



HỘI NGHỊ KHOA HỌC CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH TP.HCM MỞ RỘNG LẦN THỨ XII-2025

Phiên Kỹ thuật Hình ảnh



MRI TƯƠNG PHẢN PHA

Nguyên lý và ứng dụng trong định lượng dòng chảy dịch não tủy

CN. Nguyễn Trọng Dũng

CN. Phạm Anh Kiệt

Khoa CDHA Bệnh viện ĐHYD TPHCM



NỘI DUNG



1

Nguyên lý ghi hình

2

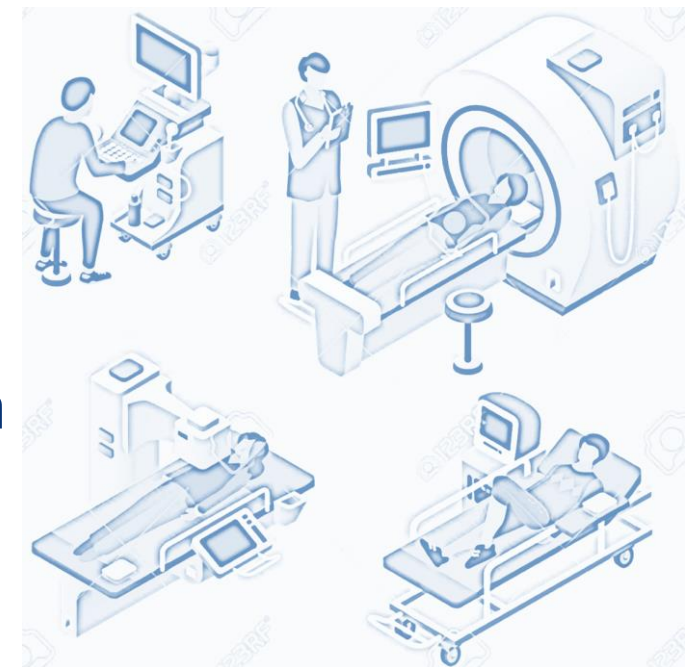
Chụp mạch tương phản pha

3

Định lượng dòng chảy bằng MRI tương phản

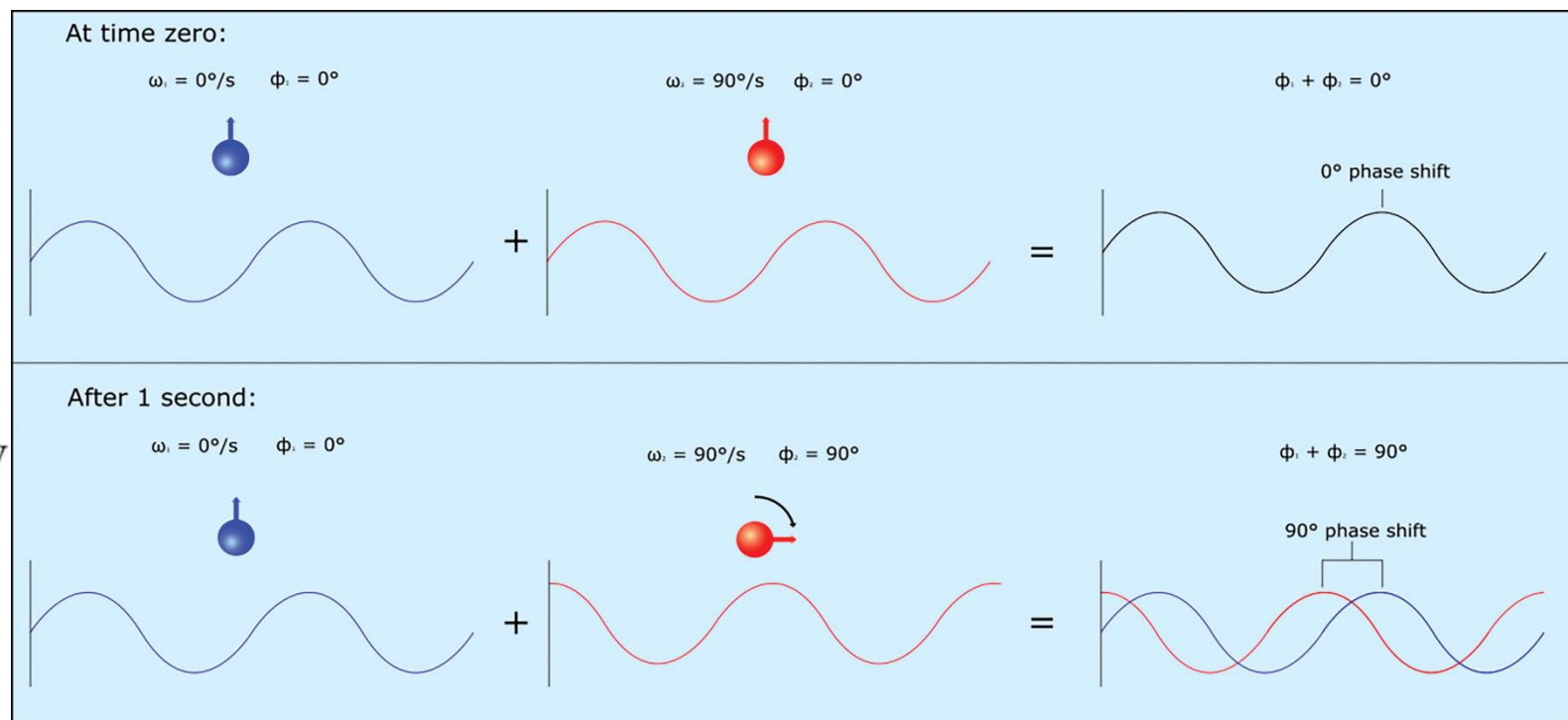
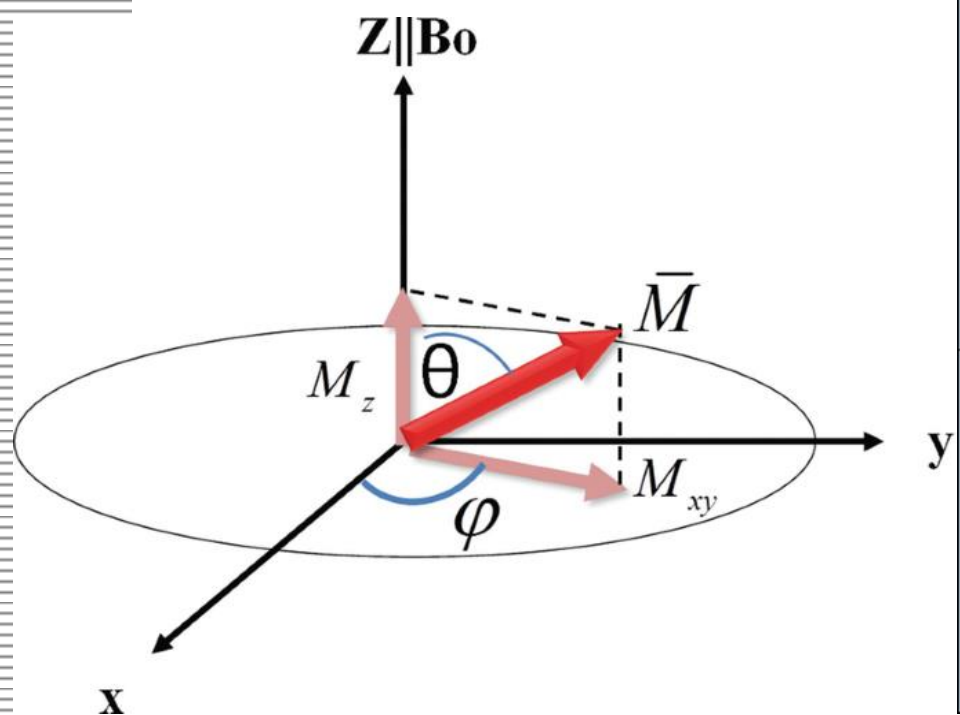
4

Định lượng dòng chảy dịch não tủy



I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH

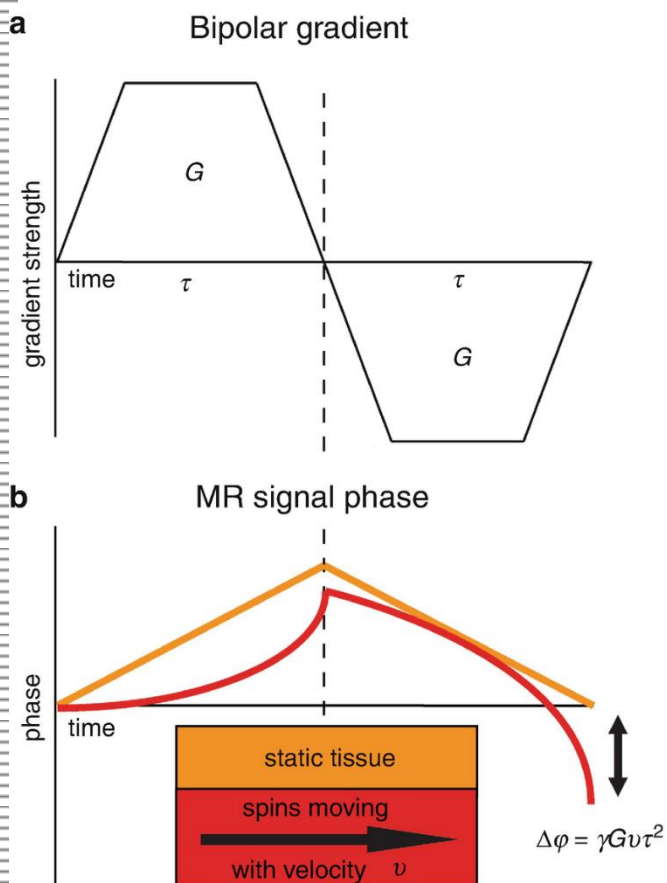
Pha và dịch pha trong hệ quy chiếu quay



I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH



Gradient lưỡng cực



- Gradient lưỡng cực là 1 cặp gradient có độ lớn bằng nhau nhưng ngược hướng.
- Có tác động khác nhau với các proton tùy thuộc vào chuyển động của chúng dọc theo hướng của gradient.
- Với proton đứng yên: không có sự dịch pha (bỏ qua phân rã $T2^*$)
- Với proton di chuyển:
 - Gradient lưỡng cực tạo ra một từ trường thay đổi theo hướng của gradient.
 - Độ dịch pha của proton sẽ tỷ lệ thuận với vận tốc, cường độ của gradient và bình phương khoảng thời gian di chuyển trong gradient đó.

