الفصل الحادي عشر

مقاييس تدفق الدم
BLOOD FLOWMETERS

إن تدفق الدم أحد أهم المؤشرات الفيزيولوجية والأكثر صعوبة للقياس بشكل دقيق. يجب أن تُحقق تجهيزات قياس التدفق خلال الأوعية الدموية ضمن الجسم مواصفات صارمة محددة، مثل اعتماد متطلبات الحساسية والاستقرار على مطال التدفق وموقع وقطر كل وعاء. يتغير متوسط سرعات تدفق الدم ضمن نطاق واسع في الأوعية ذات الأقطار من ٢ سنتمتر إلى عدة مليمترات. إضافة إلى تحقيق المتطلبات الفنية يجب أن يحقق نظام القياس متطلباً إكلينيكياً محدداً وهو أن يكون قليل الجراحة. وبذلك فإن قياس تدفق الدم هو مشكلة هندسية إكلينيكية صعبة. ومن الطبيعي أنه قد تم تطوير العديد من التقنيات في محاولة لتحقيق متطلبات نظام مثالي لقياس التدفق.

هناك العديد من التقنيات المستخدمة بشكل واسع لقياس تدفق وسرعة الدم، وقد صُنفت إلى باضعة (جراحية) وغير باضعة (خلال الجلد). ومن الواضح أن الطريقة الأكثر دقة هي ببساطة قَطع الوعاء وتوقيت تدفق الدم في وعاء مُعايَّر. إلا أن هذا الإجراء مُتطرِّف جداً بالنسبة لمعظم البروتوكولات. يشرح هذا الفصل مقاييس تدفق الدم الأكثر استخداماً.

(١١,١) مقياس تدفق الدم الكهرومغناطيسي
Electromagnetic Blood Flowmeters

إن الجهاز الأكثر استخداماً لقياس تدفق الدم هو من النوع الكهرمغناطيسي. يمكن في هذا النوع من الأجهزة قياس تدفق الدم في الوعاء الدموي السليم بدون إدخال قُنيات إلى الوعاء وبظروف أشبه بالمستحيلة لولا وجود هذه الأجهزة. رغم ذلك فإن هذه الطريقة تتطلب أن يكون الوعاء الدموي ظاهراً بحيث يمكن وضع رأس التدفق أو مجس القياس على الوعاء.

يعتمد مبدأ العمل الأساسي لجميع مقاييس التدفق الكهرومغناطيسية على قانون فراداي للتحريض الكهرومغناطيسي والذي يُقر أنه يتم تحريض قوة كهرومغناطيسية *emf* في ناقل عند تحريكه بزوايا قائمة خلال مجال

مغناطيسي باتجاه متعامد مع المجال المغناطيسي وطوله. تؤمن المجموعة الكهرومغناطيسية في مقياس التدفق المجال المغناطيسي الموضوع بشكل متعامد للوعاء الدموي (الشكل رقم ١١,١) الذي يُقاس فيه التدفق.

يقوم مجرى الدم الناقل بقطع المجال المغناطيسي حيث يتم تحريض جهد كهربائي في مجرى الدم. يُلتقَط هذا الجهد الناتج بواسطة الكترودين مدمجين في المجموعة الكهرومغناطيسية. يتناسب مطال الجهد المُلتقَط مباشرة مع شدة المجال المغناطيسي وقطر الوعاء الدموي وسرعة تدفق الدم، أي:

$$e = CHVd$$

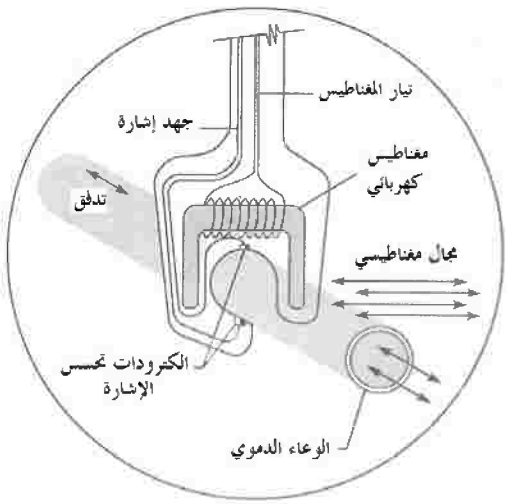
حيث: e الجهد المُحَرَّض

H شدة المجال المغناطيسي

V سرعة تدفق الدم

d قطر الوعاء الدموي

C ثابت التناسب



الشكل رقم (١١,١). مبدأ مقياس التدفق الكهرومغناطيسي.

إذا لم تتغير شدة المجال المغناطيسي وكذلك قطر الوعاء الدموي، فإن الجهد المُحَرَّض سيكون تابعاً خطياً لسرعة تدفق الدم. وبذلك فإن $e = C_1 V$ حيث C_1 هي ثابت ويساوي CHd.

أيضاً، يُعطى معدل التدفق Q في أنبوب ما بالتالي:

$$Q = V\,A$$

وبذلك،

$$V = Q/A$$

حيث A مساحة مقطع الأنبوب. وبذلك:

$$e = C_1 \times Q/A = C_2 \times Q$$

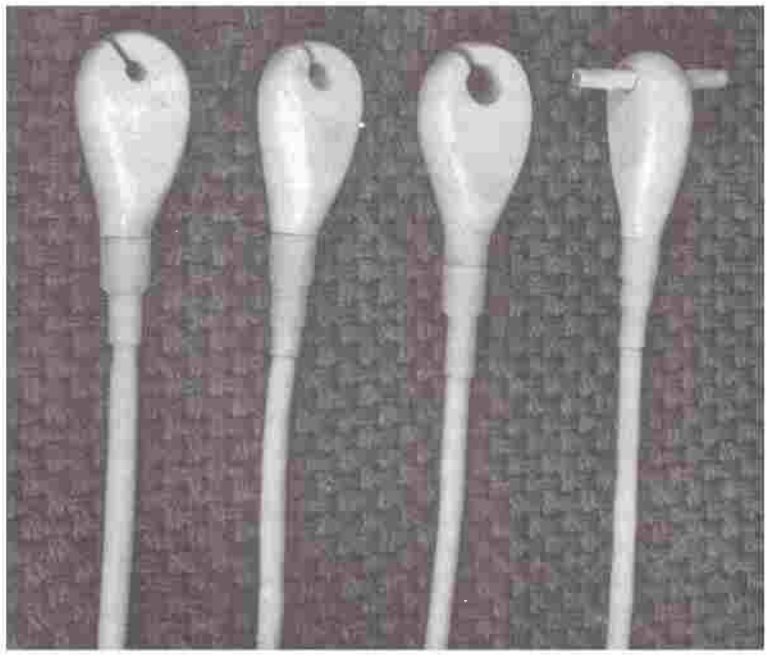
حيث C_2 ثابت عام ويعطى بـ C_1/A. تُبيّن هذه المعادلة أن الجهد المُحَرَّض يتناسب مباشرة مع معدل التدفق عبر الوعاء الدموي.

يُضخَّم الجهد المُحَرَّض المُلتقط بواسطة الالكترودات ويُظهر/يُسجل على نظام مناسب. يُعاير النظام بالنسبة للتدفق الحجمي كتابع للجهد المُحَرَّض. يبقى قطر الوعاء الدموي ثابت بواسطة محيط ثقب المجس المحيط بالوعاء.

تصُّح العلاقة المبينة أعلاه فقط إذا توفرت شروط التناظر المحوري وإذا تم اعتبار سرعة الدم مستقلة عن بروفيل السرعة. وفقط عند ذلك، فإن الجهد المُحَرَّض يتعلق مباشرة مع التدفق الحجمي للدم.

تصميم مبدل التدفق: إن مبدل مقياس التدفق الكهرومغناطيسي الفعلي (Wyatt, 1984) هو أنبوب مصنع من مادة غير مغناطيسية لضمان عدم تجاوز الدفق المغناطيسي للسائل المتدفق وذهابه إلى جدران الأنبوب. يُصنَّع الأنبوب من مادة ناقلة ويكون بشكل عام ذو بطانة عازلة لمنع قِصَر الـ *emf* المُحَرَضة. يتم التقاط emf المُحَرَضة بواسطة الكترودات نقطية مصنعة من الستانلس ستيل أو البلاتينيوم.

يتضمن رأس التدفق (الشكل رقم ١١,٢) على شق يتم خلاله إدخال الوعاء الدموي السليم ليتوضع بشكل ملائم ومحكم. وبذلك، يجب أن يترافق مقياس التدفق مع عدة مجسات بقياسات مختلفة لتطابق المجال الكامل لقياسات الأوعية الدموية ذات الأقطار المختلفة. ومن الطبيعي أن يكون بناء رؤوس تدفق للاستخدام على الأوعية الدموية الصغيرة جداً أمراً أكثر صعوبةً. ورغم ذلك، فقد بين النتاج العلمي وجود رؤوس تدفق صغيرة ذات قطر خارجي بمرتبة ١ ميليمتر.



الشكل رقم (١١,٢). أنواع مختلفة لرؤوس التدفق. عن (Courtesy: Cardiovascular Instruments Ltd.).

