت نتائج التجارب التي أجريت أن تغيرات صغيرة في الشكل الهندسي، على الرغم من أنها لا تؤثر على التدفق الكلي، يمكن أن تغير الميل إلى التخثر عند تدفق الدم خلال الفتحات. وكلما كانت الأشكال الهندسية مفاجئة سمحت أكثر بحدوث ركود ونتيجة لذلك توليد ثرومبين أكثر. وأظهرDPIV اختلافات في النفّاثات باعتبار دفع السائل الراكد. تساعد هذه النتائج في التحديد الدقيق للمحددات الهامة التي تؤدي إلى ركود التدفق وتشكيل خثرة لاحقة.

في دراسة تجريبية أخرى [224]، تمت دراسة تطور حقل التدفق في مجال زمني مفصل لـ MHV ثنائي الوريقات التجاري في حلقة صورية محاكية لظروف غير مستقرة.

اختبار حقل التدفق يوافق المنطقة المحاذية والتالية مباشرة لمستوى الصمام باتجاه الجريان. يسمح دمج ليزر Nd:YLF بتركيبة تجويف مزدوج مع كاميرا CMOS ذات تردد أطر عال على اكتساب تمايز بتواقت مرتفع (يصل إلى ١٠ آلاف إطار بالثانية تبعاً للتمايز) لمصرف التدفق للـ MHV . تشمل الميزات التي لوحظت وجود لاتَجانُسيَّة وعدم استقرار للظاهرة بالإضافة لوجود دوامات واسعة النطاق ضمن المجال، خاصة في درب وريقات الصمام. علاوة على ذلك، يسمح تحليل حل الدورة المؤقتة على إظهار مسلكيات مختلفة بواسطة ديودالوريقات عند الإغلاق ليتم التقاط صورها عند مختلف دورات القلب المكتسبة. بالالتقاط الدقيق لصور الدِينَاميكيّة الدَمَوِيّة المؤقتة (المجدولة زمنيا) للحركة، يمكن واقعيا أن نتوقع توصيف PIV مميزا زمنياً لمساعدة المصممين في تحسين أداءMHV وفي تحقق شامل مزود ببيانات تجريبية عن نماذج رقمية ديناميكية للتدفق.

لتعزيز قياسات غير جراحية noninvasive measurements للأشكال الجانبية للسرعة ولمتجهات السرعة المتعددة ولإجهاد القص، من الممكن الجمع بين PIV مع التصوير بالتباين بالموجات فوق الصوتية [225]. تأخذ طريقة الجمع هذه (صدى-PIV) أو (echo-PIV) ميزات خصائص التشتت الارتدادي القوي لفقاعات صغيرة مكروية مشبعة بالغاز (التباين) المزروعة داخل التدفق. ولقد بينت إجراء قياسات الاختبار في المعمل أن الأشكال الجانبية للسرعة المقاسة بـ صدى-PIV تتطابق تماما مع الأشكال الجانبية للسرعة المقاسة بطريقة PIV الضوئية في التدفقات المستقرة وفي التدفقات النبضية. يتبع صدى-PIV الشكل الجانبي العام لإجهاد القص النبضي عبر الشريان، لكنه يقلل من القص الجداري عند نقطة زمنية معينة. غير أن الخطأ في القص بطريقة صدى- PIV أقل مقداراً منه من الطرق الحالية لقياس القص.