I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH



Tương quan giữa dịch pha và vận tốc

Nuclei precess at the Larmor frequency

$$\omega = \gamma B_0$$

Phase (ϕ) is the time integral of frequency (ω), i.e.

$$\phi = \int \omega \, dt$$

In a magnetic field gradient along the x axis, for example, G_x , this phase shift becomes

$$\phi = \gamma \int (B_0 + G_x \cdot x) \, dt$$

For spins moving at a constant velocity v along the x direction, the phase shift is

$$\phi = \gamma \int (B_0 + G_x \cdot (x + vt)) \, dt$$

If we consider a single gradient pulse of amplitude G and duration T then the phase shift due to velocity alone will be

$$\phi = \gamma \int_0^T v G t \, dt = \left[\frac{1}{2} \gamma v G t^2 \right]_0^T = \frac{1}{2} \gamma v G T^2$$

The product $G T^2$ is usually called the 'first moment' of the gradient, M_1 , so we can write

$$\phi = \frac{1}{2} \gamma v M_1$$

If a second gradient of the same duration (T) but opposite amplitude ($-G$) immediately follows the first then we have a bipolar gradient pulse with a total phase shift of

$$\phi = -\gamma v M_1$$

If we repeat the acquisition with the polarity of the bipolar pulse reversed and subtract the phases, then we have the phase difference $\Delta\phi$, which can be expressed as the difference in the two moments of the bipolar pulses ΔM_1

$$\Delta\phi = \gamma v \Delta M_1$$

The velocity encoding or 'venc' parameter is defined as the velocity that produces a phase shift of π radians or 180°

$$\pi = \gamma \cdot \text{venc} \cdot \Delta M_1$$

therefore,

$$\text{venc} = \frac{\pi}{\gamma \cdot \Delta M_1}$$

MRI From Picture to Proton: 2nd ed. AJNR Am J Neuroradiol. 2008 Jun

I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH

Tương quan giữa dịch pha và vận tốc

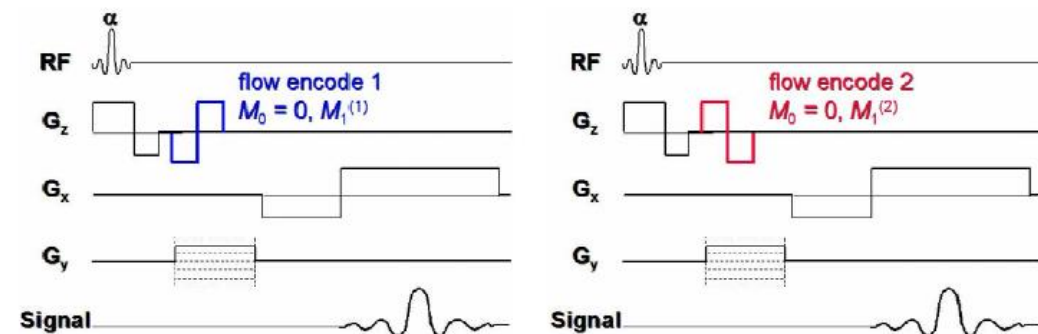
- Các proton đứng yên không có sự dịch pha.
- Các proton di chuyển có sự dịch pha tỷ lệ thuận với vận tốc của proton theo hướng của gradient lưỡng cực
- Hướng của gradient lưỡng cực gọi là “hướng mã hóa vận tốc”
- Dịch pha do chuyển động chỉ khi các proton di chuyển theo hướng mã hoá vận tốc.
Các gradient chuyển động vuông góc với hướng này sẽ không có sự dịch pha.
- Bản đồ dịch chuyển pha có thể được chuyển đổi thành bản đồ vận tốc.

I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH



Dùng 2 cặp gradient lưỡng cực để hiệu chỉnh pha

- ❖ Nếu chỉ dùng 1 cặp gradient lưỡng cực duy nhất, để đo vận tốc dựa trên độ dịch pha, thì tất cả sự dịch chuyển pha chỉ được quy cho vận tốc. Dẫn đến từ trường phải đồng nhất và các gradient phải tuyến tính.
- ❖ Cần sử dụng 2 cặp gradient ngược nhau, thu 2 bộ dữ liệu. Giúp loại bỏ ảnh hưởng của từ trường không đồng nhất.



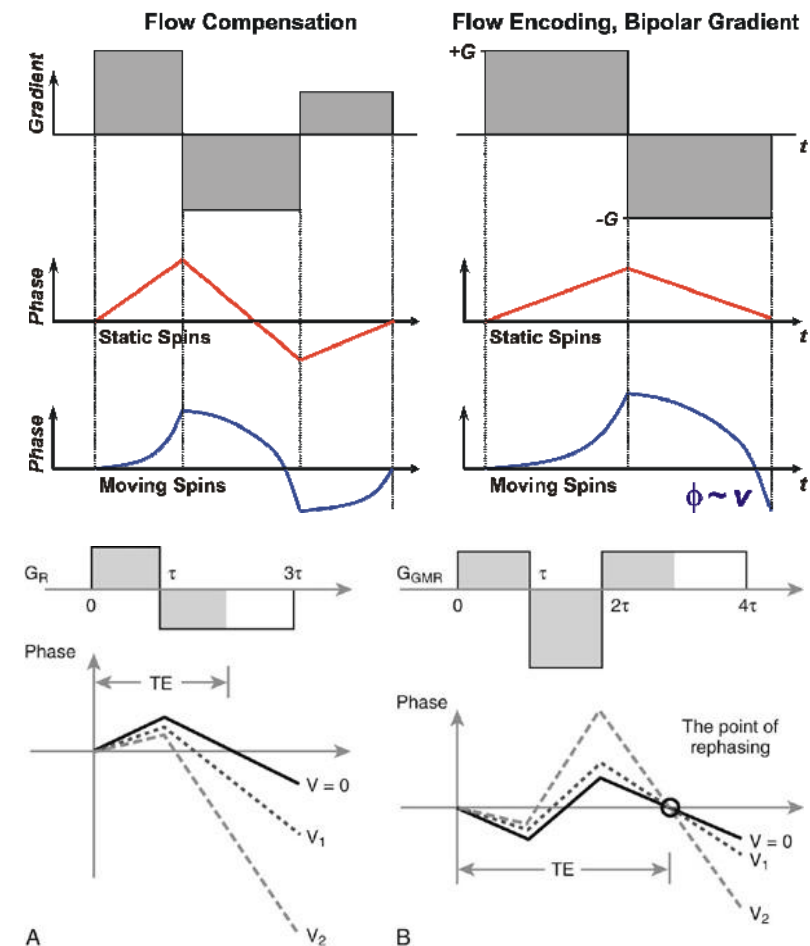
Markl, M. (2006). 1 Velocity Encoding and Flow Imaging.

I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH



Gradient bù dòng và Gradient mã hóa vận tốc

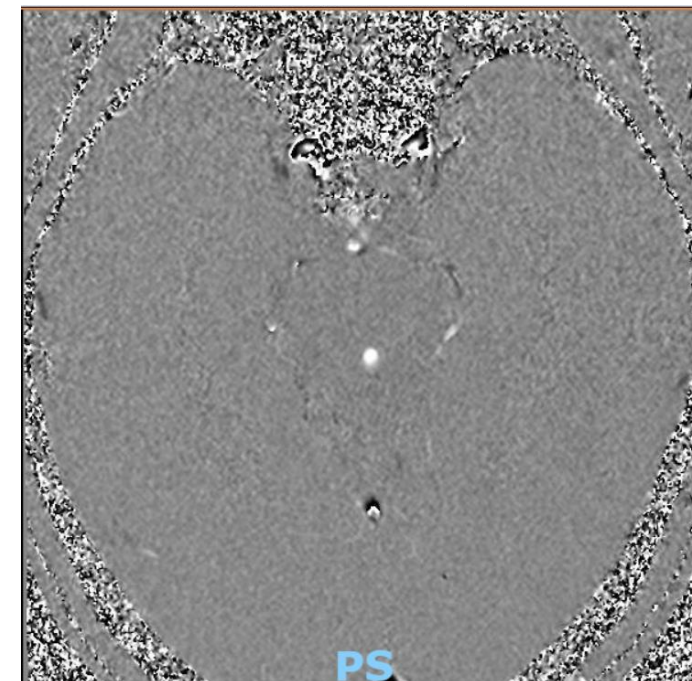
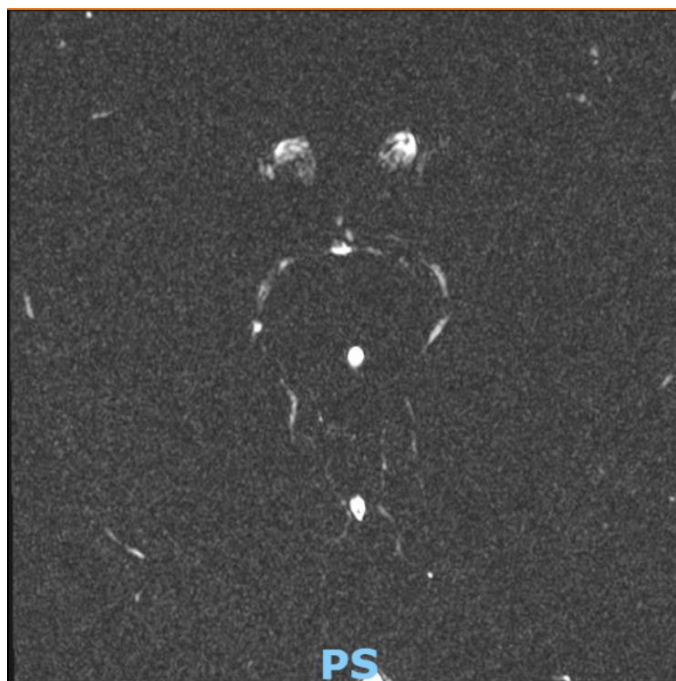
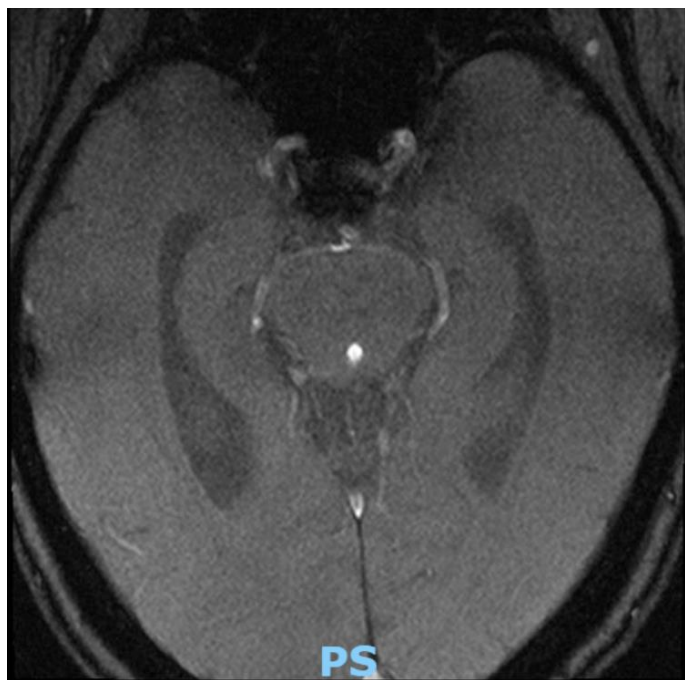
- ❖ Dùng 2 bộ dữ liệu để loại bỏ tính không đồng nhất của từ trường, nhưng không nhất thiết phải dùng 2 cặp gradient lưỡng cực.
- ❖ Có thể được tạo bởi với gradient mã hóa vận tốc và gradient bù dòng.
(Flow Encoding và Flow Compensation)
- ❖ Giúp giảm số lần thu nhận tín hiệu.



