

Физической основой всех ультразвуковых ангиологических методик является эффект Допплера, открытый и описанный Кристианом Допплером в 1842 году в труде «О цветном свете двойных звезд и некоторых других небесных тел на небесах».

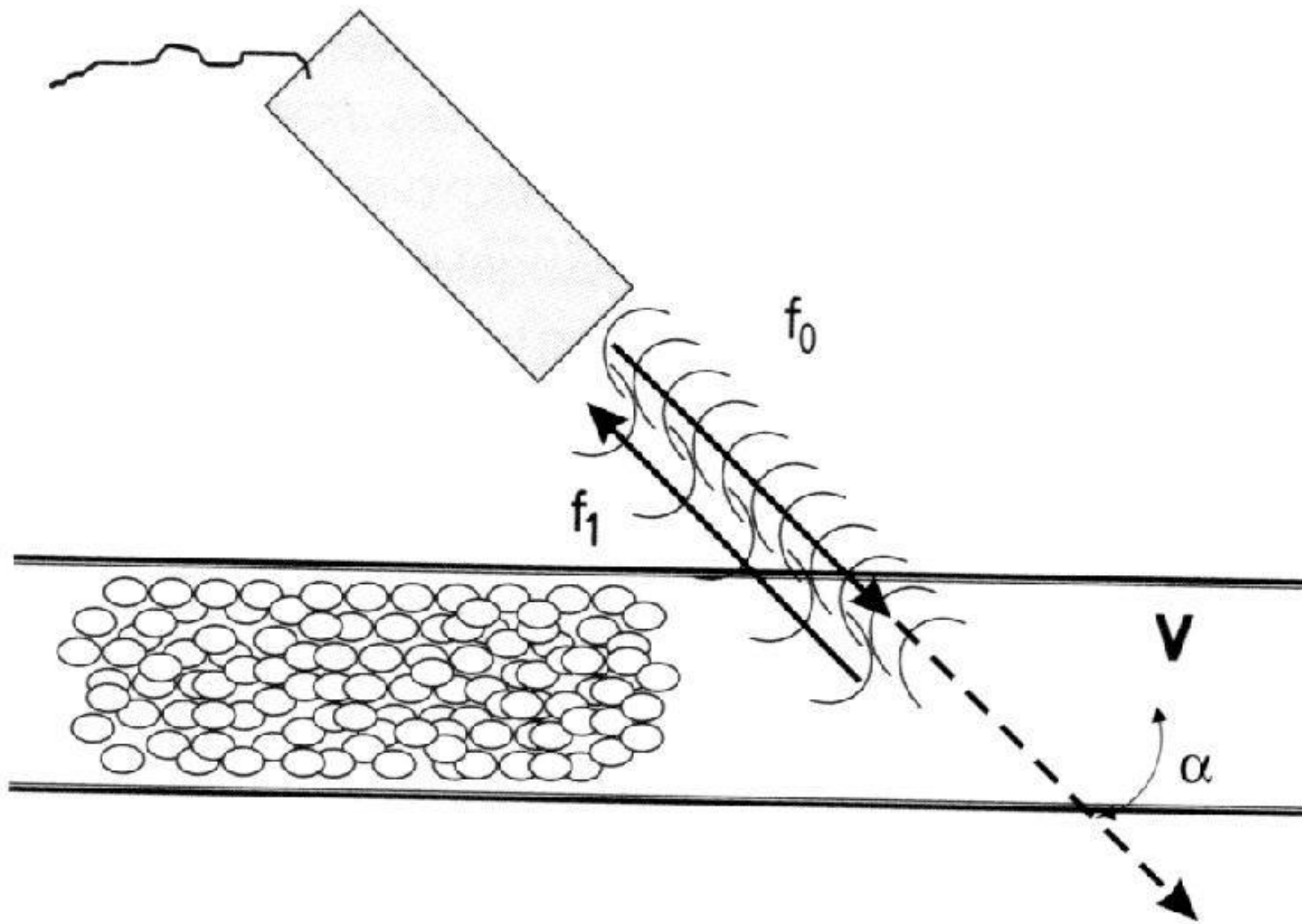
Эффект Допплера.

- **Заключается в изменении частоты ультразвукового сигнала при отражении от движущихся предметов по сравнению с первоначальной частотой посланного сигнала.**
- **Получаемая разность представляет собой доплеровский сдвиг частот.**

В 1957 году S. Satomura впервые сообщил о возможности применения эффекта Допплера для измерения скорости кровотока в поверхностно расположенных сосудах.

- **Приближающийся к датчику объект вызывает положительный сдвиг частот, отдаляющийся – отрицательный.**

ЭФФЕКТ ДОППЛЕРА



f_0 - частота излучаемого, f_1 - отраженного ультразвукового сигнала;

V - скорость движения частиц в просвете сосуда;

α - угол между вектором скорости потока крови и направлением распространения ультразвукового луча.

Допплеровский сдвиг частот

$$\Delta F = \frac{2v \times f_0 \times \cos\alpha}{c}$$

v - скорость движения отражателя (элементов крови);

f_0 - излучаемая частота ультразвукового датчика;

α - угол между вектором скорости отражателя и вектором ультразвукового луча;

c - скорость распространения звука в среде (константа), равна 1540 м/сек.

- Величина доплеровского сдвига частот прямо пропорциональна скорости движения отражателя (V) (элементов крови, прежде всего эритроцитов), исходной частоте звуковой волны (f_0), косинусу угла между вектором скорости отражателя и вектором ультразвукового луча (α), обратно пропорциональна скорости распространения звука в среде (C), которая является константой и равна 1540 м/с.

- Так как ультразвуковые волны распространяются в человеческом теле с относительно постоянной скоростью, а другие факторы доплеровского уравнения также определены, точность величины сдвига частот зависит от косинуса угла между лучом и сосудом. Когда оси датчика и сосуда перпендикулярны друг другу: угол $\alpha = 90^\circ$, то \cos угла $\alpha = 0$. В этом случае доплеровский сдвиг $\Delta F = 0$, и оценить скорость кровотока невозможно.

- Наиболее оптимальным является значение угла α равное 0, обеспечивающее отсутствие ошибки измерения. Угол не должен составлять более 60° по отношению к оси сосуда, а лучше 45° или еще ниже. При его изменении в диапазоне от 0° до 60° ($20-60^\circ$) ошибка измерения скорости кровотока не превышает 25%. При величине угла $>155^\circ$ и $<15^\circ$ ультразвук может не проходить через границу между стенкой сосуда и кровью.

Методы исследования сосудов:

- **Метод оценки изменения во времени скорости кровотока в сечении сосуда.**
- **Метод оценки частоты сердечных сокращений.**
- **Метод цветового доплеровского картирования (ЦДК).**
- **Спектральная доплерография (D- режим).**

Методики доплерографического изображения сосудов:

- ЦДК доплеровского сдвига частот (CFM-color flow mapping);
- Энергетическая доплерография (PD- power Doppler);
- Конвергентное ЦДК (CCD – convergent color Doppler);
- Доплеровская визуализация тканей (DTI-Doppler tissue imaging).

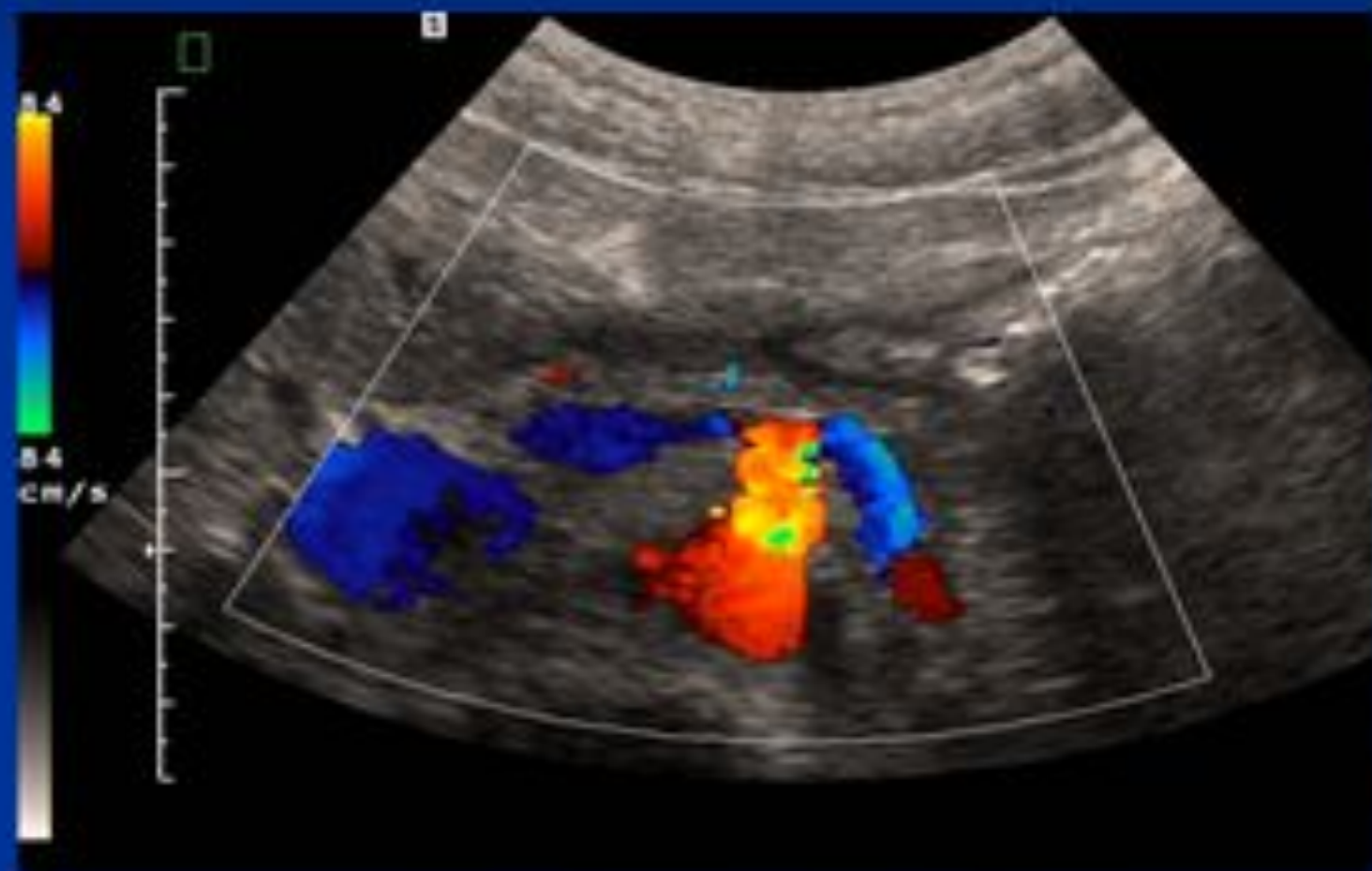
Цветовое доплеровское картирование (режим CFM – color flow mapping)