ترتبط الاتجاهات الحديثة في مجال تطبيقات تقنية PIV–الميكروي، على وجه الخصوص، لدراسة دوران الدم، بالتقدم في تقنية التصنيع الدقيق [226]. ومن المتوقع أن تقدم أجهزة الموائع الدقيقة أدوات قوية ليس فقط لفهم السلوك الفيزيائي الحيوي لتدفق الدم في الأوعية الدموية الميكروية، ولكن أيضا لتشخيص المرض. من أجل التطبيقات الطبية الحيوية يجب أن تتوافق أجهزة الموائع الدقيقة هذه مع الحالة الفنية لتقنيات قياس التدفق مثل PIV متحد البؤرة. يجب أن يكون نظام متحد البؤرة قادرا ليس فقط على تحديد نماذج التدفقات داخل القنوات الميكروية مع دقة مكانية و زمانية عاليتين، بل أيضا على تقديم قياسات السرعة للعديد من الصور المقطعة ضوئيا على طول عمق القناة الميكروية. على سبيل المثال، عند دمج قناة ميكروية من Polydimethylsiloxane (PDMS) مربعة أو مستطيلة، يسمح نظام PIV – الميكروي متحد البؤرة بتصوير جسيمات التتبع المزروعة في التدفق والحصول على الأشكال الجانبية للسرعة عن طريق القياسات المتعاقبة في مواقع مختلفة من العمق للحصول على معلومات ثلاثية الأبعاد عن سلوك تدفق السائل [227، 228]. كما في الأمثلة الأخرى، تم الحصول على الأشكال الجانبية للسرعة مع مثل هذا النظام لمعلقات خلية الدم الحمراء غير الحادة بشكل ملحوظ في المنطقة الوسطى؛ إلا أنه شكل الملامح الدقيقة تتوقف على الهيماتوكريت.

ورد في [229]، كيفية أداء نظام PIV الميكروي متحد البؤرة عالي السرعة في تطبيقه لقياس التدفق الداخلي لقطرة تعبر خلال قناة مكروية. يُمَكِّن النظام الباحثين من الحصول على سلسلة متعاقبة من الصور الطبقية لجسيمات بتباين عال وحاد بمعدل ٢٠٠٠ إطار في الثانية ويمكِّن من قياس توزعات سرعة التدفقات الميكروية بعمق بؤري ١,٨٨ ميكرومتر. ولقد قيست توزعات ثلاثية الأبعاد لمكونات السرعة الثلاثة لنقطة

تجري بعرض ١٠٠ ميكرومترا × وبعمق ٥٨ ميكرومتر. وتم الحصول على توزع السرعة الحجمية داخل القطرة وكذلك فحص البنية التشكيلية للتدفق الثلاثي الأبعاد 3D. تشير نتائج القياس التي تمت للشكل الجانبي الثلاثي داخل القطرة بوجه خاص، أنه يتم تشكل تدفق دوراني معقد ثلاثي الأبعاد 3D داخل القطرة.

اتجاه حديث آخر على دمج عدة تقنيات تعتمد على الليزر، على وجه الخصوص، PIV – الميكروي والملاقيط الضوئية (OT)، مما يسمح بمعالجة وتوصيف البيئة الميكانيكية داخل وحول الجسيمات بالمقاييس الميكروية في بيئة المائع. يفسح الجهاز الناتج المجال، (PIVOT – الميكروي)، لعالمٍ جديدٍ من الدراسات بالمقاييس الميكروية، مع الاستمرار في الحفاظ على القدرات الفردية لكل تقنية بصرية. وقد ظهر ذلك في [230]، مع القياسات المنفردة من تصلّب مصيدة ضوئية (~٧٠ بيكو نيوتن لكل ميكرومتر من أجل كرة ٢٠-ميكرومتر من البوليستيرين وعلاقة خطية بين قدرة الليزر و تصلّب المصيدة) وسرعات سائل ضمن جدار القناة الميكروية ٤٣٦ نانومتر. تم التحقق من صحة الجهاز المتكامل بمقارنة التنبؤات الحسابية للتدفق مع الشكل الجانبي للسرعة المقاسة حول جسيم مصطاد إما من أجل تدفق منتظم أو تدفق مفروض أو تدفق في القناة الميكروية تحركه الجاذبية (R^2= ٠,٩٨٨ RMS للخطأ =١٣,٠٤ ميكرومتر في الثانية) . أظهرت كل من التقنيتين أنه يهمل التفاعل بين جسيمات مصطادة قطرها ١٥-٣٥ ميكرومترا معرضة لسرعات سائل من ٥٠ إلى ٥٠٠ ميكرومتر في الثانية حتى في أعلى قدرة لليزر (١,٤٥ W). سوف توفر التقنيات المتكاملة منظورا فريداً نحو فهم الظاهرة الميكروية بما فيها الميكانيكا البيولوجية وحيدة الخلية و ميكانيكيات الموائع غير النيوتونية وعلم القوى المائية (هدروديناميكية) وحيدة الجسيم أو جسيم – جسيم.