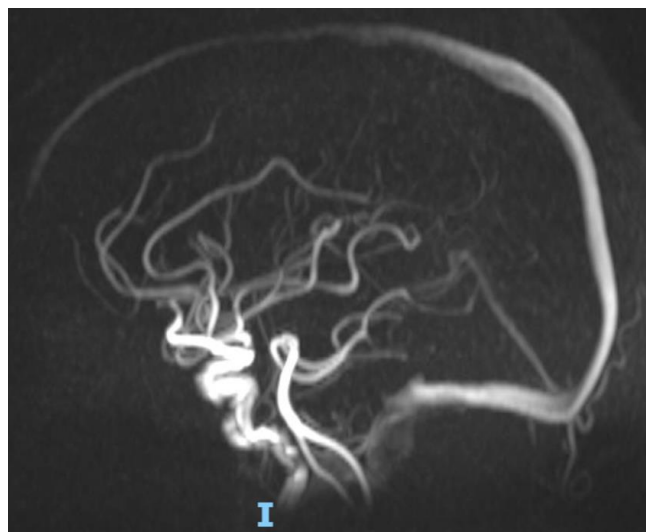
I. NGUYÊN LÝ GHI HÌNH

Hình ảnh được tái tạo

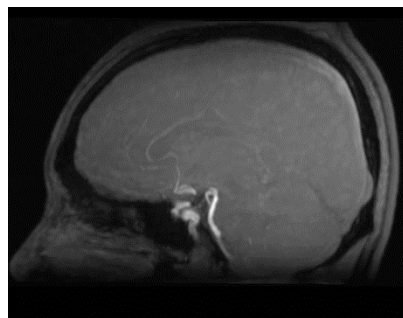
- **Rephase image:** dòng chảy có tín hiệu cao, nền được nhìn thấy.
- **Magnitude image:** dòng chảy có tín hiệu cao bất kể hướng, nền bị triệt tiêu.
- **Phase image:** tín hiệu dòng chảy phụ thuộc vào hướng, nền có tín hiệu trung bình.



II. CHỤP MẠCH TƯƠNG PHẢN PHA



Magnitude sum



Rephase image



Through plane



A-P



R-L

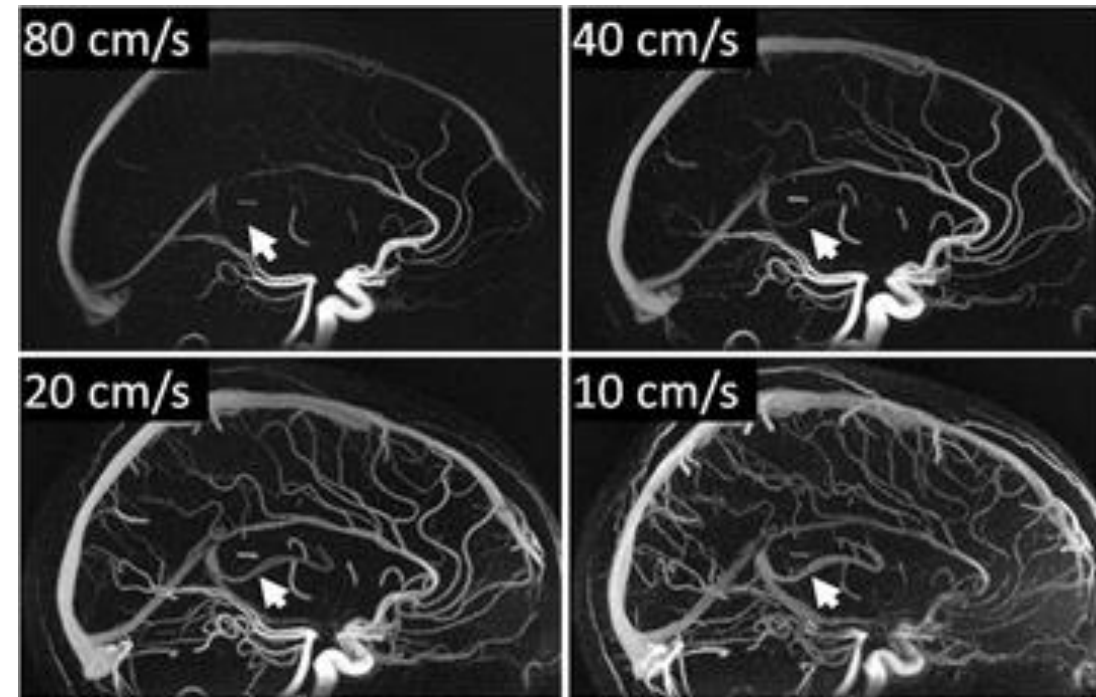
- Tạo hình ảnh phản ánh vận tốc của các voxel.
- Vận tốc được tính từ vận tốc theo từng hướng.
- Cường độ tín hiệu voxel được tính theo công thức:

$$S = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$$

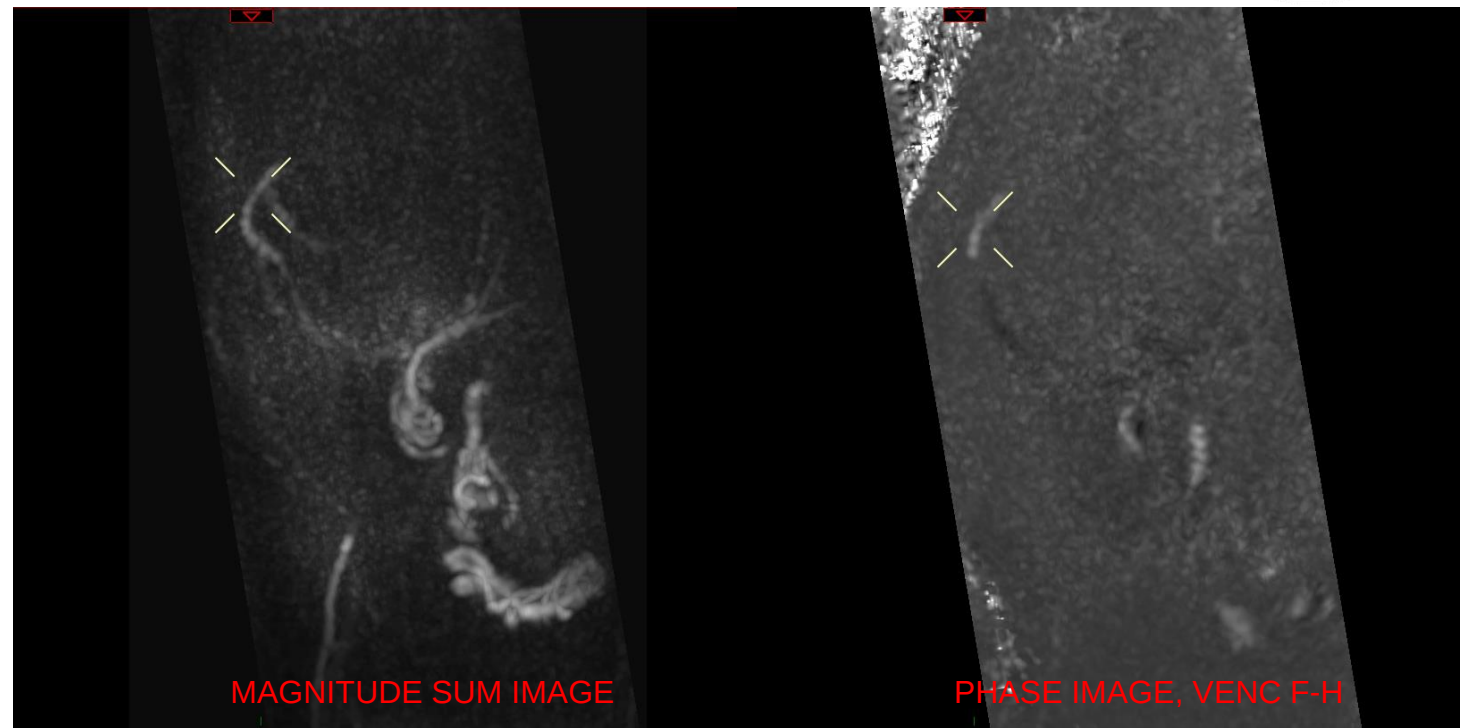
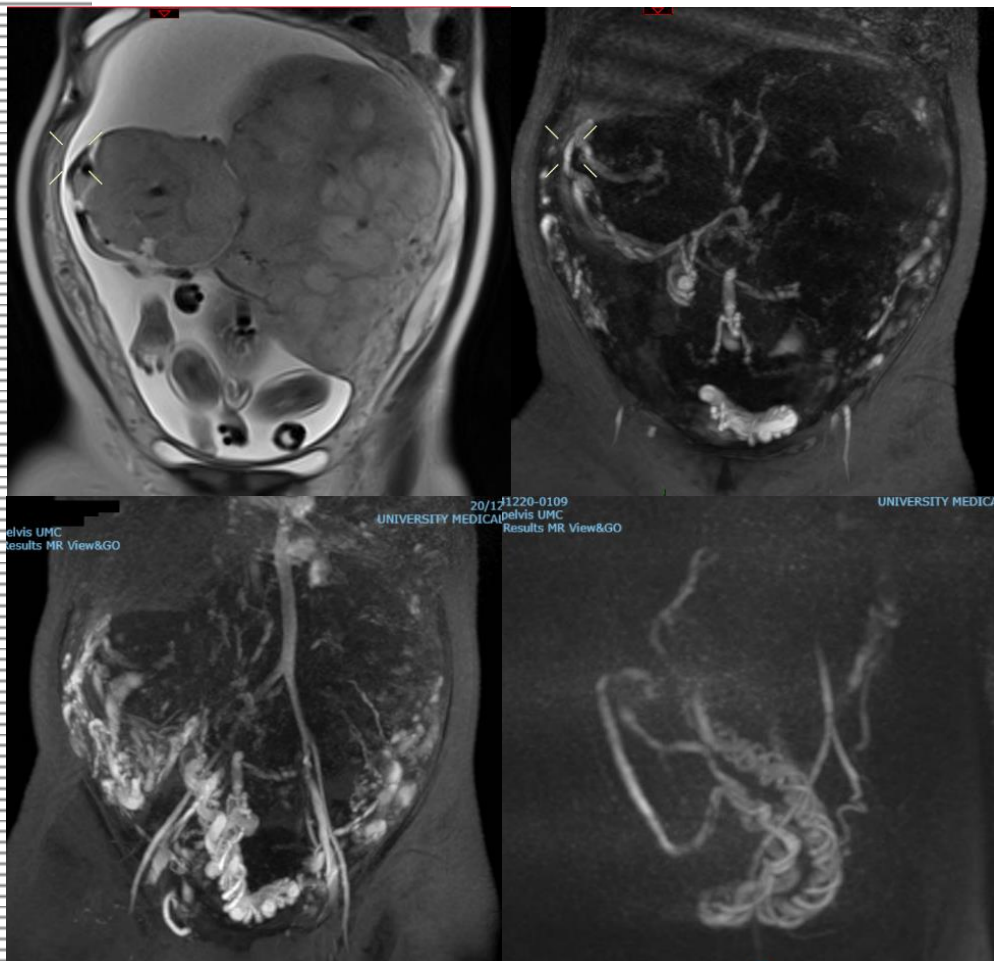
- Cường độ tín hiệu luôn dương, bất kể hướng.
- Độ lớn vận tốc tạo ra cường độ tín hiệu và thông tin về hướng dòng chảy được bỏ qua.