يتناسب الجهد الكهربائي المُحَرَّض بالتدفق في مقياس التدفق الكهرومغناطيسي ضمن حدود معينة، طردياً مع سرعة التدفق. سرعة التدفق هي المتوسط عبر مجرى التدفق في حال بروفيل السرعة المتناظر محورياً. يبدو أن متوسط سرعة التدفق في الشرايين هو من ٢٠ إلى ٢٥ سنتمتر/الثانية وفي الأوردة من ١٠ إلى ١٢ سنتمتر/الثانية. تم اعتبار سرعة ١٥ سنتمتر/الثانية في النظام الوعائي القلبي لتصميم المجس. من أجل المجسات غير- المُقنّاة فقد تم اختيار مجال مغناطيسي منتظم فوق منطقة القياس بحيث يكون شكله مناسب وقياسه صغير (Cunningham et al. 1983). استُخدمَت في المجسات مغانط كهربائية ذات قلب حديدي بقطر من ١ إلى ٨,٢ ميليمتر، كما استُخدمَت مغانط كهربائية ذات قلب هوائي في الأقطار الأكبر من ٨,٢ ميليمتر. يمكن أن تَستخدِم المجسات المُقنّاة، للاستخدام خارج الجسم، شدات حقل قياس مغناطيس أكبر باعتبار أن قيد القياس الصغير قد أصبح غير موجودٍ.

للحصول على تسجيل موثوق للتدفق هناك ضرورة لتضيق محدد للوعاء ضمن المجس للمحافظة على تلامس جيد. ومن أجل وضع حد لهذا التضيق، فقد تم اختيار مجال ازدياد في القياسات يساوي ٢٠٪. يجب أن يكون المجس مغلفاً بمادة خاملة بيولوجياً وذات مقاومة عالية للكهرباء والمواد الكيميائية، مثل المطاط السيليكوني، وذلك لحماية المجس من العوامل الكيميائية. يمكن عموماً تعقيم المجس بالطرق الكيميائية. تتم معايرة المجس في محلول ملحي ٠,٩٪ خلال التصنيع حيث يُعطى كل مجس مُعامِل معايرة محفور على مُوصِل المجس. يُحدَّد هذا المعامل على مقاومة متغيرة متعددة الدورات من أجل تعديل التضخيم وإعطاء خرج ذو مجال كامل على مقياس الإظهار.

عادة ما يتم تجهيز المبدلات بإلكترود أرضي داخلي بحيث لا يكون هناك ضرورة لأرضي خارجي. يجب أن يتألف الكابل الواصل من المبدل إلى الجهاز من سلك تفلون معزول ومُحجَّب بشكل كامل بجديلة نحاس قصديري. يجب أن يكون الكابل مغطى بالكامل بأنبوب من المطاط السيليكوني الطبي ومُشرَّب بالمطاط السيليكوني لتخفيض التسريب والضجيج الكهربائي إلى الحدود الدنيا. يجب أن يتم فحص المبدلات عند مقاومة أصغرية ١٠٠٠ ميغا أوم بين الملف والإلكترودات وذلك بعد التغطيس الطويل بالسائل الملحي.

يتأثر نمط الرفض المشترك بفرق ممانعات الكترودات الالتقاط للمبدل ويكون أعظمياً فقط عندما تكون هذه الممانعات متطابقة. تقع ممانعات الإلكترودات بين ١ كيلو أوم و١٠ كيلو أوم في السائل الملحي، تُعتبَر القيم ١,٥–٢ كيلو أوم نموذجية لإلكترودات الذهب المُعتَّم والبلاتين المطلي بالبلاتين. يجب ألاَّ تقل ممانعة النمط المشترك لدارة القياس عن ١٠٠ ميغا أوم لضمان أن تغيرات عدة مئات من الأومات بين ممانعات زوج إلكترودات المبدل لا تؤثر على رفض النمط المشترك بشكل كبير.

استَخدمَت النماذج القديمة من مقاييس التدفق الكهرومغناطيسية مغانط دائمة حيث تم استبدالها لاحقاً بمغانط كهربائية تتم تغذيتها بالترددات الرئيسية. أدى التداخل الكبير من الجهود الرئيسية عند إلكترودات المبدل إلى انحراف خط الأساس وضعف نسبة إشارة إلى ضجيج. لقد تم تجريب عدة أنواع من أشكال الموجات وبترددات مختلفة في محاولة للتغلب على هذه الصعوبات. تتوفر حالياً مقاييس تدفق كهرومغناطيسية تعمل ملفاتها المغناطيسية على أشكال موجات تيار جيبية أو مربعة أو على شكل شبه منحرف.

للمجس شق مفتوح على أحد أطرافه يجعل إمكانية وضعه فوق الوعاء الدموي ممكناً بدون قطع الوعاء. يجب أن يلاءم الشق الوعاء خلال الانبساط بحيث يكون تلامس الالكترودات جيداً. تُصنَّع الإلكترودات في زيادات ١ ميليمتر في المجال من ١ إلى ٢٤ ميليمتر؛ لضمان إمكانية استخدامها على شرايين متعددة القياسات. لا تعمل المجسات عموماً بشكل مُرضي على الأوردة لأن الالكترودات لا تكون على تلامس جيد عند انطواء الأوردة. تمت بعض المحاولات لتصغير رأس التدفق وصولاً لمرحلة إمكانية تثبيته على قمة القثطار. هناك حاجة لمثل هذه التجهيزات في الدراسات القلبية الإكلينيكية والتجريبية لتخطيط حالات السرعة لنظام الدوران بأكمله.

(١١,٢) أنواع مقاييس التدفق الكهرومغناطيسية

Types of Electromagnetic Flowmeters

تتألف مقاييس التدفق الحديثة بشكل أساسي من مولد تيار متناوب ومجموعة المجس وسلسلة من المضخمات المربوطة سِعَوياً ومفكك تعديل ومضخم dc وجهاز تسجيل مناسب. يمكن أن يكون شكل موجة تيار تزويد المغناطيس الكهربائي بالطاقة جيبياً أو مربعاً.

(١١,٢,١) مقاييس التدفق جيبية الموجة Sine wave Flowmeters

يُغذى مغناطيس المجس، في مقياس التدفق ذو الموجة الجيبية، بالطاقة بموجة جيبية ونتيجة لذلك يكون الجهد المُحَرَّض الناتج ذو طبيعة جيبية. المشكلة الرئيسية التي يتم مواجهتها في المجال المغناطيسي من النوع الجيبي هو أن الوعاء الدموي والسائل الموجود بداخله يعملان كملف ثانوي لمحوِّل عندما يتم إثارة مغناطيس المجس. توجد نتيجة لذلك، إضافة إلى الجهد المُحَرَّض بالتدفق، جهد تشويش صنعي مُحَرَّض تتم الدلالة عليه عادة بـ "جهد المحوِّل".

إن "جهد المحوِّل" أكبر بكثير من الإشارة أو الجهد المُحَرَّض بالتدفق وهو خارج عنه بالطور بـ ٩٠ درجة. وهذا ما يسبب أيضاً انحراف خط الأساس مما يستدعي استقرار عالي الطور في دارات المضخم ومفكك التعديل.

تم في النماذج القديمة لمقاييس التدفق جيبية الموجة التخلص من الجهد غير المرغوب بحقن الإشارة بجهد مساو له بالشدة ومعاكس له بالطور. وبذلك تُلغى إشارة التشويش الصنعي ويبقى الجهد المُحَرَض بالتدفق من أجل الإظهار.

الطريقة البديلة للتخلص من الجهد المُحَرَّض بالمحول في مقاييس التدفق جيبية الموجة هي استخدام مضخم تبويب. يسمح عمل هذا المضخم بتضخيم الإشارات فقط خلال جزء من الدورة حيث تكون الجهود المُحَرَّضة بالتدفق أعظمية والجهود المُحَرَّضة بالمحول أصغرية. يُمنع بهذه الطريقة جهد التشويش الصنعي من أن يُضخم. يُعرف هذا النوع من الأجهزة بـ " مقياس التدفق جيبي الموجة المبوب".

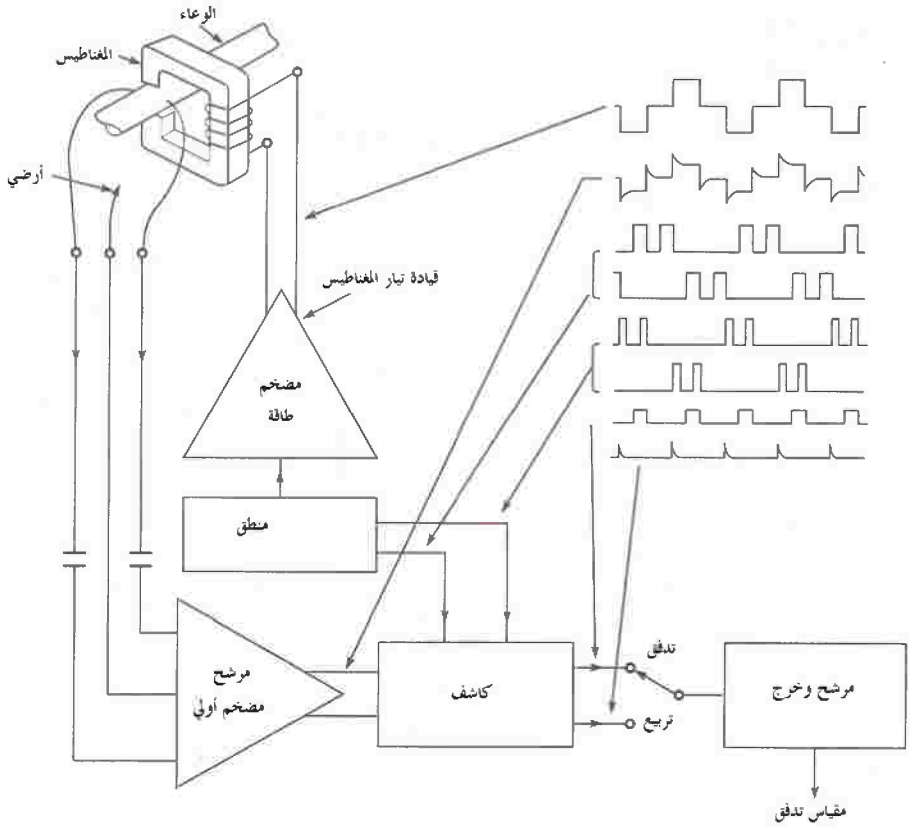
تتطلب مقاييس التدفق جيبية الموجة دارات إلكترونية معقدة لحذف الجهد المُحَرَّض بالمحول من الجهد المُحَرَّض بالتدفق. وباعتبار أن شكلي الموجة من نوع واحد، فإن التخلص الكامل من جهد التشويش الصنعي يصبح غاية في الصعوبة. يعطي نظام الموجة الجيبية بدون أي شك نسبة إشارة إلى ضجيج جيدة ولكنه يفرض متطلبات استقرار طور صارمة مع ازدياد التردد.

