



جامعة دمشق

كلية الطب

قسم التصوير الطبي والتشخيص الشعاعي

تحديد ممال الضغط في تضيق برزخ الأبهر بواسطة التصوير الحركي
بالرنين المغناطيسي المرمّز للسرعة كمؤشر لشدة التضيق البرزخي

Determination of the Pressure Gradient in Coarctation of the Aorta
by Velocity-Encoded Cine MRI as Predictor of Coarctation Severity

بحث علمي مقدم إلى جامعة دمشق لنيل شهادة الدكتوراه في أشعة الأطفال

أعد في قسم التصوير الطبي والتشخيص الشعاعي

إعداد:

يزن إيهاب عبد الله

رئيس قسم التصوير الطبي والتشخيص الشعاعي

د. عامر ناجي جميل

كلية الطب – جامعة دمشق

المشرف: أ.د. سمير سرور

قسم الأطفال

كلية الطب – جامعة دمشق

تصريح

لا يوجد أي جزء في هذه الأطروحة تم أخذه بالكامل من
عمل آخر أو أنجز للحصول على شهادة أخرى في هذه
الجامعة أو أية جامعة أخرى أو أي معهد تعليمي

الشكر Acknowledgment

أتقدم بأسى آيات الشكر والعرفان لأساتذتي الكرام الذين أناروا لي الدرب بعلمهم وخبرتهم وأخص بالذكر:

- الأستاذ الدكتور سمير سرور الذي تكرم بالإشراف على هذا البحث.
- الأستاذ الدكتور عامر ناجي جميل رئيس قسم التشخيص الشعاعي والتصوير الطبي الذي كان وما زال بمثابة الأب والمعلم والسند في كل المجالات.
- إدارة كلية الطب في جامعة دمشق ممثلةً بالأستاذ الدكتور رائد أبو حرب عميد الكلية والأستاذ الدكتور مروان الحلبي النائب العلمي؛ لدعمهما الكبير والمستمر.

قائمة المحتويات

الفصل الأول: الدراسة النظرية:

- المبحث الأول: مقدمة نظرية عن تضيق برزخ الأهر
- المبحث الثاني: الدراسات التصويرية والاستقصاءات الشعاعية لتضيق برزخ الأهر
 - ♦ الصورة الشعاعية البسيطة للمصدر
 - ♦ إيكوغرافي القلب
 - ♦ التصوير الوعائي
 - ♦ التصوير الطبقي المحوسب
- المبحث الثالث: التصوير بالرنين المغناطيسي الشكلي لتضيق برزخ الأهر
- المبحث الرابع: التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي لتضيق برزخ الأهر

الفصل الثاني: الدراسة العملية:

- منهج الدراسة
- عينة الدراسة
- أدوات الدراسة
- الأساليب الإحصائية المستخدمة
- الإجراءات

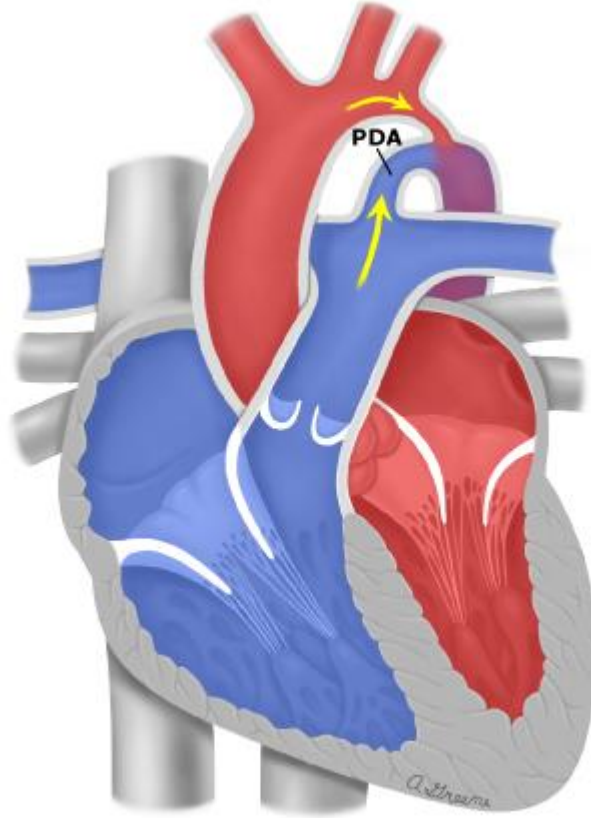
الفصل الثالث: عرض ومناقشة النتائج وتفسيرها:

- النتائج ومناقشتها
- الدراسات العالمية المشابهة
- التعليق على الدراسات السابقة
- ملخص الدراسة
- التوصيات
- البحوث الإضافية المقترحة



مقدمة نظرية عن تضيق برزخ الأهر

تضيق برزخ الأهر (بالإنكليزية: Coarctation of the Aorta أو Aortic Coarctation، واختصاراً CoA) هو تضيق في الأهر النازل، والذي يكون عادةً عند مغرز القناة الشريانية بعد الشريان تحت الترقوة الأيسر مباشرةً (1) (الشكل ١).



الشكل ١ - تضيق برزخ الأهر CoA هو تضيق في الأهر النازل. يكون التضيق عادةً عند البرزخ الأهر، وهو القطعة التي تقع بعد الشريان تحت الترقوة الأيسر مباشرةً. في الحالات الحرجة من التضيق البرزخي، يكون التضيق شديداً ويعتمد الجريان الدموي إلى الأهر النازل على القناة الشريانية السالكة Patent Ductus Arteriosus PDA.

الوبائيات:

يمثل تضيق برزخ الأهر ٤ - ٦ بالمائة من جميع آفات القلب الولادية، ويبلغ معدل انتشاره حوالي ٤ لكل ١٠,٠٠٠ ولادة حية (2). يحدث بشكل أكثر شيوعاً عند الذكور منه عند الإناث (٥٩ مقابل ٤١ في المائة)، ومعظم الحالات فردية.

الإمراض والسبب:

الغالبية العظمى من حالات تضيق برزخ الأهر هي خلقية، ونادراً ما قد يكون مكتسباً. الآلية المرضية الدقيقة غير معروفة. وهناك نظريتان رئيسيتان لتطور تضيق برزخ الأهر الخلقي، هما (3):

○ انخفاض الجريان الدموي المباشر داخل الرحم مما يسبب نقصاً في تطور قوس الأهر الجنيني.

○ هجرة أو امتداد نسيج القناة الشريانية إلى جدار الأهر الصدري الجنيني.

التشريح:

التنوعات التشريحية: بالرغم من أن معظم المرضى يعانون من تضيق محدّد في الأهر النازل في مغرز القناة الشريانية، إلا أن هناك طيفاً من أشكال التضيق الأهري يشمل: تضيق الأهر الصدري المحدّد المعتادة، والتضيق التي تصيب قطعاً طويلة، ونقص التنسج الأنبوبي، ونادراً ما يحدث تضيق في الأهر البطني.

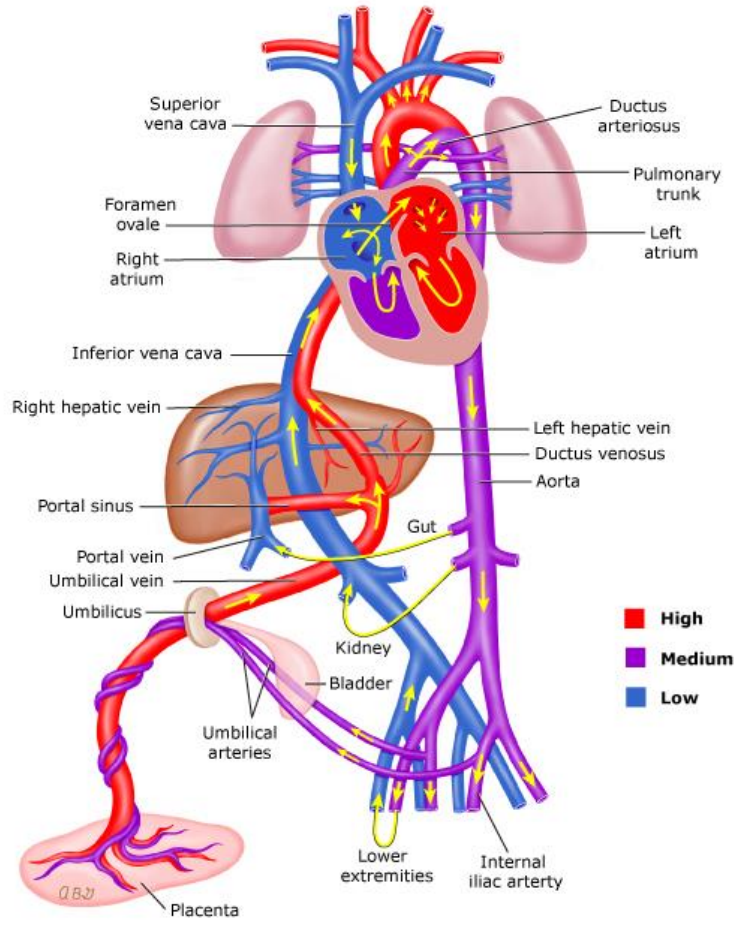
الآفات القلبية المرافقة: عادةً ما يرافق تضيق برزخ الأهر آفة قلبية أخرى(4). ويختلف التواتر النسبي للآفات القلبية المرافقة إلى حد ما بناءً على عمر الجمهرة المدروسة. بشكل عام، أقل من ربع المرضى الذين يعانون من تضيق برزخ الأهر لديهم هذا التضيق معزول دون وجود شذوذات قلبية وعائية مرافقة. عند الرضع والأطفال، يعاني جزء كبير من المرضى من آفات قلبية خلقية معقدة. عند البالغين، يعتبر الصمام الأهرى ثنائي الشرف هو العيب الأكثر شيوعاً.

الفيزيولوجيا المرضية:

لا يسبب تضيق برزخ الأهر مشكلة ديناميكية دموية عند الجنين الذي لم يولد بعد، حيث يجري ثلثا النتاج القلبي المشترك عبر القناة الشريانية السالكة patent ductus arteriosus إلى الأهر الصدري النازل متجاوزاً موقع التضيق عند البرزخ (الشكل ٢).

أثناء الفترة الوليدية، عندما يبدأ إغلاق القناة الشريانية السالكة والثقبه البيضوية (بين الأذنين الأيمن والأيسر) يزداد النتاج القلبي -الذي يجب أن يعبر الجزء الأهرى المتضيق ليصل إلى الطرفين السفليين- بشكل مطرد. مع هذه التغيرات، قد تتراوح التغيرات الهيموديناميكية من ارتفاع خفيف في ضغط الدم الانقباضي إلى قصور قلبي شديد وذلك اعتماداً على شدة التضيق البرزخي وعلى وجود آفات أخرى مرافقة لها.

عند الولادة، تزيد الحمولة التلوية على البطين الأيسر بسبب انسداد مخرج البطين مما يؤدي إلى زيادة الضغط الانقباضي في البطين الأيسر والأهر الداني. وفي حالات الانسداد الشديد قد يصل ممال الضغط الانقباضي إلى ٥٠ إلى ٦٠ مم زئبقي في الراحة.



الشكل ٢ - الدوران الجنيني، يُشار إلى درجة التشبع الأكسجيني من خلال درجة اللون كما هو موضَّح في مفتاح الشكل.

تنشأ العديد من الآليات التعويضية للتغلب على انسداد مخرج البطن الأيسر. وهي تضخم عضلة البطن الأيسر الذي يحافظ على وظيفة انقباضية وجزء قذفي طبيعيين؛ وتطور الجريان الدموي الرادف (الجانب) الذي يشمل الأوعية الوريدية والثديية الباطنة والكتفية، والتي تلتف على التضيق البرزخي(5). ومع ذلك، قد يحدث قصور قلبي عند الولدان الذين يعانون من تضيق برزخي شديد بسبب عدم وجود وقت كافٍ لتطور تضخم العضلة القلبية أو الجريان الدموي الجانب.

قد تضيق الآفات القلبية الأخرى مزيداً من الضغط على وظيفة البطن. قد يؤدي التضيق الأهر الصمامي وتحت الصمامي إلى زيادة الضغط الانقباضي البطيني الأيسر والحمولة التلوية، في حين

أن عيوب الحاجز البطيني الكبيرة أو القناة الشريانية السالكة أو القلس التاجي ستزيد من حجم البطين الأيسر في نهاية الانبساط والحمولة القلبية مما يؤدي بالتالي إلى زيادة ضغط البطين الأيسر في نهاية الانبساط ولارتفاع ضغط الشريان الرئوي. من المرجح أن يصاب هؤلاء المرضى الذين يعانون من تضيق مركب في برزخ الأهر complex CoA بقصور قلبي وارتفاع ضغط الشريان الرئوي.

التصنيف:

تُصنف التضيقَات البرزخية بشكل تقليدي إلى نمط طفلي infantile (قبل القناة الشريانية preductal) وبالغ adult (بعد القناة الشريانية postductal)؛ يتميز التضيق البرزخي الطفلي infantile coarctation بنقص تصنيع منتشر أو تضيق في الأهر من بعد الجذع العضدي الرأسي مباشرةً إلى مستوى القناة الشريانية، مع منطقة تضيقية أكثر وضوحاً قبل القناة مباشرةً ولكن بعد منشأ الشريان تحت الترقوة الأيسر بشكل نموذجي. وتبعاً لذلك تكون التروية الدموية للأهر النازل عبر قناة شريانية سالكة patent ductus arteriosus. بالمقابل يتميز التضيق البرزخي البالغ adult coarctation بتضيق حاد يصيب قطعة صغيرة من الأهر بعد القناة الشريانية. سببه ثخانة الطبقة المتوسطة في جدار الأهر ويحدث بشكل نموذجي بعد الرباط الشرياني (بقايا القناة الشريانية) مباشرةً (6,7).

ولكن التصنيف السابق مضلل غالباً لأنه وجد أن العمر الذي يتظاهر فيه التضيق البرزخي يتعلق بدرجة التضيق ووجود شذوذات مرافقة أكثر مما يتعلق بالموقع. يشير مصطلح "تضيق برزخ الأهر البسيط simple aortic coarctation" إلى شذوذ معزول وغياب أية آفات قلبية وعائية أخرى. معظم التضيقَات البرزخية الخام native (الغير مُصلَحة unrepaired) المكتشفة عند البالغين

بسيطة. يستخدم مصطلح "تضييق برزخ الأهر المركب complex aortic coarctation" لوصف التضييق البرزخي مع وجود شذوذات داخل قلبية مهمة ويكتشف عادةً عند الأطفال (8).

الموجودات الجسمية:

الضغط الدموي والنبض: الموجودات التقليدية لتضييق برزخ الأهر هي ارتفاع الضغط الدموي الانقباضي في الطرفين العلويين، وتناقص النبضان الفخذي أو تأخره (ما يسمى التأخير العضدي - الفخذي)، وانخفاض الضغط الدموي الشرياني أو عدم إمكانية قياسه في الطرفين السفليين (9). يحدد كل من موقع منشأ الشريان تحت الترقوة الأيسر وشدة التضييق البرزخي موجودات النبض والضغط الدموي:

○ في معظم الحالات، يكون منشأ الشريان تحت الترقوة الأيسر قبل التضييق البرزخي، مما يؤدي إلى ارتفاع الضغط الدموي في كلا الذراعين (الشكل ١).

○ في بعض الحالات، يكون منشأ الشريان تحت الترقوة الأيسر بعد التضييق البرزخي مباشرةً، لذلك يتضاءل النبض العضدي الأيسر ويكون مساوياً للنبض الفخذي. نتيجة لذلك، في هذا الوضع، يمكن أن تكون مقارنة الضغط الدموي من الذراع اليسرى والساقين مضللة، حيث أن التضييق قبل منشأ الشريان تحت الترقوة الأيسر.

○ في حوالي ٣ - ٤ % من الحالات، ينشأ كل من الشريانان تحت الترقوة الأيمن والأيسر بعد منطقة التضييق البرزخي، مما يؤدي إلى انخفاض الضغط الدموي والنبض بالتساوي في الأطراف الأربعة.

○ في الحالات الخفيفة من تضيق برزخ الأهر، قد يكون النبض في جميع المواقع مجسوساً بسهولة، ولكن هناك تأخير في النبض الفخذي مقارنةً بالنبض العضدي.

○ إذا كان منشأ الشريان تحت الترقوة الأيمن يقع بشكل شاذ بعد التضيق البرزخي، فقد تكون مقارنة قياسات الضغط الدموي بين الذراع اليمنى والساق مضللة لأنها ستخفض بدرجة مماثلة.

○ عندما يترافق تضيق برزخ الأهر بروادف كبيرة، قد يكون النبض الفخذي أقل تضاملاً، وقد يكون الممال (تفاوت الضغط الدموي الانقباضي) عبر التضيق البرزخي أقل شدة مما هو متوقع لدرجة الانسداد.

فحص القلب: قد يكون الإصغاء القلبي طبيعياً إذا لم يكن هناك شذوذات قلبية مرافقة. قد يكون هناك نفخة انقباضية تمتد إلى ما بعد الصوت القلبي الثاني، في المنطقة بين الكتفين وجانب الفقار اليسرى، بسبب الجريان عبر المنطقة الضيقة للتضيق البرزخي. قد تحدث النفخات المستمرة بسبب الجريان عبر الأوعية الرادفة (الجانبية) الكبيرة. وقد تكون النفخات الانقباضية موجودة بسبب وجود عيوب قلبية مرافقة (على سبيل المثال، قناة شريانية سالكة PDA، أو عيب حاجزي بطيني VSD، أو تضيق صمامي أبهري).

التظاهرات غير القلبية:

○ متلازمة تيرنر Turner syndrome - يجب فحص المريضات الإناث للكشف عن السمات الشاذة لمتلازمة تيرنر، وإجراء الاختبار الوراثي لمتلازمة تيرنر (أي تحليل النمط النووي karyotype analysis) عند جميع الفتيات اللواتي تم تشخيصهن بتضيق برزخ الأهر بسبب معدل الارتباط المرتفع (حوالي ٥ - ١٥ % من المرضى الإناث) ولأن الموجودات السريرية التي

توحي بمتلازمة تيرنر قد تكون غائبة عند الفتيات اللواتي لديهن تَزَيُّق (فُسَيْسَائِيَّة) mosaicism (10).

○ أمهات الدم داخل القحف - لدى المرضى البالغين المصابين بتضييق برزخ الأهر احتمال خطر مرتفع للإصابة بأمهات الدم داخل القحف (11). مقدار خطر حدوث نزف تحت عنكبوتي ناجم عن تمزق أمهات الدم داخل القحف عند مرضى تضييق برزخ الأهر غير محدّد.

○ النزف تحت العنكبوتي النخاعي - قد تتواجد شرايين رادفة (جانبية) متوسعة داخل القناة الشوكية أيضاً مع تضييق برزخ الأهر. هذه الأوعية قد تضغط على الحبل الشوكي وقد تتمزق، مما يسبب نزفاً تحت عنكبوتي نخاعي (12).

○ أم الدم الأهرية والتسلخ الأهرى - تعد أم الدم الأهرية والتسلخ الأهرى من الاختلاطات طويلة المدى وغير الشائعة والمرتبطة بتضييق برزخ الأهر.

التدبير:

يجب إجراء التداخل التصحيحي (أي الجراحة أو التداخل عبر القثطرة) عند مرضى تضييق برزخ الأهر مع أي مما يلي:

- تضييق برزخ أهر هام (مؤثر).
- الممال عبر تضييق برزخ الأهر < ٢٠ مم زئبق.
- دليل شعاعي على دوران رادف (جانبي) هام سريراً.
- ارتفاع الضغط الدموي الجهازى يُعزى إلى تضييق برزخ الأهر.
- قصور قلبي يُعزى إلى تضييق برزخ الأهر.