II. CHỤP MẠCH TƯƠNG PHẢN PHA

- Ít được sử dụng trong lâm sàng, chủ yếu được sử dụng trong chụp mạch thận và não.
- Được thay thế bằng TOF hoặc MRA với gadolinium, chủ yếu là do hạn chế về thời gian chụp.
- Tuy nhiên, phase contrast có 1 số lợi thế:
 - Do chỉ phụ thuộc vào vận tốc để tạo ra tín hiệu nên có khả năng xóa nền tuyệt vời.
 - Venc cung cấp mức độ linh hoạt và độ nhạy bổ sung trong chụp mạch máu.



II. CHỤP MẠCH TƯỞNG PHẢN PHA



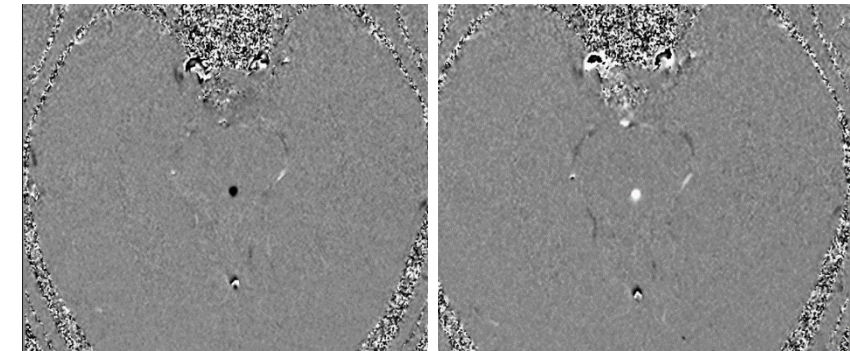
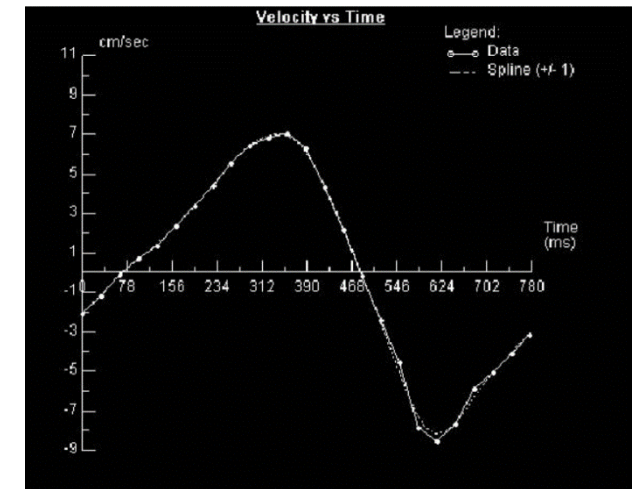
Khoa CDHA BV ĐHYD 12/2024

Xác định hướng của dòng chảy?

III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY



- ❖ Dòng chảy trong hầu hết các động mạch là dao động, vận tốc máu thay đổi liên tục và có tính chu kỳ theo chu kỳ tim.
- ❖ Để tính lưu lượng và vận tốc cần phân giải thời gian dựa trên điện tâm đồ. Nhiều hình ảnh được thu được trong mỗi chu kỳ tim.
- ❖ Bản đồ vận tốc được tạo bằng cách sử dụng độ lệch pha của spin:
 - Cường độ tín hiệu tỷ lệ thuận với độ lệch pha.
 - Hình cường độ dùng làm ảnh tham chiếu giải phẫu.
 - Dịch pha dương có độ sáng tăng dần, dịch pha âm có độ tối tăng dần. Các proton đứng yên có màu xám ở mức trung bình.

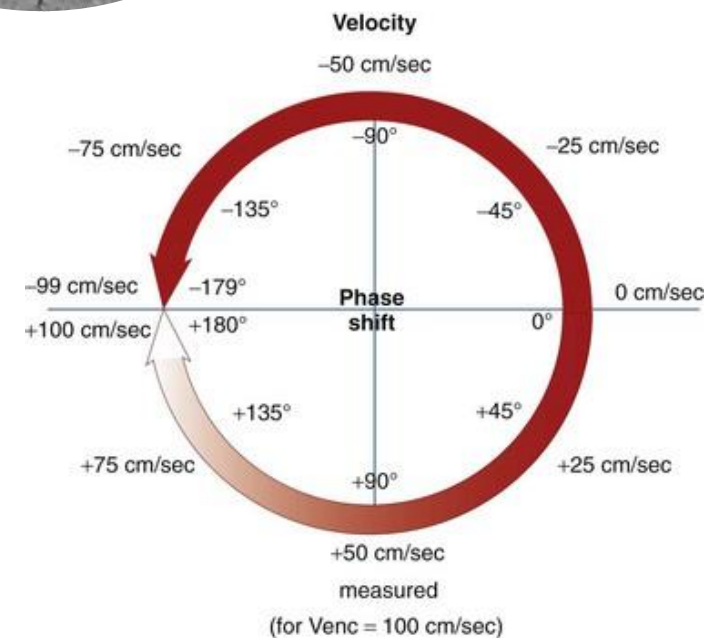
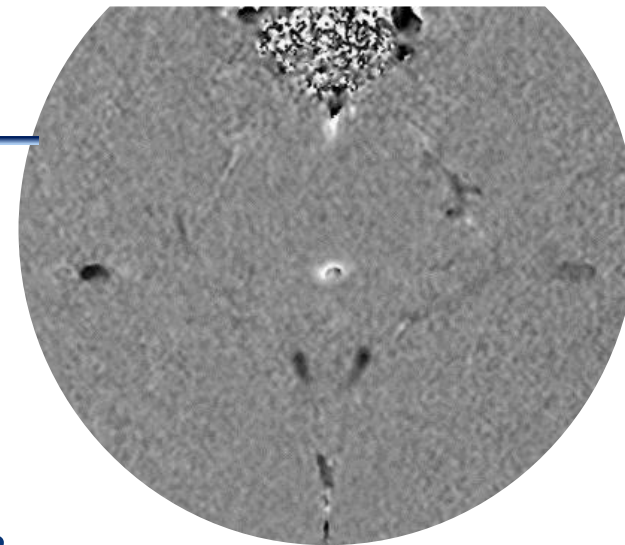


III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY



Mã hoá vận tốc (Venc) và xảo ảnh Aliasing

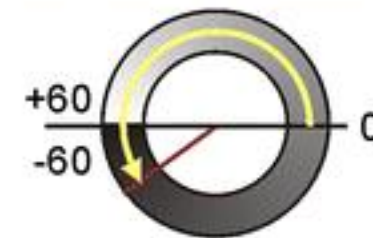
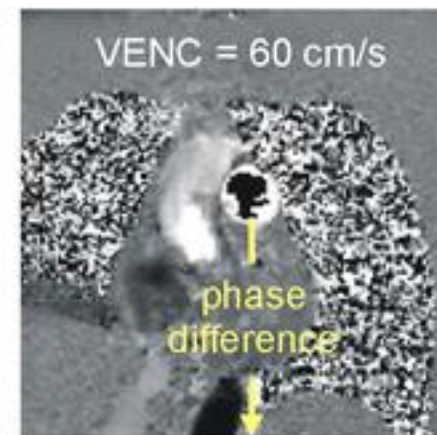
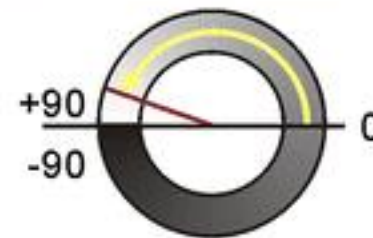
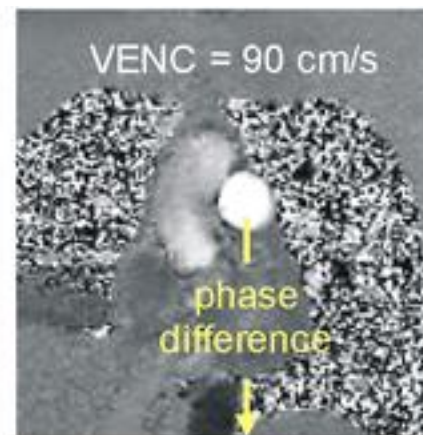
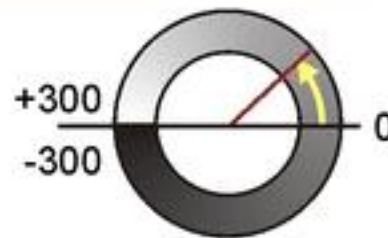
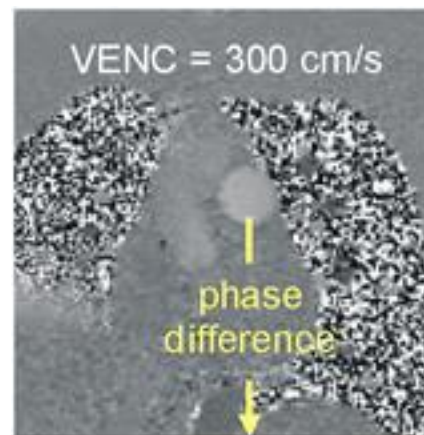
- Độ lệch pha tỷ lệ với vận tốc của các proton. Nhưng bị giới hạn trong khoảng từ -180° đến $+180^\circ$.
- Nếu proton di chuyển nhanh hơn Venc và có độ lệch pha 181° , sẽ được hiểu là độ lệch pha -179° tương ứng với vận tốc cao theo hướng ngược lại. Điều này được gọi là xảo ảnh Aliasing.
- Xảo ảnh aliasing biểu hiện dưới dạng vùng tín hiệu cực sáng liền kề vùng tín hiệu cực tối.
- Xác định xảo ảnh Aliasing bằng cách kiểm tra trực quan hình pha. Có thể khắc phục bằng cách sử dụng Venc cao hơn.