(١١,٢,٢) مقاييس التدفق مربعة الموجة Square wave Electromagnetic Flowmeters

تختلف هذه المقاييس عن مقاييس التدفق جيبية الموجة بأن جهد التغذية المُعطى للمغناطيس هو موجة مربعة وبذلك، فإن الجهد المُحَرَض هو أيضاً موجة مربعة. إن لمقياس التدفق ذو الموجة المربعة متطلبات أقل صرامةً بالنسبة لاستقرار الطور مقارنة مع النوع ذو الموجة الجيبية لأنه يُخمِّد الجهود المتعامدة بسهولة نسبية. كما أنه من الأسهل التحكم بشكل موجة ومطال تيار التغذية بالطاقة في حال نظام الموجة المربعة.

إن الجهد المُحَرَّض بالمحول في هذه الحالة هو فقط نبضة شوكية (Spike) متطابقة مع بداية الجهد المُحَرَض بالتدفق ذو الموجة المربعة. يُصبح فصل هذين الجهدين سهلاً بتبويب المضخم لفترات قصيرة جداً. يُطلب التغييب (Blanking) في مقاييس التدفق ذات الموجة المربعة فقط خلال الجزء الذي ينعكس فيه تيار المغناطيس حيث يعمل المضخم خلال الجزء المستوي من الموجة المربعة. تُعدَّل الموجة المربعة مطالياً بتغيرات تدفق الدم ويجب فك تعديلها قبل تغذيتها إلى المُسجل.

يبين الشكل رقم (١١,٣) مخطط صندوقي لمقياس تدفق الدم كهرومغناطيسي مربع الموجة.



الشكل رقم (١١,٣). مخطط صندوقي لمقياس تدفق كهرومغناطيسي مربع الموجة.

المُبدل: يتألف مبدل التدفق من مغناطيس كهربائي يؤمن مجالاً مغناطيسياً متعامداً مع اتجاه التدفق ويوضع ضمن المجال زوج من الكترودات الالتقاط يتعامد محورها مع كلاً من المجال ومحور التدفق. قد تكون الالكترودات على اتصال إما مع الدم المتدفق أو مع السطح الخارجي للوعاء الدموي الحامل للدم المتدفق. يدعى الأول "بمقياس التدفق ذي القُنية" ويدعى الثاني "بمقياس التدفق ذو الكم".

المضخم الأولي: يُعطى الجهد المُحَرَّض المُلتقط بالالكترودات إلى مضخم أولي منخفض الضجيج عبر ترابط سعوي. يجب أن يتمتع المضخم الأولي بنسبة رفض نمط مشترك (CMMR) وممانعة دخل عاليتين جداً. إن الـ CMMR للمضخم الأولي المُستخدم من قِبَل (Goodman 1969(a)) هي ١٠٦ ديسيبل (١ : ٢٠٠,٠٠٠) وممانعة دخل النمط المشترك تساوي ١٥٠ ميغا أوم. إن ربح المضخم الأولي هو بمرتبة ١٠٠٠. كما يجب على المضخم الأولي أن يتضمن إمكانية "موازنة المجس" التي يمكن من خلالها اختيار الإشارات المتفقة بالطور مع تيار المغناطيس لموازنة جهود الخلفية

المتوافقة بالطور مع جهود التدفق. يمكن توصيل إشارة مُعايرة بمطال ٣٠ ميكروفولت إلى المضخم الأولي بمفتاح ناخب دخل.

إن الجهد الضجيجي المتولد في المضخم الأولي هو عامل مهم في أداء مقياس التدفق الكهرومغناطيسي. يتبين هذا الجهد الضجيجي كحركة عشوائية لخط أساس التدفق المُسجَّل. وعند تمثيله كتدفق، فإنه يُشكِّل عادة من ١ إلى ٢٪ من خرج المجال الكامل للمجس المُختار. على سبيل المثال، يعطي المجس ذو ٢,٧ ميليمتر انحراف كامل المجال عند ٥٠٠ ميلليتر / دقيقة، وبالتالي فإن الضجيج يكافئ ١٠ ميلليتر / دقيقة.

دارة التبويب: يساعد مضخم التبويب في إزالة الجهود الزائفة المتولدة خلال انعكاس تيار المغناطيس. ولكي يبدي مقياس التدفق استقرار خط أساس مقبول، يجب جعل الإشارات الزائفة الناتجة خلال انعكاس تيار المغناطيس وتلك الإشارات المتفقة بالطور مع جهود التدفق مهملة. يتم التحكم بفعل التبويب عبر الدارة التي تؤمن تيار الإثارة إلى المغناطيس الكهربائي.

مضخم تمرير حزمة: يأتي بعد مضخم التبويب مضخم تمرير حزمة RC، والذي يُمرَّر خلاله انتقائياً إشارة الموجة المُربعة المُضخمة. يُحافَظ على ذروة الاستجابة على ٤٠٠ هرتز. تقع نقاط ٣ ديسيبل عند ٣٠٠ و٥٠٠ هرتز. إن ربح هذا المضخم هو نموذجياً ٥٠، كما أن شكل الموجة بعد هذا المضخم جيبيٌ مُشوَّه.

الكاشف: يُستخدَم كاشف حساس للطور لاسترجاع الإشارة المُماثِلة لمعدل التدفق المقاس. لا يؤمن هذا النوع من مفكك التعديل نسبة إشارة إلى ضجيج أعظمية فقط بل أيضاً يساعد في رفض الجهود التداخلية عند ترددات أخفض بكثير من تردد الحامل.

مرشح التمرير المنخفض ومرحلة الخرج: تُعطى إشارة مفكك التعديل إلى مرشح تمرير منخفض RC فعال يؤمن استجابة ترددية منتظمة وإزاحة طور خطية في المجال ٠–٣٠ هرتز. يتبع ذلك دارة مكامل تؤمِّن خرج يتوافق مع متوسط التدفق. يمكن أن تُعطى إشارة الخرج التي تم الحصول عليها إلى مُسجل لقراءة مُعدَّل تدفق الدم من المقياس المُعايَّر.

قيادة تيار المغناطيس: إن تيار التحريض المُغذى إلى المغناطيس الكهربائي هو تيار موجة مربعة بذروة ١ أمبير. يُعطى هذا التيار من مصدر الممانعة العالية لضمان بقاءه ثابتاً مع تغيرات مقاومة ملفات المغناطيس حتى ٥ أوم. يُغذى دخل الموجة المربعة إلى مرحلة مضخم الطاقة، التي تُغذي التيار إلى المغناطيس الكهربائي، من مهتز متعدد حر الحركة يعمل عند ٤٠٠ هرتز.

الخط المرجعي ذو التدفق صفر: يجب تحديد الإشارة التي توافق "التدفق صفر" قبل إجراء قياس تدفق الدم بمقاييس التدفق الكهرومغناطيسية. ورغم أن إزالة تغذية الطاقة للمغناطيس تُنتج خط مرجعي صفري، إلا أن هذا الخط ولسوء الحظ لا يتوافق دائماً مع خط "التدفق صفر" الفيزيولوجي. يعود ذلك إلى بعض التأثيرات عند واجهة

الربط بين الإلكترود والوعاء. يجب أن تكون الطريقة البديلة إغلاق الوعاء الدموي الذي يُقاس التدفق. استُخدمت عدة أنظمة للإغلاق (Jacobson and Swan, 1966). ولكن هناك اعتراض مهم لاستخدام هذه الأنظمة بسبب ضرورة إغلاق الوعاء، للحصول على مرجع التدفق صفر، مما قد يؤدي إلى إنتاج تشنج وبذلك تغيير في تدفق الدم.

(١١,٣) مقاييس تدفق الدم فوق الصوتية
Ultrasonic Blood Flowmeters

هناك من حيث الأساس نوعان لمقاييس سرعة تدفق الدم فوق الصوتية. النوع الأول هو مقياس سرعة زمن العبور والنوع الثاني هو نوع إزاحة دوبلر. حَلَّ جهاز دوبلر عبر الجلد في القياسات الإكلينيكية الروتينية إلى أبعد الحدود مَحَل أجهزة زمن العبور. وبذلك، فقد تركزت معظم الجهود الحديثة على تطوير أجهزة إزاحة دوبلر، والتي تتوفر حالياً لقياسات سرعة الدم والتدفق الحجمي واتجاه التدفق وبروفيل التدفق ولرؤية السطح الداخلي للوعاء الدموي.

(١١,٣,١) مقاييس سرعة التدفق بإزاحة دوبلر Doppler-Shift Flow-Velocity Meters

إنها تقنية غير باضعة لقياس سرعة الدم في وعاء محدد من على سطح الجسم. تعتمد التقنية على تحليل إشارات الصدى من الخلايا الحمراء في البنية الوعائية. يتغير تردد إشارات الصدى نسبةً إلى تردد إرسال المجس بسبب تأثير دوبلر. إن إزاحة تردد دوبلر هو مقياس لقياس سرعة التدفق.