метод основан на определении скорости движения элементов крови и отображении с помощью цвета их частотного сдвига с получением цветowych картограмм. Получаемая цветовая картограмма зависит:

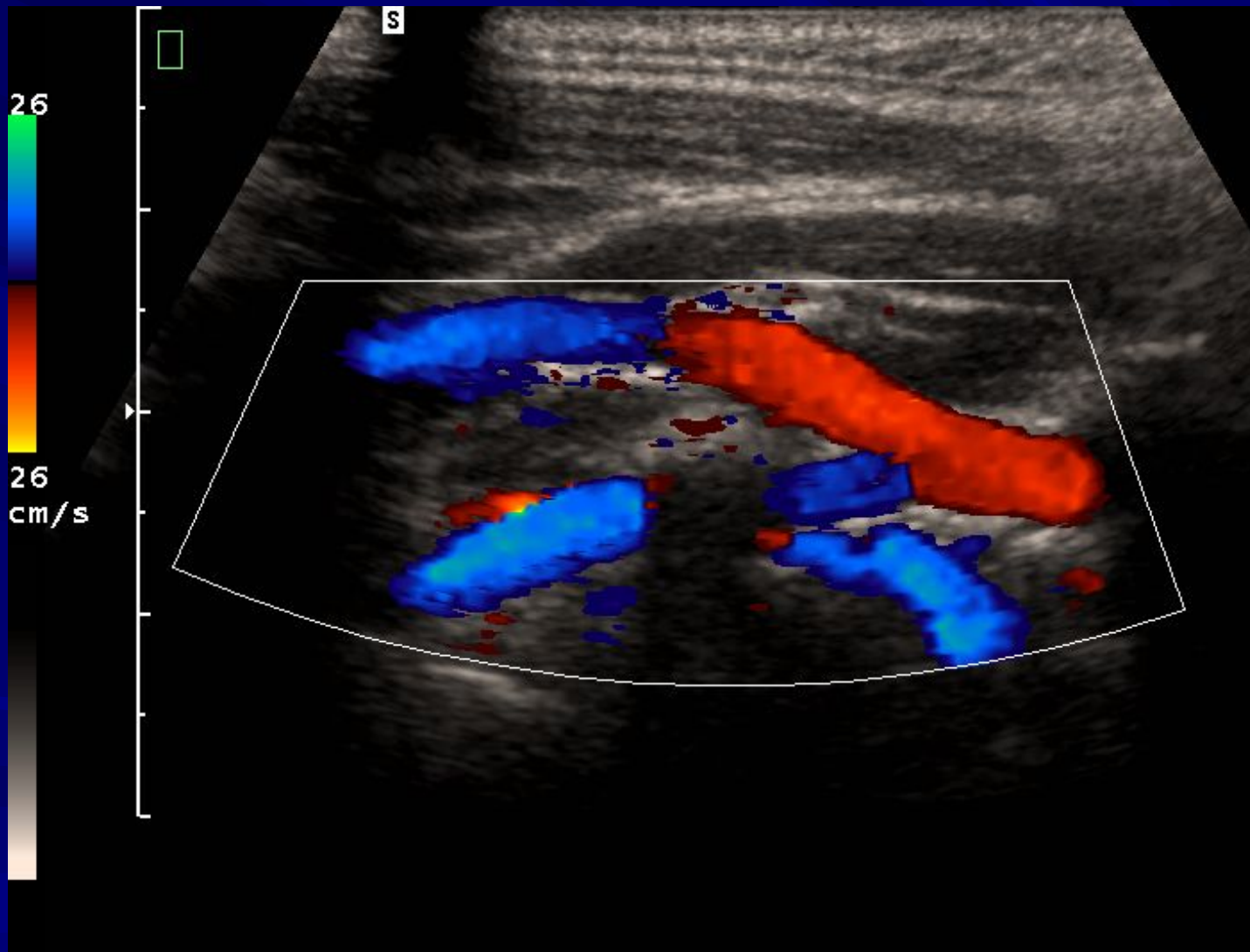
- от скорости,
- направления движения частиц,
- и угла между направлением распространения ультразвукового луча и вектором скорости.

Кровоток, направленный к датчику (доплеровский сдвиг положительный) картируется красным цветом, а идущий от датчика (доплеровский сдвиг отрицательный) - синим. Скорость кровотока отображается интенсивностью цвета: чем больше скорость, тем ярче цвет.