III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY

Chọn Venc

- ❖ Venc là tham số do người dùng xác định. Máy sẽ điều chỉnh biên độ và khoảng thời lượng của gradient mã hóa dòng chảy, sao cho một proton chuyển động với vận tốc mã hóa sẽ gây ra sự dịch pha 180° .
- ❖ Venc lý tưởng phải lớn hơn một chút so với vận tốc tối đa dự kiến.

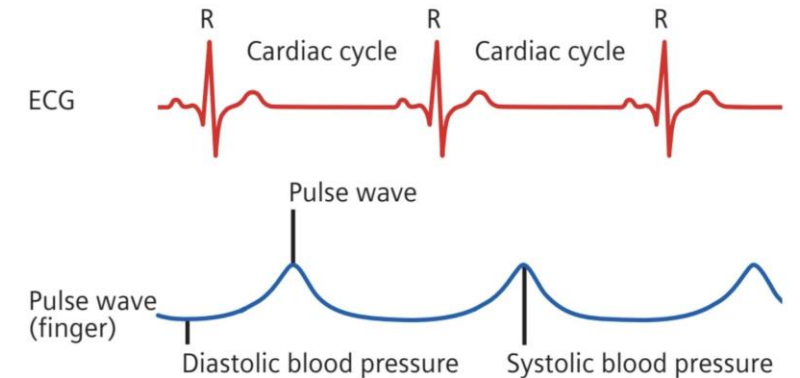


III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY



Retrospective gating

- ECG Signal: là tín hiệu điện tâm đồ, máy MRI phát hiện sóng R theo thời gian thực trong quá trình thu nhận hình ảnh và ghi lại pha tương ứng của chu kỳ tim.
- Pulse Signal: dùng máy đo SpO₂ ghi lại các thay đổi theo nhịp của lưu lượng máu, đường cong tín hiệu được theo dõi liên tục trong quá trình thu nhận hình ảnh.
- Dữ liệu hình ảnh được sắp xếp hồi cứu dựa trên thời gian sóng R hoặc đỉnh của đường cong tín hiệu xung và hình ảnh được tái tạo cho các giai đoạn tim cụ thể.

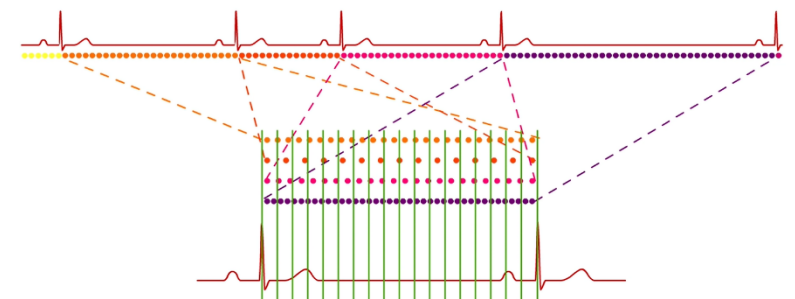


ECG and pulse wave

Prospective ECG gating

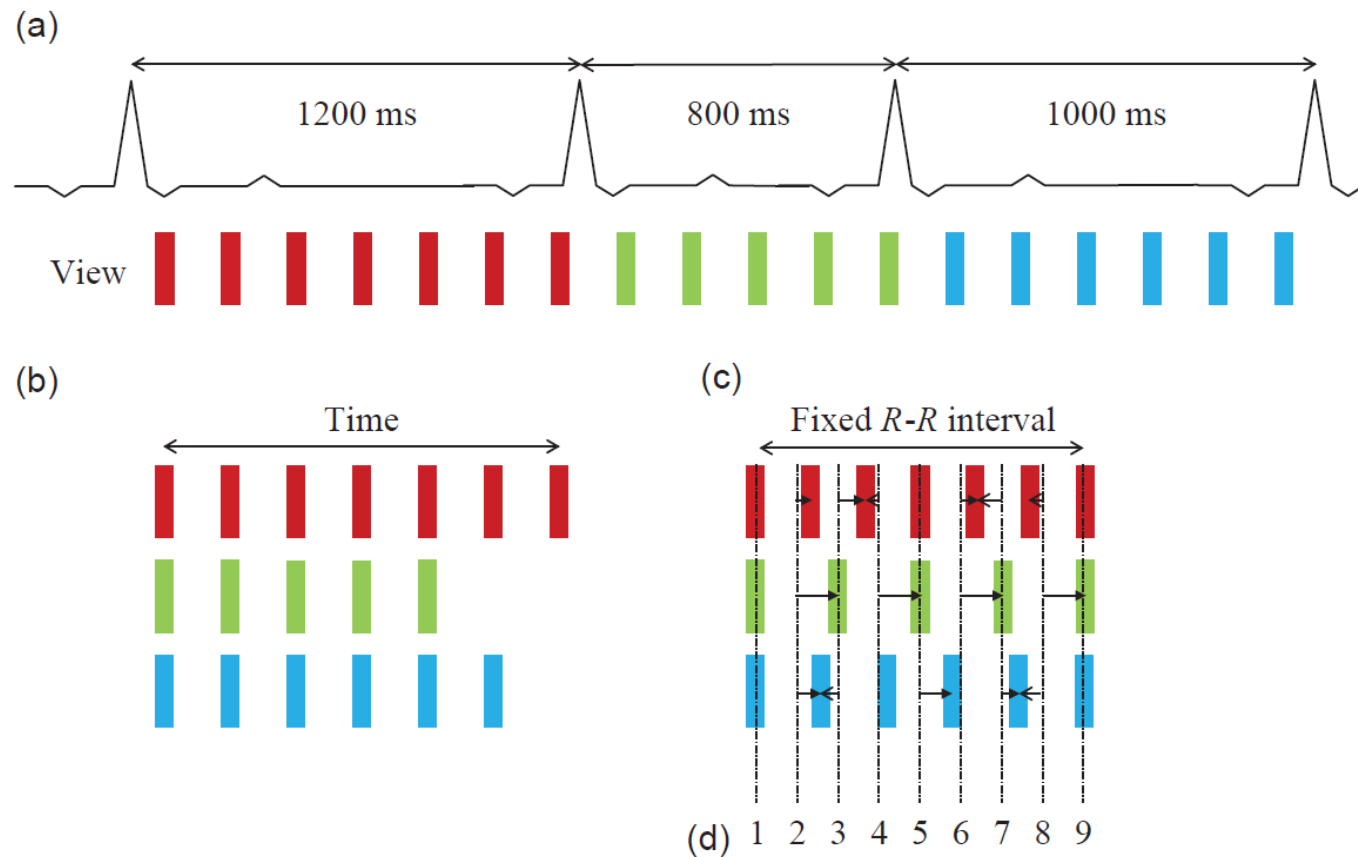


Retrospective ECG gating

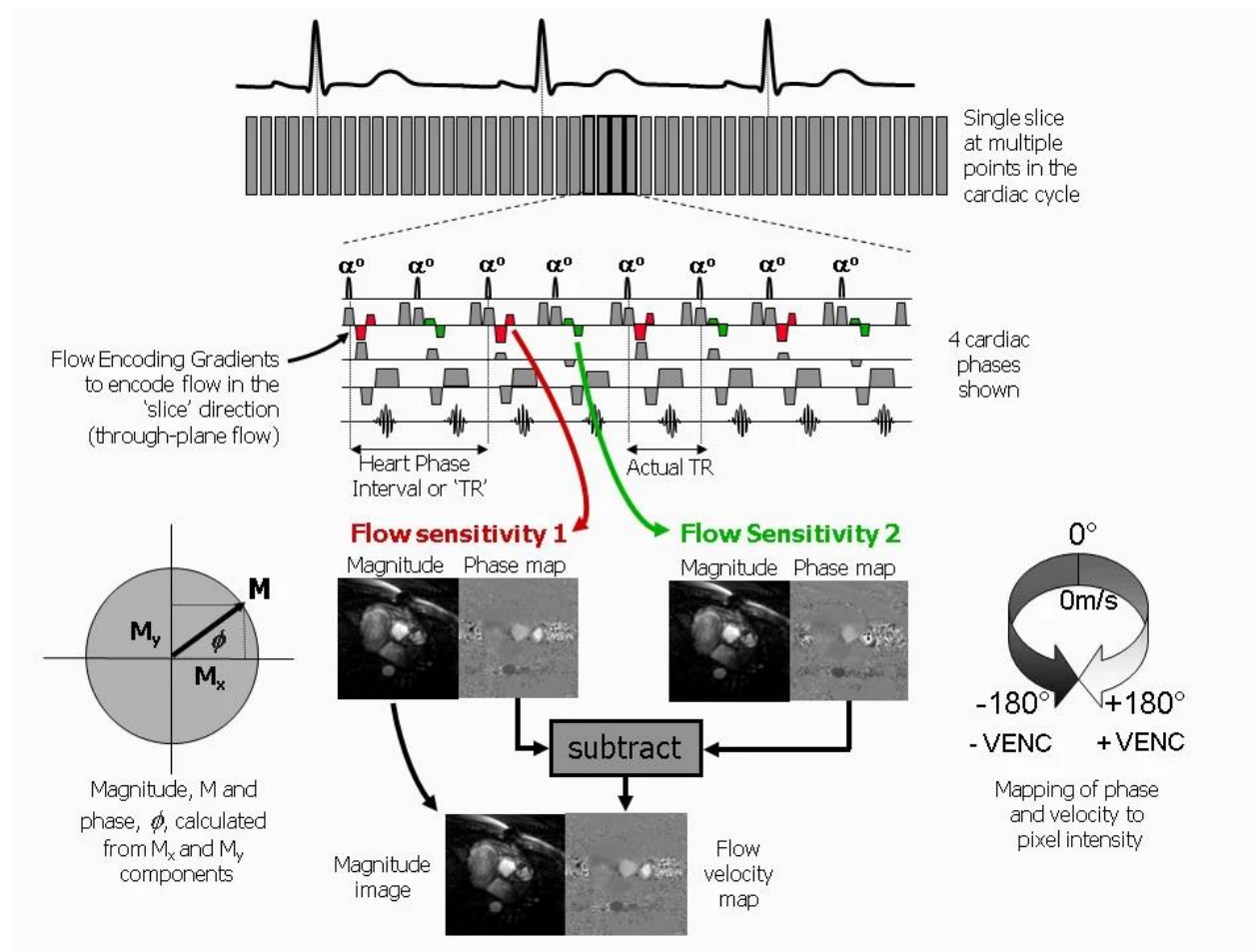


III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY

Ví dụ về xử lý hồi cứu
(Retrospective gating)