يعتمد أسلوب التدبير على عمر المريض وحجمه ويتوافق بشكل عام مع الدلائل الإرشادية المستندة إلى الأدلة لجمعية القلب الأمريكية American Heart Association AHA والكلية الأمريكية لأمراض القلب American College of Cardiology ACC والجمعية الأوروبية لأمراض القلب European Society of Cardiology ESC والجمعية الكندية لأمراض القلب والأوعية الدموية عند البالغين والأطفال المصابين بأمراض قلبية خلقية CHD بما في ذلك تضيق برزخ الأهر CoA (13-16). تؤكد هذه الدلائل الإرشادية على أنه يجب إجراء تصحيح التضيق البرزخي في أقرب وقت ممكن (على النحو الأمثل في وقت مبكر في مرحلة الطفولة) لتقليل المراضة طويلة الأمد وتحسين البقاء.

تركز الدلائل الإرشادية أيضاً على أهمية تحديد شدة التضيق البرزخي في التدبير السريري لتضيق برزخ الأهر، حيث تركز المفاضلة بين الرأب الوعائي angioplasty أو الإصلاح بطعوم رقعية patch graft repair أو الإجراءات التداخلية بطريق الجلد percutaneous interventional procedures على عدة عوامل يأتي في مقدمتها شدة تضيق برزخ الأهر.

الدراسات التصويرية والاستقصاءات الشعاعية

لتضيق برزخ الأهر

يعتمد تشخيص تضيق برزخ الأهر بشكل أساسي على التصوير الطبي ووسائله المتنوعة متضمنةً التصوير الشعاعي البسيط للصدر وإيكوغرافي القلب مع الدوبلر والتصوير الطبقي المحوري (وخاصةً الأجيال الحديثة من أجهزة التصوير الطبقي المحوري ذوات الشرائح المتعددة) وحديثاً التصوير بالرنين المغناطيسي للقلب.

الصورة الشعاعية البسيطة للصدر:

يتم إجراء صور شعاعية بسيطة للصدر لكل مريض تضيق برزخ الأهر تقريباً. ولكن يصعب على الأطباء الشعاعيين التفكير بتشخيص "تضيق برزخ الأهر" أمام صورة شعاعية بسيطة للصدر إذا لم يتم اقتراح التشخيص عليهم سريرياً.

عند مراجعة الأدب الطبي نجد أن صورة الصدر الشعاعية البسيطة تكون طبيعية في ١٠ - ٢٠٪ من حالات تضيق برزخ الأهر (17). هناك مغالاة في التركيز على علامة تثلم الأضلاع rib notching رغم أنها غير شائعة نسبياً وتتواجد بنسب متفاوتة (٢٣ - ٣٧٪) في حين نقل آخرون حدوثها بنسبة ٧٥٪. من الواضح أن تطور التثلم الضلعي يعتمد على العمر (18).

الجدول ١ - العلامات الشعاعية في التصوير الشعاعي البسيط لتضيق برزخ الأهر.

- الصورة الشعاعية طبيعية

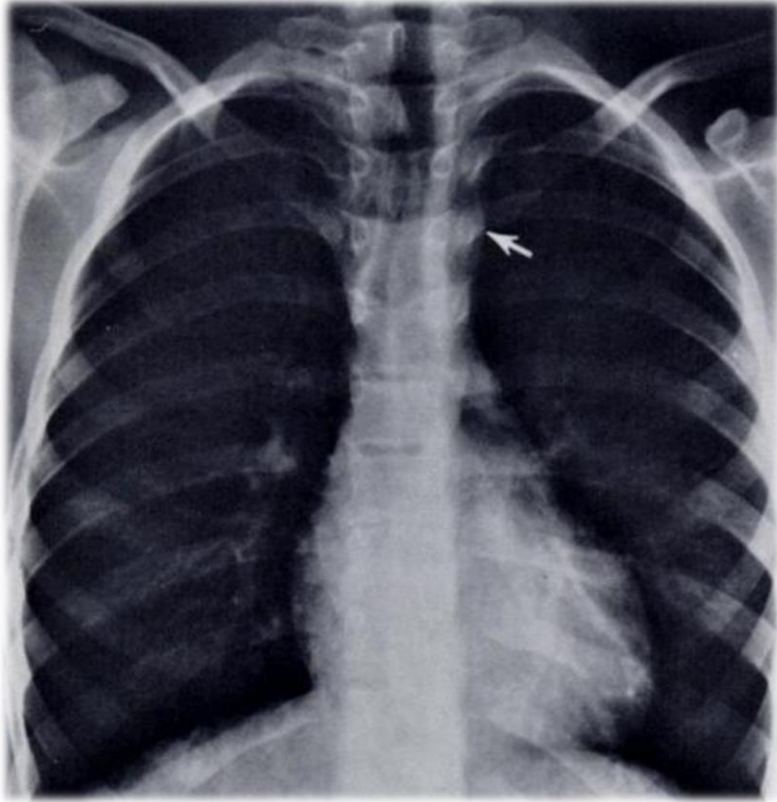
- ضخامة قلبية

- تثلم الأضلاع

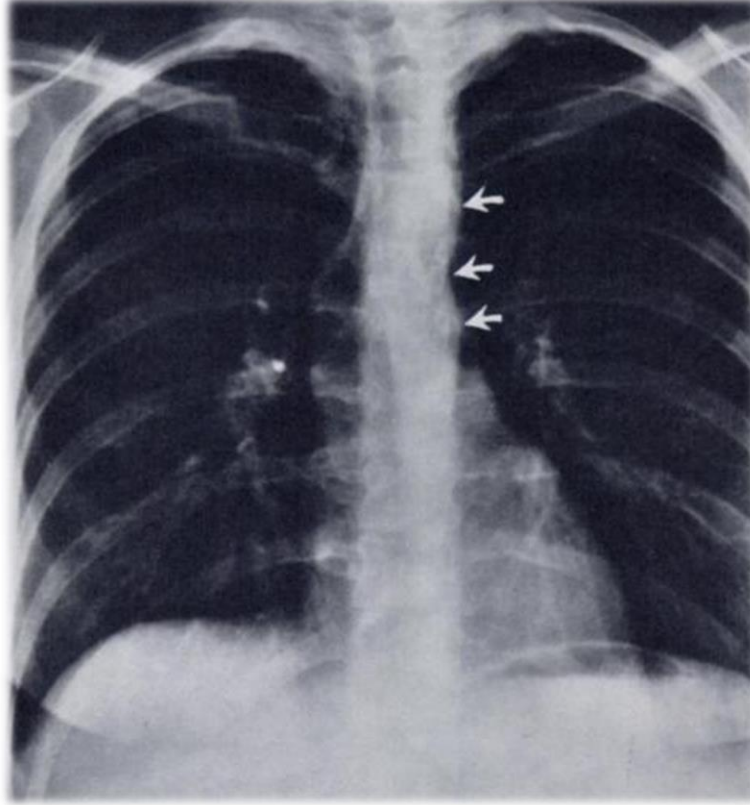
- تغير قوس الأهر (ارتفاعه)

- علامة الرقم "3"

- تبارز الأهر النازل



الصورة ١ - صورة شعاعية بسيطة للصدر عند مريض عمره ١١ سنة ولديه تضيق برزخي. هناك ارتفاع واضح في قوس الأهر (السهم).

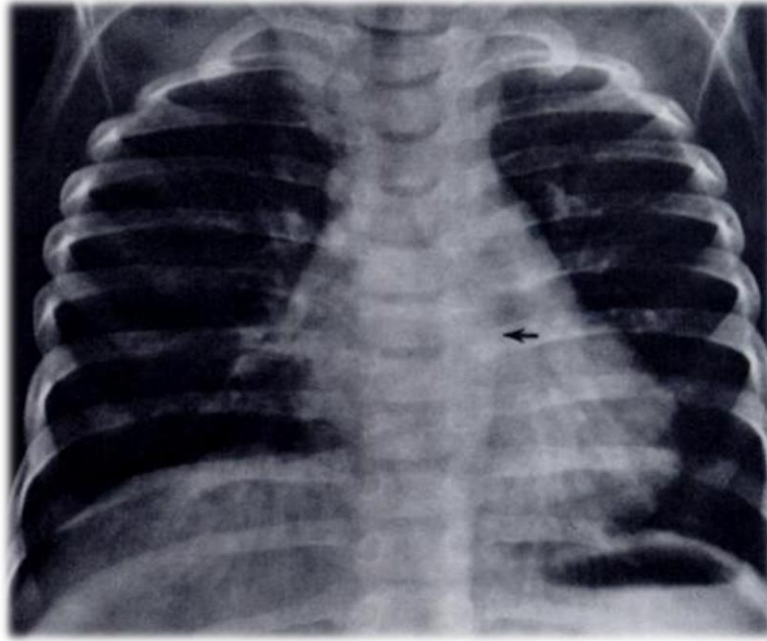


الصورة ٢ - صورة شعاعية بسيطة للصدر لمريض أجرى جراحة لإصلاح تضيق برزخ الأبهر في عمر ٣٢ سنة. هناك توسع موضّع بعد التضيق: علامة الرقم "3" (الأسهم)، كما أن هناك تثلم ضلعي واضح.

الشذوذات الأهرية الموصوفة في صور الصدر الشعاعية وذلك حالات تضيق برزخ الأبهر هي:

- (١) تبارز الأبهر النازل prominence of the descending aorta.
- (٢) التوسع الموضّع بعد التضيق localized post-stenotic dilation (علامة الرقم العربي 3 the "3" sign).
- (٣) الارتفاع الواضح في قوس الأبهر apparent elevation of aortic arch.

الشذوذات الأهرية الموصوفة أعلاه تشاهد في حوالي ٩٠٪. لذلك أي شذوذ أهرية في صور الصدر الشعاعية البسيطة يجب أن يحث الطبيب الشعاعي على أخذ تشخيص تضيق برزخ الأهر بعين الاعتبار الأهر حتى يتم الحصول على قياسات الضغط الدموي في الأطراف العلوية والسفلية.

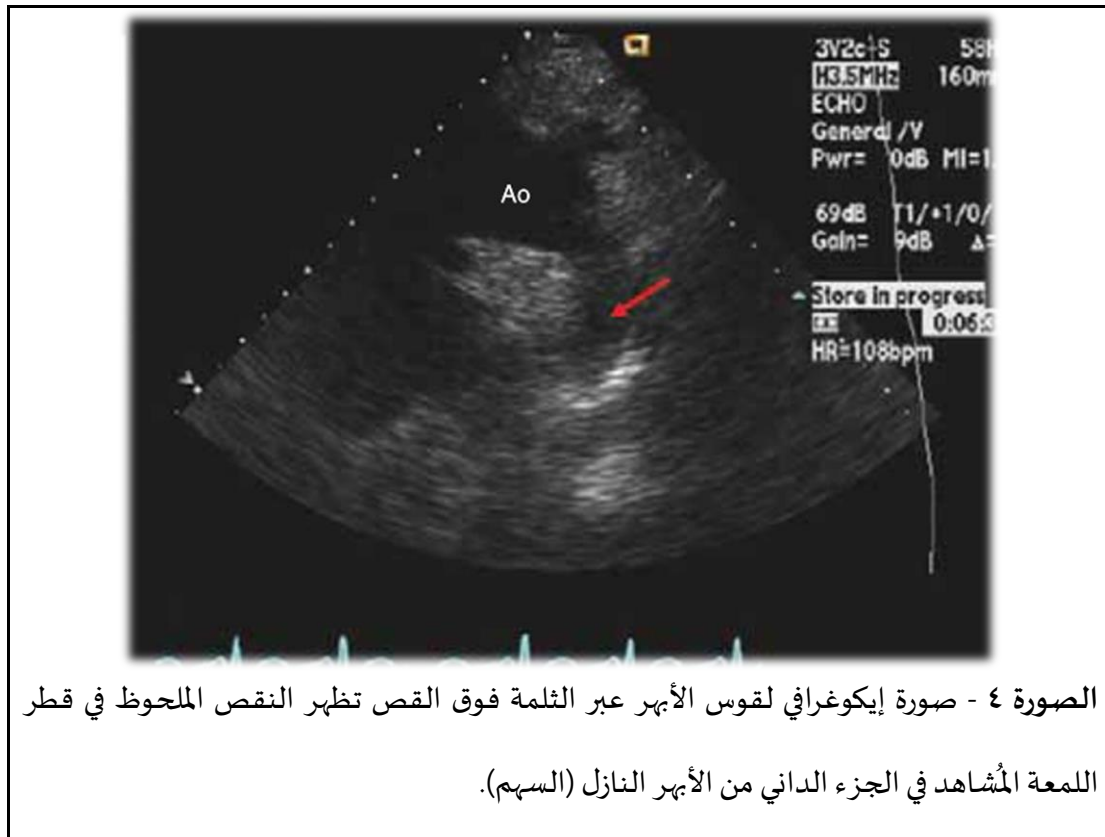


الصورة ٣ - صورة شعاعية بسيطة لصدر مريض يعاني من تضيق برزخ الأهر. تبارز الأهر النازل (السهم) هو الشذوذ الوحيد في الصورة.

إيكوغرافي القلب Echocardiography:

إيكوغرافي القلب مع الدوبلر Doppler Echocardiography هو حالياً أول وسيلة تصويرية تستخدم لتقييم تضيق برزخ الأهر. يوضح الإيكوغرافي موقع وشدة التضيق البرزخي ولديه ميزة تقدير ممال الضغط عبر التضيق بشكل غير بضعي noninvasively (19). ولكن النوافذ الصوتية المحدودة التي تواجه إيكوغرافي القلب قد تقود إلى نتائج غير أكيدة، في حين أن التقييم الدقيق للتشريح الأهرري والتشوهات المرافقة مطلوب قبل أي إجراء جراحي أو تداخلي.

أفضل ما يرى التضيق البرزخي في النافذة فوق القص باستخدام إيكوغرافي القلب عبر الصدر والمواضع أعلى المريء باستخدام الإيكوغرافي عبر المريء.



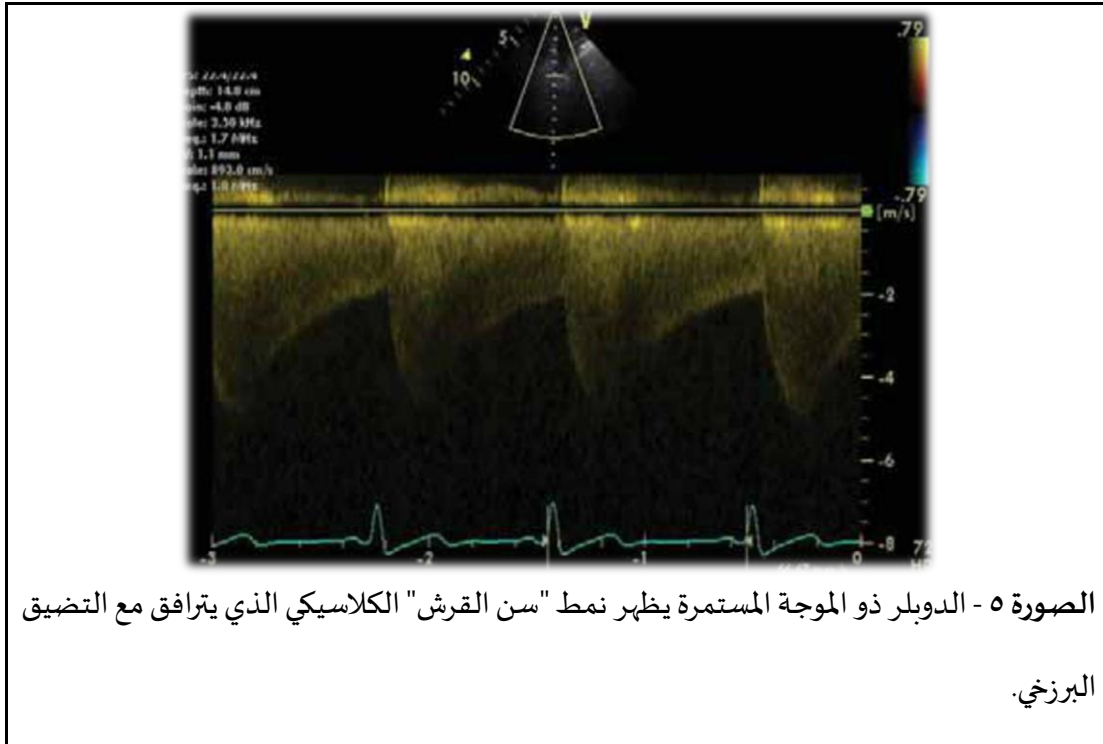
تتضمن الموجودات الأكثر شيوعاً(20):

- نقص قطر لمعة الأبر النازل، و يترافق غالباً مع توسع بعد التضيق البرزخي.
- زيادة مفاجئة في السرعة المقاسة بواسطة الدوبلر النبضي pulsed Doppler.
- الدوبلر ذو الموجة المستمرة continuous wave Doppler سيبين شكل "سن القرش-shark tooth" المميز:

- ذروة انقباضية مرتفعة بشكل حاد.

- مرتسم السرعة الانبساطية مقعر بشكل ملحوظ.

- ضخامة بطينية يسرى.



التصوير الوعائي Angiography:

عندما نقول التصوير الوعائي Angiography فإننا نقصد عادةً التصوير الوعائي بالطرح الرقمي DSA (أو ما يسمى مجازاً القثطرة Catheterization). ولكن يقع تحت هذا المصطلح التصوير الوعائي بواسطة التصوير المقطعي المحوسب CTA والتصوير الوعائي بواسطة الرنين المغناطيسي MRA.

جميع تلك الوسائل قادرة على تحديد التضيق البرزخي وكذلك الأوعية الجانبية (الروادف) وأكثرها شيوعاً هي الأوعية الجانبية من الشريان تحت الترقوة إلى الشريان الثديي الباطن إلى الشرايين الوريدية (التي تؤدي إلى التثلم السفلي للأضلاع) إلى الجزء بعد التضيق البرزخي من الأهر الصدري النازل.



الصورة ٦ - صورة وعائية بالطرح الرقمي DSA تظهر تضيقاً برزخياً بعد الشريان تحت الترقوة الأيسر مباشرةً.

في الوقت الحالي، يتم اللجوء إلى التصوير الوعائي المقطعي المحوسب CTA والتصوير الوعائي بواسطة الرنين المغناطيسي MRA بدلاً من التصوير الوعائي بالطرح الرقمي DSA إذا كان الهدف هو تشخيص تضيق برزخ الأبهر وتقييمه مورفولوجياً(21).

التصوير المقطعي المحوسب CT:

التصوير المقطعي المحوسب CT يؤمن تقييماً ممتازاً للأبهر الصدري وبقية البنى ضمن الصدر. وخصوصاً مع تطور التصوير المقطعي المحوسب متعدد الشرائح MSCT حيث أصبحت صفوف الكواشف أكثر عدداً وثنائية المقاطع المجرة أقل من المليمتر الواحد. وهذا انعكس على تقييم المرضى المصابين بعيوب خلقية في القلب والأوعية الدموية عامةً وعلى تقييم تضيق برزخ الأبهر خاصةً.