يبين الشكل رقم (١١,٤) المبدأ. تتبعثر الأمواج فوق الصوتية الواردة بسبب خلايا الدم وتُستقبَل الموجة المُبعثَرة بواسطة مبدل ثاني. تتناسب إزاحة التردد الناتجة عن حركة المُبعثِرات طرداً مع سرعة المُبعثرات. تحدث تغيرات التردد أولاً عندما تصل الأمواج فوق الصوتية إلى "المُبعثِر" وثانياً عندما تُغادر المُبعثِر. إذا كان الدم يتحرك باتجاه المُرسل، فإن التردد الظاهر f_1 يُعطى بالتالي:

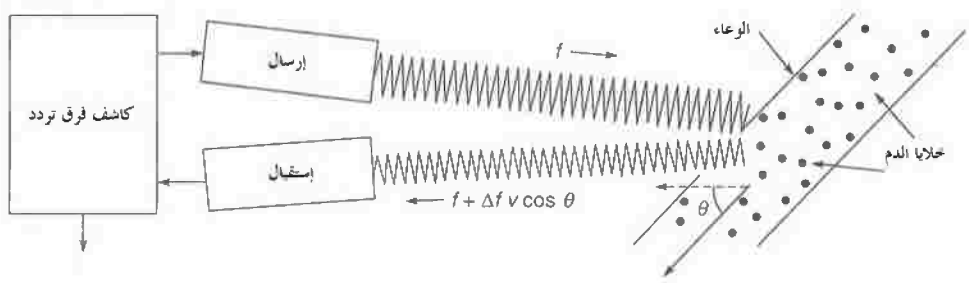
$$f_1 = \frac{(C - v\cos\theta)}{C} \qquad (١)$$

حيث f التردد المُرسل

C سرعة الصوت في الدم

θ زاوية ميل الموجة الواردة بالنسبة لاتجاه تدفق الدم

v سرعة خلايا الدم



الشكل رقم (١١,٤). مبدأ مقياس سرعة التدفق فوق الصوتي بإزاحة دوبلر.

بافتراض أن كلاً من الإشعاعات الواردة والمبعثرة تميل بزاوية θ بالنسبة لاتجاه التدفق كما هو مبين في الشكل رقم (١١,٤)،

$$f_2 = f_1\left[\frac{C}{C + v\cos\theta}\right] \qquad (٢)$$

إزاحة دوبلر الناتجة هي :

$$\Delta f = f - f_2 = f - f_1\left[\frac{C}{C + v\cos\theta}\right] \qquad (٣)$$

وبتعويض $f1$ من المعادلة (١) :

$$\Delta f = f - \left[\frac{f(C - v\cos\theta)}{C}\right]\left[\frac{C}{C + \cos\theta}\right]$$

$$\Delta f = f - \left[1 - \frac{(C - \cos\theta)}{(C + \cos\theta)}\right]$$

باعتبار أن $C >> v$:

$$\Delta f = \frac{2\ f\ v\cos\theta}{C}$$

$$v = \frac{\Delta f\ C}{2\ f\cos\theta}$$

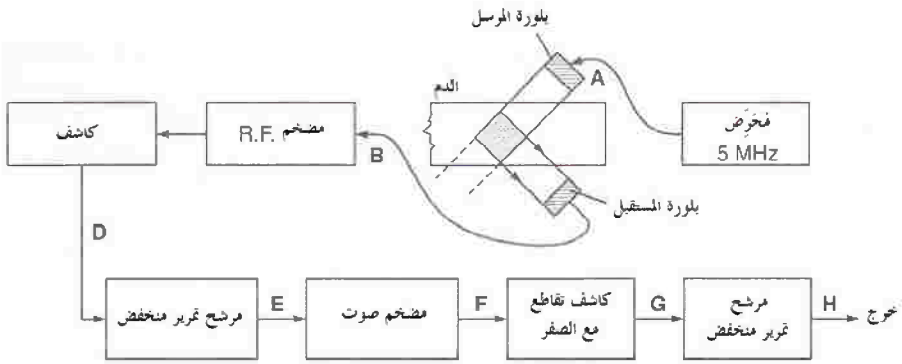
تُشكِّل هذه العلاقة أساس قياس سرعة الدم. واعتماداً على الاستخدام، قد يكون مطلوباً إما إشارة تتناسب مع متوسط السرعة اللحظية أو إشارة تتناسب مع ذروة السرعة اللحظية. من الأسهل الحصول على ذروة الإشارة وقد تبين أنها تفيد بشكل مخصص في تحديد موقع وكَم الأمراض الوعائية المحيطية (Johnston et al, 1978).

يجب معرفة زاوية ميل الحزمة فوق الصوتية مع اتجاه التدفق من أجل قياس السرعة المطلقة. تتوفر عدة طرائق لذلك، تعتمد الأولى على مبدأ أن إزاحة دوبلر تكون معدومةً عندما تكون الحزمة فوق الصوتية متعامدة مع اتجاه التدفق. بذلك، وبإيجاد موضع إشارة انعدام دوبلر مع وجود المجس فوق الوعاء ومن ثم بتحريك المجس خلال زاوية ميل معروفة تصبح الزاوية معلومة. إلا أنه وبسبب انفصال المُرسل والمُستقبل، لا تكون ترددات إزاحة دوبلر بقيمة صفر. وفي مثل هذه الحالات، فإن الوضعية التي تكون فيها ترددات إزاحة دوبلر أصغر ما يمكن تُعتبر بالنسبة إلى المجس على أنه عند زاوية قائمة.

استَخدمَت التجهيزات القديمة حزمة فوق صوتية مستمرة الموجة (CW). يعمل جهاز دوبلر فوق الصوتي مستمر الموجة من حيث الأساس بإرسال حزمة أمواج فوق صوتية عالية التردد ٣–١٠ ميغا هرتز باتجاه الوعاء ذو الاهتمام، ويُستخدم لهذا الغرض مُبدِّل تيتانات زيكرونات الرصاص مُحمَّل بشكل عالي. قد يتراوح مجال قياس المبدل من ١ أو ٢ ميليمتر حتى ٢ سنتمتر أو أكثر. يُستخدَم عنصر منفصل لكشف الأمواج فوق الصوتية الراجعة المُبعثَرة بحركة الدم. تكون الإشارة الراجعة المُبعثَرة منزاحة بإزاحة دوبلر بكمية تتحدد بسرعة المُبعثِرات المتحركة خلال مجال الصوت. باعتبار أن السرعة تتغير مع قطر الوعاء، مُشكِّلةً بروفيل سرعة، فإن الإشارة الراجعة سوف تُنتِج طيفاً متوافقاً مع هذه السرعات.

ناقش (Flax et al, 1973) مجموعات الدارات لمقياس تدفق الدم دوبلر فوق الصوتي (الشكل رقم ١١,٥). تُحرَّض البلورة الكهرضغطية A لتولد الموجات فوق الصوتية التي تدخل الدم. تُثير الأمواج فوق الصوتية المُبعَثرة بحركة خلايا الدم البلورة المُستقبلة. تتألف الإشارة الكهربائية المُستقبَلة عند B من مركبة إثارة ترددية عالية المطال، مرتبطة مباشرة من المُرسل إلى المُستقبل، إضافة إلى مركبة إزاحة دوبلر صغيرة جداً بالمطال مُبعثَرة من خلايا الدم.

يُنتِج الكاشف جمع اختلاف الترددات عند D. يختار مرشح التمرير المنخفض اختلاف التردد ويُنتج ترددات سمعية عند E. في كل مرة تَعبُر فيه الموجة الصوتية خط الصفر، تظهر نبضة عند G. يتناسب مستوى الخرج المُرشح عند H طرداً مع سرعة الدم. تتم في مقاييس تدفق دوبلر فوق الصوتية مواجهة المأزقين التاليين. عادة ما تكون الاستجابة الترددية العالية غير كافية وتُدخِل لا خطية إلى منحني معايرة الدخل– الخرج. أيضاً، يكون عادة ربح التردد المنخفض مرتفع جداً مما يؤدي إلى تشويشات صنعية بسبب حركة الجدار. حُسِبَت إزاحة دوبلر الأعظمية وكانت تقريباً ١٥ كيلو هرتز. يمكن تخفيض إشارة التشويش الصنعي بسبب الجدار بترشيح الترددات أقل من ١٠٠ هرتز.

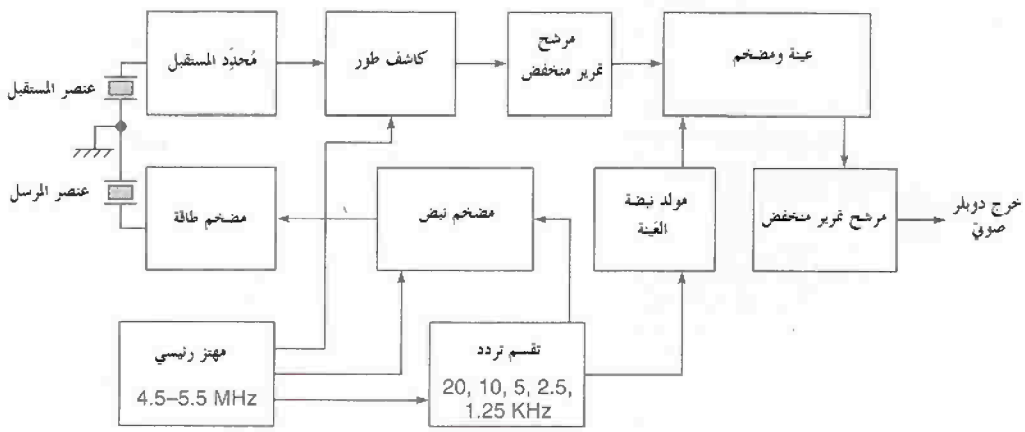


الشكل رقم (١١,٥). مخطط صندوقي لمقياس تدفق الدم بإزاحة دوبلر. عن (after Flax et al, 1973; by permission of IEEE Trans. Biomed. Eng.).