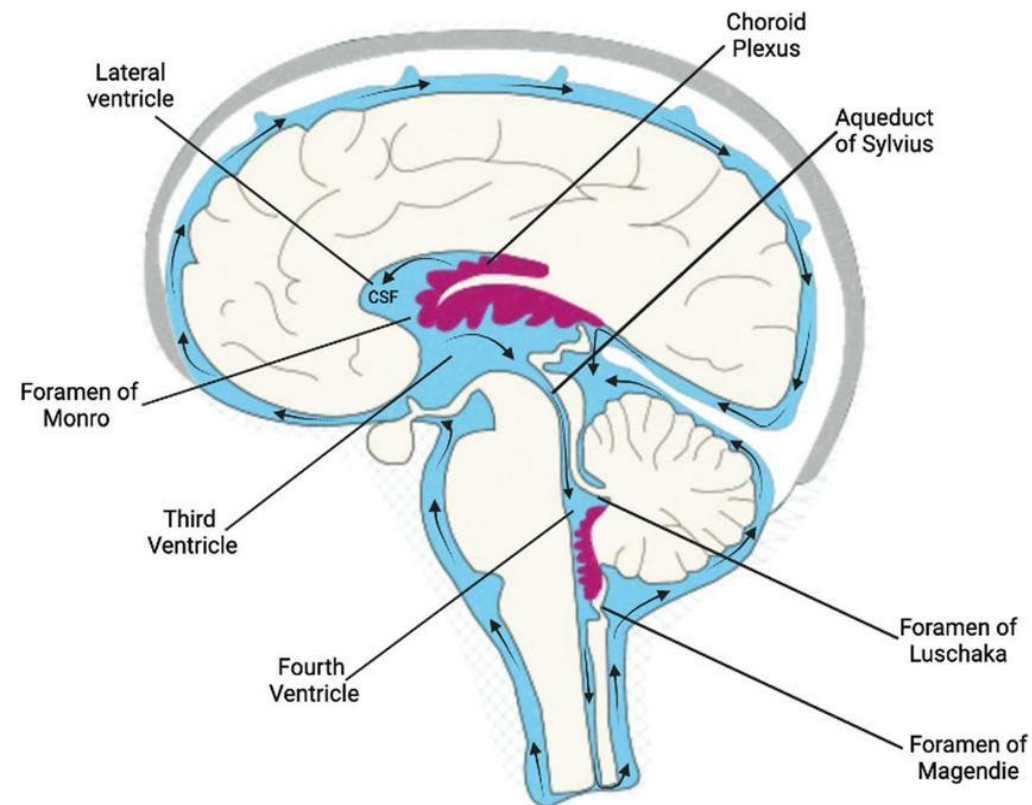
III. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY



Chuỗi xung PC đồng bộ hoá với ECG theo kiểu retrospective

IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

- Dịch não tủy (CSF) là một chất lỏng trong suốt, có nước, lấp đầy các não thất và khoang dưới nhện xung quanh não và tủy sống.
- CSF chảy qua cống não và lỗ chấm có tính chất “qua lại” theo nhịp.
- Để đánh giá dòng chảy dịch não tủy cần sử dụng 2 chuỗi xung PC với 2 mặt cắt khác nhau.
 - Mặt cắt axial với mã hóa vận tốc xuyên mặt phẳng (through-plane) để định lượng dòng chảy
 - Mặt cắt sagittal với mã hóa vận tốc trong mặt phẳng (in-plane) để đánh giá định tính.



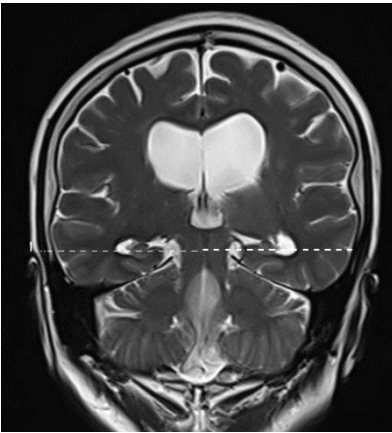
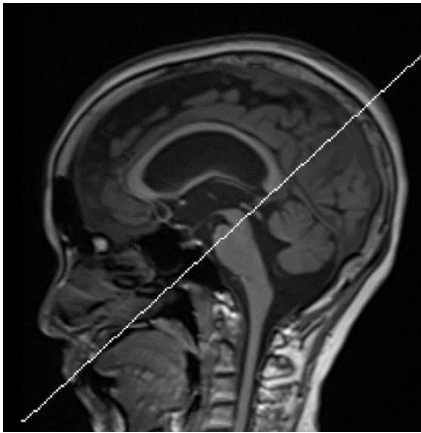
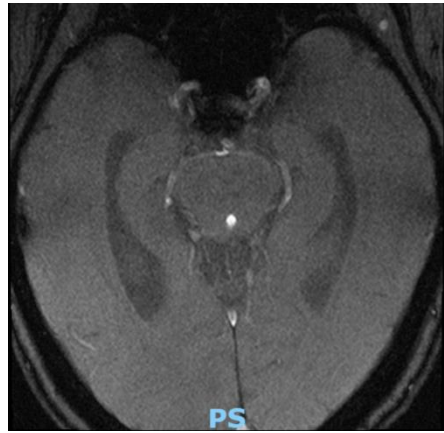
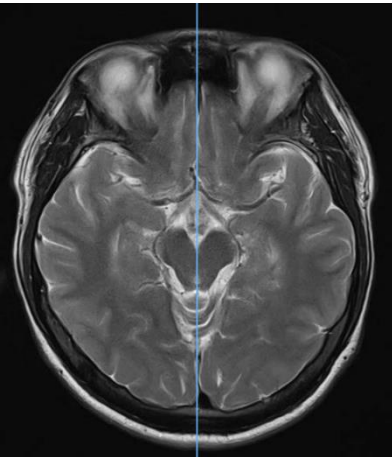
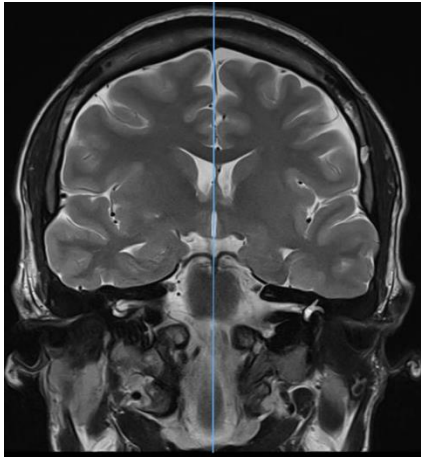
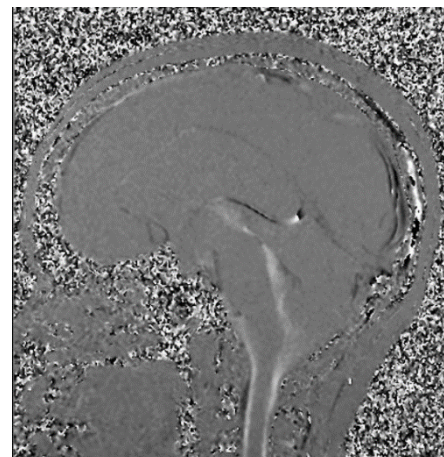
IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

Protocol tham khảo

	FOV	Ma trận	TR/TE	Signal/mode	Phase	Flow mode	Venc
CSF_FLOW INPLANE	250X203	256x208	Tối ưu hoá (min TR/TE)	Pulse/prospective	25	Đơn hướng, inplane	5cm/s
FLOW_SCOUT	340X200	192x115	Tối ưu hoá (min TR/TE)	Pulse/retrospective	25	Đơn hướng, through-plane	
CSF_FLOW PULSE	140X140	256x256	Tối ưu hoá (min TR/TE)	Pulse/retrospective	25	Đơn hướng, through-plane	Dựa vào flow scout

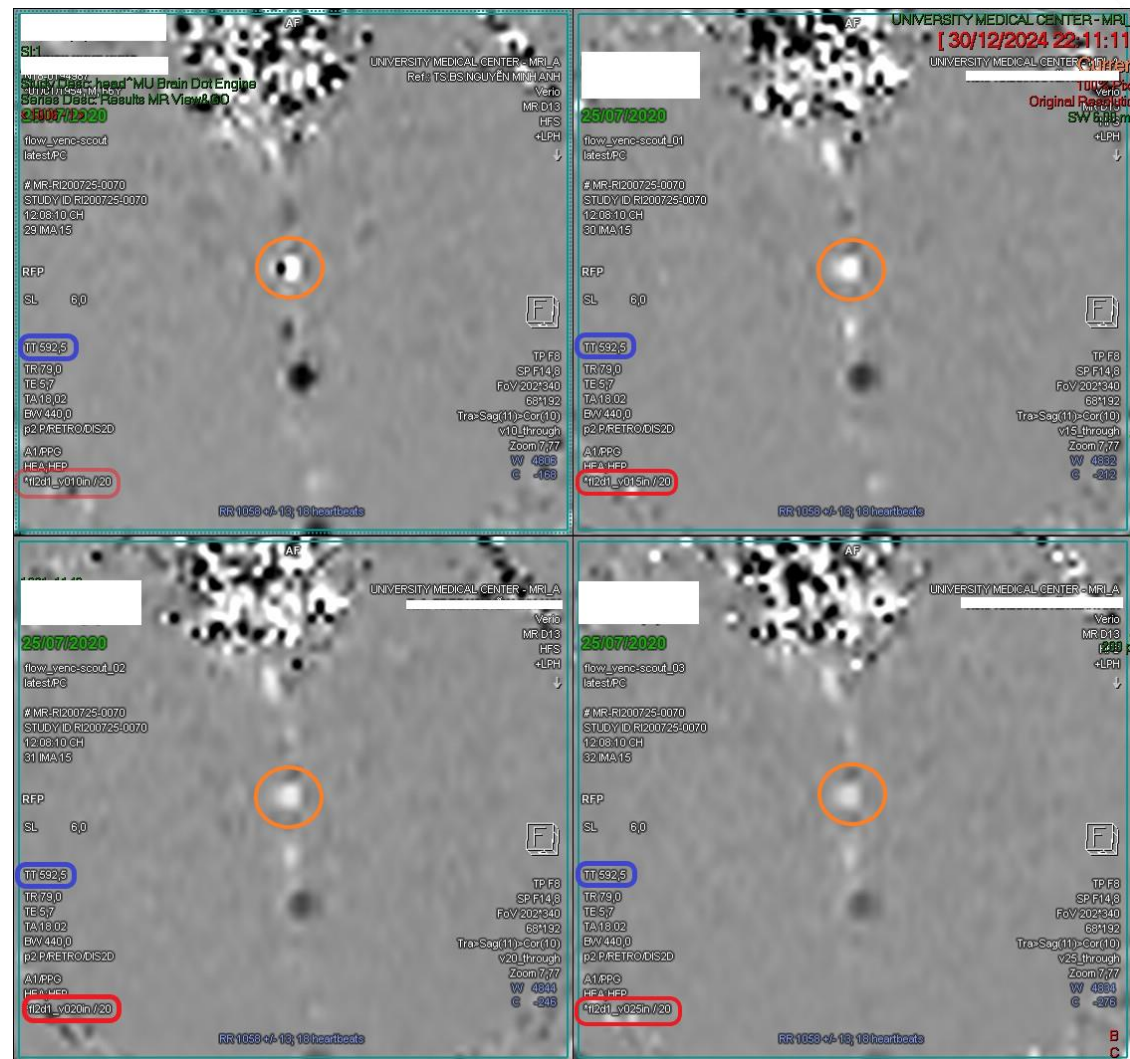
IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