يتوفر في أجهزة التصوير المقطعي المحوسب الحديثة عدد من خيارات إعادة بناء الصور من خلال معالجة مجموعات البيانات الحجمية volume data sets. يمكن إعادة البناء في المستوى الإكليلي أو السهمي أو جانب السهمي أو في مستوى منحنى كما هو الحال على طول محور الأبهر الصدري على سبيل المثال. هذه العملية تجرى بسرعة (نقرة زر) ويمكن إجراؤها بسهولة في غرفة التحكم (دون الحاجة إلى محطة عمل منفصلة) وتستخدم جميع قيم الكثافة في مجموعة البيانات وتقدمها في عدة مناظير.



الصورة ٧، أ - مقطعان مستعرضان متتاليان من تصوير طبقي محوري لمريض يعاني من تضيق برزخ الأهر. الأكثر بروزاً هو تضيق لمعة الأهر النازل.

تتوفر تقنية العرض الحجمي ثلاثي الأبعاد أيضاً في أجهزة التصوير المقطعي المحوسب ذوات الكواشف المتعددة، ويتم عرض الصور ثلاثية الأبعاد حجماً بشكل تفاعلي ويمكن تحريرها في الوقت الفعلي. إن التشخيص غير الدقيق لتضيق برزخ الأهر على المقاطع المعترضة ليس مفاجئاً لأن هذه التشوهات غالباً ما تكون صغيرة وتنحرف بشكل غير مباشر وليس عمودياً على مستوى التصوير. ولكن على الصور السهمية متعددة المستويات والصور ثلاثية الأبعاد تتم رؤية التضيق البرزخي القصير بشكل جيد مما يقود إلى تشخيص صحيح.



الصورة ٧، ب - مقطع سهلي مُعاد بناؤه من تصوير طبقي محوري لمريض يعاني من تضيق برزخ الأهر.
التضيق البرزخي يظهر بوضوح.

السيّئة الأكثر أهمية في التصوير المقطعي المحوسب متعدد الكواشف MDCT هي التعرض الإشعاعي الهام الذي يجب أخذه بعين الاعتبار(22). وهذا الشيء ينطبق أيضاً على التصوير الوعائي بالطرح الرقمي DSA. كما أن لهذا الموضوع أهمية خاصة عند تصوير الأطفال.



الصورة ٧، ج - صورة ثلاثية الأبعاد 3D مُعاد بناؤها من تصوير طبقي محوري لمريض يعاني من تضيق
برزخ الأهر. التضيق البرزخي يظهر بوضوح.



الصورة ٧، د - صورة ثلاثية الأبعاد 3D مُعاد بناؤها من تصوير طبقي محوري لمريض يعاني من تضيق
برزخ الأهر. شبكة غزيرة من الأوعية الجانبية (الشرايين الثديية الباطنة والوربية وتحت الكتف وأمام
الفقر) توفر التروية الشريانية إلى الجزء السفلي من الجسم.

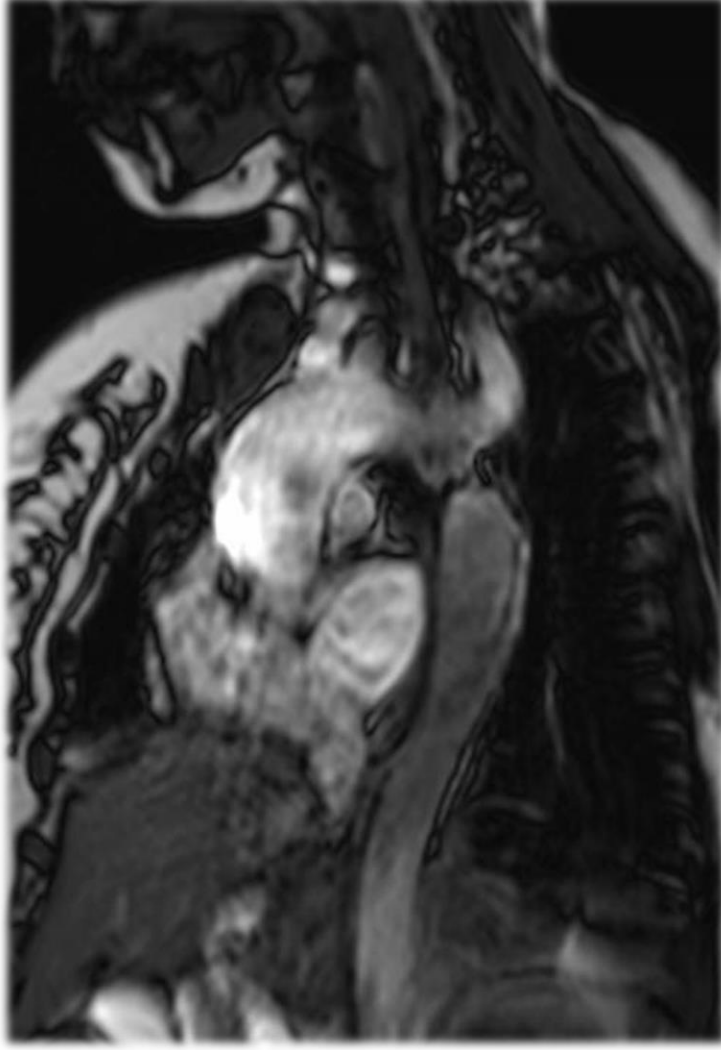
في دراسة قارنت بين التصوير الوعائي المقطعي المحوسب CTA مع الطريقة القياسية لتشخيص وتقييم تضيق برزخ الأهر وهي تصوير الأوعية الدموية بالطرح الرقمي DSA كانت نتائج CTA و DSA قابلة للمقارنة عند جميع المرضى من حيث التشخيص وكشف الاختلالات وخاصةً الاختلالات القلبية الوعائية (23). علاوةً على ذلك، أشارت الدراسة إلى أن التصوير الوعائي المقطعي المحوسب CTA هو إجراء غير باضع، وينطوي على اختلالات وآثار جانبية أقل بكثير، وفعال من حيث التكلفة، ويستغرق وقتاً أقل بكثير من التصوير الوعائي بالطرح الرقمي DSA. لذلك، أوصت الدراسة بالتصوير الوعائي المقطعي المحوسب CTA كوسيلة مناسبة لتشخيص تضيق برزخ الأهر.

التصوير بالرنين المغناطيسي الشكلي لتضيق برزخ الأهر

التصوير بالرنين المغناطيسي إجمالاً يوفر دقة مكانية spatial resolution جيدة وتبايناً ممتازاً بين الأوعية الدموية والنسج الرخوة، ولديه إمكانية إجراء المقاطع في المستويات كافة وبشكل مستقل. وهو يوفر في الحالات القلبية الوعائية خاصة إمكانات كبيرة لتحديد البنى القلبية الوعائية في الصدر وإظهار التغيرات المرضية في الأهر الصدري. من الجدير بالذكر أنه ظهرت تقارير حالات case reports على التصوير بالرنين المغناطيسي لتضيق برزخ الأهر منذ زمن ليس بالقصير (24).

يظهر تضيق برزخ الأهر في الصور السهمية والأمامية المائلة اليسرى LAO بشكل ممتاز، ولكن يبقى للصور المستعرضة أهميتها وخاصة في تقييم الأوعية المتفرعة من القوس الأهرية (25).

يحدد التصوير بالرنين المغناطيسي التضيق البرزخي بسهولة من ناحية الموقع والامتداد وإصابة فروع قوس الأهر. بالإضافة إلى ذلك، إظهار التوسع بعد التضيق البرزخي والأوعية الجانبية (الروادف) المتوسعة. وفي المرضى الذين يُدرسون بعد العمل الجراحي، يمكن تقييم عودة التضيق والمضاعفات مثل أمهات الدم بعد العمل الجراحي والأورام الدموية حول المفاغرات.

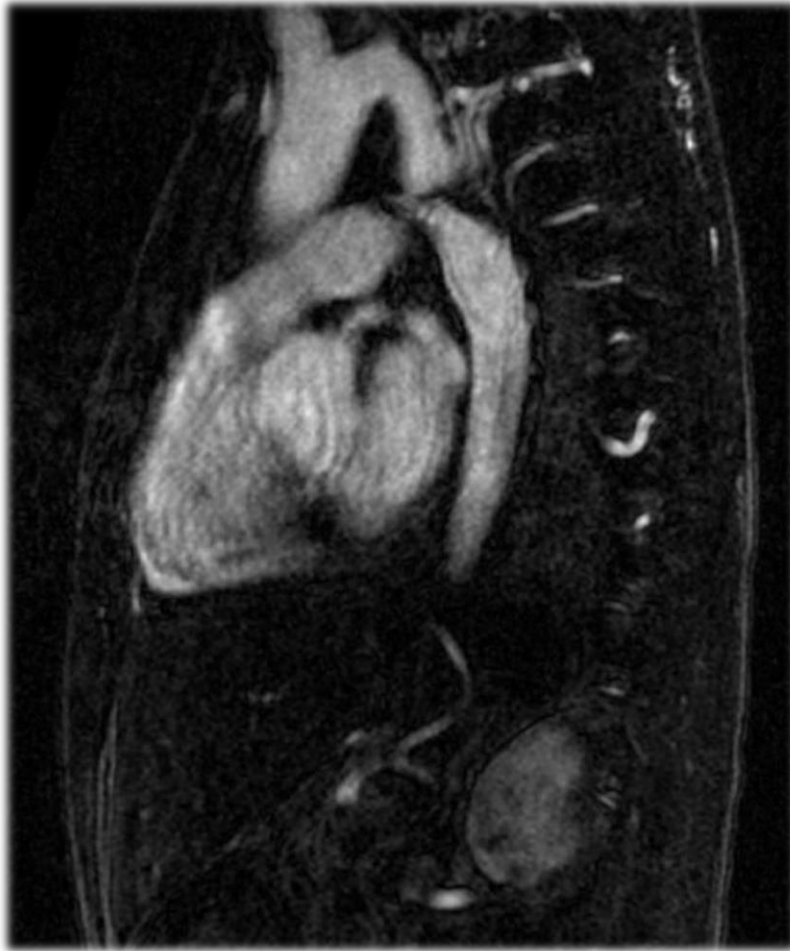


الصورة ٨ – صورة مائلة بالرنين المغناطيسي باستخدام صدى الممال Gradient Echo تظهر تضيقاً
برزخياً بعد الشريان تحت الترقوة الأيسر.

تقنية التصوير الوعائي بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance Angiography MRA التي
تظهر الدم الجاري في الأوعية تعتمد على التمييز بين البنى الساكنة والدم المتحرك. وفي صور MRA،
تناسب شدة الإشارة مع سرعة الجريان. تتضمن البروتوكولات المستخدمة لتقييم تضيق برزخ
الأبهر باستخدام التصوير الوعائي بالرنين المغناطيسي: التصوير الوعائي في زمن الانطلاق time-
phase-contrast angiography، التصوير الوعائي باستخدام تباين الطور of-flight angiography،
والتصوير الوعائي المعزز بالتباين contrast-enhanced angiography (25). يُعد

التصوير الوعائي بالرنين المغناطيسي المعزز بالتباين خياراً جيداً للدراسة الشكلية والتقييم التشريحي العام للأبهر وفروعه، أما التصوير الوعائي بتباين الطور يوفر معلومات وظيفية (هيموديناميكية) إضافية.

إجمالاً، يوفر التصوير بالرنين المغناطيسي تفاصيل تشريحية ممتازة للتضييق البرزخي، مما قد يؤدي إلى تجنب التصوير الوعائي التقليدي Angiography.



الصورة ٩ - تصوير وعائي بالرنين المغناطيسي MRA يظهر قطعة قصيرة من تضيق برزخي شديد بعد قوس الأبهر مباشرةً، مع دوران جانبي عبر الشرايين الصدرية الباطنة وحول الفقرية.

المبحث الرابع:

التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي لتضيق برزخ الأهر

الرنين المغناطيسي للقلب Cardiac MRI هو الوسيلة التصويرية غير البضعية الأفضل لتقييم الناحية الشكلية (المورفولوجية) morphologic والوظيفية functional في تضيق برزخ الأهر عند الأطفال والبالغين، متفوقاً في معظم الحالات على إيكوغرافي القلب. يعطي المرنان نتائج مورفولوجية ووظيفية مشابهة للتصوير الوعائي angiography، وذلك يجعل التصوير الوعائي التقليدي غير ضروري أو محدد لاستطببات خاصة مثل الإجراءات التداخلية عبر الجلد (26).

التصوير بالرنين المغناطيسي MRI مع قدرته على توفير معلومات تشريحية ووظيفية أصبح خيار التصوير المفضل في التقييم الأولي والمراقبة بعد التداخل. ولنكون أكثر تحديداً، يتم الحصول على معلومات وظيفية بواسطة التصوير بالرنين المغناطيسي للجهاز القلبي الوعائي عموماً وفي حالات تضيق برزخ الأهر خصوصاً بالاعتماد على إحدى تقنيتين:

التقنية الأولى: تباين الطور ثنائي الأبعاد (PC) 2D phase contrast:

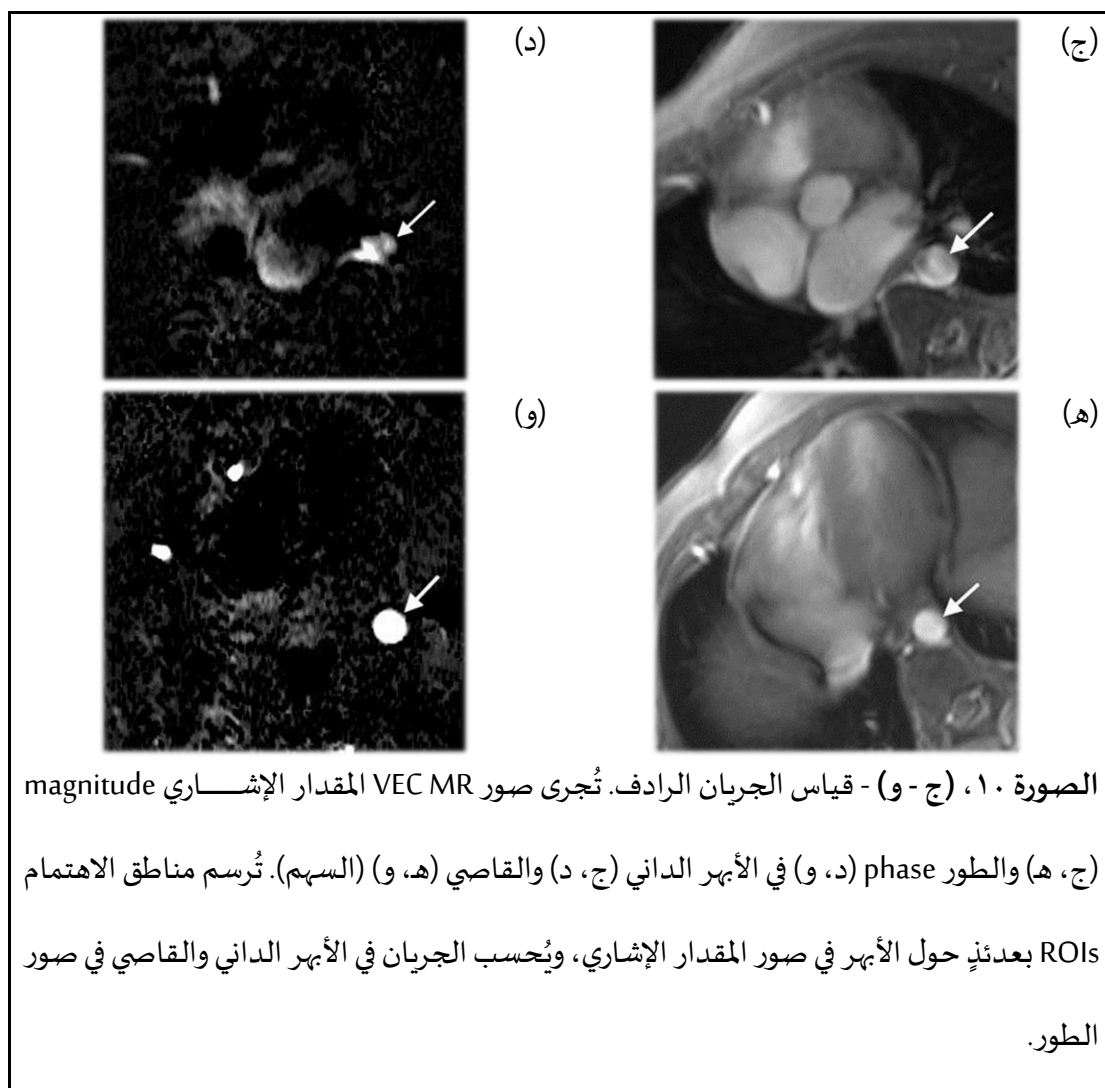
يتم تحليل الجريان الدموي في التصوير بالرنين المغناطيسي باستخدام تباين الطور ثنائي الأبعاد. ويتم قياس الشدة الفيزيولوجية لتضيق برزخ الأهر بواسطة تقييم الجريان الجانبي (الرادف) المحتمل المرتبط بالتضيق؛ حيث يشير وجود الجريان الجانبي إلى تضيق هام هيموديناميكياً والذي من المرجح أن يحتاج تدخلاً. أو بواسطة تقدير سرعة الجريان الأعظمية عبر التضيق البرزخي، ثم حساب ممال الضغط عبر هذا التضيق واستخدامه لتحديد ما إذا كانت هناك حاجة لإصلاح تضيق برزخ الأهر (27).

الطريقة الأولى(28): وهي التحديد الكمي للجريان الدموي الجانبي (الرادف). حجم الجريان في الجزء الداني من الأبهر النازل أعلى قليلاً (حوالي 7%) من الجزء القاصي من الأبهر الصدري عند الأشخاص الأصحاء. ولكن عند الأشخاص الذين يعانون من تضيق برزخي هناك جريان دموي أكبر في الجزء القاصي بسبب الجريان الدموي الرادف الراجع الذي يأتي إلى ذلك الجزء من الأبهر من الشرايين الوريدية والفروع الأبهرية الأخرى.



يتم تقدير حجم الجريان في موقعين على الأبهر: الأول بعد موقع التضيق البرزخي مباشرةً، والثاني في مستوى الحجاب الحاجز. نقول عن الجريان الرادف أنه موجود إذا كان الجريان الأبهرى في

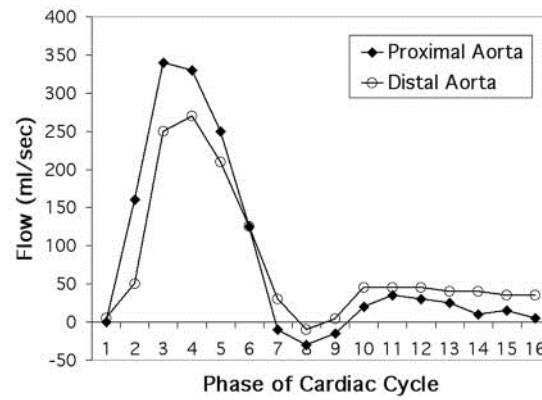
الجزء القاصي أكبر من الجريان في الجزء الداني. ولتحديد كمية الدوران الرادف، نقوم بطرح حجم الجريان في الجزء الداني من الأهر النازل من حجم الجريان في الجزء القاصي منه (الصورة ١٠). ووجود جريان رادف يشير إلى تضيق برزخي هام هيموديناميكياً.