أسفر اندماج فعال لتقنيات الليزر المختلفة لتسجيل سرعات تدفق 3D (ثلاثي الأبعاد) على تطوير مقياس سرعة صورة الجسيم الهولوغرافي (HPIV) [231–233]. خطوة التقدم الأهم التي قدمتها هذه الطريقة هي القضاء على معظم قيود عمق التركيز لـ PIV التقليدي بتسجيل صورة هولوغرافية (ثلاثية الأبعاد) لجسيمات التتبع. وهكذا، حتى أنه يمكن تسجيل تدفقات غير ثابتة في سجل واحد. وقد مكنت التطورات التكنولوجية الأخيرة لليزرات النبضية عالية القدرة واكتساب الصور الإلكترونية، بالإضافة لزيادة أداء معالجة الصور الرقمية إمكانيات التقدم الكبير نحو النظم العملية. يمكن تقسيم نهج مقياس السرعة بالتصوير الهولوغرافي الحديث إلى مجموعتين وفقا لنوع تسجيل الصورة الثلاثية الأبعاد: إما باستخدام مادة ناقلة فيزيائية أو حساس صور إلكتروني. ما يزال يستخدم إلى حد ما على الطراز القديم مستحلب هاليد الفضية للأفلام الفوتوغرافية خاصة عندما تحتاج إلى قدرة تمييز مرتفعة. لا يزال يوفّر التسجيل حتى لتشتت ضوء منخفض القدرة لجسيمات التتبع الصغيرة مع تمايز لا نظير له يصل إلى ٥٠٠٠ زوج من الخطوط /ملم وبحساسيات معقولة؛ ومع ذلك يتطلب معالجة كيميائية شاقة.

بُيّن في [234] أن الكمية الضخمة من البيانات التي يمكن تخزينها تحتاج إلى أفلام فوتوغرافية وإلى بذل جهد هائل لتحليل الصور الثلاثية الأبعاد التي أعيد تشكيلها. يتحقق التحليل الفعال لمئات الصور الثلاثية الأبعاد بإدماج مرشح حزمة ضوئي مع نظام مسح ضوئي آلي لإزالة ضجيج البقع وكشف جسيمات التتبع الصغيرة حتى بالقرب من جسيمات أكبر بكثير. تم اقتصاد تدفق البيانات بطريقة ضغط جديدة وفعالة جداً.

بينما ينخفض ضجيج البقع كثيرا عند الاستخدام الواسع لطريقة التسجيل خارج المحور off-axis، إلا أنه لا يزال لها تأثير كبير عندما يكون هناك مناطق منظمة بشكل كبير وكثيف تحت الفحص.

التصوير الثلاثي الأبعاد بالضوء- الطائر Light-in-flight holography (LiFH) هو وسيلة لإزالة الضجيج بتخفيض الترابط. تمت مناقشة تطبيق هذا النهج على تدفق نفق رياح كبير في [235]. عندما يتم تسَجيل كامل مجال منطقة العمق، ينقص العمق الفعال أثناء عملية أخذ البيانات وتخزينها read-out process إلى حد بعيد من صور الجسيم خارج التركيز الزائدة. يتم تحليل مجال الجسيم للصورة الحقيقية المرمزة رقمياً عن طريق الترابط الثلاثي الأبعاد المباشر للقيم الرمادية من مسحات العمق.