Định vị mặt cắt

CSF_FLOW PULSE			
CSF_FLOW INPLANE			

IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

Xác định Venc
với Flow_scout



IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

Ứng dụng lâm sàng

CSF Flow là một công cụ giá trị trong việc chẩn đoán và đánh giá các tình trạng ảnh hưởng đến sản xuất, lưu thông hoặc hấp thu dịch não tủy (CSF) bên trong não.

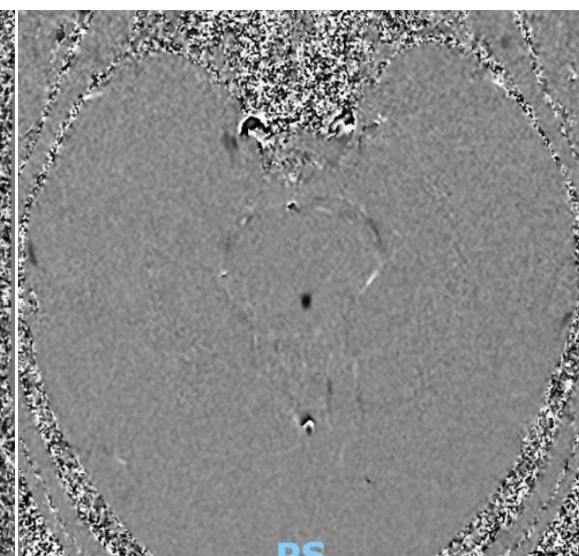
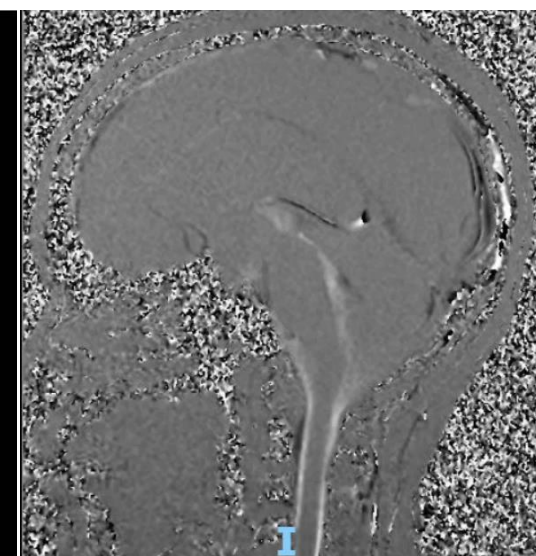
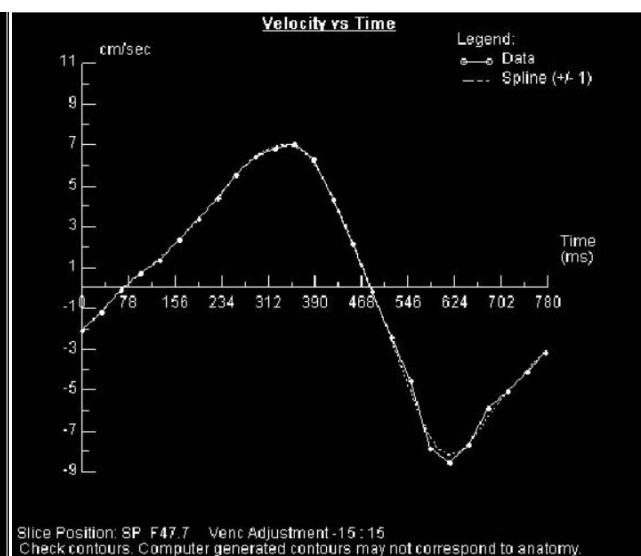
- ❖ **Não úng thủy:** Bằng cách đo lưu lượng và vận tốc dòng chảy CSF có thể xác định chính xác não úng thủy do các tắc nghẽn hoặc do suy giảm hấp thu CSF gây ra.
- ❖ **Dị dạng Chiari:** Đánh giá dòng chảy CSF bằng MRI giúp phát hiện các dòng chảy CSF bất thường do dị dạng Chiari gây ra, hỗ trợ chẩn đoán.
- ❖ **Não úng thủy áp lực bình thường (NPH):** giúp xác định các vấn đề về động lực học dòng chảy CSF góp phần gây ra NPH.
- ❖ **U nang màng nhện:** đánh giá có sự thông nối giữa CSF và u hay không, hỗ trợ chẩn đoán.

IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

- Ca minh họa 1: Giãn não thất trên lều, tăng vận tốc và lưu lượng dòng chảy qua cống não, đặc điểm phù hợp với NPH
- Vận tốc đỉnh: 14 cm/s.
- Thể tích dòng xuống: 0.152 ml.
- Thể tích dòng lên: 0.145 ml
- Diện tích cống não vị trí đo trung bình: 0.092 cm²

Slice Position: SP F47.7	Region: 1
Range,ms: 0 to 777	Venc Adjustment -15 cm/sec 15 cm/sec
Body Surface Area (BSA):	1.72 m ²
Velocity	
Peak Velocity:	-13.88 cm/sec
Average Velocity:	0.093 cm/sec
Flow	
Average Flow Over Range:	0.009 ml/sec
Average Flow Per Minute:	0.000 l/min
Forward Volume:	0.152 ml
Reverse Volume:	0.145 ml
Net Forward Volume:	0.007 ml
Net Forward Volume / BSA:	0.004 ml/m ²
Area	
Average Area:	0.092 cm ²
Minimum Area:	0.076 cm ²
Maximum Area:	0.115 cm ²

Check contours. Computer generated contours may not correspond to anatomy.



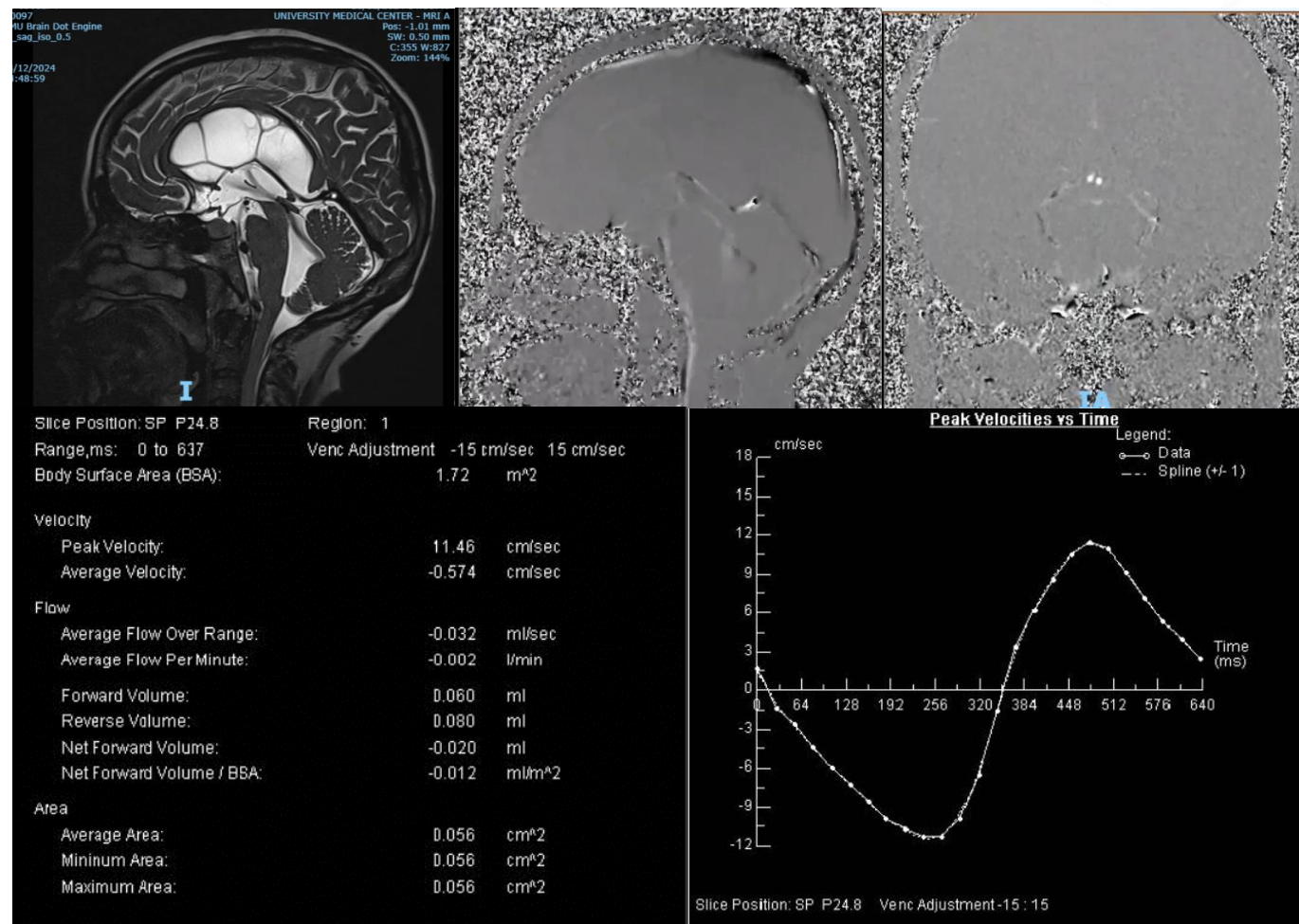
Hình ảnh chụp tại khoa CDHA, BV ĐHYD TP HCM