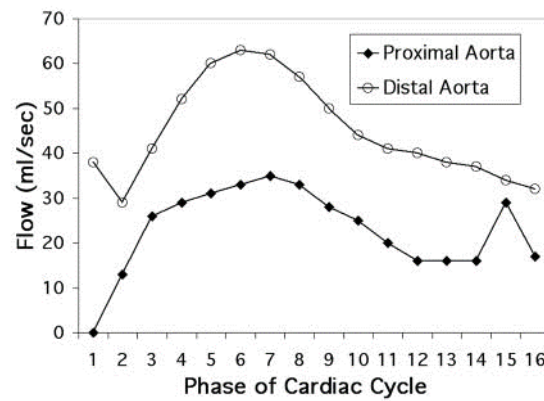
الطريقة الثانية (29): هذه الطريقة هي محور بحثنا هذا. وهي تقدير سرعة الجريان الأعظمية عبر القطعة الأكثر تضيقاً، ويمكن حساب ممال الضغط عبر هذا الموقع بواسطة معادلة برنولي المعدلة modified Bernoulli equation. ممال الضغط المحسوب بهذه الطريقة يمكن استخدامه

لتحديد ما إذا كانت هناك حاجة لإصلاح تضيق برزخ الأهر. يُعتبر ممال ضغط أكبر من 20 مم زئبقي استطباً للتدخل عادةً.

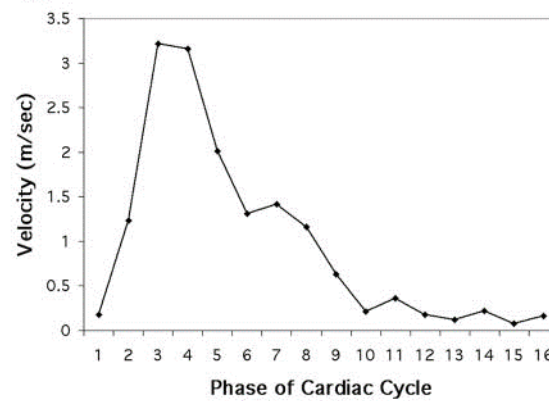
(ز)



(ح)



(ط)



الصورة ١٠، (ز- ط) - (ز) يوضّح المخطط البياني الجريان الأبهرى عند مريض ليس لديه تضيق في برزخ الأبهر. يحسب منحى الجريان رياضياً بواسطة الرسم البياني للجريان الدموي في الأبهر الداني والقاصي مقابل الزمن. (ح) يوضّح المخطط البياني الجريان الأبهرى عند مريض يعاني من تضيق شديد في برزخ الأبهر. مرضى تضيق برزخ الأبهر الهام هيמודيناميكياً لديهم جريان أكبر في الجزء القاصي من الجزء الداني بسبب الجريان الرادف الذي يتم تقييمه كمياً بواسطة طرح حجم الجريان الداني من حجم الجريان القاصي. المريض في هذه الحالة لديه جريان دموي أكبر بمرتين في الأبهر القاصي من الأبهر النازل الداني وهذا يشير إلى أن حجم الدوران الرادف كان مساوياً تقريباً للجريان بعد التضيق البرزخي مباشرةً. (ط) حساب ممال الضغط عبر التضيق البرزخي. يوضّح المخطط البياني كيف أن السرعة الأعظمية عبر التضيق البرزخي رُسمت بيانياً مقابل الزمن. يُحسب ممال الضغط عبر التضيق البرزخي بمعادلة برنولي المعدلة $\Delta P = 4v^2$ ، حيث ΔP هي ممال الضغط و v هي سرعة الجريان الأعظمية. في هذه الحالة، كانت السرعة الأعظمية 3.2 م/ثا وممال الضغط كان 41 مم زئبقي والذي يعتبر شديداً. خضع المريض لإصلاح جراحي للتضيق البرزخي.

التقنية الثانية: الجريان رباعي الأبعاد 4D Flow:

إن تخطيط mapping السرعة بالرنين المغناطيسي رباعي الأبعاد (الجريان رباعي الأبعاد 4D Flow) مناسب تماماً لتقييم بيانات سرعة الجريان الدموي في الاتجاهات المتعددة في الأبهر. تستخدم الدراسات هذه التقنية الحديثة لتمييز أنماط الجريان المعقدة في الأبهر الصدري سواء عند الأفراد الأصحاء أو عند المرضى الذين يعانون من آفات أبهرية مثل تضيق برزخ الأبهر وأم دم الأبهر الصاعد. من مزايا الجريان رباعي الأبعاد هو عدم الحاجة إلى حبس النفس أثناء التصوير، والالتقاط الحجي في تباين الطور دون الحاجة إلى وضع مستويات ثنائية البعد مسبقاً، والتنوع

في طرائق رؤية وتحليل بيانات سرعة الجريان الدموي الديناميكية وثنائية الأبعاد والتي لا تتوفر عن طريق التصوير التقليدي ثنائي الأبعاد(30).



الأبعاد الأربعة في تقنية الجريان رباعي الأبعاد 4D Flow هي ثلاثة أبعاد مكانية وبعد زمني. تنتج هذه التقنية صوراً بتباين الطور ثلاثية الأبعاد وتحليل زمني time-resolved, three-dimensional PC images. يوفر الترميز المكاني ثلاثي الأبعاد إمكانية الدقة المكانية العالية على جميع المحاور، وبالتالي القدرة على قياس وتصوير التطور الزمني لأنماط الجريان والحركة المعقدة في حجم ثلاثي الأبعاد. تؤمن هذه الطريقة معلومات تشريحية وعن السرعة في الاتجاهات الثلاثة لكل عنصر صورة (بيكسل pixel) في الحجم ثلاثي الأبعاد ولكل نقطة زمنية تم قياسها في الدورة القلبية. وهي تستخدم أزمنة صدى TEs وأزمنة تكرار TRs أقصر ما يمكن لتحسين الدقة الزمانية بالنسبة لزمان

المسح الإجمالي -الطويل نسبياً-. يمكن اختيار ترميز مختلف للسرعة VENC في كل اتجاه مكاني من أجل ملاءمة ترميز السرعة لخصائص الجريان المختلفة حسب المحاور.

يمكن إعادة ترتيب البيانات رباعية الأبعاد في أحجام أصغر أو مستويات أقل أو مناطق محدّدة يمكن اختيارها بحرية. ويمكن بعد ذلك استخدام العديد من التقنيات لتحليل وعرض نتائج الجريان رباعي الأبعاد، بما في ذلك الأنماط الموجية للسرعة والرسوم البيانية لحقول المتجهات.

خلاصة القول، الجريان رباعي الأبعاد 4D Flow أداة قابلة للتطبيق سريعاً في تقييم مرضى تضيق برزخ الأهر وسريع كفايةً ويعطي بيانات جريان موثوقة بالإضافة إلى توفير رؤية إضافية حول ديناميكيات الجريان مقارنة مع تقنية 2D القياسية(31).



مشكلة البحث

يزداد انتشار مرضى تضيق برزخ الأهر عموماً بسبب تحسن وسائل التشخيص والعلاج، ويعتمد تدبيرهم ومتابعتهم بشدة على التصوير الطبي.

استخدمت العديد من الطرق - غير البضعية والبضعية - لتقييم شدة تضيق برزخ الأهر. اختلاف ضغط الدم بين الذراع والساق المقاس بواسطة جهاز قياس ضغط الدم sphygmomanometry يمكن أن يقدم معلومات مفيدة، ولكن تقارير عديدة أظهرت أن هذا الاختلاف لا يمثل بدقة الشدة الهيموديناميكية للتضيق (32).

جرت محاولات للتقدير الكمي للدوران في الأوعية الرادفة المتوسعة والتي تشكل سبباً للدم لتجاوز التضيق البرزخي وتغذية الأهر النازل. ولكن الأوعية الرادفة تشاهد فقط في حالات التضيق البرزخي المديد، ولا تعكس بدقة شدة تضيق برزخ الأهر (28,32).

يستخدم إيكوغرافي القلب بنجاح في حالات كثيرة في تقييم الشدة المورفولوجية والهيموديناميكية لتضيق برزخ الأهر ولكن لديه محدودية معروفة تتعلق بالنوافذ الصوتية الصعبة، وأنه يعطي صوراً ضعيفة المستوى للأهر الصدري، ويعتمد على الخبرة الشخصية user dependent (19,33). وهذه المشاكل تتفاقم عند مرضى تضيق برزخ الأهر المعالج جراحياً لأن لديهم وصولاً محدوداً عبر نوافذهم الصوتية بسبب الندبات الناجمة عن العمليات السابقة المتعددة.

التصوير الوعائي القلي angiocardiology يعطي معلومات مورفولوجية كاملة (موقع، ودرجة، وامتداد التضيق، الترافق مع نقص تصنع أنبوبي tubular hypoplasia لقوس الأهر، الروادف) ويسمح بتقييم ديناميكا الدم (التقييم الكمي للسرعات الجريانية في كل أجزاء الأهر الصدري،

ممال الضغط عبر التضيق البرزخي)، لكنه يترافق مع أخطار متعلقة بالطبيعة البضعية للإجراء (يتطلب قثطرة catheterization وحقن مادة ظليلة contrast dye وتركين sedation) والتعرض للأشعة المؤيَّنة (34). ويصبح التصوير الوعائي مشكلة خاصة إذا احتجنا فحوص متابعة follow-up متعددة بعد الإصلاح الجراحي. حيث أن مرضى تضيق برزخ الأهر يحتاجون إلى متابعة لصيقة بعد الجراحة لأن نكس التضيق restenosis بعد الرأب (التصنيع) الوعائي angioplasty أو تطور أمهات دم بعد الإصلاح بطعوم رقعية patch graft repair ليس نادراً (35). علاوةً على ذلك، التنظير التآلقي الشعاعي يعطي صور مسقطية projection images وهو محدود المقدرة في مجال إعادة البناء Reconstruction والأبعاد الثلاثية 3D.

لذلك يبرز دور التصوير القلبي بالرنين المغناطيسي Cardiac MR كأداة هامة جداً في تقييم تضيق برزخ الأهر. فهو يسمح بالتفصيل الدقيق للتشريح القلبي والوعائي وعلاقته مع البنى الأخرى في الصدر، ويعطي نتائج مورفولوجية مشابهة للتصوير الوعائي angiography (25)، وبمساعدة تقنية التصوير الحركي المرمّز للسرعة (VEC) velocity-encoded cine - وهي من التقنيات الحديثة - يمكن أن يؤمن تقييماً كمياً للسرعات الجريانية في كل أجزاء الأهر الصدري، ويسمح بقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي (36). مما يجعل التصوير بالرنين المغناطيسي ملائماً تماماً للتقييم evaluation والمتابعة follow-up عند الأطفال والبالغين المصابين بتضيق برزخ الأهر.

فرضية البحث

لا تختلف قياسات ممال الضغط عبر التضيق البرزخي المُقاسة بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمّز للسرعة VEC-MRI عن القياسات المأخوذة بواسطة التصوير الوعائي Angiography كمعيار مرجعي(34). بتعبير آخر، مقدار الانحراف the bias لكل قياس مأخوذ بكلا الطريقتين أقل من الاختلاف المسموح به سريراً $\text{postulated difference}$.

سنستخدم في بحثنا نوع الفرضية البديلة H_1 alternative hypothesis (بدلاً من الفرضية الصفرية H_0 null hypothesis)(37)، والتي سنعتبر عنها كالتالي:

$$H_1: |\mu - \mu_0| < \delta$$

حيث: μ هي قيمة ممال الضغط عبر التضيق البرزخي المُسجل بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمّز للسرعة. μ_0 هي القيمة المرجعية لممال الضغط عبر التضيق البرزخي المسجلة بواسطة التصوير الوعائي (المعيار الذهبي). δ هي هامش الاختبار testing margin (الاختلاف الهام سريراً في قيم ممال الضغط عبر التضيق البرزخي الذي نريد من التجربة أن تكتشفه).

هدف البحث

الهدف من هذه الدراسة هو تحديد قدرة التصوير القلبي بالرنين المغناطيسي Cardiac MRI بواسطة تقنية التصوير الحركي المرمّز للسرعة Velocity-Encoded Cine- على توقع الشدة الهيموديناميكية لتضيق برزخ الأبهر وقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي. سيتم استخدام ممال الضغط المُقاس بواسطة القثطرة والتصوير الوعائي كمعيار مرجعي (34). والإثبات الإحصائي أن قياسات ممال الضغط عبر التضيق البرزخي المأخوذة بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمّز للسرعة مماثلة لقياسات المعيار المرجعي. وبالتالي إظهار إمكانية الاعتماد على هذه الوسيلة الاستقصائية غير البضعيّة noninvasive modality في تقييم شدة تضيق برزخ الأبهر وقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي بدلاً من التصوير الوعائي angiography.

أهمية البحث

يعتمد التدبير السريري على تحديد شدة التضيق البرزخي وتحديد ممال الضغط عبر التضيق. حيث أن التداخل الجراحي surgical intervention سواء أكان الإصلاح بطعوم رقعية patch graft repair أو التصنيع الوعائي بالبالون balloon angioplasty يتطلب تحديد ممال الضغط عبر التضيق البرزخي(35).

عندما نستطيع بواسطة التصوير بالرنين المغناطيسي تقييم شدة تضيق برزخ الأهر وقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي بدقة تماثل التصوير الوعائي angiography فإننا نستطيع الاستغناء عن الاستقصاءات التصويرية البضعية والإجراءات التداخلية كالقثطرة catheterization، والاعتماد على التصوير بالرنين المغناطيسي بشكل تام في التقييم القلبي الوعائي والمتابعة المتكررة عند الأطفال والبالغين المصابين بتضيق برزخي أبهري.

بالإضافة إلى أن هذه الدراسة تفتح الباب أمام إجراء التصوير القلبي الوعائي بالرنين المغناطيسي في مشافينا الجامعية. وتطبيق التقنيات الحديثة في المرنان (كتقنية التصوير الحركي Cine MRI والتصوير الحركي المرمز للسرعة Velocity-Encoded Cine MRI) والتي تسمح بالتقييم الوظيفي functional إضافة إلى التقييم الشكلي (المورفولوجي) morphologic المعتاد.

منهج البحث وأدواته

تم إجراء تصوير بالرنين المغناطيسي للأشخاص المصابين بتضيق برزخ الأبهر والذين خضعوا لقثطرة Catheterization وتصوير وعائي Angiography مع تسجيل ممال الضغط عبر التضيق البرزخي وذلك في مستشفى الأسد الجامعي وفي مستشفى جراحة القلب الجامعي في دمشق.

أُجري التصوير بالرنين المغناطيسي في وحدة التصوير بالرنين المغناطيسي في شعبة الأشعة في مستشفى الأسد الجامعي في دمشق.

جهاز الرنين المغناطيسي الذي تم العمل عليه هو Philips - Ingenia 1.5T MR system (الشكل ٣) والذي يعتبر من أفضل الأجهزة المتوفرة في بلدنا.



الشكل ٣ - جهاز الرنين المغناطيسي Philips - Ingenia 1.5T MR system في مستشفى الأسد الجامعي.

حجم العينة $n = 35$ اعتماداً على المعادلة التي قدمها مارتن بلاند Martin Bland والمشروحة بشكل تفصيلي في صفحته على الشبكة العنكبوتية (38) والتي تمكنا من حساب حجم العينة اللازم للمقارنة بين وسيلتين Comparison of two means من خلال اختيار القوة الإحصائية $P = 0.8$ والدلالة الإحصائية $\alpha = 0.05$ والفارق الذي نريد من التجربة أن تكتشفه $\delta = 3$ (بتعبير آخر، الفارق الهام سريرياً في قيم ممال الضغط عبر التضيق البرزخي في بحثنا) والانحراف المعياري $= 5$ σ (اعتماداً على دراسة حديثة لسوتيلو وآخرين Sotelo et al. (39)).

[Back to top.](#)

Comparison of two means

Compare the means of two samples, sample sizes n_1 and n_2 , from populations with means μ_1 and μ_2 , with the variance of the measurements being σ^2 .

We have $d = \mu_1 - \mu_2$ and

$$SE(d) = \sqrt{\frac{\sigma^2}{n_1} + \frac{\sigma^2}{n_2}}$$

so the equation becomes:

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 = f(a, P) \sigma^2 \left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)$$

For equal sized groups, $n_1 = n_2 = n$, the equation becomes:

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 = f(a, P) \frac{2\sigma^2}{n}$$

Consider the example of a trial of an intervention for depression in primary care. The primary outcome will be the PHQ9 depression score after 4 months. The PHQ9 scale is from 0 to 27, a high score = depressed. We decide a clinically important difference would be 2 points on the PHQ9 scale. From a pilot study, we find that the standard deviation of PHQ9 after treatment = 7 scale points. We shall choose power $P = 0.90 = 90\%$, $\alpha = 0.05 = 5\%$. Hence $f(a, P) = 10.5$.

We want to detect difference $\delta = \mu_1 - \mu_2 = 2$.

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 = f(a, P) \frac{2\sigma^2}{n}$$

becomes

$$2^2 = 10.5 \times \frac{2 \times 7^2}{n}$$

which gives

$$n = 10.5 \times \frac{2 \times 7^2}{2^2} = 257.25$$

الشكل ٤ - صفحة البروفيسور مارتن بلاند على الإنترنت والتي يشرح فيها المعادلة التي تمكنا من حساب حجم العينة اللازم للمقارنة بين وسيلتين Comparison of two means.

<https://www-users.york.ac.uk/~mb55/msc/trials/sampsz.htm#twomeans>

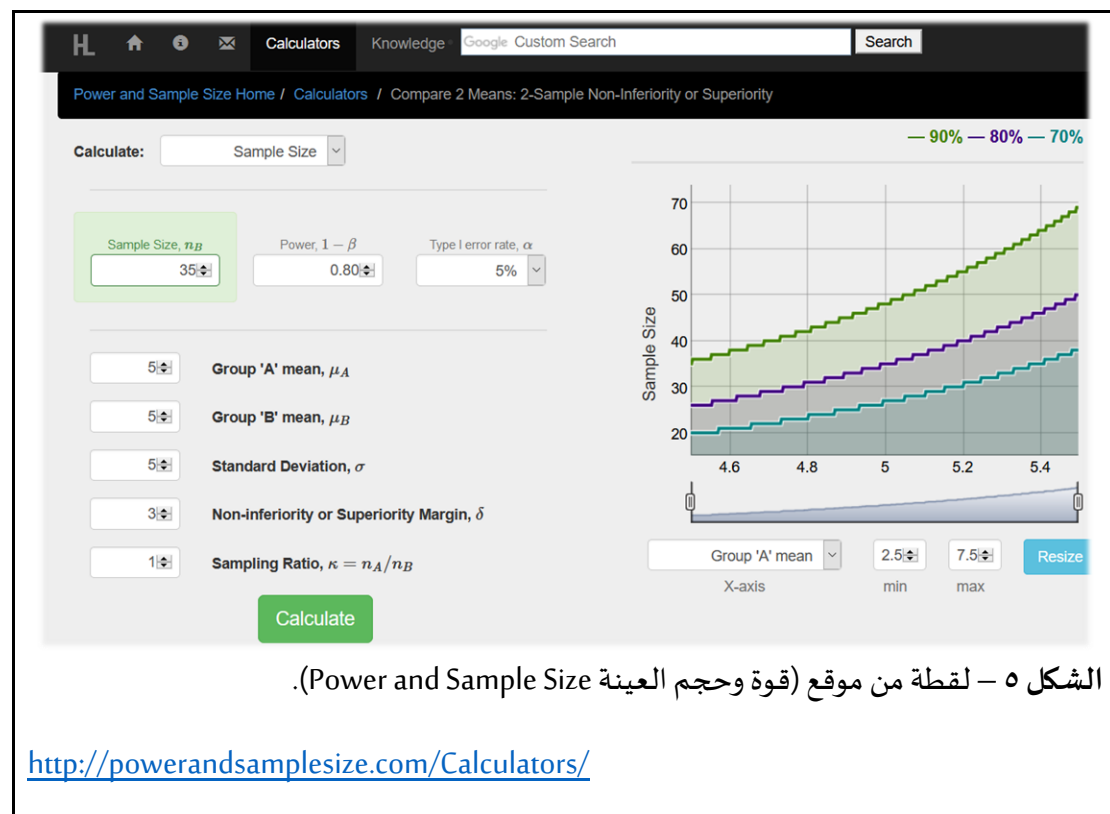
تم حساب حجم العينة بالاستعانة بالآلات الحاسبة Calculators الموجودة في الموقع المُسمى (قوة وحجم العينة Power and Sample Size) على الشبكة العنكبوتية (40). يوفر هذا الموقع آلات حاسبة متنوعة لحساب حجم العينة وفق الطريقة الإحصائية المختارة، ويسهل تطبيق المعادلات الرياضية اللازمة للحساب. في بحثنا، قمنا باختيار الآلة الحاسبة لحساب حجم العينة اللازم للمقارنة بين وسيلتين Compare 2 Means مع إدخال القيم التالية:

○ القوة الإحصائية $P = 0.8$

○ الدلالة الإحصائية $\alpha = 0.05$

○ الهامش أو الفارق $\delta = 3$

○ الانحراف المعياري $\sigma = 5$



أفراد العينة من الذكور والإناث، ولا ينتمون إلى فئة عمرية معينة، تم تشخيص إصابتهم بتضيق برزخ الأهر بعد إجراء قثطرة Catheterization وتصوير وعائي Angiography في مستشفى الأسد الجامعي أو في مستشفى جراحة القلب الجامعي في دمشق مع تسجيل ممال الضغط عبر التضيق البرزخي، واستوفوا المعايير التالية:

- (١) أجرى تصويراً بالرنين المغناطيسي لتقييم تضيق برزخ الأهر من شباط / فبراير ٢٠١٩ حتى تموز / يوليو ٢٠٢٠، بما في ذلك التصوير الحركي المرمز للسرعة Velocity-Encoded Cine (اختصاراً VEC) وقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي.
- (٢) أجرى تصويراً وعائياً أو قثطرة قلبية، مع تسجيل ممال الضغط عبر التضيق؛ وذلك خلال أقل من سنة واحدة من إجراء التصوير بالرنين المغناطيسي.
- (٣) لم يكن هنا أي تدخل intervention بين التصوير الوعائي أو القثطرة والتصوير بالرنين المغناطيسي.