تسمح إعادة التشكيل من الصورة الثلاثية الأبعاد ذات التعرض المزدوج بترابطٍ مباشر للسعة العقدية لمجالات الجسيم موضعياً بطريقة (OCR) بإعادة التشكيل المُتَقارِن للجسم [236]. تكون طريقة القياس هذه مناسبة جداً داخل أسطوانات زجاجية سميكة (على سبيل المثال، البحث داخل محرك) لأنها تزيل الحاجة إلى تصحيح التشوهات باستخدام العناصر الضوئية ثلاثية الأبعاد. بدلاً من ذلك، فإنه يستخدم تحليل تتبع شعاع لرسم خرائط التصحيح. أدخلت مؤخرا إلى قياسات HPIV نسخة معدلة وراثيا من البروتين Bacteriorhodopsin (BR) للتقليل من وقت التأخير ومن الجهود المبذولة في معالجة أفلام التصوير القياسية. كما وضِّح في [237]، يسمح استخدام BR بتمايز ممتاز وحساسية بصرية كافية كما يسمح لمجموعة متنوعة من التكوينات، على وجه الخصوص، الاستفادة من مقدرته على تغيير حالة الاستقطاب في عملية إعادة التشكيل.

حاليا، يُعتبر BR مرشحا واعدا ليحل محل الأفلام الفوتوغرافية وهاليدات الفضة، وأيضا وسطا لتسجيل الهولوغرام ليتم مسحه ضوئياً ومعالجته رقمياً. لتعزيز معالجة البيانات، صممت أنظمة كمبيوترية للغرض الخاص من أجل HPIV الرقمي، كما هو موضح، على سبيل المثال، في [238]. استخدمت رقائق خاصة يمكن لها إعادة بناء ١٠٠صورة من شبكة صور ثلاثية الأبعاد ٢٥٦×٢٥٦ في ٢٦٦ ميلي ثانية لحساب كثافة جسم من صورة ثلاثية الأبعاد ، مثل هذه النظم الحاسوبية تُحسن من كفاءة التحليل في HPIV الرقمية تحسيناً هائلاً.

وتم مؤخرا الإعلان عن تطبيق بيولوجي محدد بطريقة PIV – الميكروي في [239]. قاس المؤلفون بواسطة برنامج PIV خاص مجالات السرعة التابعة للزمن للجريان البروتوبلازمي على كامل منطقة خلية غير متمايزة (المتصورة) من فطريات عفن الطين. وكشف الجمع بين هذه البيانات مع قياسات الحركات المتواقتة للمتصورة عن آلية فيزيائية بسيطة للتَحَرُّك. التدفق المكوكي للبروتوبلازما لم يكن حقا متماثلا بسبب الحركات الشبه التمعجية (الحركة الدودية) للمتصورة. عدم التكافؤ هذا يعني أن قدرة نقل الدفق غير متساوية في كلا الاتجاهين، الأمر الذي أدى إلى انزياح أمامي صافٍ لمركز الثقل. قد تكون هذه الآلية عامة لكافة الخلايا مع نوع متموريات الحركة.

في تطبيقات التشخيص السريري، يكون التصوير البسيط والسريع والعالي الجودة للشعريات الأحادية وللشبكات الشعرية هاما جداً. من مواقع معينة على الجسم البشري حيث يكون فيها مثل هذا التصوير سهل الإنجاز نسبيا والتي هي انثناءات أظافر الأصابع وعظام أصابع القدم.

أظهر الفَحْصُ المِجْهَرِيُّ الشعري لانثناءات الأظافر نسبة تكلفة /فعالية مثيرة للإعجاب: حيث إنها بسيطة، غير تغلغلية وغير مكلفة. تتضمن تسجيلات الفيديو

للتدفق RBCs عبر الشبكات الشعرية قدرا كبيرا من المعلومات المتصلة بنقل الأكسجين خلال دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة. استُخدِمَت تحاليل صور لتسجيلات الفيديو هذه على نطاق واسع لتحديد ديناميكا الـ RBC (السرعة والكثافة المستقيمة ومعدل التجهيز) والأَكْسَجَة. ومع ذلك ليست كل الشعريات في مجال الرؤيا المعطى مناسبة لتحاليل الصور. عادة، ما تكون المقاطع الشَعرية والتي هي مستقيمة نسبيا وفي التركيز الحاد والمُظهِرة للتدفق الفردي RBCs والمفصولة تماما بثغرات البلازما مرشحات جيدة للتحليل. طورت أدوات مختلفة لمعالجة الصور وما يزال يجري تطويرها للمساعدة في اختيار هذه الشعريات للتحاليل، وللحصول على نظرات سريعة للتدفق RBC خلال دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة (انظر، على سبيل المثال، [240–244]).