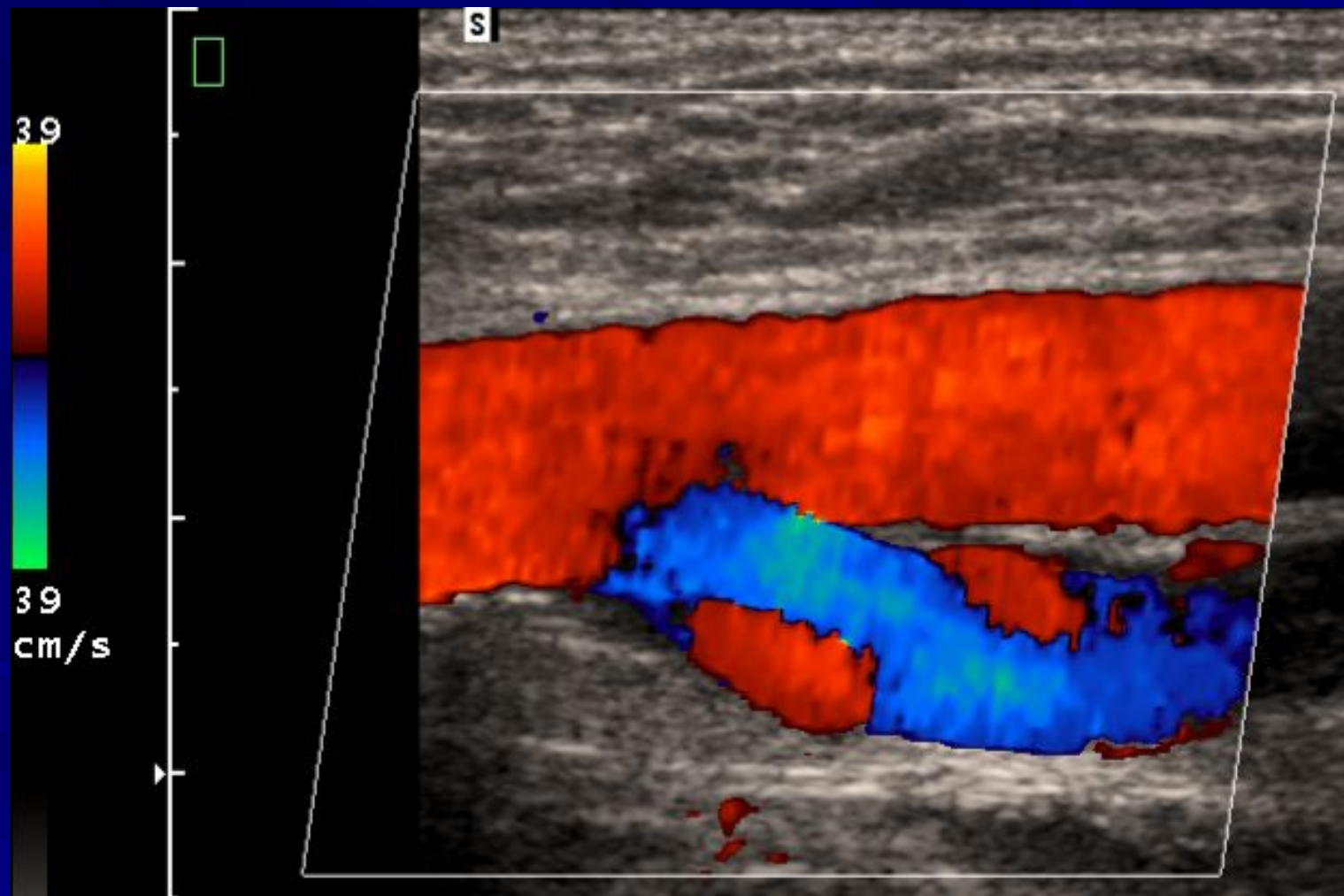
ЧРЕВНЫЙ СТВОЛ



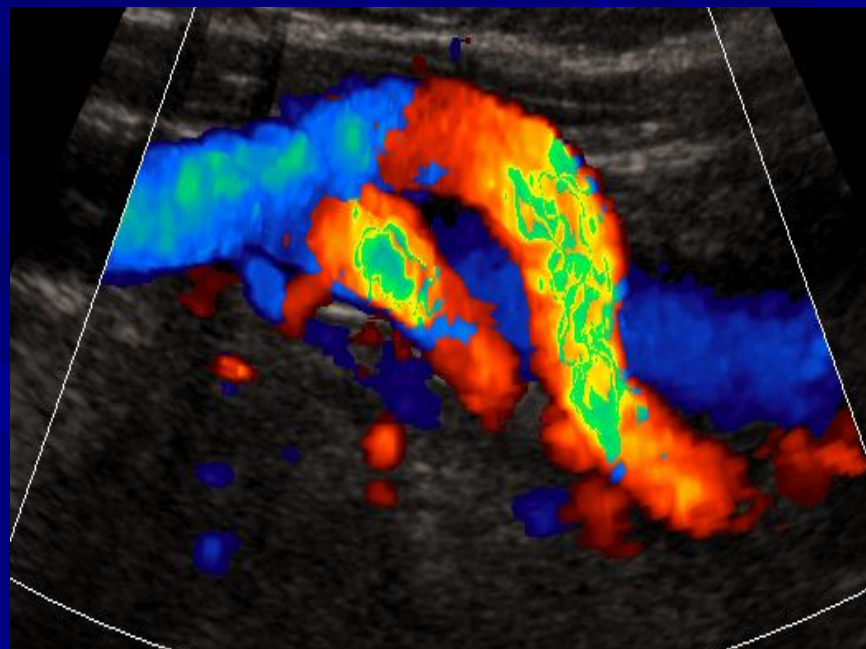
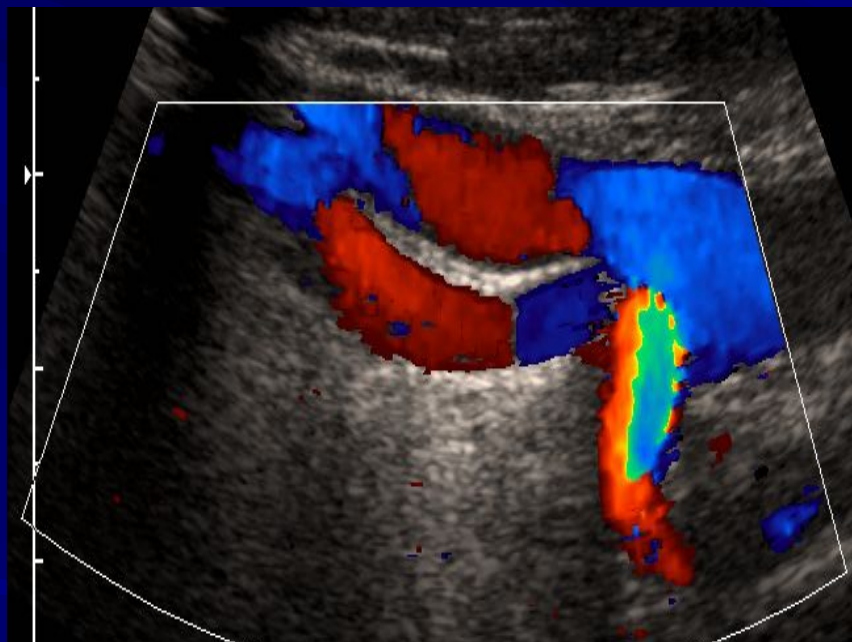
ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)



ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)

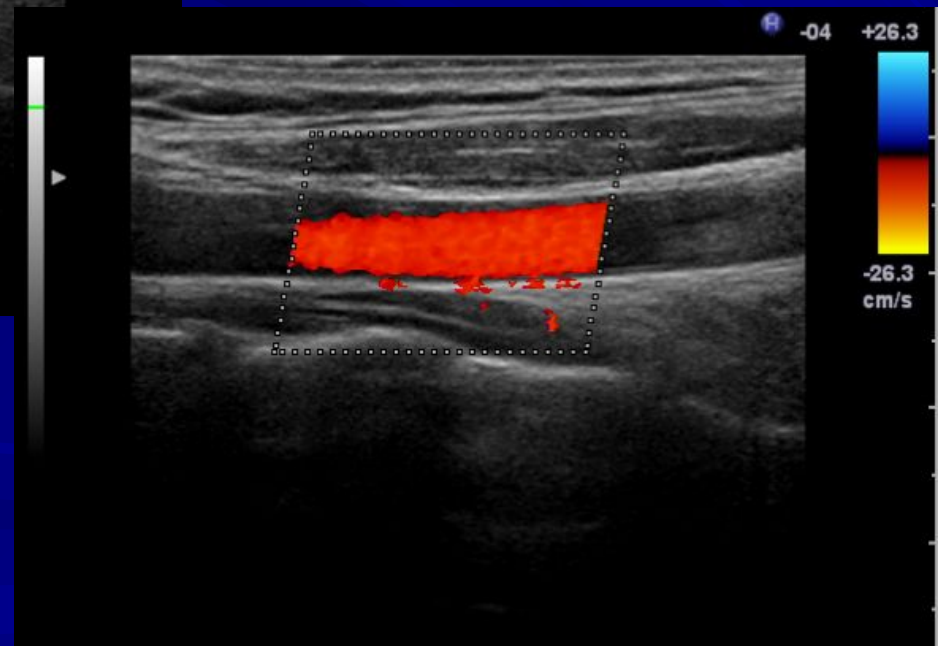
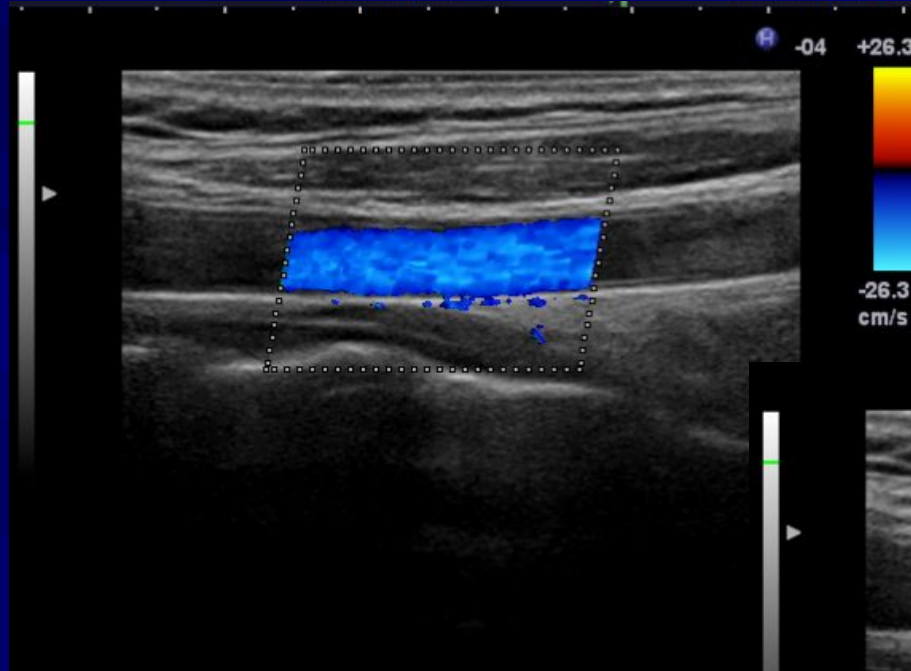


ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)



Настройку цвета на аппаратах можно инвертировать нажатием соответствующей кнопки. Цветовая схема видна на цветовой шкале на краю экрана: цвета в верхней половине шкалы кодируют кровоток к датчику, а в нижней – от датчика.