(١١,٣,٢) مقاييس التدفق دوبلر النبضي مبوبة ا ال Range Gated Pulsed Doppler Flowmeters

توصف التجهيزات التي تعتمد على دوبلر مستمر الموجة بشكل أفضل بأنها كواشف تدفق بدلاً من مقاييس تدفق. يتطلب القياس البسيط لمتوسط سرعة التدفق معرفة الزاوية بين حزمة الصوت وشعاع السرعة. بيَّن (Baker, 1970) أن التسجيلات الواردة في الدراسات والمُعايَرة بدلالة إزاحة تردد دوبلر هي مُضَلِّلة وغالباً غير صحيحة. حيث لم يستطع الباحثون من قياس الزاوية اللازمة لتحديد كمية معطياتهم. يمكن التغلب على العديد من الصعوبات المترافقة مع نظام الموجة المستمرة إذا كان مصدر الأمواج فوق الصوتية نبضي وإذا تم تحديد إزاحة دوبلر للصدى الراجع. إذا تم تبويب مجال الإشارة الراجعة، عندئذ يمكن قياس المسافة إلى الرابط المتحرك (قطر الوعاء الدموي) وكذلك سرعته بالنسبة إلى الحزمة.

يبين الشكل رقم (١١,٦) مخططاً صندوقياً لكاشف تدفق فوق صوتي دوبلر نبضي. ويتألف النظام من:



الشكل رقم (١١,٦). مخطط صندوقي لمقياس تدفق دوبلر نبضي. عن (after Baker, 1970).

المُرسِل: يتألف من مهتز رئيسي يتغير تردده من ٢ إلى ١٠ ميغاهرتز، رغم ذلك فإن ٥ ميغا هرتز هو حل وسط جيد لكشف تدفق الدم في الأوعية بعمق ٤–٦ سنتمتر. هذا الخيار في التردد هو حل وسط بين ضياعات تخامد الإرسال على طول مسار محدد. يقود المُهتز الرئيسي عداد تموج تردد تكرار النبضة (PRF) ويؤمن إشارة مرجعية مستمرة لكاشف طور المُستقبل لكشف أصداء إزاحة دوبلر.

يعتمد اختيار الـ PRF على عمق الوعاء وإزاحة دوبلر المتوقَعة ومميزات التخامد للنسج. اقتُرحَت القيم التوافقية التالية للـ PRF ومجال العمق من أجل النتائج المُثلى:

القيمة الأعظمية المُكتشفة لـ Δf (كيلوهرتز)	مجال العمق التقريبي (سنتمتر)	PRF (كيلو هرتز)
١٢,٥	٣,٠	٢٥
٩,٠	٤,٣	١٨
٦,٢٥	٦,٠	١٢,٥

تقدح نبضة "تردد تكرار النبضة" PRF مُهتز متعدد ذو طلقة ١ ميكروثانية وحيدة تؤدي إلى توليد إشارة التبويب. تمر خمسة دورات للمهتز الرئيسي خلال مضخم الطاقة عندما تفتح البوابة. إن مجال ذروة خرج الطاقة المُقدمة إلى مبدل الإرسال هو ١٠–٣٠ وات خلال اندفاع الإثارة ١ ميكروثانية. عند وضع قيمة PRF على ٢٥ كيلوهرتز، فإن متوسط الطاقة المُقدمَة إلى المُبدل تتراوح من ٠,٢٥ إلى ٠,٧٥ وات اعتماداً على ممانعة المُبدل والتي قد تكون ٥٠–٢٠٠ أوم. تتراوح منطقة الإشعاع للمبدل من ٠,٥ إلى ٢ سنتمتر.

يجب من الناحية المثالية أن تتمتع المبدلات المُستخدمَة للدوبلر النبضي بحساسية وحدات دوبلر CW ضيقة الحزمة المدعومة بشكل خفيف (lightly backed) وعرض الحزمة الواسع لوحدات الصدى النبضي. تتراوح Q للمبدلات المُصمَمة لاستخدامات الـ CW من ١٠ إلى ٣٠ أو أكثر. تَرُنُ هذه المُبدلات عند تردد رنينها بعد توقف الإشارة الكهربائية بفترة. تَستخدِم مبدلات الصدى النبضي خلفية من ايبوكسي التنغستون بحيث تنخفض Q إلى ١,٥–٢,٥. ورغم ذلك لا يتم تخفيض Q إلى القيمة المرغوبة ١,٥–٥؛ لأن ذلك سوف يُخفض كلاً من فعالية الإرسال وحساسية الاستقبال. تتم المحافظة على Q لمبدلات دوبلر النبضي بشكل عام على القيمة ٥–١٥ حيث يتم تَحَمُّل بعض الرنين. تُصنَّع خلفية هذه المبدلات خلفية من بودرة الألمنيوم الايبوكسي.

المُستَقبِل: تتراوح شدة إشارات إزاحة دوبلر المبعثرة الراجعة من ٥٠ ديسيبل إلى أكثر من ١٢٠ ديسيبل أخفض من الإشارة المُرسلة. إن المُستقبل المُصمَم لهذا الغرض ذو عرض حزمة ٣ ميغاهرتز وربح يتجاوز ٨٠ ديسيبل. يتبع ذلك كاشف تعامد طور ذو حزمة جانبية وحيدة يقوم بفصل حزم دوبلر الجانبية العالية والمنخفضة؛ وذلك لتحسس اتجاه التدفق. يتألف الكاشف من شبكة إزاحة طور تقوم بتقسيم الحامل إلى جزأين متعامدين، أي

أنهما بزاوية ٩٠ درجة. يجب أن تكون موجتي الـ cosine و sine المرجعيتين هاتين أكبر بعدة مرات من خرج مضخم الـ RF. يتم كشف إزاحة دوبلر للصدى المُستَقبَل، المُبعثَر الراجع بحركة الدم، بتحسس فرق الطور اللحظي بين الصدى وإشارة مرجعية من المُهتز الرئيسي. إذا تضَمَنَ الصدى عند مجال أو عمق محدد على إزاحة دوبلر، عندئذ سوف يتغير مطال عَيّنة فرق الطور اللحظي بالضبط مع تردد فرق دوبلر. إن مغلف التردد من كاشف الطور هو تردد فرق دوبلر.

يُعتبَر الدم يتدفق بعيداً عن المبدل إذا كان تدفق الدم بنفس اتجاه حزمة الأمواج فوق الصوتية. يكون تردد إزاحة دوبلر في هذه الحالة أقل من تردد الحامل كما يكون طور موجة دوبلر متخلفاً عن طور الحامل المرجعي. إذا كان تدفق الدم باتجاه المبدل، فإن تردد دوبلر يكون أعلى من تردد الحامل كما يتقدم طور موجة دوبلر عن طور الحامل المرجعي. وبذلك، يمكن تحديد اتجاه التدفق من خلال فحص إشارة الطور.

يعتمد العمق الذي يتم عنده تحسس إشارة دوبلر ضمن الوعاء الدموي والنسج على فترة التأخير بين اندفاع الإرسال وبوابة التقطيع. إن معامل المجال بالنسبة إلى سرعة الصوت هو ١٣,٣ ميكروثانية تأخير/سنتمتر عمق في النسج ذات ١٥٠٠ متر/ثانية تقريباً. يُستخَدم مُهتز متعدد ذو ضربة واحدة لإحداث تأخير المجال القابل للتعديل والمُعايَر بالميليمتر عمق، يتبع ذلك "بوابة تقطيع". سوف يتوافق تردد إزاحة دوبلر المُكتشَف مع متوسط السرعة والتي يُحسب معدلها على كامل حجم العينة. ورغم ذلك، فإن إشارات دوبلر عند خرج دارة التقطيع والاحتفاظ هي منخفضة المطال وتحتوي على مُركِبات تردد من مُعَدَل تكرار النبض للمُرسِل وإشارات منخفضة التردد كبيرة المطال ناتجة عن حركة أسطح الربط مثل جدران الأوعية والعضلة القلبية. بذلك، ولاستخلاص الإشارات ذات الاهتمام يُستخدم كلاً من مرشحات التمرير العالي والتمرير المنخفض. بعد ترشيح الإشارات بحزمة تمرير ١٠٠ هرتز إلى ٥ كيلوهرتز، تُضخَّم أكثر لقيادة مضخم صوتي خارجي أو مقياس تردد.

كاشفات التقاطع مع الصفر: من أجل قياس سرعة الدم يلزم مقياس تردد يقوم بتحليل مركبات التردد لإشارة دوبلر. ولهذا الغرض تَستخدِم معظم مقاييس السرعة دوبلر كاشفات التقاطع مع الصفر. إن وظيفة كاشف التقاطع مع الصفر هي تحويل خرج مضخم التردد الصوتي إلى إشارة خرج تمثيلية متناسبة معها. وبذلك فهي تقوم بإصدار نبضة ثابتة المساحة لكل تقاطع مع محور الصفر من السالب إلى الموجب. إن خرج كاشف تقاطع الصفر هو سلسلة من النبضات تُمرَّر خلال مرشح تمرير منخفض لإزالة مركبة التردد العالي. يقوم المُرشح بتمرير الترددات من ٠ إلى ٢٥ هرتز من أجل إعادة إنتاج الترددات ذات الاهتمام في نبضة التدفق. يستطيع كاشف تقاطع الصفر قياس سرعة الدم ضمن ٢٠٪ كما يمكنه كشف تغيرات السرعة ضمن ٥٪ تقريباً. إن عدم إمكانية كاشف تقاطع الصفر المُستخدَم في مقاييس التدفق البسيطة على تحديد اتجاه التدفق هو قصور كبير. والطريقة الأفضل هي استخدام طريقة كشف تعامد الطور، والمُستخدمة بشكل شائع في تقنية الرادار. لا يعطي هذا الكاشف السرعة التي يتدفق بها الدم فقط بل أيضاً اتجاهها.