من الممكن على وجه الخصوص، تسليط الضوء على جميع الشعريات التي تحتوي على RBCs في مجال رؤية معين والتعرف على الشعريات التي تظهر كثافة خطية عالية أو تدفقا متوقفا: أو التعرف على الأجزاء الشعرية التي هي في التركيز الجيد والمشبعة بـ RBCs والبلازما وتعبر عن تردد عبور الـ RBCs المفصول بثغرات البلازما. لذا، تكون تقنيات مرئيات التدفق أدوات قيّمة للمساعدة في دراسة تركيز الصورة وهندسة الشبكة ومسار تدفق RBC والديناميكا والتي يمكن أن تستخدم في تحديد الشعريات لتحاليل تفصيلية لاحقة لتزويد معلومات كمية عن تدفق RBC بالإضافة للمعلومات الديناميكية، يمكن أن يحلل كمياً ضرر الوعاء الميكروي الطرفي، الذي هو نموذج للعديد من الأمراض، ومنها على وجه الخصوص ما يتسم بزيادة التعديلات الهيكلية للشعريات (شعريات العملاقة والنزف الميكروي) مع الانخفاض التدريجي لكثافتهم.

لتوسيع نطاق السرعات قابلة للقياس إلى حوالي ٢٠ ميليمترا في الثانية ، يمكن أن يستخدم قفل إلكتروني لكاميرا CCD مقوية لإنتاج صور متعددة لـ RBC فردي بنفس إطار الفيديو [245]. وتحسب السرعة كحاصل ضرب المسافة بين النقطة المركزية لموقعي صورة متتابعتين للـ RBC وتردد مُشَدَّد لإغلاق الكاميرا. تم تنفيذ هذا النهج من التجارب في الأوعية الدموية الميكروية للعضلة المبعدة للقَداد (الهمستر) بأقطار تتراوح بين ٨ إلى ٥٠ ميكرومترا ، و وجد أن الأشكال الجانبية للسرعة المتوسطة أبسط مما كان يتوقع من أجل تدفق بوازوي Poiseuille. أظهر تتبع مفرد RBCs على طول شريان غير تشعبي وجود تغيرات زمانية كبيرة في السرعة.

يمكن إجراء تصوير RBCs فردي مع تمايز مكاني ميكرومتري وقياس RBC لسرعات تدفق بتمايز زماني برتبة ميلي ثانية باستخدام مجهر ثنائي الفوتون [246]. على سبيل المثال، باستخدام التقنية هذه للتصوير في الجسم الحي RBCs الفردي في الشعريات الكُبَيبيّة في البصلة الشَّمية الظهرية للفئران، وجد المؤلفون أن تَنْبيه الرائحة يثير ردود فعل الأوعية الدموية الشعرية والتي تختص بالأوعية الدموية الصغيرة وبالرائحة. تتكون ردود الفعل هذه من زيادات، وكذلك من انخفاضات في تدفق RBC، النتيجتان مستقلتان عن التغييرات في سرعة RBC أو الكثافة الخطية. تم إثبات أن الطبقات السطحية للأوعية الدموية الشعرية للبَصَلَة الشَّمِّيَّة تستجيب بدقة لمناطق التنشيط المَشْبَكيّة.