Инверсия цвета



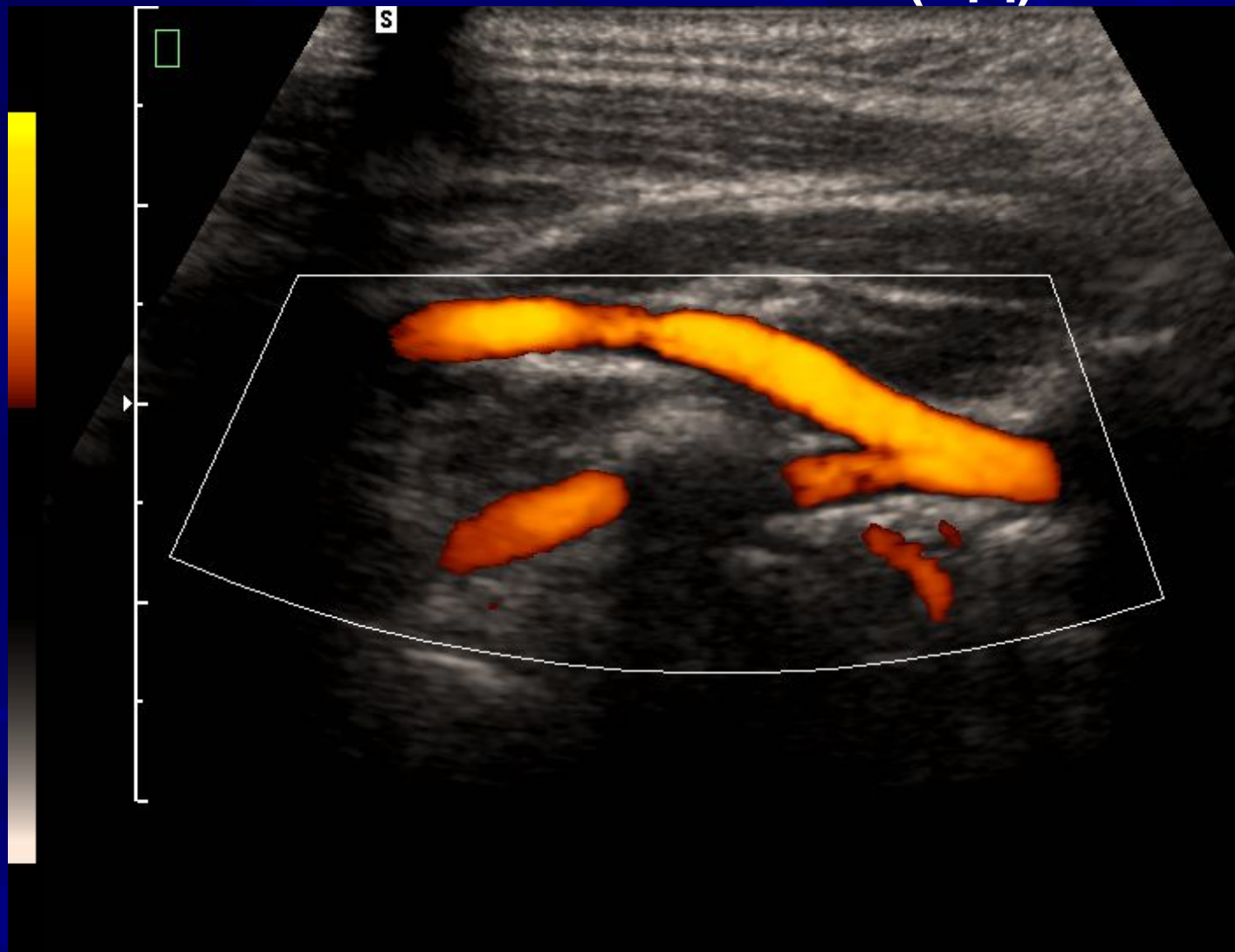
- **Методика ЦДК имеет некоторые недостатки, наиболее значимыми из которых является невозможность получения изображения мелких сосудов с малой скоростью кровотока в них.**

Энергетическая доплерография (PD –power Doppler)

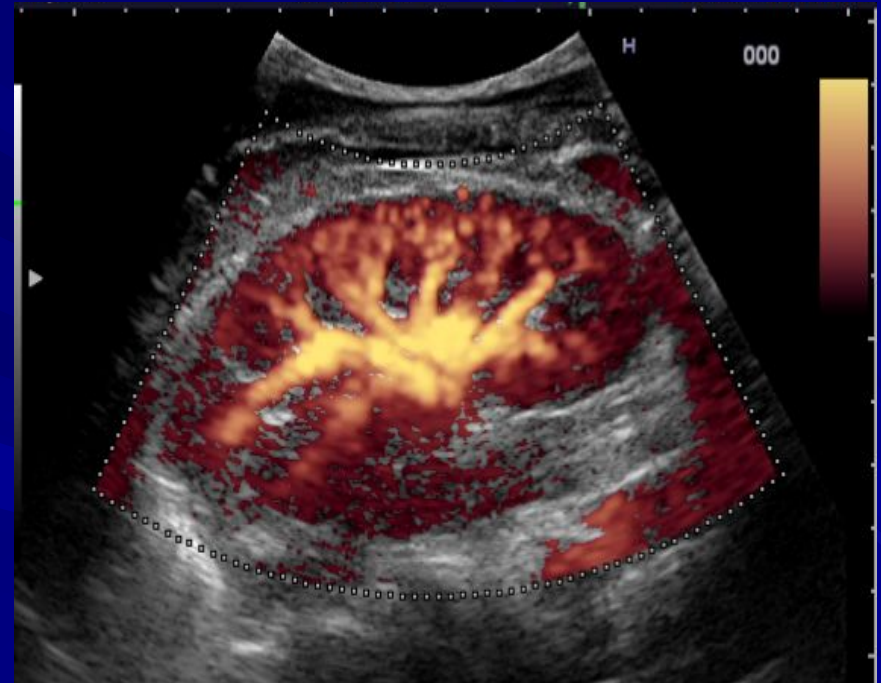
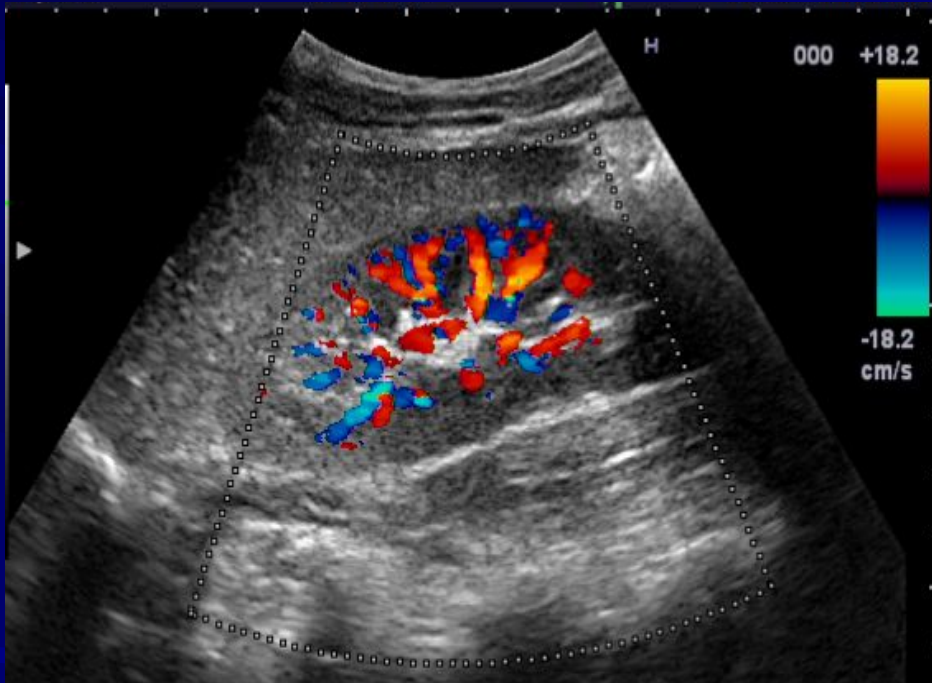
- В ультразвуковой диагностике для визуализации мелких сосудов было предложено использовать не частотный сдвиг, а амплитуду сигналов. Если при ЦДК используется частотный сдвиг, отражающий скорость движения эритроцитов, то при энергетическом картировании (ЭД) используется амплитуда эхосигнала, которая отражает плотность эритроцитов в заданном объеме. Получаемая картограмма потока зависит только от суммарного количества движущихся частиц. Скорость, направление их движения не оказывает влияния.

С помощью **ЭД** можно получать угол независимые изображения сосудистых структур. Практически любой сосуд, идущий под любым углом и направлением, получает отображение на экране монитора. При сопоставлении изображений сосудов, полученных с помощью ЦДК и ЭД, последние имеют ряд преимуществ по чувствительности и точности передачи информации, особенно в мелких сосудах. К недостаткам **ЭД** следует отнести высокую зависимость от движения окружающих структур и возникновение так называемых, артефактов движения.

ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЭД)



ЦДК и ЭДК сосудов почки



Конвергентное ЦДК (ССD convergent color Doppler)

- это метод, объединяющий возможности ЦДК и ЭД. Если уровень сигналов от элементов крови выше определенного порога, то отображается информация о скорости кровотока как в обычном ЦДК доплеровского сдвига частот. Информация о кровотоке с малым уровнем эхо-сигналов (ниже порога) отображается как в режиме энергетического картирования.

Допплеровская визуализация тканей (DTI – Doppler tissue imaging)

Основная область применения данной технологии — эхокардиография (для оценки, в том числе и количественной, движения миокарда). Для картирования движения миокарда ЦДК не подходит вследствие низких скоростей движения стенок сердца по сравнению с кровотоком в его камерах.

- Система визуализации TDI формируется по аналогии с системой, используемой в ЦДК. ПРИ TDI для изучения движения миокарда анализируют эхосигналы, идущие с низкой скоростью и высокой амплитудой, а эхосигналы от потоков крови, имеющие высокую скорость и низкую амплитуду, подавляют с помощью фильтров.

Допплеровская визуализация тканей

является первым методом, позволяющим проводить количественное измерение скоростей внутри ткани в режиме реального времени. Опрашиваемый объем можно расположить в любой точке внутри стенки сердца или сосуда и зарегистрировать спектр доплеровского сдвига частот из места опроса в режиме реального времени.