الجدول ٢ - معايير الاشتمال inclusion criteria في العينة الخاصة بالبحث.

-
- ♦ أجرى تصويراً بالرنين المغناطيسي لتقييم تضيق برزخ الأهر مع التصوير الحركي المرمز للسرعة وقياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي؛ من شباط / فبراير ٢٠١٩ حتى تموز / يوليو ٢٠٢٠.
 - ♦ أجرى تصويراً وعائياً أو قثطرة قلبية، مع تسجيل ممال الضغط عبر التضيق؛ خلال > سنة واحدة من إجراء التصوير بالرنين المغناطيسي.
 - ♦ لم يكن هنا أي تدخل بين التصوير الوعائي أو القثطرة والتصوير بالرنين المغناطيسي.
-

المرضى الذين تم استبعادهم من عينة البحث هم:

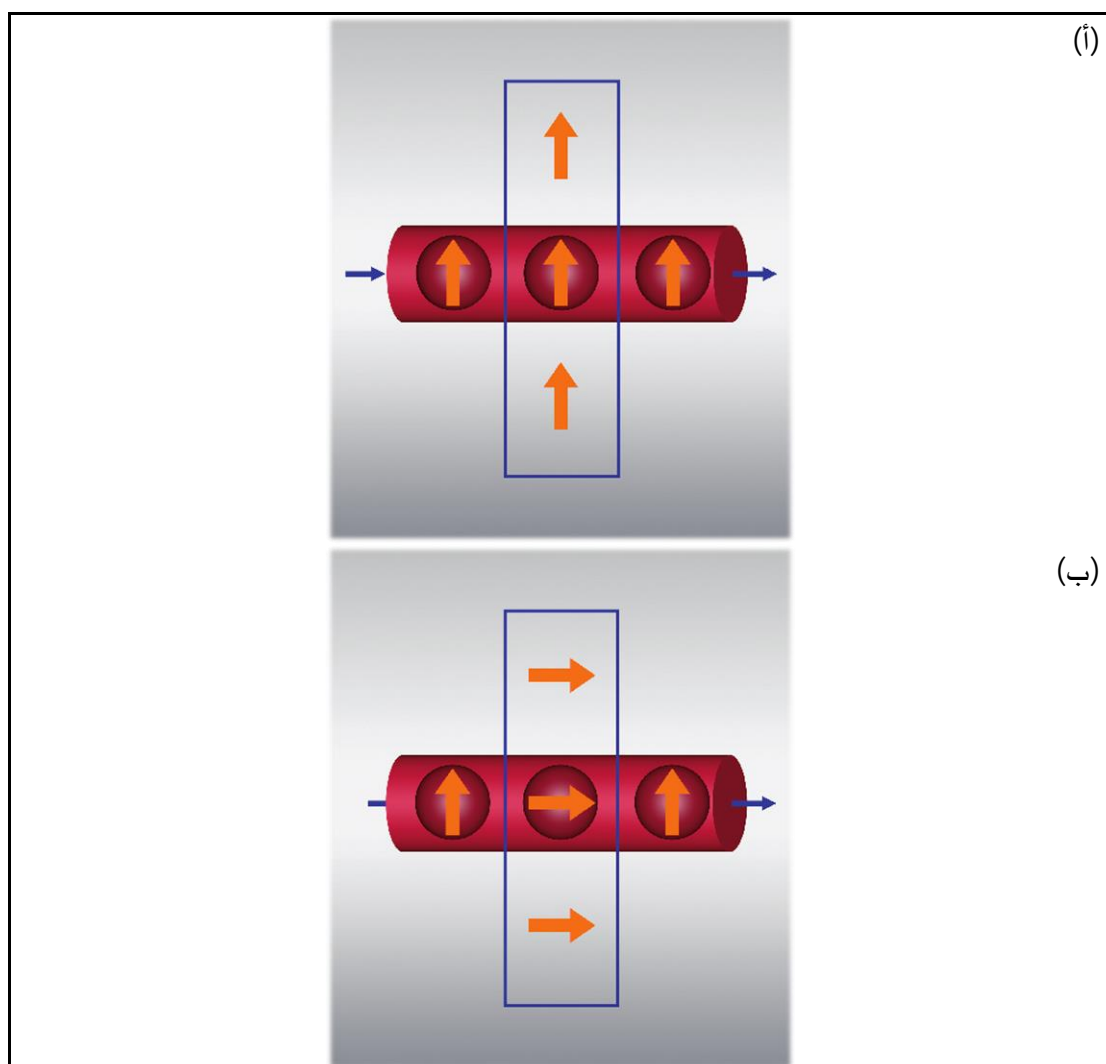
- ١) المرضى الذين يُشخَّص لديهم تعرج في البرزخ الأبهرى Tortuosity of the Aortic Isthmus بدلاً من تضيق برزخ الأبهر Coarctation of the Aorta. لأن تعرج البرزخ الأبهرى يُعتبر تنوعاً Variant ولا يترافق بتضيق في لمعة الوعاء أو بتغيرات هيموديناميكية في الجريان الدموي.
- ٢) المرضى الذين قاموا بإجراء تداخلي أو جراحي في الفترة بعد إجراء التصوير الوعائي وقبل إجراء التصوير بالرنين المغناطيسي. لأن ذلك سيغير من المعطيات الهيموديناميكية عند المريض ويخل بالمقارنة.

الجدول ٣ - معايير الاستبعاد exclusion criteria من أفراد العينة الخاصة بالبحث.

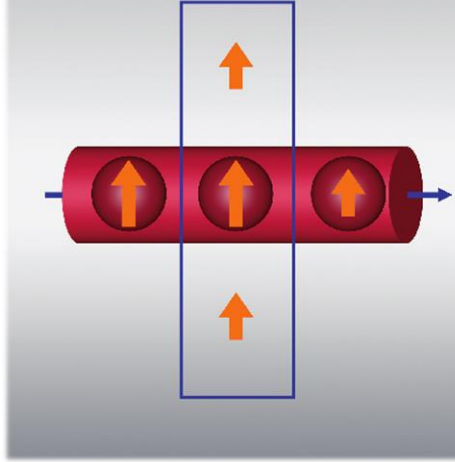
-
- ♦ المرضى الذين يُشخَّص لديهم تعرج في البرزخ الأبهرى Tortuosity of the Aortic Isthmus.
 - ♦ المرضى الذين قاموا بإجراء تداخلي أو جراحي في الفترة بين التصوير الوعائي أو القثطرة والتصوير بالرنين المغناطيسي.
-

التقنية التي تم الاعتماد عليها في تقييم تضيق برزخ الأبهر بواسطة التصوير بالرنين المغناطيسي هي التصوير الحركي المرمز للسرعة velocity-encoded cine واختصاراً VEC أو VENC (36). تقنية VEC MR هي إحدى تقنيات التصوير بالرنين المغناطيسي الحساسة للجريان flow-sensitive والتي تستخدم للتقييم الكمي للخصائص الفيزيولوجية القلبية الوعائية وحركات الجريان، ويمكن القول إنها الأكثر استخداماً في الوقت الحاضر.

تقنية VEC هي متوالية تعتمد على تباين الطور phase contrast sequence (41) المرتكزة على مبدأ أن طور المغازل الجارية (المتدفقة) بالنسبة إلى المغازل الثابتة على طول ممال مغناطيسي يتغير بالتناسب مع سرعة الجريان (الشكل ٦). بمعنى آخر البروتونات السائرة (المتحركة) تغير زاوية الطور بالتناسب مع السرعة. وهكذا يُرسم التغير في زاوية الطور بالتفصيل في صور الطور، وتُحسب سرعة الجريان وفق صيغة قياسية.



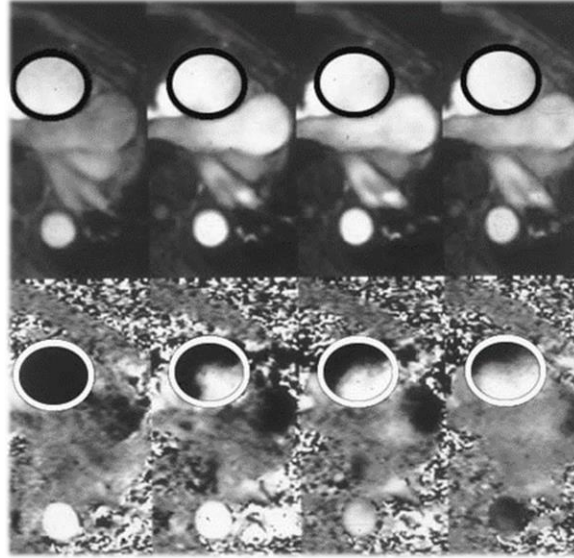
(ج)



الشكل ٦ - متوالية تباين الطور phase contrast sequence: يوضح الشكل وعاء دموي يمر عبر شريحة يجري فحصها. (أ) يمثل الوضع قبل النبضة 90° و(ب) مباشرة بعد النبضة، المغنطة الطولية "تميل" 90° . إذا انتظرنا بعض الوقت، قبل أن نرسل نبضة ثانية 90° ، كما هو الحال في (ج)، ستخضع البروتونات لبعض الاسترخاء، وستعود المغنطة الطولية بشكل جزئي، كما هو موضح من خلال الأسهم التي تعود لتشير للأعلى. ومع ذلك، فإن البروتونات الموجودة في الأوعية الدموية قد تركت الشريحة واستبدلت بالبروتونات التي لا تزال تمتلك كل مغنطتها الطولية. إذا أرسلنا نبضة ثانية 90° الآن، فستكون هناك إشارة قادمة من الوعاء أكثر من تلك الواردة من محيطه، لأن هناك المزيد من المغنطة الطولية في هذا الوقت.

يتم تقييم الوعاء موضع الاهتمام في مستوى عمودي على اتجاه الجريان (الصورة ١٢، أ). ولتحديد حجم الجريان عبر لمعة الوعاء، تُضرب السرعة المكانية الوسطية في الوعاء موضع الاهتمام في المساحة المقطعية للوعاء. يمكن تقدير ممال الضغط باستخدام معادلة برنولي المعدلة modified Bernoulli equation وهي $\Delta P = 4v^2$ ، حيث v هي سرعة الجريان الأعظمية مقدرة بالأمتار في الثانية و ΔP هي ممال الضغط الأعظمي بالمليمترات الزئبقية.

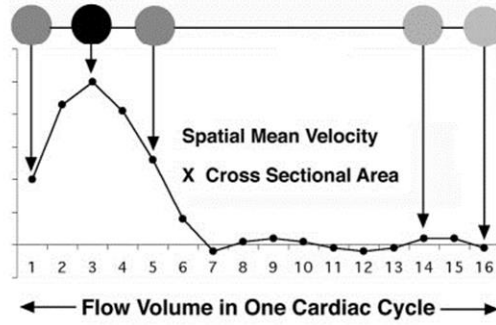
(i)



الصورة ١٢، أ - يتم قياس الجريان في الأهر بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمز للسرعة VEC MR في مستوى عمودي على اتجاه الجريان. (أ) توضّح صور VEC MR المقدار الإشاري magnitude (الصف العلوي) والطور phase (الصف السفلي) التي تم الحصول عليها في ٤ من ١٦ نقطة خلال الدورة القلبية كيف أن منطقة الاهتمام region of interest تُرسم حول الأهر في كل صورة مقدار إشاري؛ وكل منطقة اهتمام تم رسمها يجب أن تُنقل إلى صورة الطور الموافقة. يحسب الجريان آنئذٍ لكل صورة طور (الحجم الجرياني = السرعة المكانية الوسطية × المساحة المقطعية للوعاء). تُجمع الحجوم لكل النقاط الزمنية الستة عشرة للحصول على الحجم الكلي للجريان.

يمكن رسم قياسات الجريان في تقنية VEC MR والمأخوذة من نقاط متعددة (عادةً ١٦ أو ٣٢) متساوية التباعد في الدورة القلبية مع الوقت لإنشاء منحنى الجريان (الصورة ١٢، ب). يمكن قياس المنطقة الواقعة أسفل المنحنى لاستنتاج حجم الجريان في دورة قلبية معينة.

(ب)



الصورة ١٢، ب - رسم بياني يوضح منحنى السرعة - الزمن للجريان الدموي في الأهر. تمثل الدوائر الخمسة مظهر الوعاء الدموي في الأطوار المختارة خلال الدورة القلبية (النقاط على المنحنى). يشير ظل كل دائرة إلى كمية الجريان الدموي في الشريان في تلك النقطة من الدورة القلبية (الأسود = الجريان الأعلى، الرمادي الباهت = الجريان الأدنى). تمثل كل نقطة الجريان الدموي الوسطي في الشريان في طور معين، وكل قيمة تُشتق من صورة VEC MR منفصلة. ولتحديد حجم الجريان خلال لمعة الوعاء يتم ضرب السرعة المكانية الوسطية في الوعاء المعني في المساحة المقطعية للوعاء.

هناك بعض المحدوديات في هذه التقنية من التصوير يمكن أن تسبب تقديراً للسرعة والجريان بأقل من القيمة الحقيقية إذا لم يتم تصوير الوعاء المعني في مستوى عمودي على الجريان، أو إذا حدث توسيط الحجم الجزئي partial volume averaging، أو قد يحدث التشويش aliasing إذا كان الترميز المحدد للسرعة أقل من السرعة الأعظمية الفعلية في أي وقت أثناء الدورة القلبية. كما أن قياسات ممال الضغط قد تكون عرضة للخطأ؛ فقد يكون موقع السرعة الأعظمية - في حالات التضيق الوعائي- بعيداً عن التضيق الأكثر شدة، وإذا لم يتم التحقق من الوعاء في ذاك الموقع فيمكن تقدير الممال الأعظمي للضغط بأقل من القيمة الحقيقية. يمكن أن تؤدي الدقة الزمانية المحدودة للتصوير VEC MR أيضاً إلى تقدير السرعة الأعظمية بأقل من القيمة الحقيقية وهذا ينعكس بالتالي على ممال الضغط.

الجدول ٤ - المطبات التي يجب تجنبها في التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمز للسرعة VEC MR من أجل حساب ممال الضغط عبر التضيق البرزخي.

-
- ♦ التصوير في مستوى عمودي على الجريان.
 - ♦ رسم منطقة الاهتمام region of interest بدقة، لتجنب توسيط الحجم الجزئي partial volume averaging.
 - ♦ تحديد ترميز ملائم للسرعة VEC، لتجنب التشويش aliasing.
-

يتكون بروتوكول التصوير بالرنين المغناطيسي الذي قمنا بتطبيقه في دراستنا من ثلاث خطوات: دراسة شكلية (مورفولوجية) morphologic study، ودراسة حركية (سينمائية) cine MR study، وتحليل الجريان flow analysis (26,42-45). مع التنويه إلى أن إجراء التصوير كان يستغرق حوالي ٣٠ - ٦٠ دقيقة، في حين أن المعالجة اللاحقة للصور كانت تستغرق بضع ساعات.

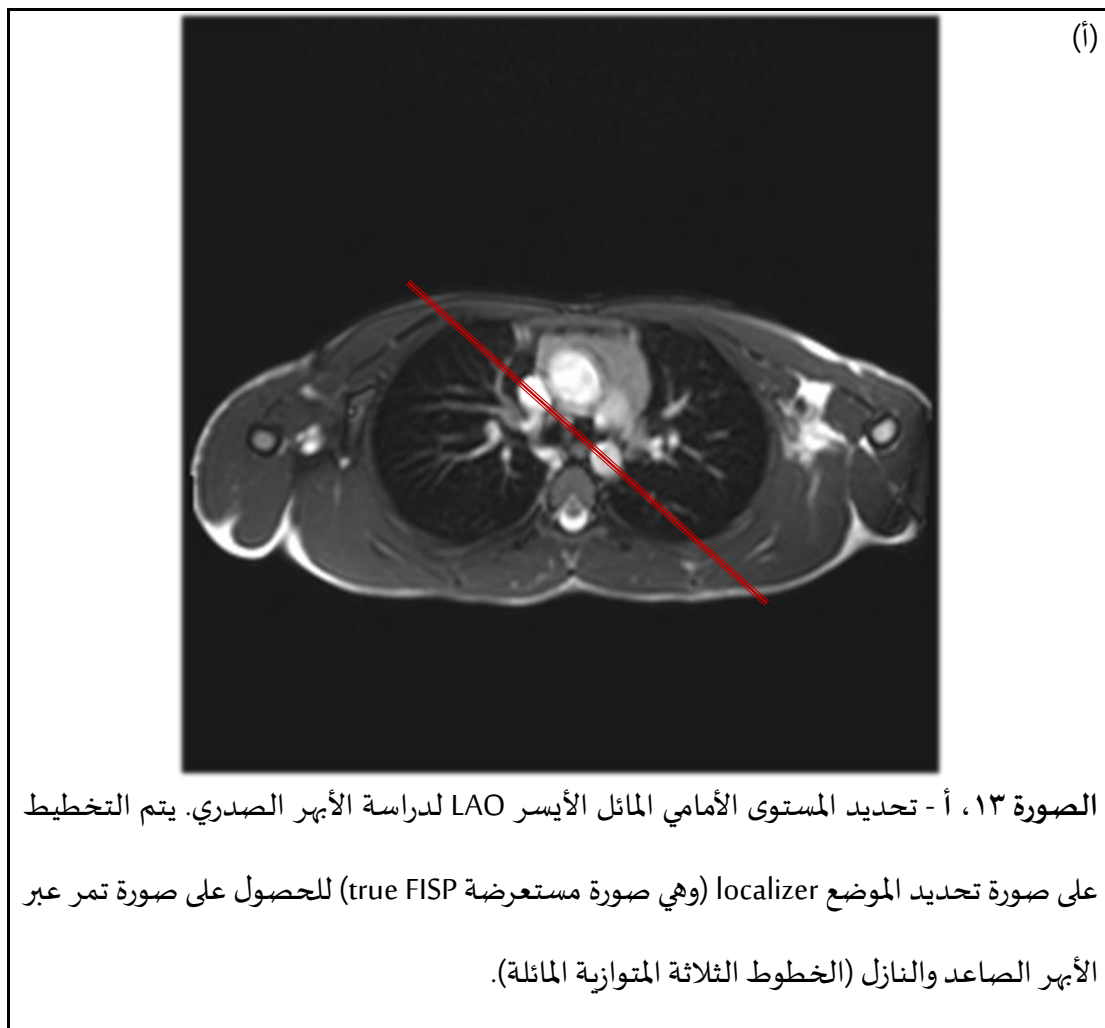
تجهيز المريض:

تم استخدام التبيب القلبي ECG Gating من خلال وضع أربعة مساري على الجانب الأمامي الأيسر من جدار الصدر من أجل الحصول على تزامن قلبي جيد (46).