مُحللات الطيف: بسبب قيود كاشف تقاطع الصفر، فقد تم تطوير طرائق بديلة لتحليل إشارات دوبلر لقياسات السرعة. على سبيل المثال، تُستخدَم مُحَلِلات الطيف لاشتقاق معطيات سرعة تدفق الدم من إشارات دوبلر. يُعالِج مُحلل الطيف أطوال قصيرة من إشارة الصوت لإنتاج إظهارات الطيف والتي يُمثِّل فيها التردد الإحداث السيني ويُمثِّل الزمن الإحداث الرأسي كما يتم تمثيل شدة الطيف بتعتيم السجل.

إن تحليل طيف إشارات دوبلر باستخدام محلل الطيف هي تقنية تتم خارج عملية القياس (off-line). يتضمن إجراء الحصول على سجل جيد على التعرف السمعي لإشكال موجة دوبلر ذات العلاقة وتسجيل هذه الأشكال على شريط وتحليل لاحق لمقاطع قصيرة كل مرة. من أجل دراسة التأثيرات الممتدة على عدة دورات قلبية وأيضاً ليتم السماح للمستخدم بأفضل التسجيلات خلال الدراسات الإكلينيكية هناك حاجة للتحليل المستمر وبالزمن الحقيقي. شرح (Macpherson et al, 1980) مُحلِّل طيف بالزمن الحقيقي لإشارات دوبلر فوق الصوتية. يَحسُب المُحلِّل مركبات الطيف باستخدام نوع من تحليل فوريير المتقطع (DFT) والمعروف بتحويل شيرب زد (Chirp-Z).

شرح (Rittgers et al, 1980) تطوير نظام بالزمن الحقيقي للإظهار ثلاثي الأبعاد لترددات إزاحة دوبلر ضمن إشارة مقياس التدفق فوق الصوتي. يعتمد النظام على مُحلِّل الطيف ذو تحويل فوريير السريع (FFT) والذي يؤمن كُلاً من التردد العالي والوضوحية الزمنية فوق مجال متغير في التردد حتى ٤٠ كيلوهرتز. تُزيل المعالجة الأولية للإشارة التشويشات الصنعية منخفضة التردد غير المرغوبة والناتجة عن حركة الجدار كما تَضبُط آلياً ربح الدخل لتقييد مطالات الذروة بينما تقوم شبكات إزاحة الطور المتطابق بتفسير مركبات الاتجاه الأمامي والعكسي من أجل خرج الاتجاه.

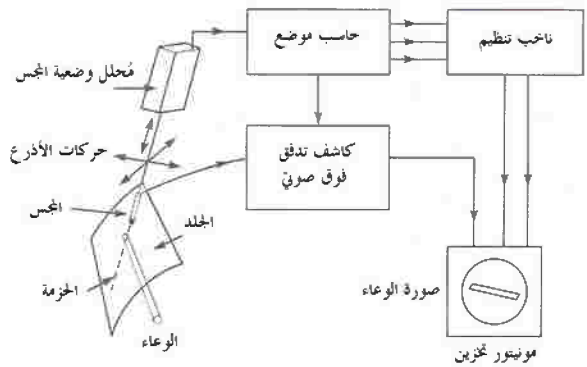
يمكن تحقيق كشف سرعة الدم بطريقة دوبلر الاتجاهي فوق الصوتي باستخدام أي من أنظمة الكشف الأساسية الثلاثة وهي: أنظمة الكشف بالحزمة وحيدة الجانب وأنظمة اقتران ترددين (هترودايين) وأنظمة تعامد الطور. إن النظام الأكثر استخداماً من الأنظمة الثلاثة هذه هو نظام كشف تعامد الطور. تعمل أنظمة كشف تعامد الطور بكشف كلاً من المطال والطور لتردد إزاحة دوبلر.

استخدم (Schlindwein et al, 1988) رقاقة معالج إشارة رقمي لإجراء التحليل المباشر للطيف لإشارات دوبلر فوق الصوتية. وهي طريقة مرنة قابلة للبرمجة وتتمتع بجميع مفاهيم النظام مثل وظيفة النافذة ومجالات التردد ومُعدَّل التَحوُّل بتَحَكُم من البيئة البرمجية.

(١١,٣,٣) قياس تدفق الدم بتصوير دوبلر Blood Flow Measurement through Doppler Imaging

لا يُستخدم دوبلر فوق الصوتي فقط لقياس القيمة المطلقة لسرعة الدم والتدفق الحجمي وإنما أيضاً يساعد في المشاهدة المباشرة للأوعية الدموية ودراسة شكل موجة السرعة/الزمن للدم خلال الدورة القلبية. تُساعد ميزة التصوير بقياس زاوية الحزمة/الوعاء لكشف الموقع المطلوب لقياس السرعة والتدفق. تُعتبَر التقنية مرغوبة بشكل خاص في دراسة تدفق الدم في الشريانين السباتي والفخذي ولمشاهدة تفرعات الأول.

يبين الشكل رقم (١١,٧) مخططاً صندوقياً لجهاز تصوير (Fish, 1975) باستخدام كاشف تدفق نبضي. يرتبط المجس ميكانيكياً إلى مُحلِّل وضعية يعطي خرجاً كهربائياً يتناسب مع حركات المجس. يتوافق موضع البقعة على شاشة الـ CRT مع حجم التقطيع. تزداد شدة البقعة عندما يكون حجم التقطيع ضمن الوعاء الدموي وتُخزَّن عند استقبال إشارات دوبلر. يتم تصوير الوعاء بتحريك المجس فوق سطح الجلد وبتعديل مسافة المجس/حجم التقطيع حتى يتم مسح حجم التقطيع خلال مقطع الوعاء ذو الاهتمام. يتم إظهار المعطيات ثلاثية الأبعاد المتعلقة بهندسية الوعاء باختيار اثنين من الأبعاد الثلاثة المتوفرة للإظهار على المونيتور بالترتيب. وبذلك، من الممكن بناء مسح أمامي وخلفي وجانبي ومقطع عرضي للأوعية الدموية.



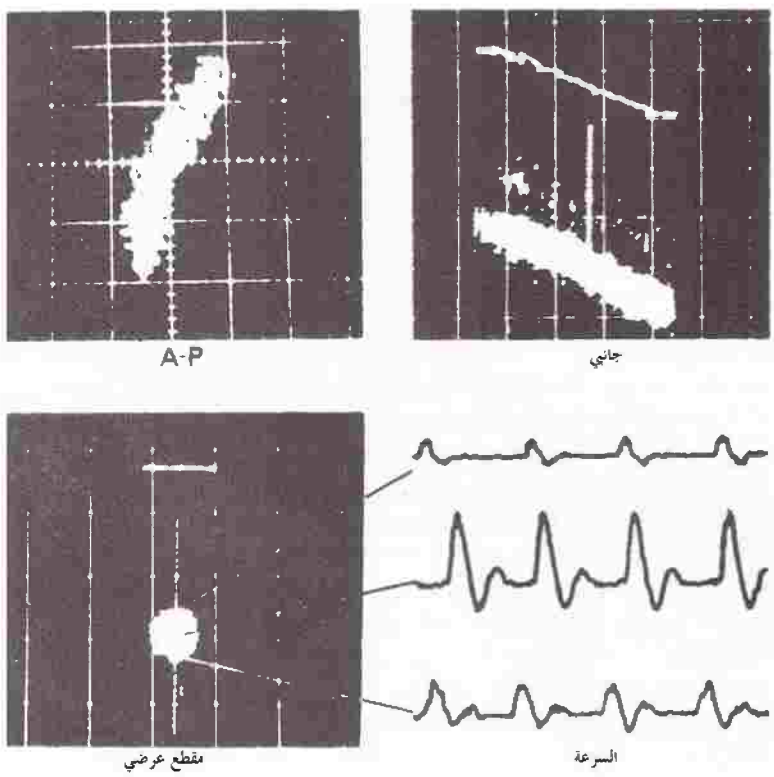
الشكل رقم (١١,٧). مخطط صندوقي لنظام تصوير دوبلر. عن (redrawn after Fisher, 1975).

ومن الواضح أن الزمن اللازم لإتمام مسح مقطع عرضي للوعاء الدموي هو زمن طويل (تقريباً ٣ دقائق) حتى بعد تحديد موقع الوعاء. إذا لم يكن كاشف التدفق مُحلِّل اتجاه فإن هناك صعوبة أخرى في الفصل بين صور الشرايين والأوردة المتجاورة. وللتغلب على هذه الصعوبات، طور (Fish, 1978) كاشف تدفق مُحلِّل اتجاه متعدد القنوات. ورغم أن للجهاز نفس الشكل الأساسي للجهاز وحيد القناة، فهو جهاز ذو ٣٠ قناة ويمكنه تحديد اتجاه مركبة التدفق على طول الحزمة. يتمكن الجهاز من تخطيط التدفق باتجاه وبعيداً عن المجس وبذلك فهو يسمح بفصل صور الشرايين والأوردة عندما تكون هذه الأوعية متجاورة. يمكن قياس عمق الوعاء بكتابة موضع سطح الجلد على الشاشة من خلال زيادة شدة بقعة على الشاشة تتوافق مع نهاية المجس.