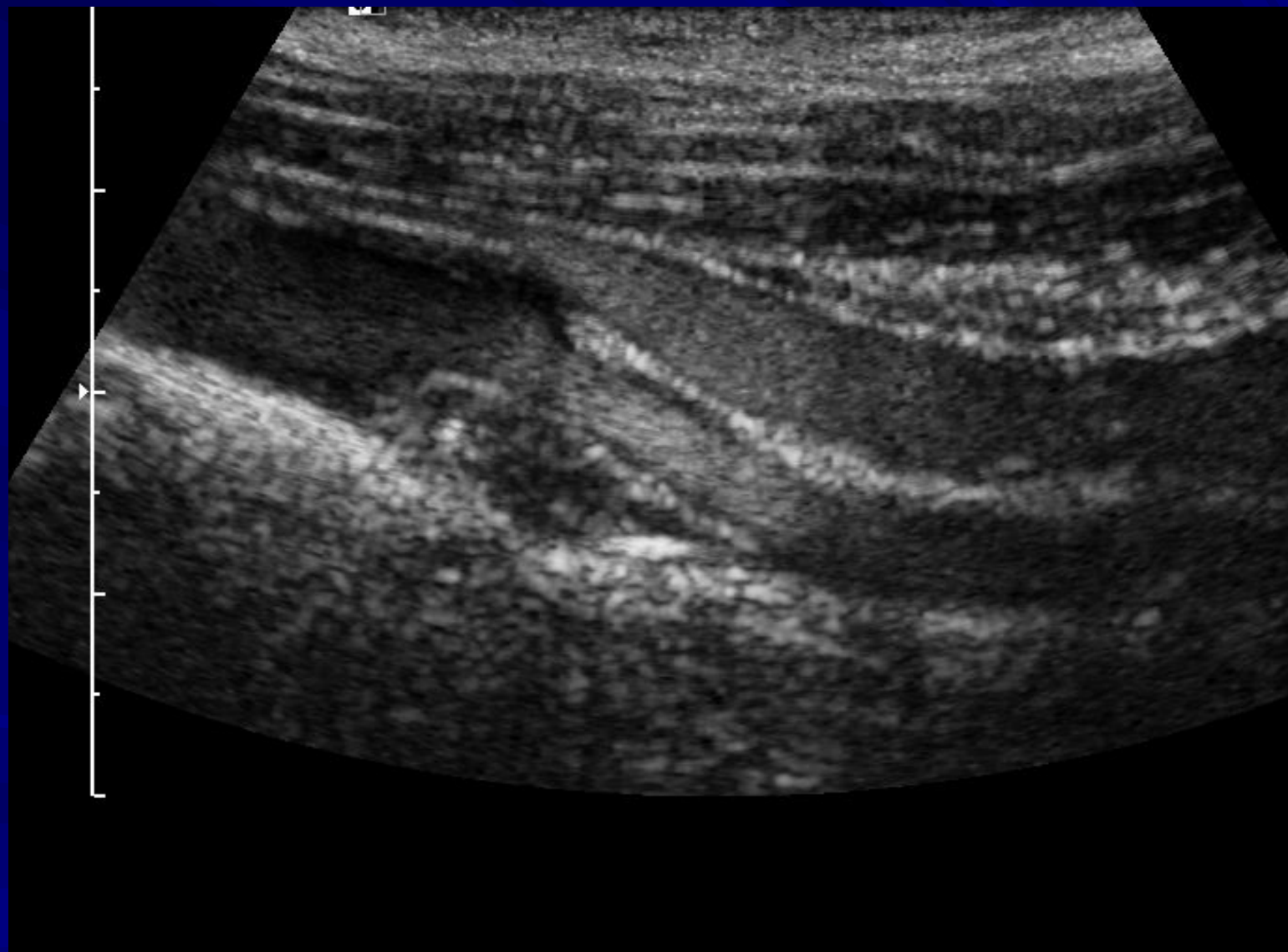
Нативное контрастирование (методики В- Flow, SIE-Flow, Dynamic-Flow)

- **Движущиеся эритроциты могут получать свое отображение в просвете сосуда и при сканировании в В- режиме, так называемое спонтанное контрастирование (естественное контрастирование).**

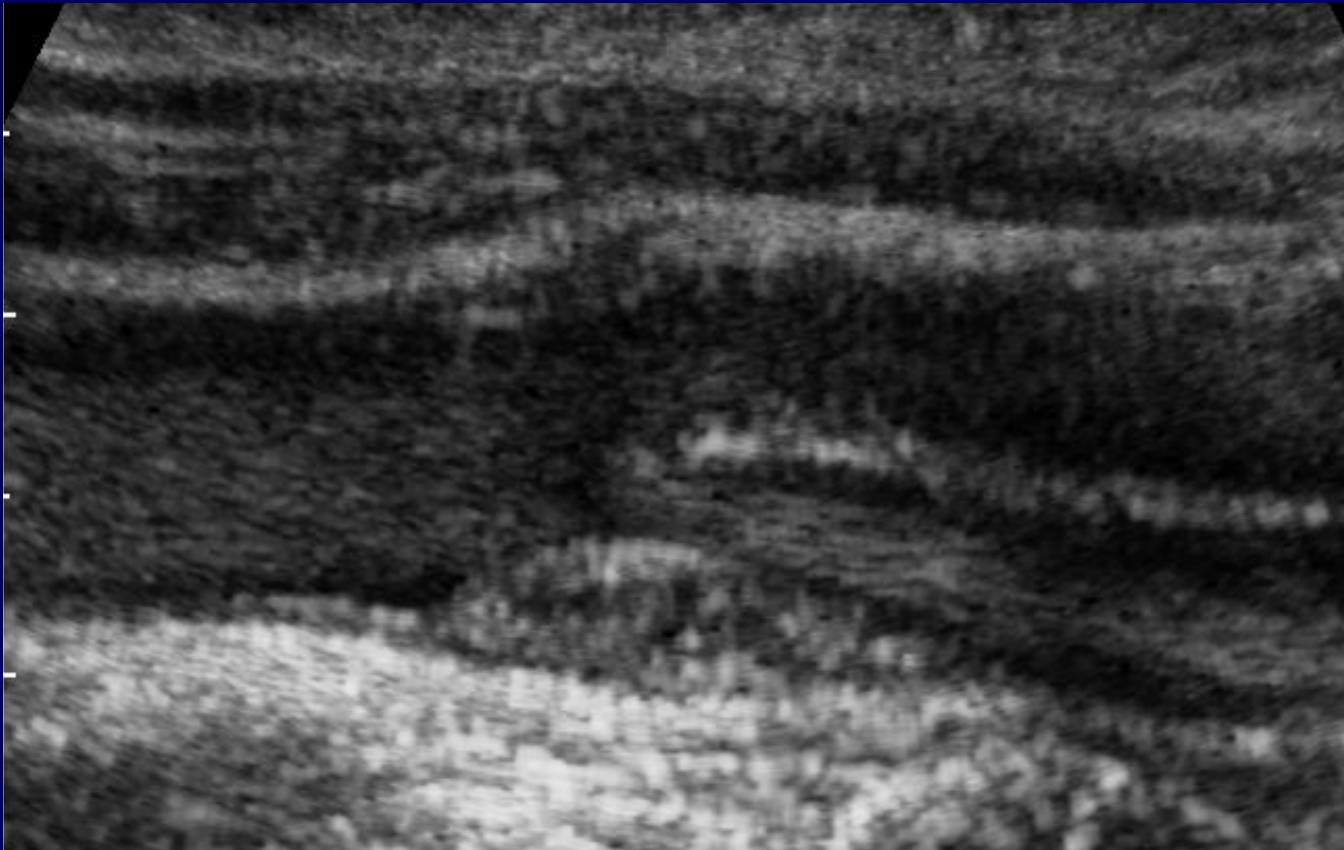
- **Применение специальных программных средств и высокочувствительных широкополосных датчиков, использующих матричную технологию сбора информации, позволяют сейчас получать диагностически значимое естественное (нативное) контрастирование тока крови в просвете сосуда без использования эхоконтрастных препаратов и цветового картирования**

- **Основным преимуществом таких методик является угол независимость при сканировании и отсутствие артефактов. Все эти методики способны хорошо отображать естественный ток крови в поверхностно расположенных сосудах.**

НАТИВНОЕ КОНТРАСТИРОВАНИЕ



НАТИВНОЕ КОНТРАСТИРОВАНИЕ



Контрастное усиление

- **Чувствительность ЦДК, ЭД и методик нативного контрастирования в отображении сосудов может быть значительно повышена при использовании внутривенно вводимых контрастных препаратов. Это поможет решить проблему визуализации мелких глубоко расположенных сосудов со слабым кровотоком.**

- **В очень мелких сосудах уловить различия в доплеровском сдвиге частот от медленно движущейся крови и от движений стенки сосуда и окружающих тканей практически невозможно, так как это лежит на пороге технических возможностей.**

- **Принцип резонирующего действия эхоконтрастных препаратов основан на циркуляции в крови ничтожно малых частиц, обладающих акустическими свойствами, т.е. способности микропузырьков газа усилить ультразвуковой сигнал за счет изменения акустического импеданса на их поверхности.**
- **В настоящее время применяются следующие препараты: Levovist и Sonovue.**

РЕЖИМЫ СПЕКТРАЛЬНОГО ДОППЛЕРОВСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ.

- Постоянно-волновой (continuous wave, CW)
- Импульсный (puls wave, PW)

- В ПОСТОЯННО-ВОЛНОВОМ ДОППЛЕРОВСКОМ режиме звуковой луч постоянно испускается с одного пьезоэлектрического кристалла и принимается другим.