تم وضع المريض ضمن القنطرة Gantry بالاستلقاء الظهرى، مع وضع الوسائد Coils فوق الصدر وتحتة. لا يوجد فرق بين توجيهه (الرأس أولاً) أو (القدم أولاً) في التصوير.

تم استخدام متواليات حبس التنفس breath-hold sequences عند المرضى المتعاونين لأنها أسرع وتوفر جودة صورة أعلى، أما عند الأطفال والمرضى غير المتعاونين فقد تم استخدام متواليات التنفس الحر free-breathing sequences.

قمنا باستخدام التهدئة sedation عند بعض المرضى بالتعاون مع أطباء وفني التخدير.



الدراسة الشكلية (المورفولوجية):

تعد الدراسة الشكلية (المورفولوجية) مهمة للتقييم التشريحي في تضيق برزخ الأهر، وقياس قطر الأهر، واكتشاف التشوهات المحتملة الأخرى في القلب أو الأعضاء الأخرى.

تم استخدام متواليات الصدى المغزلي السريع fast spine-echo (والتي تسمى متواليات الدم الأسود black-blood sequence) في هذه الدراسة.

أُخذت الصور بدايةً بالوضعية المحورية axial ثم بالوضعية الأمامية المائلة اليسرى LAO (الصورة ١٣).



تراوحت ثخانة المقاطع المُجرّاة تتراوح بين 3 إلى 10 ملم تبعاً لحجم المريض.

أُخذت ١٠ مقاطع تقريباً في كل مستوى بحيث تغطي كامل الأبهـر الصاعد والمعتـرض والنازل.

الدراسة الحركية (السينمائية):

تُستخدم هذه الدراسة بشكل أساسي لرؤية الاضطراب الجرياني وتقييم درجة التضيق بطريقة نصف كمية.



يعتمد مبدأ هذه الدراسة على الإثارة excitation المستمرة لمقطع ما، حيث يتم تثبيط الإشارة القادمة من النسيج الساكنة، على عكس الإشارة القادمة من الدم الجاري التي تكون ساطعة. وعليه، يظهر الدم الجاري في الصور الحركية باللون الأبيض والنسيج الساكنة بلون داكن (47).



تم استخدام متوالية صدى الممال (GE) gradient-echo، التي توفر صوراً عالية الجودة لجدار الوعاء الدموي والجريان داخل الوعاء الدموي (44).

أُخذ التصوير الحركي (السينمائي) بمستوى أمامي مائل أيسر LAO لإظهار التضيق البرزخي واضطراب الجريان والنفثة الجريانية (الصورة ١٤).

أُخذ 16 - 25 إطار تغطي الدورة القلبية، يمكن مشاهدتها بشكل حركي (سينمائي).

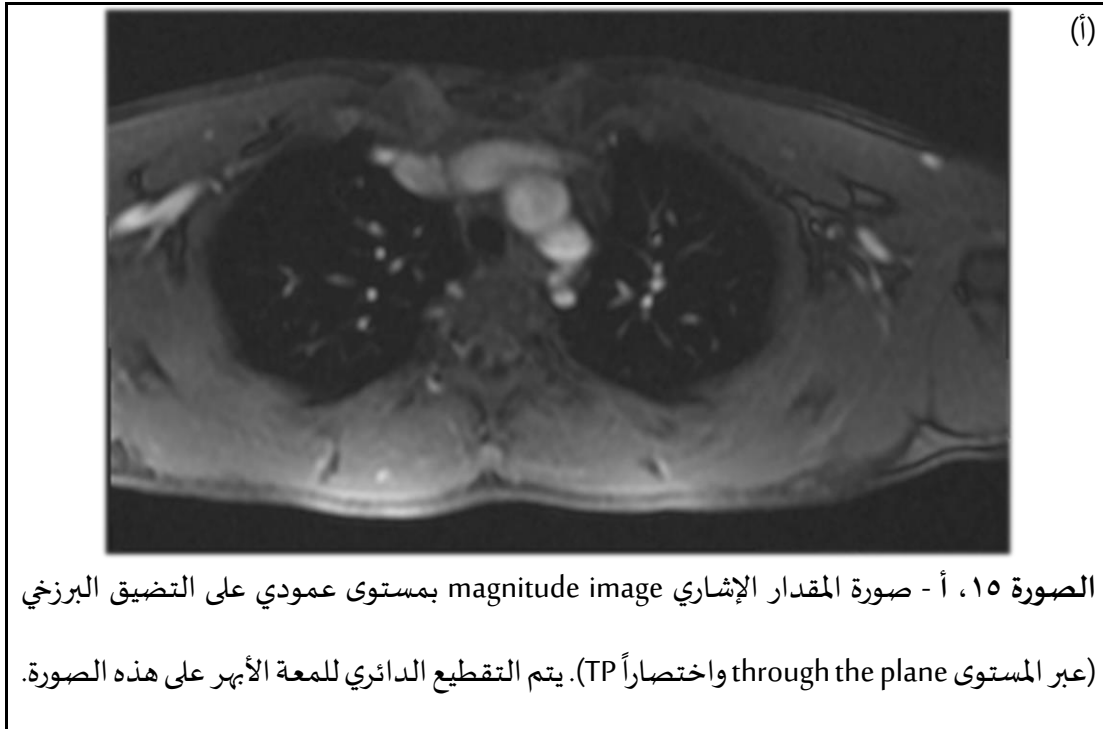
تم تقييم التضيق البرزخي على صور الانبساط diastolic images لأنه أثناء الانبساط تكون خوادع الجريان النبضي بالحد الأدنى، وضياح الإشارة الناجم عن الاضطراب الجرياني بعد التضيق يكون أيضاً بالحد الأدنى بسبب الجريان الانبساطي المنخفض. أما صور الانقباض systolic images فقد تم استخدامها لإظهار الفراغ الإشعاعي المتعلق باضطراب وتسارع الجريان ضمن الإشارة العالية بشكل طبيعي للدم وذلك في مستوى التضيق البرزخي وبعده.

دراسة الجريان:

في هذه الخطوة من البروتوكول تم استخدام متوالية ترميز السرعة velocity-encoded والمُسَمَّاة اختصاراً VENC والتي تعتمد على تباين الطور phase contrast.

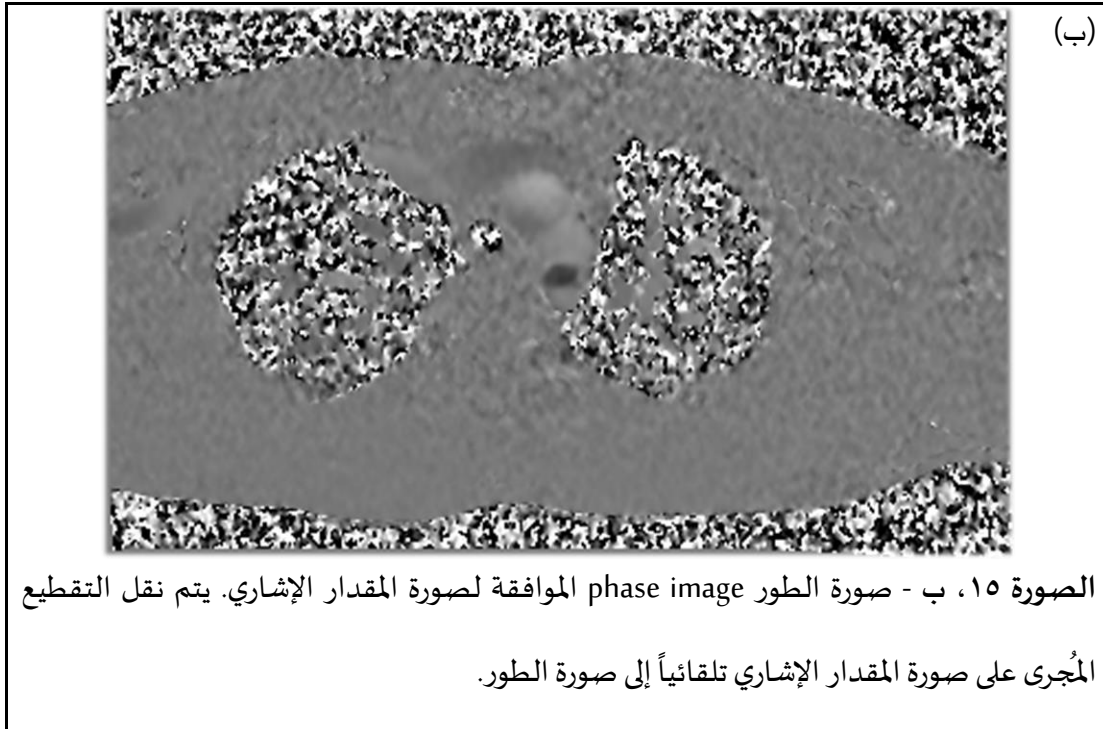
تم أخذ الصور بمستويات متعامدة على المحور الطولي للوعاء (ما يسمى أخذ الصور عبر المستوى through the plane acquisition واختصاراً TP).

تم أخذ الصور في موقعين: في مستوى التضيق البرزخي وبعده.



لزم إعداد ترميز السرعة VENC للجريان الشرياني بضع مرات: بدءاً من ١٥٠ سم/ثا وصولاً إلى ٣٥٠ - ٥٠٠ سم/ثا، وذلك حسب كل حالة من أجل تجنب فقدان الإشارة داخل اللمعة (ما يسمى بخادعة التشويش aliasing artefact).

توفر هذه الدراسة مجموعتين مختلفتين من الصور. المجموعة الأولى هي صور المقدار الإشعاعي magnitude images التي تعطي معلومات تشريحية، والمجموعة الثانية هي صور الطور phase images التي تعطي بيانات حول اتجاه الجريان والسرعة (الصورة ١٥). وللحصول على تقييم كمي للجريان، يتم التقطيع الدائري للمعة الأهر على صور المقدار الإشعاعي، ثم نقل هذا التقطيع تلقائياً إلى صور الطور.



للتدريب على هذا البروتوكول في التصوير بالرنين المغناطيسي بشكل خاص وعلى التصوير بالرنين المغناطيسي للقلب والأوعية بشكل عام؛ تم إيفادي إلى جمهورية مصر العربية لمدة شهر لإجراء دورة تدريبية في قسم الأشعة في مؤسسة الدكتور مجدي يعقوب لأمراض وأبحاث القلب.

قمت في هذه الدورة بالتدريب على إجراء العديد من الفحوص القلبية بواسطة الرنين المغناطيسي وتفسيرها أيضاً تحت إشراف نخبة من الاختصاصيين في هذا المجال الدقيق. وانقسم التدريب على نهار العمل الطويل -المؤلف من ١٢ ساعة- إلى فترة أولى تم التدريب فيها على إجراء التصوير القلبي الوعائي بالرنين المغناطيسي (على سبيل المثال، تجهيز المريض لإجراء التصوير واختيار البروتوكول المناسب وتطبيقه وتعديل المؤشرات والتعامل مع مختلف المتغيرات)، وفترة ثانية تم التدريب فيها على معالجة صور الرنين المغناطيسي في محطات العمل وتحليلها وتفسيرها.

قرار رقم : ٩٨٤ / د

وزير التعليم العالي
بناءً على أحكام قانون تنظيم الجامعات رقم ٦/ لعام ٢٠٠٦ ولائحته التنفيذية.
وعلى أحكام قانون البعثات العلمية رقم ٦/ لعام ٢٠١٣.
وعلى القرار رقم ٤٤١/د تاريخ ٢٠١٦/٤/٥ المتضمن إيفاد السيد يزن عبد الله داخلياً للحصول على
درجة الدكتوراه وتمديده.
وعلى قرار مجلس جامعة دمشق رقم ١/١٥ تاريخ ٢٠١٩/٩/٢٤
وعلى الكفالة الصادرة عن غرفة زراعة دمشق.

قرر مايلي:

- المادة ١- يسمح للسيد يزن عبد الله (المعيد في قسم /التشخيص الشعاعي والتصوير الطبي/ في كلية الطب
البشري بجامعة دمشق، والموفد داخلياً للحصول على الدكتوراه) بالسفر إلى جمهورية مصر
العربية لإجراء دورة تدريبية على أحدث الوسائل العلمية في قسم الأشعة بمشفى الدكتور مجدي
يعقوب لأمراض القلب في أسوان، وذلك لمدة شهر واحد اعتباراً من ٢٠١٩/١٠/١ على ألا تتحمل
جامعة دمشق أية نفقة من جراء ذلك.
- المادة ٢- يبلغ هذا القرار من يلزم لتنفيذه.

دمشق في ٢٠١٩
وزير التعليم العالي
الدكتور بسام ابراهيم

٩٨٤ / د صورة تبلغ إلى
وزارة التعليم العالي
فرع جامعة دمشق لحزب البعث العربي الاشتراكي.
الذاتية مع الأصل - محاسب الموفدين.
كلية الطب البشري - صاحب العلاقة.
علماً بأن الكفيلة هي السيدة منى عمر بدره.

أمين جامعة دمشق

الشكل ٧، أ - صورة عن القرار الوزاري بالسماح لي بإجراء دورة تدريبية في قسم الأشعة في مؤسسة
الدكتور مجدي يعقوب لأمراض وأبحاث القلب في مصر.

Certificate of Participation

Aswan Heart Center

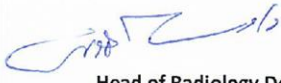
(Magdi Yacoub Foundation for cardiac research and disease)

October, 2019

This is to certify that;

Yazane Ihab Abdallah

Has successfully completed the observership program at Aswan Heart Center from 10.10.2019 to 31.10.2019 observing the activities of Radiology department including advanced cardiac imaging program, cardiac CT & cardiac MRI.



Head of Radiology Dept.
Dr. Wessam ElMozy, PhD



Head Office
7 Aziz Abaza St., First Floor, Zamalek, Cairo, Egypt
Tel: (202) 273 65 166 - 273 65 168 Fax: (202) 273 65 169

www.myf-egypt.org

Aswan Heart Centre
Kasr El Haggat St., Aswan, Egypt
Tel: (2097) 231 29 47 Fax: (2097) 231 28 48

الشكل ٧، ب - شهادة المشاركة في الدورة التدريبية في قسم الأشعة في مؤسسة الدكتور مجدي يعقوب
لأمراض وأبحاث القلب.

المعالجة اللاحقة post-processing:

تمت معالجة صور الرنين المغناطيسي وتحليلها بواسطة طبيب اختصاصي في الأشعة radiologist.

ولم يكن هناك إمكانية لدراسة الصور من قبل فريق إجماعي consensus panel.

أكبر المشاكل التي صادفتنا في هذا البحث هو عدم توفر محطات العمل workstations والتي تكون

مجهّزة عادةً بالعتاد hardware والبرامج software اللازمين لعرض صور الرنين المغناطيسي القلبي

الوعائي ومعالجتها وتحليلها. كما تم البحث عن برامج بديلة تؤدي هذه المهمات ويمكنها العمل على

أجهزة الحاسوب (الكمبيوتر) المنزلية، وهذه البرامج متوفرة ولكنها تحتاج إلى تراخيص licenses

لاستخدامها والتراخيص مأجورة ويصل ثمنها إلى بضعة آلاف من الدولارات.

تم استخدام برنامج Segment CMR من شركة Medviso® لدراسة صور الرنين المغناطيسي

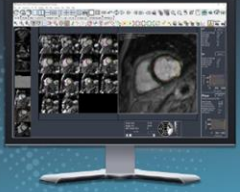
المُجرّاة وقياس السرعات الجريانية وممال الضغط الموضحة مسبقاً(48).

Segment CMR

Software solution for quantitative cardiac MR analysis

Segment CMR is a high-quality and complete software solution for your cardiac MRI analysis needs. It is designed to be simple to use and with a daily clinical workflow in mind.

It is the only clinically approved software solution on the market for cardiac strain analysis including both feature tracking and tagging analysis in one package.



الشكل ٨، أ - برنامج Segment CMR من شركة Medviso® لدراسة الرنين المغناطيسي القلبي الوعائي.

برنامج Segment CMR متكامل حيث يجمع بين الجودة العالية وسهولة الاستخدام فيما يتعلق بتحليل الرنين المغناطيسي القلبي الوعائي. كما أن هناك إصدار مجاني متاح ولكن لأغراض البحث العلمي الأكاديمي فقط.



الإصدار الذي تم استخدامه من هذا البرنامج هو الإصدار 3.1 المخصص للبحث العلمي

Segment v3.1 (Academic Research only version)

تم عرض صور الرنين المغناطيسي بواسطة برنامج Segment وإجراء الدراسة الشكلية (المورفولوجية) والحركية (السينمائية) للأبهر الصدري مع التركيز على منطقة التضيق البرزخي وما بعدها.

بعد ذلك، تم عرض صور المقدار الإشاري magnitude images وصور الطور phase images إلى جانب بعضهما بواسطة البرنامج نفسه (الشكل ٩).