لتوضيح وظيفة نظام دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة، من المهم جداً معرفة توزع سرعات تدفق الدم داخل الأوعية الدموية الميكروية. والتي يمكن القيام بها تلقائياً بواسطة ترابط الصورة [247]. تكافئ "النافذة" في طريقة ترابط الصورة أجهزة الاستشعار في طرق القياس الأخرى المختلفة. من الممكن قياس سرعات تدفق الدم في الجسم الحي بدرجة عالية من الدقة بتخفيض حجم النافذة الدائرية إلى حجم الكُرَيَّةِ

الحَمْراء. وعلى وجه الخصوص، فإنه من الممكن تسجيل الصور مع نظام كاميرا فيديو فائقة السرعة بدقة زمنية عالية، على سبيل المثال، في حالة فَرْطِ ضَغْطِ الدَّم لتحديد المواقع داخل الوعاء الدموي التي تتدفق فيها الكُرَيَّةُ الحَمْراء بسرعة أكبر و يتعرض جدار الوعاء فيها موضعياً إلى إجهاد قص أعلى، والذي يمكن أن يسبب مزيداً من تطور المرض (علم الأمراض). ويدرس مثال آخر لتنظيم تدفق الدم الظاهر، أي التنظيم ذاتي التنسيق للـ RBCs في تدفقها على طول الأوعية الدموية الميكروية والتي تعرِّف فعلا خصائص جريان الدم في تجاويفها [248]. هذه الدراسات على غاية من الأهمية لأن العديد من اضطرابات التدفق الدموي الموضعية في الأوعية الدموية الميكروية مرتبطة بتكثيف التجميع والتراكم الموضعي اللاحق في تجويف الوعاء الميكروي، مما يستتبع اضطرابات لتنظيم تدفق الدم. لا تشارك خلايا الدم البيضاء والصفائح الدموية مباشرة بتنظيم تدفق الدم العادي في الأوعية الدموية الميكروية، ولكن يمكن أن تؤثر إلى حد كبير على تنظيم تدفق الدم العادي وسرعة التدفق تحت ظروف مرضية مختلفة.

(٦,٧) خلاصة ونتائج
Conclusions

هناك طلب كبير على تقنيات قياس السرعة، ويتزايد عدد الطلبات بصورة هائلة. يوجد للمراقبة و للتحكم غير المعيقة بسرعة التدفق العديد من التطبيقات في البيئات الفسيولوجية والصناعية والطبيعية. كما أن البحوث الأساسية بحاجة أيضا لمقاييس سرعة موثوقة لمختلف التطبيقات في الفيزياء والميكانيكا، و الكيمياء، وعلم الأحياء، والطب الأساسي. قياسات التشخيص السريري بحاجة إلى حساسات سرعة جديدة أسرع و بوثوقيةَ أعلى.

يلعب مقياس السرعة الليزري دوراً هاما، إذ إنه يوفر العديد من المزايا مقارنة بالأساليب التقليدية لقياس السرعة: مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح الحراري، مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح البوصلي، مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح فوق الصوتي، الخ. توفر قياسات سريعة بدقة عالية ومن دون- اتصال والتي يمكن أن تجرى في بيئات قاسية. ولقد قمنا في هذا الفصل ،بتغطية فقط لعدة نهج قائمة في مقياس السرعة الحديثة. كما أبرزنا أنظمة ليزرية تعتمد على تأثير دوبلر، مثل الليدار، والمجاهر، وجِهاز التَّصْويرِ المَقْطعيّ بالترابط المنخفض، و أنماط التصوير، ووضَّحنا أداءها وإمكانياتها وطاقاتها بواسطة الأمثلة التي اعتبرناها أكثر إمتاعاً. لم يسمح لنا ضيق المكان لمناقشة تقنيات مقياس السرعة المعتمدة على البقع الليزرية والوميضية والتي وجدت لها العديد من التطبيقات الهامة. مثل هذه الظاهرة وظواهر أخرى مثيرة للاهتمام مثل الخلط الذاتي والتي تعتمد عليها العديد من حساسات السرعة تركت أيضا خارج نطاق هذا الفصل. يمكن تفسير ذلك فقط بالمجال المحدود للاهتمامات الشخصية للكاتب. ومع ذلك، يكون الاستنتاج الرئيسي أنه ستظهر مجموعة متنوعة من التطورات و التطبيقات الجديدة في مقياس السرعة الليزري بسبب البحوث الجديدة العديدة المثيرة للاهتمام، في هذا المجال.