Величина сдвига частоты отраженного сигнала определяется движением всех структур на всем пути УЗ-луча в пределах глубины его проникновения.

Генерирование и прием отраженных от движущихся частиц крови ультразвуковых волн происходит одновременно, без разделения этих процессов во времени и по глубине

- **Подобная последовательность обеспечивает возможность корректной оценки широкого диапазона скоростных показателей, включая очень высокие значения. Недостатком режима является отсутствие дифференцировки воспринимаемых датчиком отраженных сигналов по глубине сканирования.**

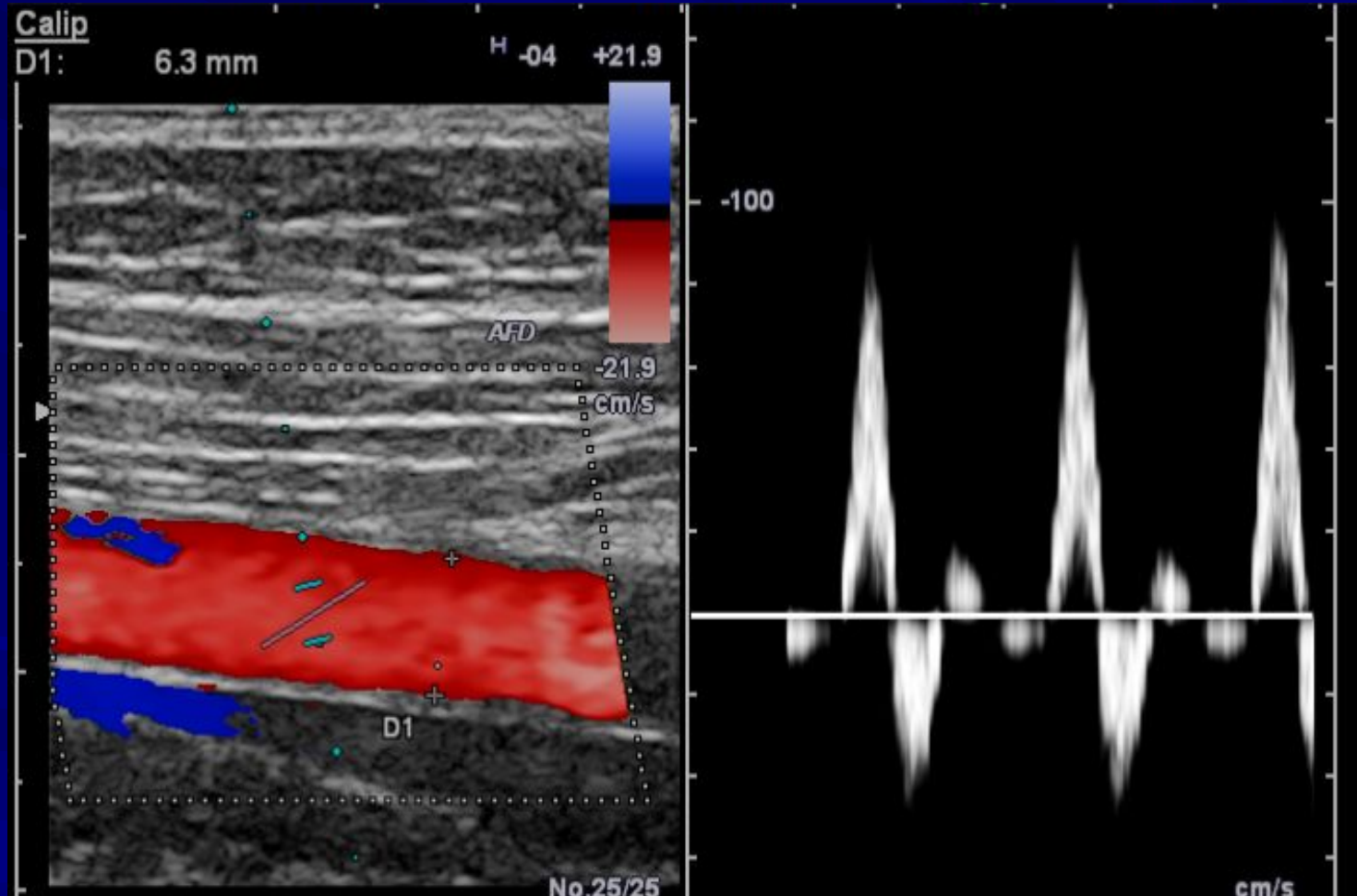
- **Подобная последовательность обеспечивает возможность корректной оценки широкого диапазона скоростных показателей, включая очень высокие значения. Недостатком режима является отсутствие дифференцировки воспринимаемых датчиком отраженных сигналов по глубине сканирования.**

- В отличие от постоянно-волнового режима, в датчиках, работающих в импульсном доплеровском режиме звуковой луч переменного испускается и принимается одним кристаллом. Процессы генерации и восприятия отраженного ультразвукового луча дифференцированы во времени, которое зависит от глубины залегания исследуемого сосуда и скоростных показателей кровотока.

Излучатель формирует передающий луч, приемный преобразователь – приемный луч. Оси лучей ориентированы таким образом, чтобы они пересекались на некоторой глубине, в районе которой должен исследоваться кровоток в сосуде.

Область пересечения передающего и приемного лучей, в которой анализируется доплеровский спектр эхо-сигналов, называется **контрольным объемом.**

Импульсная доплеровография

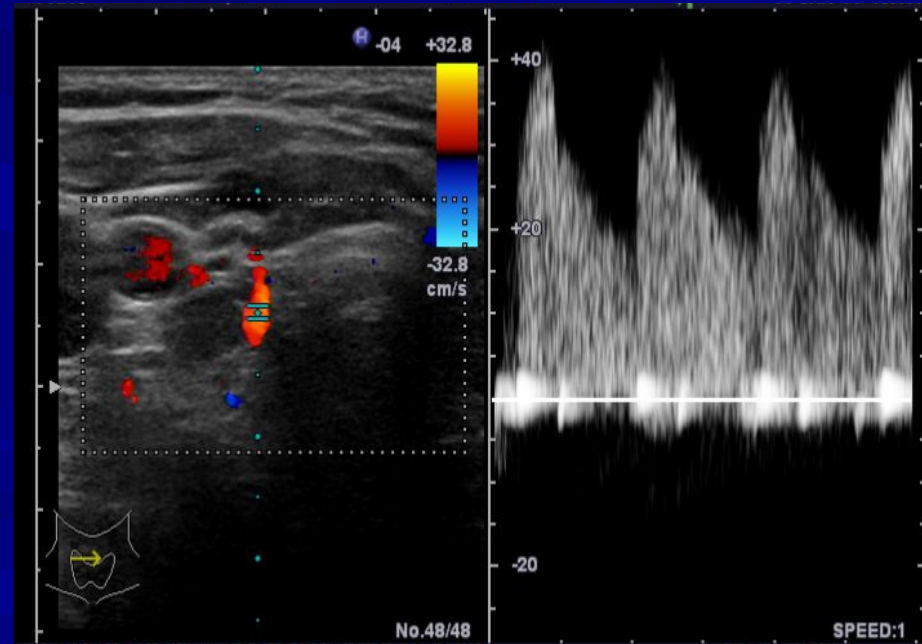
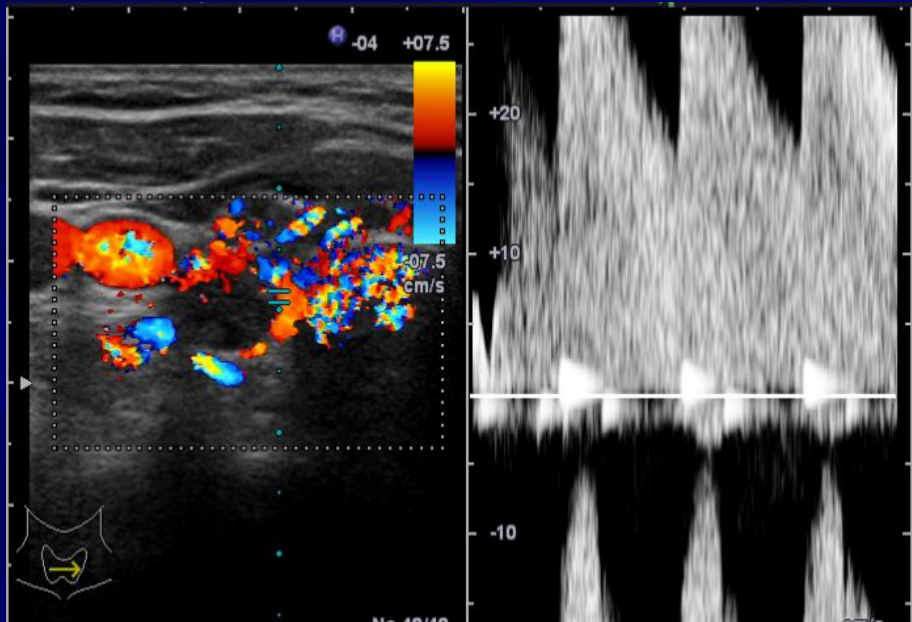


- В этом режиме фиксируются сигналы, отраженные только с определенного расстояния, которое устанавливается по усмотрению врача. Возможность оценки кровотока в любой заданной точке является главным достоинством импульсной доплерографии.