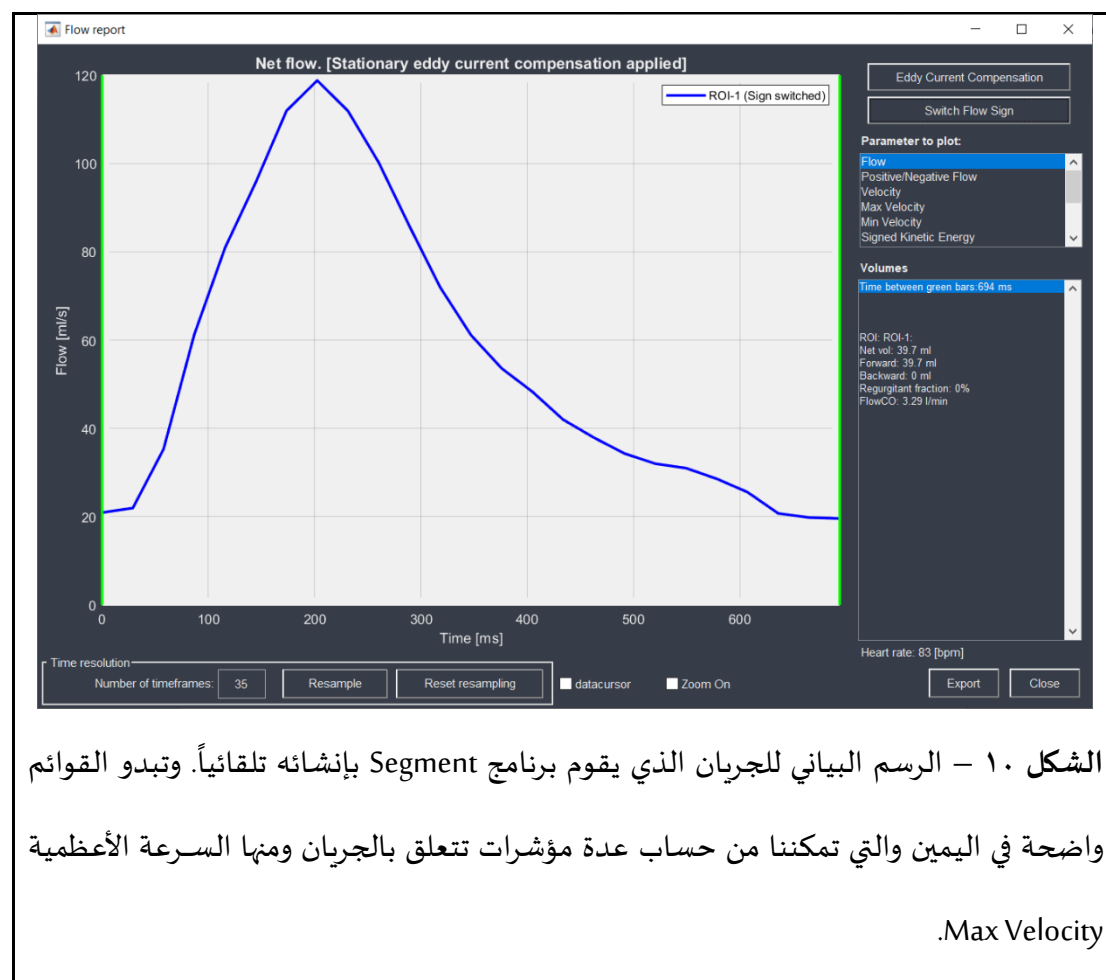


تم التقطيع الدائري segmentation للمعة الأهر على صور المقدار الإشاري، باستخدام إحدى طريقتين:

- ♦ الطريقة اليدوية: وتسمى في البرنامج ROI pen
- ♦ الطريقة نصف الآلية: وتسمى في البرنامج Semi-automatic ROI tool

هذا التقطيع ينتقل تلقائياً إلى صور الطور.

يقوم البرنامج بإنشاء منحنى الجريان من خلال النقر على أيقونة Plot flow (الشكل ١٠). ثم تُحسب السرعة الذروية أو السرعة الأعظمية (V_{max}) من خلال هذا المنحنى (49).



السرعة الأعظمية التي تم حسابها هي السرعة الأعلى ضمن النفثة التضيقية stenotic jet وتم استنباطها من مستوى مستعرض يمر بشكل عمودي على اتجاه الفراغ الإشاري. وهذا المستوى يتم إعداداه على الصور الحركية (السينمائية) بحيث يمر من خلال حلق التضيق البرزخي، مع اختيار ملائم لترميز السرعة VENC.

يُستخرج ممال الضغط (ΔP) عبر التضيق البرزخي من معادلة برنولي المعدلة modified Bernoulli equation (29,41):

$$\Delta P = 4 \times (V_{\max})^2$$

وهكذا تم قياس ممال الضغط (ΔP) عبر التضيق البرزخي اعتماداً على قيمة السرعة الأعظمية ($V_{\max}$) ضمن النفثة التضيقية stenotic jet، وبالاعتماد على برنامج Segment (50).

جرت دراسة أفلام التصوير الوعائي angiography بشكل مستقل، وفي جلسات منفصلة عن دراسة صور الرنين المغناطيسي. تم اعتبار المعلومات التي يعطيها التصوير الوعائي هي المعيار الذهبي gold standard (34).

تمت مقارنة النتائج الديناميكية المستقاة من صور الرنين المغناطيسي الحركية المرمزة للسرعة -تحديداً ممال الضغط عبر التضيق البرزخي - مع نتائج التصوير الوعائي وقياسات ممال الضغط عبر التضيق البرزخي التي يسجلها.

تم اختبار الفرضية البحثية والمقارنة بين قياسات التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمز للسرعة وقياسات التصوير الوعائي باستخدام اختبار مدى الاتفاق لبلاند وألتمان Bland-Altman Method (51,52) والذي يعتبر أفضل الطرق الإحصائية التي تستخدم لاختبار الاتفاق بين جهازين طبيين يقيسان متغيرات مستمرة (53)، كما هو الحال في بحثنا الذي يقارن قيم ممال الضغط عبر التضيق البرزخي والمُقاسة بواسطة كل من التصوير بالرنين المغناطيسي والتصوير الوعائي.

تم تحليل البيانات وتوليد مخططات بلاند وألتمان باستعمال برنامج MedCalc®. وهو عبارة عن برنامج إحصائي مصمم للعلوم الطبية الحيوية، ويحتوي على جدول بيانات مدمج لإدخال البيانات، ويمكنه استيراد الملفات بتنسيقات متعددة (54).

الإصدار الذي تم استخدامه من هذا البرنامج هو الإصدار 19.6

MedCalc® Version 19.6



الشكل ١١ - شارة برنامج MedCalc®.



النتائج

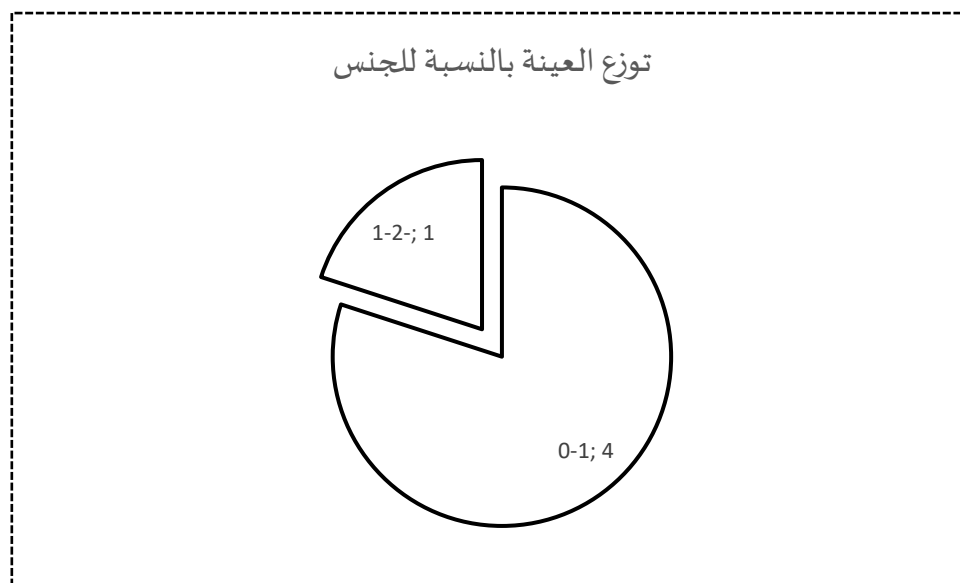
اشتملت الدراسة على ٣٥ حالة لتضييق برزخ الأهر ممن أجروا تصوير بالرنين المغناطيسي MRI وفق البروتوكول المعتمد وخضعوا لقطرة Catheterization وتصوير وعائي Angiography مع تسجيل ممال الضغط عبر التضييق البرزخي وليس لديهم أي عامل استبعاد.

توزع العينة بالنسبة للجنس:

بدا واضحاً أن الرجحان للذكور في الإصابة بتضييق برزخ الأهر، حيث توزعت العينة بين ٢١ ذكراً و١٤ أنثى.

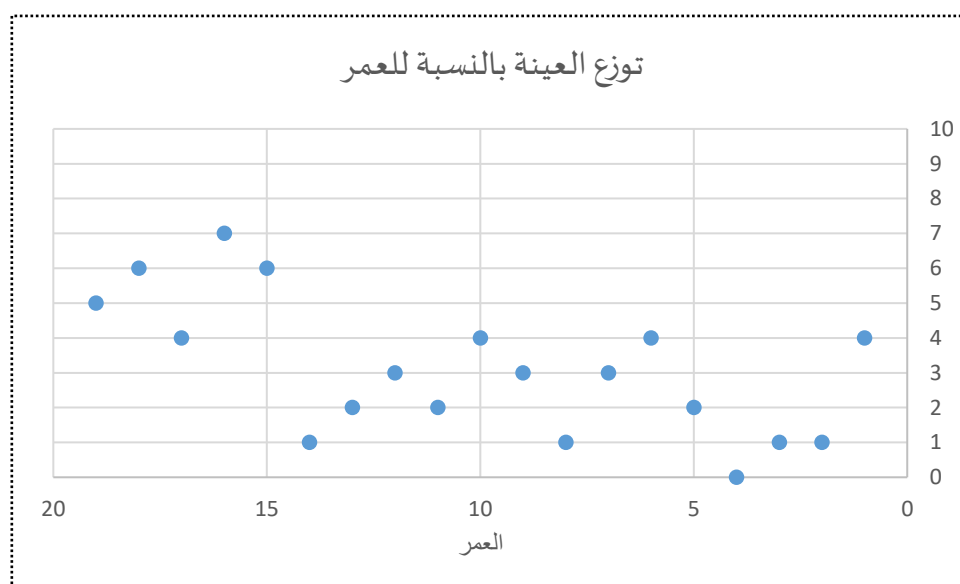
الجدول ٥ - توزع العينة بالنسبة للجنس

النسبة	العدد	
60%	٢١	♂ ذكور
40%	١٤	♀ إناث



توزع العينة بالنسبة للعمر:

كان متوسط أعمار أفراد العينة هو 19.4 والانحراف المعياري هو $4.6 \pm$ سنوات.

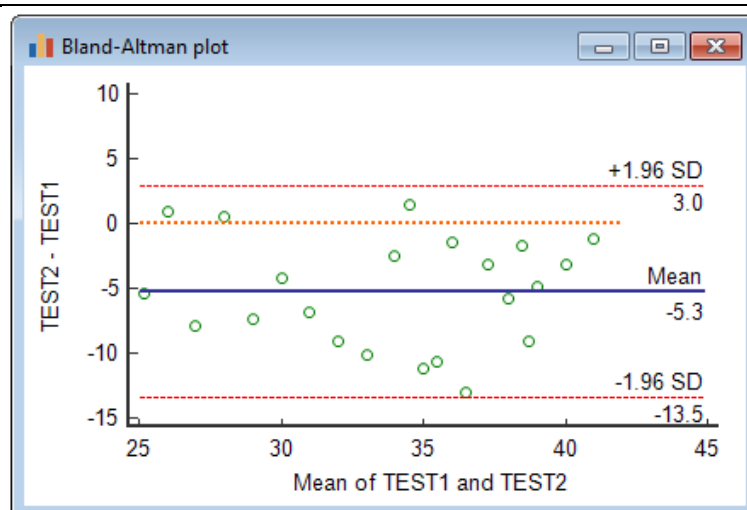


مماثلات الضغط التي تم الحصول عليها بواسطة الرنين المغناطيسي كانت في اتفاق جيد مع تلك التي تم الحصول عليها بواسطة إيكوغرافي القلب وذلك باستخدام اختبار مدى الاتفاق لبلاند وألتمان (Bland-Altman Method (51).

الاتفاق بين إيكوغرافي القلب والرنين المغناطيسي:

توزع ممال الضغط في كل الحالات بين 37.5 ± 19.6 mmHg بالنسبة للرنين المغناطيسي و 41.3 ± 23.8 mmHg بالنسبة لإيكوغرافي القلب.

تم تسجيل البيانات على مخطط بلاند-ألتمان لكل من القيم المسجلة بواسطة الرنين المغناطيسي وإيكوغرافي القلب.



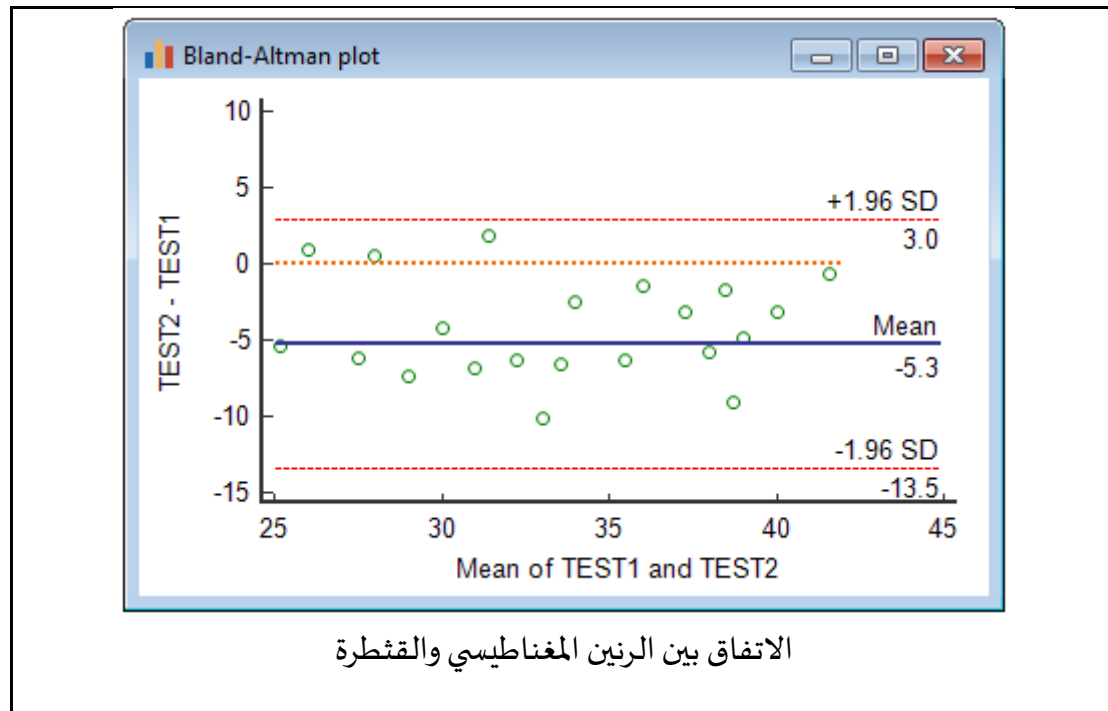
الاتفاق بين إيكوغرافي القلب والرنين المغناطيسي

الاتفاق بين الرنين المغناطيسي والقثطرة:

توزع ممال الضغط في كل الحالات بين 37.5 ± 19.6 mmHg بالنسبة للرنين المغناطيسي

و 52.9 ± 20.0 mmHg بالنسبة للقثطرة.

تم تسجيل البيانات على مخطط بلاند-ألتمان لكل من القيم المسجلة بواسطة الرنين المغناطيسي والقثطرة.



هذا يعني أنه يمكن أن نتنبأ بممال الضغط بواسطة طريقة غير بضعية وباتفاق وثيق مع الطريقة

البضعية. ويجب أن تصبح سائدة في الممارسة السريرية.

الدراسات المشابهة

في دراسة منشورة في مجلة الرنين المغناطيسي القلبي الوعائي Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance عام ٢٠١٥ حول قدرة التصوير بالرنين المغناطيسي على توقع الشدة الهيموديناميكية لتضييق برزخ الأبهر عبر قياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي، ومقارنة النتائج مع التصوير الوعائي كمعيار مرجعي (39)؛ تم دراسة عينة مؤلفة من ٧ حالات مستخدمين جهاز Philips 1.5T Intera MRI scanner في هولندا.

Sotelo et al. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2015, **17**(Suppl 1):Q78
<http://www.jcmr-online.com/content/17/S1/Q78>



**Journal of Cardiovascular
Magnetic Resonance**

WALKING POSTER PRESENTATION

Open Access

Pressure gradient prediction in aortic coarctation using a computational-fluid-dynamics model: validation against invasive pressure catheterization at rest and pharmacological stress

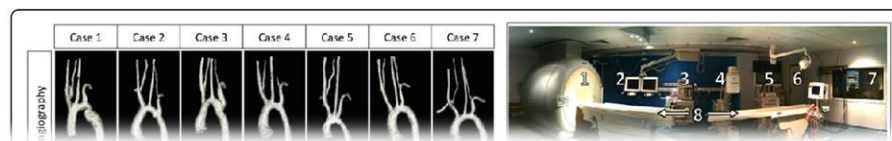
Julio A Sotelo^{1,2*}, Israel Valverde^{3,4}, Philipp B Beerbaum⁵, Gerald F Greil⁶, Tobias Schaeffter⁶, Reza Razavi⁶, Daniel E Hurtado⁷, Sergio Uribe^{1,8}, Carlos A Figueroa^{6,9}

From 18th Annual SCMR Scientific Sessions
Nice, France. 4-7 February 2015

Background

Aortic Coarctation (AoCo) accounts for 5-8% of the children with CHD. Even after successful early repair, life expectancy is still markedly reduced (80% at 50 years after surgery) compared to normal population due to long term complications (hypertension). Usually, invasive diagnostic catheter investigations are required to evaluate the pressure gradient across the aorta at rest,

or unmask such a gradient by use of isoprenaline stress to mimic physical exercise. The application of image-based computational fluid dynamics (CFD) in patients with AoCo appears promising as an alternative non-invasive diagnostic tool, as it may allow the avoidance of cardiac catheterization to determine pressure gradients. The motivation of this research is to know if a MRI based CFD model can accurately predict the pressure



على الرغم من التفاوت الملحوظ بين حجبي العينيتين (في دراستنا والدراسة الهولندية) إلا أن هناك تطابقاً شبه كامل في النتيجة التي تم التوصل إليها. حيث تم طرح التصوير بالرنين المغناطيسي كبديل موثوق عن التصوير الوعائي angiography في قياس ممال الضغط عبر التضيق البرزخي وبالتالي التنبؤ بشدة هذا التضيق.

"
we can predict the non-invasive pressure

gradient with a good agreement using
cardiovascular magnetic resonance imaging,
with the purpose that incorporate this process in
the clinical practice."
the clinical practice.

اقتباس من الدراسة الهولندية المنشورة في مجلة الرنين المغناطيسي

القلبي الوعائي Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance

عام ٢٠١٥

نموذج الاستثمار الخاصة
بالبحث العلمي

رقم الاستمارة:

استمارة خاصة بمرضى البحث العلمي

التاريخ: ٢٠ / /

عنوان البحث: تحديد ممال الضغط في تضيق برزخ الأهر بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمز للسرعة كمؤشر لشدة التضيق البرزخي.