يمكن أن تُساعِد ميزة التصوير في تثبيت والمحافظة على هندسية الوعاء/حجم التقطيع. يبين الشكل رقم (١١,٨) صور جانبية وأمامية وخلفية ومقطع عرضي لطول من الشريان الفخذي مع تسجيلات للسرعة النسبية من ثلاث نقاط على القطر. يتضح من الصور الجانبية والمقطع العرضي موضع حجوم التقطيع الـ ٣٠. تُلائم هذه الصور مشاهدة موقع أخذ القياس وكذلك المحافظة على موضع حجوم التقطيع خلال القياس. وباعتبار أن تسجيل بروفيلات السرعة على

طول الدورة القلبية أمراً ممكناً، فمن الممكن حساب متوسط تدفق الدم وذروة التدفق وذروة التدفق المعاكس بقياسات متقطعة على فترات، على سبيل المثال ٤٠ ميلي ثانية. يَحسُب النظام معطيات التدفق من بروفيلات السرعة وقطر المقطع العرضي للوعاء الدموي قيد البحث. إن تردد المُبدل هو عادة ٥ ميغاهرتز ويُرسِل حزمة فوق صوتية متمركزة عند ٢-٤ سنتمتر، وهي المسافة التقريبية لعمق الشريان السباتي أو الفخذي تحت سطح الجلد. تُولِّد دارة معالجة الإشارة قنوات سرعة التدفق الأمامية والعكسية باستخدام نظام كشف تعامد الطور كما يَمسَح المعالج طيف سرعة الدم اللحظية مع تشكله. من خلال تعديل عتبة إشارات دوبلر تَرفُض الدارة إشارات التردد المنخفض الناتجة عن حركة جدار الشريان والإشارات الدخيلة بسبب الضجيج أو التشويشات الصنعية الناتجة عن حركة المُبدل.

يعتمد تخطيط صدى دوبلر الملون على قياس سرعة التدفق الموضعي في الزمن الحقيقي وإظهار البنية المحيطة في شكل مُشفَّر باللون وذلك بمسحٍ مقطعي لجدران الوعاء. يدل اللون، عادة أحمر أو أزرق، على اتجاه تدفق الدم. تَدُل شدة اللون على سرعة التدفق الموضعي، فكلما سطعت شدة اللون كانت السرعة أعلى. تعطي الصورة نظرة شاملة آنية على اتجاه التدفق وديناميكيات التدفق إضافة إلى التأثير الهيموديناميكي الناتج عن تغيير البنية الوعائية.



الشكل رقم (١١,٨). صور جانبية وأمامية – خلفية ومقطع عرضي لطول من الشريان الفخذي مع تسجيلات السرعة النسبية من ثلاث نقاط على قطر الوعاء الدموي.

من التطبيقات الممتعة لاستخدام دوبلر فوق الصوتي النبضي قياس سرعات تدفق الدم داخل الجمجمة والحالات المرضية المتعلقة بها. تؤمن هذه التقنية عالية الحساسية نافذة إلى الدماغ للوصول إلى معطيات إكلينيكية مهمة كانت غير متوفرة في السابق بالتقنيات غير الباضعة. تتراوح المجسات فوق الصوتية المُستخدَمة لسرعة تدفق الدم من ٢ ميغاهرتز إلى ٨ ميغاهرتز و٢٠ ميغاهرتز للتطبيقات الوعائية الميكروية. يبين الشكل رقم (١١,٩) نظام دوبلر عبر الجمجمة من شركة (M/s Nicolet, USA).

الشكل رقم (١١,٩). جهاز قياس تدفق الدم عبر الجمجمة. عن (Courtesy: M/S Nicolet).

(١١,٤) مقياس تدفق الدم بالرنين المغناطيسي النووي
NMR Blood Flowmeter

يُقدِّم مبدأ الرنين المغناطيسي النووي (NMR) طريقة أخرى غير باضعة لقياس تدفق الدم المحيطي أو تدفق الدم في أعضاء مختلفة. تتعلق هذه الطريقة بظاهرة ميكانيكية الكَم المتعلقة بمستويات الطاقة المغناطيسية لنواة بعض العناصر ونظائرها. تمت دراسة سلوك ذرتي الهيدروجين للماء من أجل أعمال قياس تدفق الدم باعتبار أن الماء يُشكل ٨٣٪ تقريباً من الدم. تتصرف نواة الهيدروجين؛ بسبب العزم المغناطيسي لذرة الهيدروجين، كمغناطيس مُصغَّر جداً يمكن أن يتأثر بالمجالات المغناطيسية المُطبَّقة خارجياً. تُوَجِّه نُوى الهيدروجين نفسها لتُنتج صف متوازي

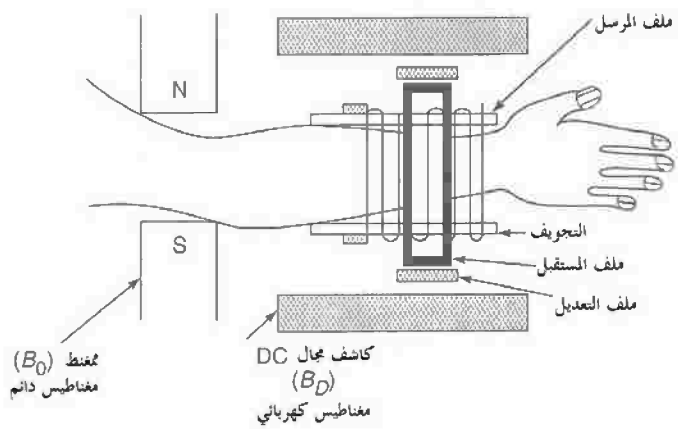
صافي تأثُراً بالمجال المغناطيسي المستقر. تُغير المغانط النووية اتجاه محور دورانها حول خطوط المجال المغناطيسي حتى تصبح مُصطَّفة. يُعطى التردد الزاوي (تردد لارمور) لعملية تغير اتجاه محور الدوران بالمعادلة التالية :

$$W = 2\pi v = r B_0$$

حيث r نسبة العزم المغناطيسي إلى العزم الزاوي (نسبة الدوران المغناطيسي) وB_0 كثافة المجال المغناطيسي المستقر وv تردد الإشعاع.

عندما يكون تردد المجال المغناطيسي قريباً من تردد لارمور، فيمكن تدوير المغانط النووية وكشف وجودها ثانوياً بالنسبة للمجال المغناطيسي ذو التردد الراديوي المُطبَّق خارجياً. يمكن أيضاً صنع مجال لا-تمغنط بحرف توجيه المغانط النووية باستخدام مجال تردد راديوي قريب جداً من تردد لارمور.

يبين الشكل رقم (١١,١٠) نظام قياس تدفق الدم باستخدام تقنية NMR. يُدخَل الوعاء الدموي ذو الاهتمام في موضعه في مجال مغناطيسي مستقر منتظم B_0. تبدأ الآن المغانط النووية لذرات الهيدروجين، والتي كانت من قبل الإدخال موجهة بشكل عشوائي، بِصَّف نفسها مع B_0. يصطَّف بعضها بشكل متوازي بينما يبدأ بعضها الآخر بالاصطفاف بشكل معاكس للمتوازي. يحدث الاصطفاف بشكل أسي بثابت زمني T_1 يُعرَف بزمن الاسترخاء الطولي.



الشكل رقم (١١,١٠). نظام لقياس تدفق الدم الشرياني باستخدام مبدأ NMR. تتمغنط نوى الهيدروجين في الدم بالممغنط B_0. يتم كشف النوى بعد ملف الاستقبال باتجاه تيار الدم.

هناك عدد أكبر من المغانط النووية التي تصطف بشكل موازٍ لـ B_0 مقارنة مع تلك التي تصطف بشكل معاكس للموازي. يتواجد في الدم عند درجة حرارة ٣٧ درجة مئوية ٠,٥٥٣ × ١٠^{٢٣} نُوى هيدروجينية في كل ١ ميليليتر. ومن أجل B_0 = ١٠٠٠ غاوس هناك ١,٨٢ × ١٠^{١٦} نُوى مُصطَّفة في كل ميليليتر. يُعطى التمغنط الأعظمي M_0 الناتج عن المجال المغناطيسي B_0 بالعلاقة التالي:

$$M_0 = X_0 B_0$$

حيث X_0 قابلية المغنطة النووية الساكنة وتساوي ٣,٢٣ × ١٠$^{-٩}$ للدم عن درجة حرارة ٣٧ درجة مئوية. بذلك ومن أجل B_0 = ١٠٠٠ غاوس فإن M_0 = ٣,٢٣ ميكروغاوس.