- Количество импульсов, испускаемых в единицу времени, называется **частотой повторения импульса (ЧПИ)**.
- **Предел Найквиста** – это предельная скорость кровотока, которая поддается измерению при данной частоте повторения импульсов. Он равен половине частоты повторения импульса

- Если частотный сдвиг, измеренный при высоких скоростях превышает **предел Найквиста**, то соответствующая часть спектра будет вырезана из графика и проявится на противоположной стороне спектра;
- в режиме ЦДК цвет будет инвертирован и может указать на мнимое обратное направление кровотока.

Предел Найквиста



- Сосуды с более высокой скоростью кровотока нужно обследовать с более высокими значениями частоты повторения импульса, медленные кровотоки выявлять с более низкими значениями ЧПИ.

- Сосуды с более высокой скоростью кровотока нужно обследовать с более высокими значениями **частоты повторения импульса**, а медленный - с более низкими значениями **ЧПИ**.

Анатомо-гистологические данные о строении сосудистой системы

- В кровеносной системе различают артерии, артериолы, капилляры, венулы, вены, артериовенозные анастомозы.
- В зависимости от особенностей строения выделяют артерии трех типов:
 - эластического,
 - мышечного,
 - смешанного (мышечно-эластического).

- Стенки всех артерий и вен состоят из трех оболочек:
 - внутренней (интимы),
 - средней (медии),
 - наружной (адвентиции).

Их толщина, тканевой состав и функциональные особенности неодинаковы в сосудах разных типов.

Артерии эластического типа

– к ним относятся сосуды крупного калибра, такие как аорта и легочная артерия.

Артерии мышечно-эластического типа

– по строению и функциональным особенностям занимают промежуточное положение между сосудами мышечного и эластического типа. К ним относятся сонная и подключичная артерии.

Артерии мышечного типа.

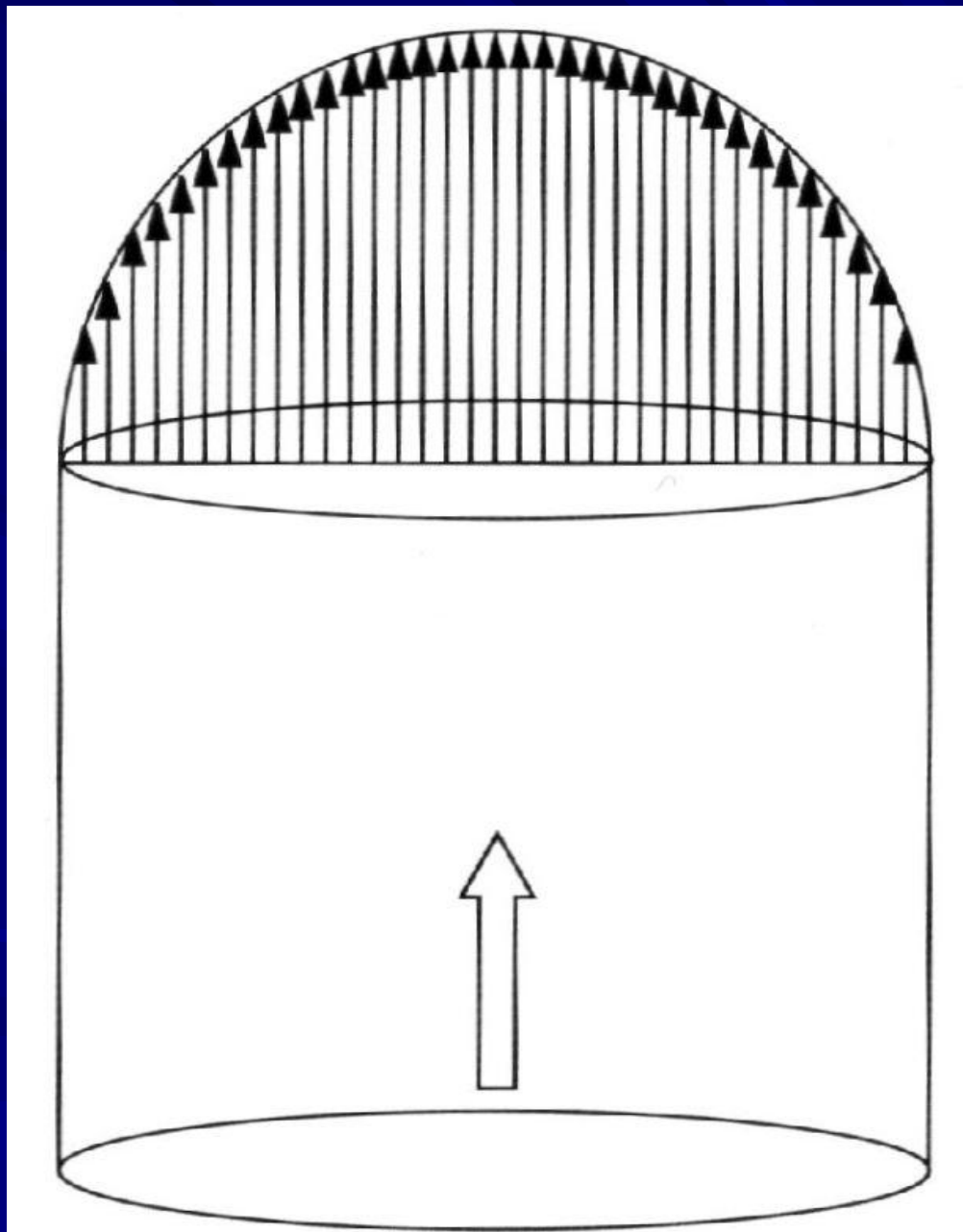
К ним относятся преимущественно сосуды среднего и мелкого калибра, т.е. большинство артерий организма (артерии туловища, конечностей, внутренних органов).

Закономерности течения крови по сосудам

- В физиологических условиях почти во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарное течение крови, характеризующееся однонаправленностью движения ее частиц параллельно продольной оси сосуда.

- **Скорости движения слоев жидкости возрастают в направлении от стенки к его центральной части, при этом суммарно формируется параболический профиль распределения скоростей с максимумом в центре сосуда.**

ЛАМИНАРНОЕ ТЕЧЕНИЕ ЖИДКОСТИ. ПРОФИЛЬ СКОРОСТИ.



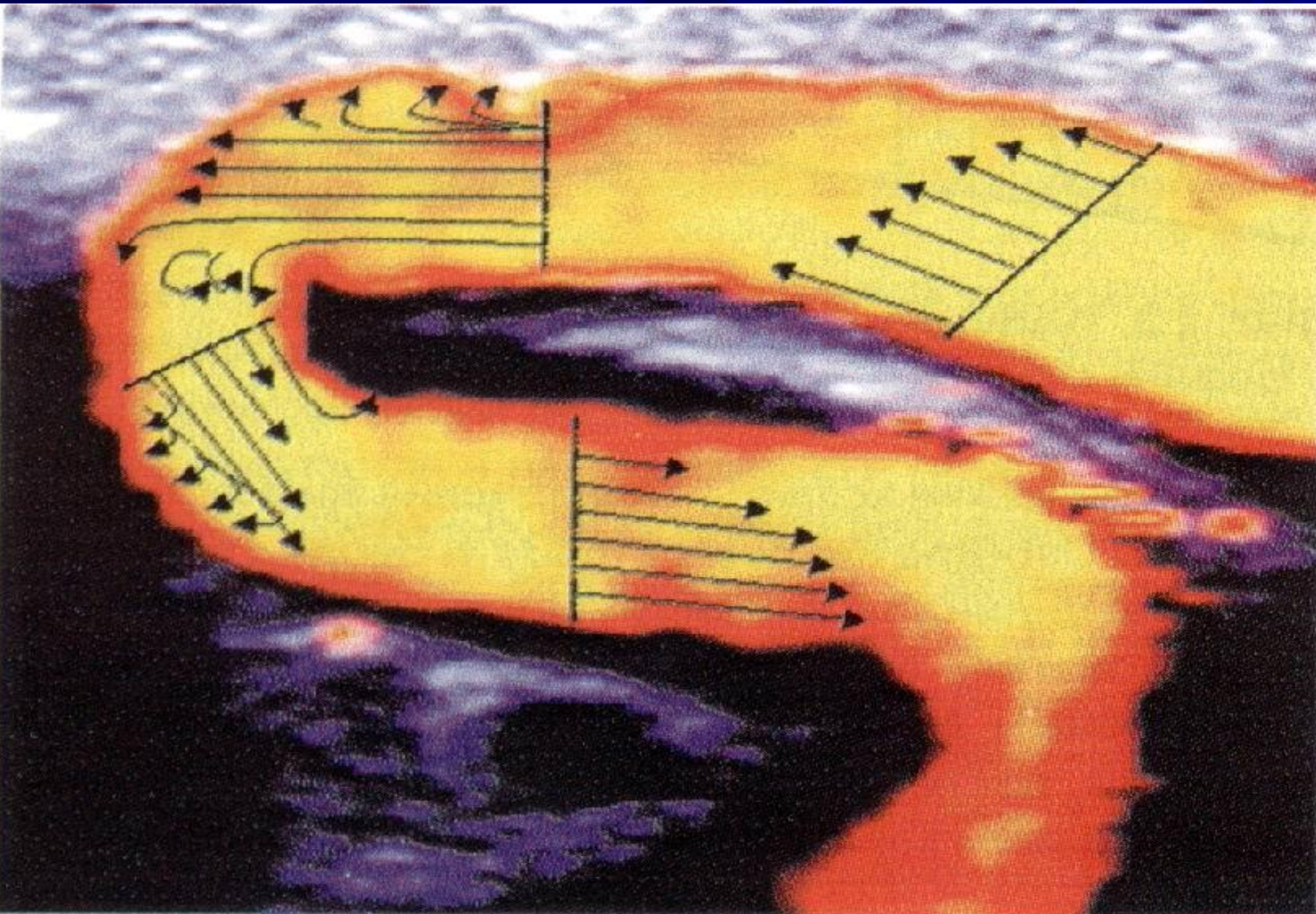
- **Чем меньше диаметр сосуда, тем ближе центральные слои к его неподвижной стенке и тем больше они тормозятся в результате вязкостного взаимодействия со стенкой. Вследствие этого в мелких сосудах средняя скорость кровотока ниже.**

- **В крупных сосудах центральные слои расположены дальше от стенок, поэтому по мере приближения к продольной оси сосуда эти слои скользят относительно друг друга со все большей скоростью. В результате средняя скорость кровотока значительно возрастает.**

- При определенных условиях ламинарное течение превращается в турбулентное. Для турбулентного течения характерно наличие завихрений, в которых частички жидкости перемещаются не только параллельно оси сосуда, но и перпендикулярно ей, нарушая однонаправленность движения потока.