Ca minh họa số 2

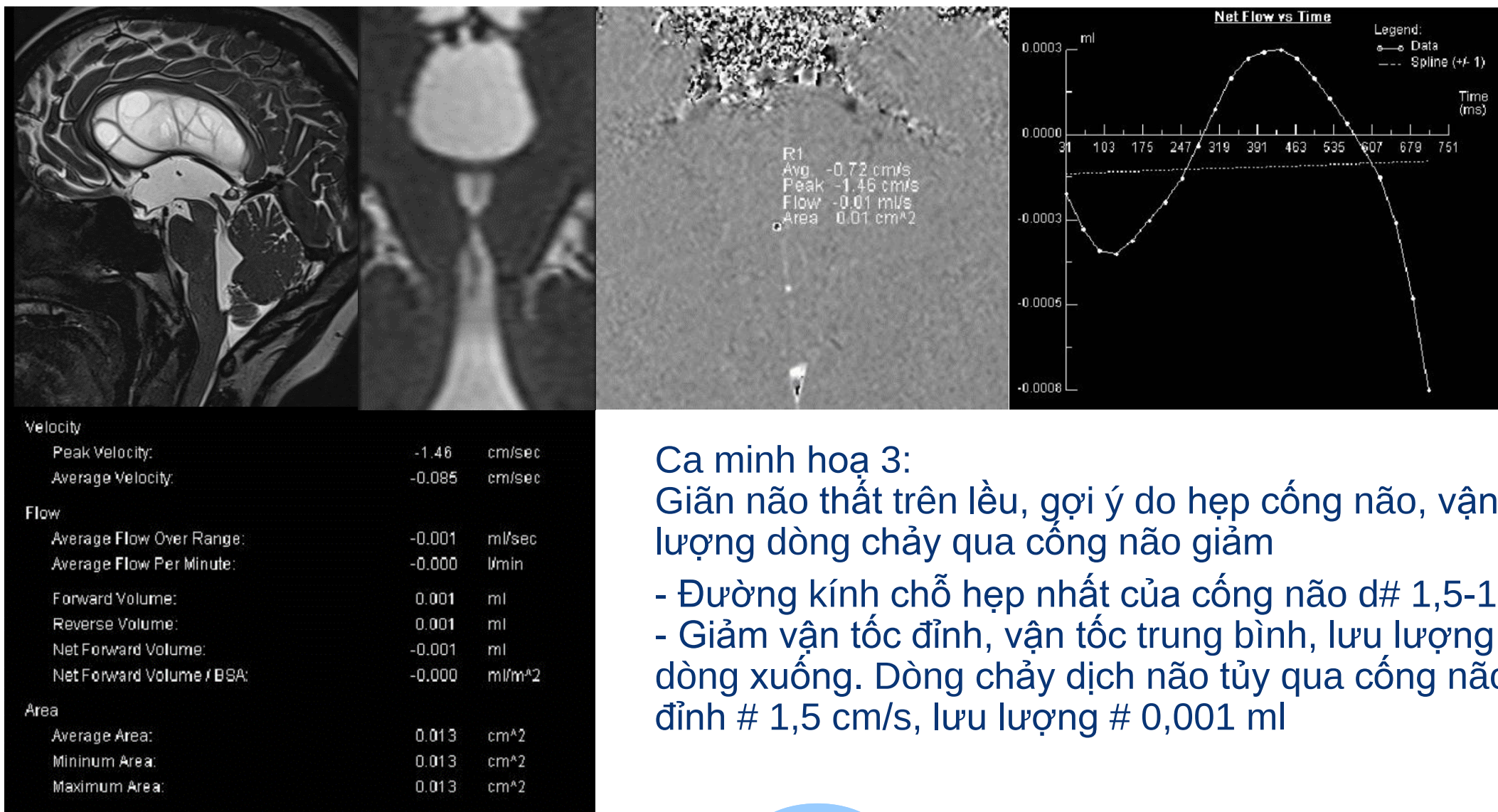
Giãn não thất trên và dưới lều, không hẹp cống não.

Dòng chảy dịch não tủy qua cống não:

- Vận tốc đỉnh # 11,46 cm/s
- Thể tích dòng xuống # 0,06 ml
- Thể tích dòng lên # 0,08 ml.



IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY



Ca minh hoạ 3:

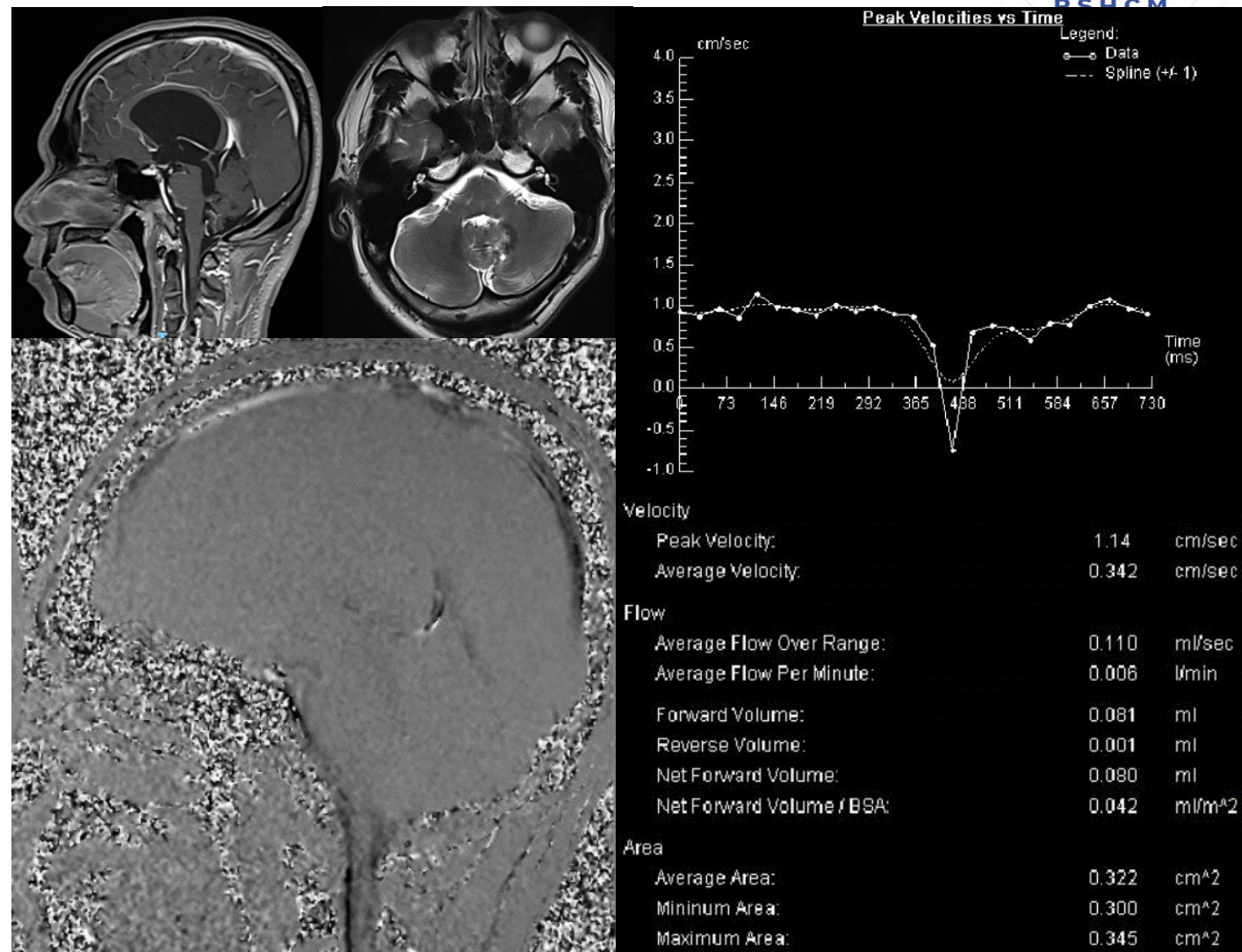
Giãn não thất trên lều, gợi ý do hẹp cống não, vận tốc và lưu lượng dòng chảy qua cống não giảm

- Đường kính chỗ hẹp nhất của cống não d# 1,5-1,6mm.
- Giảm vận tốc đỉnh, vận tốc trung bình, lưu lượng dòng lên, dòng xuống. Dòng chảy dịch não tủy qua cống não: vận tốc đỉnh # 1,5 cm/s, lưu lượng # 0,001 ml

IV. ĐỊNH LƯỢNG DÒNG CHẢY DỊCH NÃO TỦY

Ca minh hoạ 4:

- ❖ Tổn thương nghi cavernoma vùng thùy nhộng tiểu não, có dính với não thất tư gây hẹp vị trí này, chưa tắc.
- ❖ Giãn não thất trên lều, phù chất trắng quanh não thất không đáng kể.
- ❖ Dòng chảy dịch não tủy qua cống não với vận tốc thấp:
Vận tốc đỉnh # 1.14 cm/s, thể tích dòng xuống # 0.081 ml, thể tích dòng lên # 0.001 ml.



Tài liệu tham khảo



- **MRI From Picture to Proton:** 2nd ed. AJNR Am J Neuroradiol. 2008 Jun;29(6):e50. doi: 10.3174/ajnr.A0980. PMCID: PMC8118846.
- **Velocity Encoding and Flow Imaging** Michael Markl, Ph.D. University Hospital Freiburg, Dept. of Diagnostic Radiology, Medical Physics, Freiburg, Germany
- *Cardiac MRI: Phase-contrast Velocity Imaging: E-MRI.* IMAIOS. (n.d.). <https://www.imaios.com/en/e-mri/cardiac-mri/phase-contrast-velocity-imaging>
- Elster AD. MRI Questions and Answers in MRI. **MRIQUESTIONS.com website.** <https://mriquestions.com/index.html>. Accessed January 21, 2019
- Themes, U. (2016, June 7). *Phase contrast MRI: Flow quantification and MRA.* Thoracic Key. <https://thoracickey.com/phase-contrast-mri-flow-quantification-and-mra/>
- Phase-contrast MRI: Physics, Techniques, and clinical applications. (n.d.). <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.2020190039>



HỘI NGHỊ KHOA HỌC CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH TP.HCM MỞ RỘNG LẦN THỨ XII-2025



Cảm ơn đã theo dõi!