يمكن أن تتعلق كمية المغنطة إما بسرعة التدفق أو معدل التدفق. باعتبار أنه يمكن تغيير التمغنط في نقطة ما في المجال المغناطيسي، وكشف التغير في نقطة ما بعيدة، فمن الممكن تحديد زمن العبور بين النقطتين. يُستخدم ترتيب الملف المتصالب لكشف مستوى التمغنط في الطرف. يُستخدَم مغناطيسين، مغناطيس قوي دائم B_0 من أجل التمغنط الأولي ومغناطيس كهربائي أضعف متجانس B_D من اجل الكشف. يُبيّن المُخطط المرسوم بين المغنطة عند مركز الملف المُستقبِل، ولمسافات نموذجية، كتابع للسرعة أن المغنطة تتغير بشكل متناسب مع السرعة وبذلك فإن قياس المغنطة يؤدي إلى معطيات السرعة. إذا استُخدِمَ ملف مُستقبِل فإن الجهد المُحَرَض بالمغنطة في الملف يتناسب مع مساحة مقطع الوعاء الحامل للدم. إن جهد إشارة NMR المتناسب مع السرعة V، والمضروب بالمساحة A، سوف يعطي معدل تدفق حجمي Q. يتم مع مجال الكاشف المتجانس B_D كشف المغنطة في جميع الأوعية الدموية في المنطقة. بينما يتم في المجال غير المتجانس توليف B_D لكشف مغنطة أوعية مُختارة. العيب الرئيسي في مقاييس التدفق NMR هو الحجم الفيزيائي للمغانط وحساسية النظام المطلوبة لكشف كتلة الدم المُوسَّمة مغناطيسياً

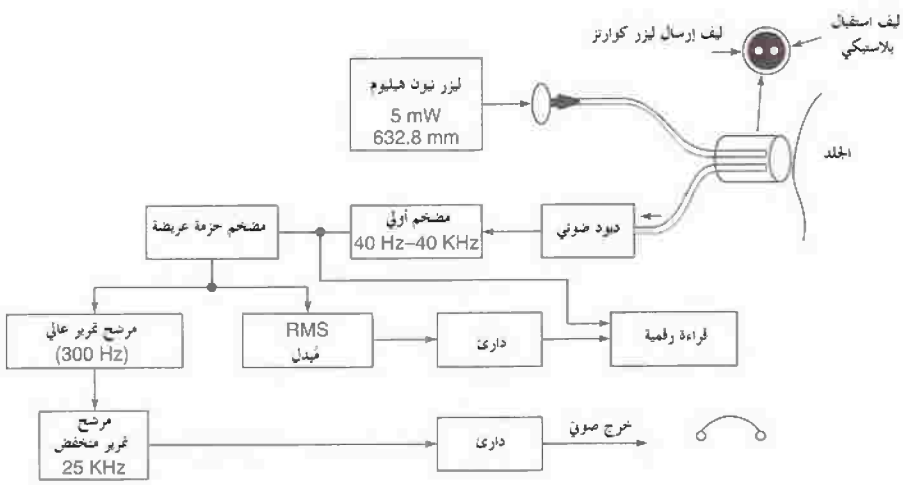
يُمغنَط الدم في الذراع العلوي باستخدام ممغنط B_0 من أجل قياس تدفق الدم الشرياني (الشكل رقم ١١,١٠) حيث يُكشَف الدم المُمغنط في الساعد بواسطة ملف استقبال. باعتبار أن التدفق الشرياني نبضي فإن إشارة الـ NMR سوف تكون نبضية. لقياس التدفق الوريدي يتم إدخال اليد في الاتجاه المعاكس لما هو مبين في الشكل. باعتبار أن التدفق الوريدي مستقر نسبياً، فإن المغنطة عند الملف المُستقبل هي أيضاً مُستقرة. يُستخدَم لدراسات التدفق الدماغية نظام مغناطيس دائم بعرض ٧٨ سنتمتر وارتفاع ٤٥ سنتمتر وعمق ٤٤ سنتمتر وذو مجال ٥٤٠ غاوس. إن مقاس النظام كاف ليستوعب رأس الإنسان. تنحصر مقاييس التدفق المُعتمِدة على الـ NMR على تطبيقات قياس تدفق الدم في الأطراف باعتبار أن جزء الجسم المرغوب قياسه يجب أن يوضع داخل تجويف الأسطوانة.

(١١,٥) مقياس تدفق الدم بالدوبلر الليزري
Laser Doppler Blood Flowmeter

شرح (Watkins and Holloway, 1978) نظاماً يستخدم إزاحة دوبلر لضوء ليزري وحيد اللون من أجل قياس تدفق الدم في الجلد. يحدث امتصاص التبعثر عندما توجَّه حزمة ليزر باتجاه النسج قيد الدراسة. إن الإشعاع المُبَعثَر بالبنى المتحركة، مثل الخلايا الحمراء، يكون مُزاحاً بالتردد بسبب تأثير دوبلر. بينما لا يكون الإشعاع المُبَعثَر بالنسج اللينة غير المتحركة مُزاحاً بالتردد. يسقط جزء من الإشعاع المُبَعثَر الكلي على سطح الكاشف الضوئي. إن عمق الاختراق للإشعاع الفعال هو تقريباً ١ ميليمتر في النسج اللينة ويحدث معظم التبعثر والامتصاص في منطقة الحُلَيمة والأدمة التحتية، وهما طبقتان جلديتان تضمان شبكة الشعيرات في الجلد.

من حيث المبدأ، يُربط الضوء من هيليوم نيون ليزر منخفض الطاقة (٥ ميلي وات) بليف كوارتز ويُنقل إلى الجلد. ينعكس الضوء عن كلاً من النسج غير المتحركة (حزمة مرجعية) وخلايا الدم الحمراء المتحركة (حزمة بإزاحة دوبلر). يتم استقبال الحزمتين بليف بلاستيكي وتُنقل رجوعاً إلى ديود ضوئي حيث تتم عملية الاقتران (Heterodyning) الضوئي. تُضَخَّم إشارة الخرج الاقترانية، والمتناسبة مع تردد إزاحة دوبلر، وتُحسَب قيم كُلاً من جذر متوسط التربيعات (RMS) والـ dc. تُوَّزَن قيمة RMS مقابل شدة الضوء المُبعثَر الراجع باستخدام قيمة الـ dc كمرجع للطاقة المُستقبَلة الكلية، وهذا ما يعطي سرعة تدفق الخرج.

يبين الشكل رقم(١١,١١) مخططاً صندوقياً لنظام دوبلر ليزري حيث يُستخدَم ليزر He-Ne يعمل بطول موجة ٦٣٢,٨ نانومتر. يُربط خرج الليزر بالليف باستخدام عدسات تجميع مؤدياً إلى ازدياد كثافة الطاقة عند سطح الجلد مما يُمَكِّن من كشف التدفق في الشرايين والأوردة المتواجدة أكثر عمقاً.



الشكل رقم (١١,١١). مخطط صندوقي لنظام دوبلر ليزري لقياس تدفق الدم في الجلد. عن (after Watkins and Holloway, 1978 by permission of IEEE Trans. Biomed. Eng.).

يُربط الليف المُستقبل إلى الديود الضوئي بواسطة مُرشح خط ليزر. يعمل الكاشف الضوئي كجهاز قانون التربيع (square law device) ويعطي في خرجه تيار يتناسب مع شدة الضوء الوارد، وبالتالي مع ترددات النبض للإشارات ذات الإزاحة وعديمة الإزاحة. إن الضوء الساقط على الكاشف الضوئي هو إشارة ممزوجة ضوئياً يتضمن إشارة بإزاحة دوبلر مُبعثرة راجعة من خلايا الدم الحمراء المتحركة مع إشارة مرجعية منعكسة من سطح الجلد غير المتحرك. يوصَل الديود بطريقة معينة بحيث يُعطي أداء حزمة عريضة (dc – ١٠٠ كيلوهرتز).

يُبنى المضخم باستخدام مضخم عملياتي معياري مع مضخم أولي منخفض الضجيج. يتم الحصول على خرج النظام بأخذ قيمة الـ RMS للإشارة الكاملة وفصلها عن الضجيج الضوئي الصفري الكلي ثم جعلها واحدية بالنسبة للضوء المبعثر الراجع الكلي.

كما يُنتَج خرج صوتي للإشارة قبل تحويل RMS من أجل سماع شكل التدفق. يمكن ملاحظة أن الجهاز يقيس معدل السرعة لخلايا الدم الحمراء وليس التدفق الحقيقي باعتبار أن كُلاً من مساحة المقطع العرضي للتدفق والزاوية التي تصنعها حزمة الضوء الوارد مع كل شعيرة غير معروفة.

إن قياس التدفق بالدوبلر الليزري هو تقنية غير باضعة وتبدو أنها تقدم عدة ميزات مثل إعادة الإنتاجية الضوئية والحساسية. ورغم ذلك فإن مساوئها مثل الانتقائية الضعيفة وعدم استقرار خط الأساس وتقييد موقع القياس تبقى عوامل مُقَيدة في استخدامها الإكلينيكي الناجح. تتحرك خلايا الدم خلال الشعيرات بسرعة ١ ميليمتر/ثانية تقريباً، وتبلغ هذه السرعة في النسج ٢ × ١٠$^{-١١}$ ميليمتر/ثانية تقريباً. إن قيمة إزاحة دوبلر سوف تكون نفس قيمة الجزء من تردد الضوء. ولجعل القياس مُلائماً ومُمكناً في مثل هذه الظروف يجب المحافظة على مستوى ضجيج النظام بأكمله، وبالأخص ضجيج منبع الضوء والعناصر الضوئية، منخفض جداً واخفض من مما يمكن الحصول عليه في الكواشف الضوئية العادية والليزرات منخفضة الطاقة.

يمكن تكييف المجس الليزري بسهولة ليناسب تطبيقات مختلفة. إن الجزء الرئيسي للمجس وهو القلب عبارة عن قطعة رقيقة من أنبوب من الستانلس ستيل (بقطر ١,٥ ميليمتر وطول ٤٠ ميليمتر) تُلحم فيها أطراف نهايات الألياف الثلاثة – طرف مصدر وطرفين ناقلين. يمكن إدخال القلب داخل كم بلاستيكي محكم بهدف التعامل الأسهل. كما يمكن إدخال القلب بداخل رأس ثرموستات حيث تُشكل نهاية القلب مركز سطح اتصال بقطر ١٥ ميليمتر يمكن تحديد درجة حرارته من ٢٥ إلى ٤٠ درجة مئوية.

بيَّن تقييم مقياس التدفق بالدوبلر الليزري وجود علاقة خطية بين استجابة مقياس التدفق وجريان الخلايا الحمراء عندما تكون سرعات الخلايا الحمراء وأجزاء الحجم في المجال الفيزيولوجي الطبيعي للشبكة الدورانية الشعرية في الجلد. كما تبين أن الدرجات المختلفة للأكسجة لا تؤثر على إشارة دوبلر إلا على نطاق ثانوي فقط.