☐ ♀ ☐ ♂

الجنس:

العمر:

الاسم:

الهاتف:

العنوان:

الموجودات السريرية:

الاختلاف بينهما:

ضغط الدم المقاس في الساق:

ضغط الدم المقاس في الذراع:

الموجودات الشعاعية:

موجودات صورة الصدر البسيطة CXR:

موجودات إيكوغرافي القلب Echocardiography:

موجودات التصوير الوعائي Angiography:

ممال الضغط المسجل عبر التضيق البرزخي:

موجودات التصوير بالرنين المغناطيسي MRI:

السرعة الأعظمية ضمن النفثة التضيقية (V_{max}):

ممال الضغط عبر التضيق البرزخي (ΔP):

نموذج الموافقة المستنيرة

الموافقة المستنيرة

الجنس: □ ♂ □ ♀

العمر:

الاسم:

اسم ولي الأمر:

عنوان البحث: تحديد ممال الضغط في تضيق برزخ الأهر بواسطة التصوير الحركي بالرنين المغناطيسي المرمز للسرعة كمؤشر لشدة التضيق البرزخي

الباحث: د. يزن عبد الله – معيد في قسم الأشعة، جامعة دمشق

يُشتبه بإصابتك بتضيق برزخ الأهر وهو تضيق خلقي في الشريان الأهر الذي هو أكبر شريان في جسم الإنسان وهو يوزع الدم المؤكسج إلى جميع أنحاء الجسم. ويلزمه استقصاء تصويري لتأكيد التشخيص وتحديد شدة التضيق. ونحن نقوم ببحث حول هذا الموضوع حيث سنقوم بتصوير ٣٥ حالة في إطار دراسة للتصوير بالرنين المغناطيسي في تحديد شدة تضيق برزخ الأهر. فائدة هذا البحث تكمن في أننا سنحاول إظهار إمكانية الاعتماد على المرنان في تحديد شدة تضيق برزخ الأهر بدلاً من إجراء القثطرة والتصوير الوعائي.

لو وافقت على اشتراكك معنا في هذا البحث، سوف يطلب منك الحضور إلى شعبة الأشعة في مستشفى الأسد الجامعي في دمشق. وسوف نقوم بإجراء تصوير بالرنين المغناطيسي لك. سيطلب منك الاستلقاء بسكون على طاولة الجهاز لمدة تتراوح بين ٢٠ - ٤٠ دقيقة بينما يتم تصويرك. التصوير غير مؤلم ولا يستخدم أية أشعة مؤينة. أثناء التصوير قد يصدر عن الجهاز أصوات عالية تشبه الدق وهذا طبيعي وإذا أزعجتك هذه الأصوات يمكنك أن تطلب سدادات للأذنين. يمكنك لأي شخص التواجد معك داخل الحجرة أثناء التصوير إذا أردت ذلك. ويمكن للطبيب والفني الذين يقومون بالتصوير التحدث معك أثناء الفحص عن طريق مايكروفون داخلي.

لن تكون مسؤولاً عن تكلفة التصوير بالرنين المغناطيسي لك. تكلفة التصوير بالرنين المغناطيسي تقع على عاتق جامعة دمشق (الجهة الممولة لمشروع البحث). بالمقابل، لن يُدفع لك للمشاركة في هذا البحث.

أنت غير مجبر إطلاقاً على المشاركة في هذا البحث. وكذلك من حقك الانسحاب من هذا البحث وقتما تشاء بعد إبلاغ الطبيب المسؤول. ولن يؤثر قرارك هذا على الرعاية الطبية التي تحصل عليها.

الأطباء المسؤولون عن البحث والممرضون والفنيون المعاونون لهم سيعلمون بمشاركتك في البحث. ولك مطلق الحرية في إبلاغ من تريد من أهلك وأصدقائك. كما أن المعلومات الخاصة بحالتك المرضية ستكون محفوظة بطريقة آمنة وغير مسموح بالإطلاع عليها إلا للباحث الرئيسي. وبعد الانتهاء من الدراسة سيتم إبلاغك بنتائج البحث كما سيتم إبلاغك بأي نتائج تتعلق بحالتك الصحية خاصة.

في حال رغبتك في طرح أي سؤال أثناء البحث يمكنك توجيهه إلى الدكتور يزن عبد الله. لا تتردد في الاتصال به على الرقم التالي: ٩٤٤٤٦١٨٣٢.

أقر أنا الموقع أدناه، أنني قد قرأت الوصف أعلاه من هذه الدراسة. وقد تمت الإجابة على جميع أسئلتني. وأنا أعلم أنه يمكنني أن أرفض مشاركتي أو الانسحاب من البحث في أي وقت. أعطي موافقتي بحرية على مشاركتي في هذا البحث. أنا أفهم أنه من خلال التوقيع على هذا النموذج أنني وافقت على مشاركتي في البحث. وقد تلقيت نسخة من هذا النموذج لأخذها معي.

توقيع صاحب الشأن (أو البصمة) التاريخ: / / ٢٠

رقم الهاتف:

العنوان:

توقيع الباحث التاريخ: / / ٢٠

التوصيات

- ★ الاعتماد على المرنان بشكل تام في التقييم القلبي الوعائي والمتابعة المتكررة عند الأطفال والبالغين المصابين بتضيق برزخي أمهري، لأنه عندما نستطيع بواسطة المرنان تقييم الشدة الهيموديناميكية لتضيق برزخ الأهر بدقة تضاهي التصوير الوعائي angiography فإننا نستطيع الاستغناء عن الاستقصاءات التصويرية الغازية والإجراءات التداخلية.
- ★ الاعتماد على المرنان في التقييم القلبي الوعائي للمصابين بآفات قلبية خلقية بدلاً من التصوير الطبقي المحوسب الذي يتضمن تعرضاً إشعاعياً يجب أخذه بعين الاعتبار.
- ★ فتح الباب أمام إجراء التصوير القلبي الوعائي بالرنين المغناطيسي في مستشفياتنا الجامعية، والتعاون مع الأطباء السريريين في هذا المجال.
- ★ تطبيق التقنيات الحديثة في المرنان (ك تقنية التصوير الحركي cine MRI والتصوير الحركي المرمز للسرعة velocity-encoded cine) والتي تسمح بالتقييم الوظيفي functional إضافةً إلى التقييم الشكلي morphologic.

البحوث المقترحة

★ حساب الحجم $volumes\ calculation$ في القلب اعتماداً على الرنين المغناطيسي، وما يعكسه

من تقييم للوظيفة القلبية.

★ تقييم عيوشية $viability$ العضلة القلبية بواسطة الرنين المغناطيسي.

★ الجريان رباعي الأبعاد $4D\ Flow$ بواسطة الرنين المغناطيسي.

مصادر البحث

تم الاعتماد على الإصدار الخامس (وهو الأحدث) من أداة Zotero لتجميع وتنظيم والاستشهاد بالمصادر البحثية.

يمكن تحميل هذه الأداة من الموقع <https://www.zotero.org>، وهي مجانية بشكل كامل.

The logo for Zotero, featuring the word "zotero" in a sans-serif font. The letter "z" is red, and the remaining letters "otero" are black.

شعار أداة Zotero

تم اتباع النهج المتعارف عليه عالمياً في المجلات الصحية Uniform Requirements for Biomedical Journals في قائمة المراجع (55)؛ وهو النهج الذي تتبعه مجلة جامعة دمشق للعلوم الصحية أيضاً.

1. Tanous D, Benson LN, Horlick EM. Coarctation of the aorta: evaluation and management. *Curr Opin Cardiol*. 2009 Nov;24(6):509–15.
2. Hoffman JIE, Kaplan S. The incidence of congenital heart disease. *J Am Coll Cardiol*. 2002 Jun 19;39(12):1890–900.
3. Niwa Koichiro, Perloff Joseph K., Bhuta Sunita M., Laks Hillel, Drinkwater Davis C., Child John S., et al. Structural Abnormalities of Great Arterial Walls in Congenital Heart Disease. *Circulation*. 2001 Jan 23;103(3):393–400.
4. Teo LLS, Cannell T, Babu-Narayan SV, Hughes M, Mohiaddin RH. Prevalence of Associated Cardiovascular Abnormalities in 500 Patients With Aortic Coarctation Referred for Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging to a Tertiary Center. *Pediatr Cardiol*. 2011 Dec 1;32(8):1120–7.
5. Allen HD, Driscoll DJ, Shaddy RE, Feltes TF, editors. Coarctation of the Aorta. In: Moss & Adams' Heart Disease in Infants, Children, and Adolescents: Including the Fetus and Young Adult. 8th Edition. Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 1044–60.
6. Johnson AL, Ferencz C, Wiglesworth FW, McRAE DL. Coarctation of the aorta complicated by patency of the ductus arteriosus; physiologic considerations in the classification of coarctation of the aorta. *Circulation*. 1951 Aug;4(2):242–50.
7. Al Balushi A, Zacharias S, Al Senaidi K. Coarctation of the Aorta, Known Yet Can Be Missed. *Oman Med J*. 2013 May;28(3):204–6.
8. Karaosmanoglu AD, Khawaja RDA, Onur MR, Kalra MK. CT and MRI of Aortic Coarctation: Pre- and Postsurgical Findings. *Am J Roentgenol*. 2015 Mar;204(3):W224–33.
9. Hutchison SJ. Aortic Diseases: Clinical Diagnostic Imaging Atlas. Elsevier Health Sciences; 2009. 374 p.
10. Eckhauser A, South ST, Meyers L, Bleyl SB, Botto LD. Turner Syndrome in Girls Presenting with Coarctation of the Aorta. *J Pediatr*. 2015 Nov 1;167(5):1062–6.
11. Cook SC, Hickey J, Maul TM, Zumberge N, Krieger EV, Valente AM, et al. Assessment of the Cerebral Circulation in Adults with Coarctation of the Aorta. *Congenit Heart Dis*. 2013;8(4):289–95.
12. Banna MM, Rose PG, Pearce GW. Coarctation of the aorta as a cause of spinal subarachnoid hemorrhage: Case report. *J Neurosurg*. 1973 Dec 1;39(6):761–3.
13. Stout KK, Daniels CJ, Aboulhosn JA, Bozkurt B, Broberg CS, Colman JM, et al. 2018 AHA/ACC Guideline for the Management of Adults With Congenital Heart Disease: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2019 Apr 2;73(12):1494–563.

14. Feltes Timothy F., Bacha Emile, Beekman Robert H., Cheatham John P., Feinstein Jeffrey A., Gomes Antoinette S., et al. Indications for Cardiac Catheterization and Intervention in Pediatric Cardiac Disease. *Circulation*. 2011 Jun 7;123(22):2607–52.
15. Silversides CK, Beauchesne L, Bradley T, Connelly M, Niwa K, Mulder B, et al. Canadian Cardiovascular Society 2009 Consensus Conference on the management of adults with congenital heart disease: Outflow tract obstruction, coarctation of the aorta, tetralogy of Fallot, Ebstein anomaly and Marfan's syndrome. *Can J Cardiol*. 2010 Mar;26(3):e80–97.
16. Endorsed by the Association for European Paediatric Cardiology (AEPC), Authors/Task Force Members, Baumgartner H, Bonhoeffer P, De Groot NMS, de Haan F, et al. ESC Guidelines for the management of grown-up congenital heart disease (new version 2010): The Task Force on the Management of Grown-up Congenital Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J*. 2010 Dec 1;31(23):2915–57.
17. Huhmann W, Kunitsch G, Dalichau H. [Coarctation of the aorta on the plain chest x-ray (author's transl)]. *Dtsch Med Wochenschr* 1946. 1976 Oct 8;101(41):1477–81.
18. Warne RR, Ong JSL, Murray CP. Incidental detection of late presenting co-arctation of the aorta on chest x-ray: the importance of rib notching. *BMJ Case Rep*. 2012 Jan 27;2012:bcr1220115347.
19. Lim DS, Ralston MA. Echocardiographic Indices of Doppler Flow Patterns Compared with MRI or Angiographic Measurements to Detect Significant Coarctation of the Aorta. *Echocardiography*. 2002;19(1):55–60.
20. Rasalingam R, Makan M, Perez JE. The Washington Manual of Echocardiography [Internet]. Wolters Kluwer Health; 2012. (Lippincott manual). Available from: <https://books.google.co.uk/books?id=AGIbqQui-nMC>
21. Sharma S, Rajani M, Reddy VM, Venugopal P. Intravenous digital subtraction angiography in the pre-operative evaluation of coarctation of the thoracic aorta. *Indian Heart J*. 1990 Apr;42(2):105–8.
22. Türkvatan A, Akdur PO, Olçer T, Cumhuri T. Coarctation of the aorta in adults: preoperative evaluation with multidetector CT angiography. *Diagn Interv Radiol Ank Turk*. 2009 Dec;15(4):269–74.
23. Miabi Z, Pourfathi H, Midia M, Midia R, Parvizi R. Comparison of CT angiography and digital subtraction angiography in the diagnosis of aortic coarctation. *Pak J Biol Sci PJBs*. 2011 Jan 1;14(1):74–7.
24. Amparo E, Higgins C, Shafton E. Demonstration of coarctation of the aorta by magnetic resonance imaging. *Am J Roentgenol*. 1984 Dec 1;143(6):1192–4.
25. Darabian S, Zeb I, Rezaeian P, Razipour A, Budoff M. Use of Noninvasive Imaging in the Evaluation of Coarctation of Aorta. *J Comput Assist Tomogr* [Internet]. 2013;37(1). Available from: https://journals.lww.com/jcat/Fulltext/2013/01000/Use_of_Noninvasive_Imaging_in_the_Evaluation_of.11.aspx

26. Shepherd B, Abbas A, McParland P, Fitzsimmons S, Shambrook J, Peebles C, et al. MRI in adult patients with aortic coarctation: diagnosis and follow-up. *Clin Radiol*. 2015 Apr 1;70(4):433–45.
27. Goubergrits L, Riesenkampff E, Yevtushenko P, Schaller J, Kertzscher U, Hennemuth A, et al. MRI-based computational fluid dynamics for diagnosis and treatment prediction: Clinical validation study in patients with coarctation of aorta. *J Magn Reson Imaging*. 2015;41(4):909–16.
28. Steffens JC, Bourne MW, Sakuma H, O'Sullivan M, Higgins CB. Quantification of collateral blood flow in coarctation of the aorta by velocity encoded cine magnetic resonance imaging. *Circulation*. 1994 Aug;90(2):937–43.
29. Mohiaddin RH, Kilner PJ, Rees S, Longmore DB. Magnetic resonance volume flow and jet velocity mapping in aortic coarctation. *J Am Coll Cardiol*. 1993 Nov 1;22(5):1515–21.
30. Hope MD, Meadows AK, Hope TA, Ordovas KG, Saloner D, Reddy GP, et al. Clinical evaluation of aortic coarctation with 4D flow MR imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2010;31(3):711–8.
31. Yurpolskaya L, Shlyappo M, Makarenko V, Svobodov A, Levchenko E, Makarenko M, et al. 4D FLOW Magnetic Resonance Imaging in the Study of Blood Flow in Patients With Aortic Coarctation in the Long-Term After Surgery. *Kardiologiya*. 2020 Sep;60(8):54–64.
32. Araoz PA, Reddy GP, Tarnoff H, Roge CL, Higgins CB. MR findings of collateral circulation are more accurate measures of hemodynamic significance than arm-leg blood pressure gradient after repair of coarctation of the aorta. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2003 Feb;17(2):177–83.
33. Dijkema EJ, Leiner T, Grotenhuis HB. Diagnosis, imaging and clinical management of aortic coarctation. *Heart*. 2017 Aug 1;103(15):1148.
34. Godart F, Labrot G, Devos P, McFadden E, Rey C, Beregi J-P. Coarctation of the aorta: comparison of aortic dimensions between conventional MR imaging, 3D MR angiography, and conventional angiography. *Eur Radiol*. 2002 Aug;12(8):2034–9.
35. Luijendijk P, Bouma BJ, Groenink M, Boekholdt M, Hazekamp MG, Blom NA, et al. Surgical versus percutaneous treatment of aortic coarctation: new standards in an era of transcatheter repair. *Expert Rev Cardiovasc Ther*. 2012 Dec;10(12):1517–31.
36. Varaprasathan GA, Araoz PA, Higgins CB, Reddy GP. Quantification of Flow Dynamics in Congenital Heart Disease: Applications of Velocity-encoded Cine MR Imaging. *RadioGraphics*. 2002 Jul 1;22(4):895–905.
37. Petrie A, Sabin C. *Medical Statistics at a Glance*. Fourth Edition. John Wiley & Sons; 2019. 208 p.
38. Prof. Martin Bland. Sample size for clinical trials [Internet]. [cited 2020 Dec 28]. Available from: <https://www-users.york.ac.uk/~mb55/msc/trials/sampsz.htm#twomeans>
39. Sotelo JA, Valverde I, Beerbaum PB, Greil GF, Schaeffter T, Razavi R, et al. Pressure gradient prediction in aortic coarctation using a computational-fluid-dynamics model:

validation against invasive pressure catheterization at rest and pharmacological stress. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015 Feb 3;17(1):Q78.

40. HyLown Consulting LLC. Power and Sample Size Calculators | HyLown [Internet]. [cited 2020 Dec 28]. Available from: <http://powerandsamplesize.com/Calculators/>
41. Wymer DT, Patel KP, Burke WF, Bhatia VK. Phase-Contrast MRI: Physics, Techniques, and Clinical Applications. *RadioGraphics*. 2020 Jan 1;40(1):122–40.
42. Didier D, Saint-Martin C, Lapierre C, Trindade PT, Lahlaoui N, Vallee JP, et al. Coarctation of the aorta: pre and postoperative evaluation with MRI and MR angiography; correlation with echocardiography and surgery. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006 Aug;22(3–4):457–75.
43. Mulder BJM, van der Wall EE. Optimal imaging protocol for evaluation of aortic coarctation; time for a reappraisal. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006 Oct;22(5):695–7.
44. Secchi F, Iozzelli A, Papini GDE, Aliprandi A, Di Leo G, Sardanelli F. MR imaging of aortic coarctation. *Radiol Med (Torino)*. 2009 Jun;114(4):524–37.
45. Kramer CM, Barkhausen J, Bucciarelli-Ducci C, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020 Feb 24;22(1):17.
46. Box LM. Cardiac MR Imaging: A Guide for the Beginner. Vol. 19, *RadioGraphics*. 1999. p. 1009–25.
47. Hom JJ, Ordoas K, Reddy GP. Velocity-encoded Cine MR Imaging in Aortic Coarctation: Functional Assessment of Hemodynamic Events. Vol. 28, *RadioGraphics*. 2008. p. 407–16.
48. Heiberg E, Sjögren J, Ugander M, Carlsson M, Engblom H, Arheden H. Design and validation of Segment - freely available software for cardiovascular image analysis. *BMC Med Imaging*. 2010 Jan 11;10(1):1.
49. Bidhult S, Hedström E, Carlsson M, Töger J, Steding-Ehrenborg K, Arheden H, et al. A new vessel segmentation algorithm for robust blood flow quantification from two-dimensional phase-contrast magnetic resonance images. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2019 Sep;39(5):327–38.
50. Barone-Rochette G, Piérard S, Seldrum S, Ravenstein C de M de, Melchior J, Maes F, et al. Aortic Valve Area, Stroke Volume, Left Ventricular Hypertrophy, Remodeling, and Fibrosis in Aortic Stenosis Assessed by Cardiac Magnetic Resonance Imaging. Vol. 6, *Circulation: Cardiovascular Imaging*. 2013. p. 1009–17.
51. Altman DG, Bland JM. Measurement in Medicine: The Analysis of Method Comparison Studies. *J R Stat Soc Ser Stat*. 1983 Sep 1;32(3):307–17.
52. Scott I, Mazhindu D. Statistics for Health Care Professionals. In London: SAGE Publications, Ltd; 2021. Available from: <https://methods.sagepub.com/book/statistics-for-health-care-professionals>

53. Zaki R, Bulgiba A, Ismail R, Ismail NA. Statistical methods used to test for agreement of medical instruments measuring continuous variables in method comparison studies: a systematic review. *PloS One*. 2012;7(5):e37908.
54. Schoonjans F. MedCalc manual: Easy-to-use statistical software. Independently Published; 2017. 358 p.
55. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: Writing and editing for biomedical publication. *J Pharmacol Pharmacother*. 2010 Jan;1(1):42–58.