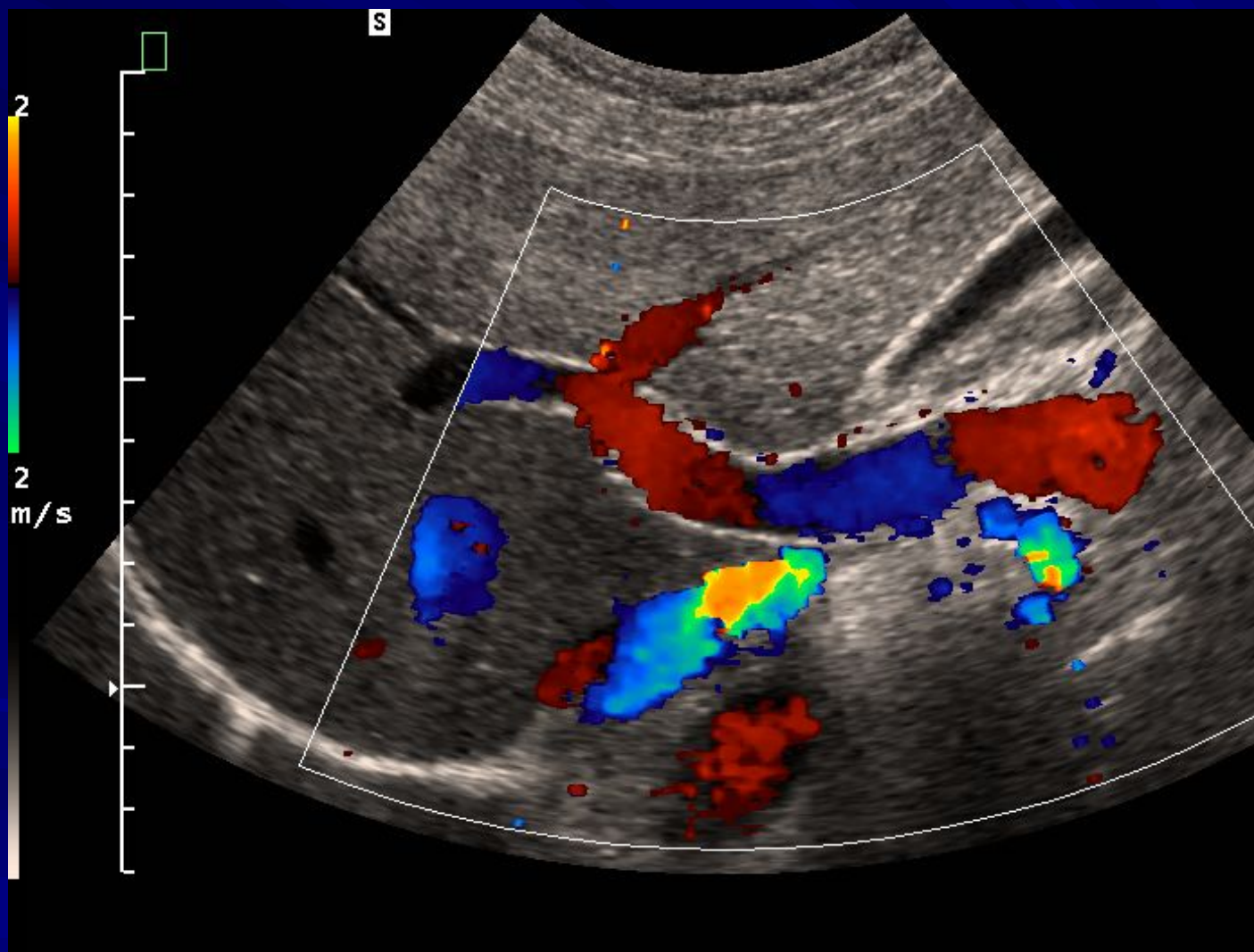
- **Турбулентное движение потока крови может наблюдаться как в физиологических условиях (в местах естественных делений артерий, физиологических изгибов, в сердце, восходящей аорте) так и при патологии (в местах стенозов, патологических деформаций).**

ТРАЕКТОРИЯ ДВИЖЕНИЯ ЧАСТИЦ КРОВИ В ОБЛАСТИ ИЗГИБА

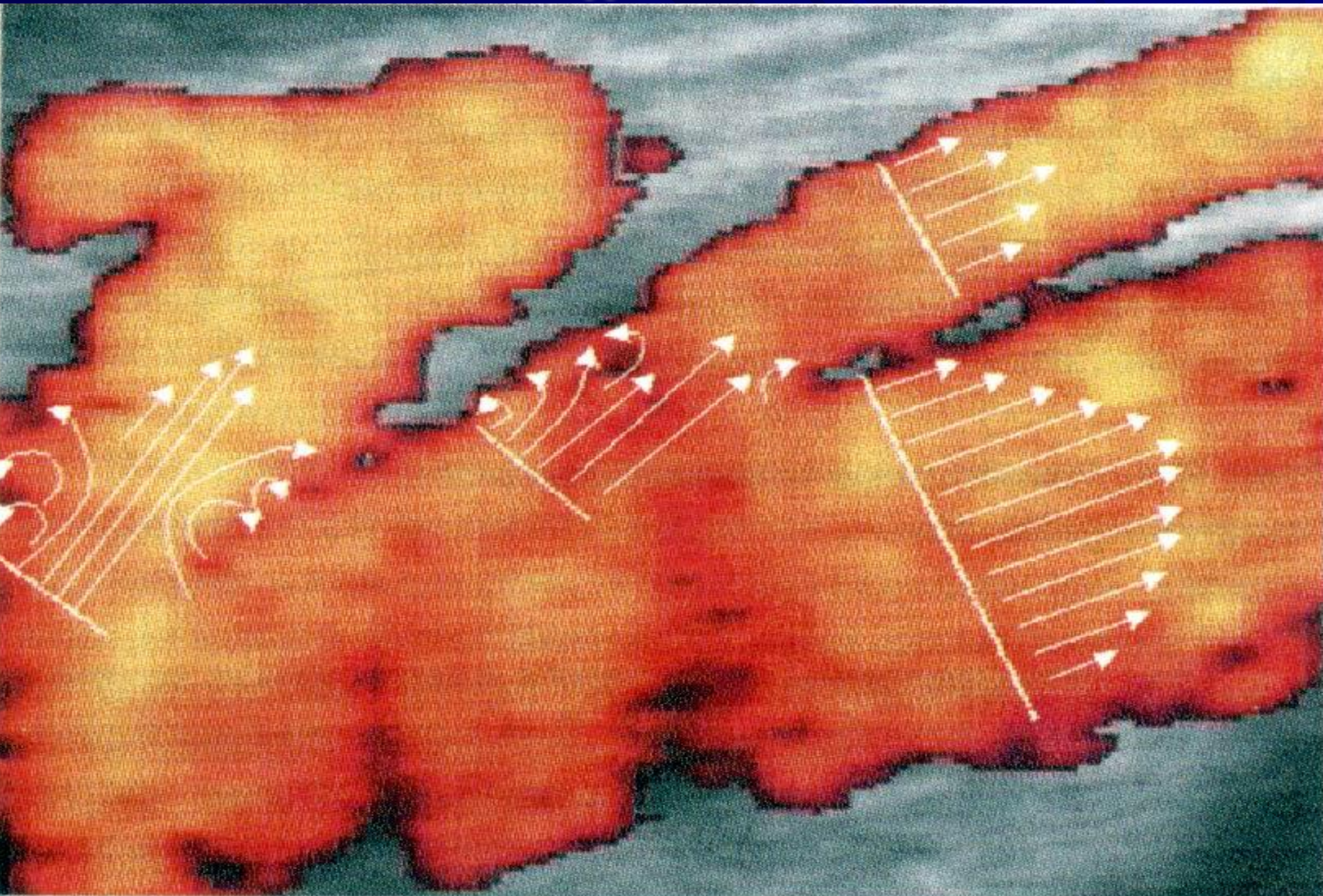


ВОРОТНАЯ ВЕНА

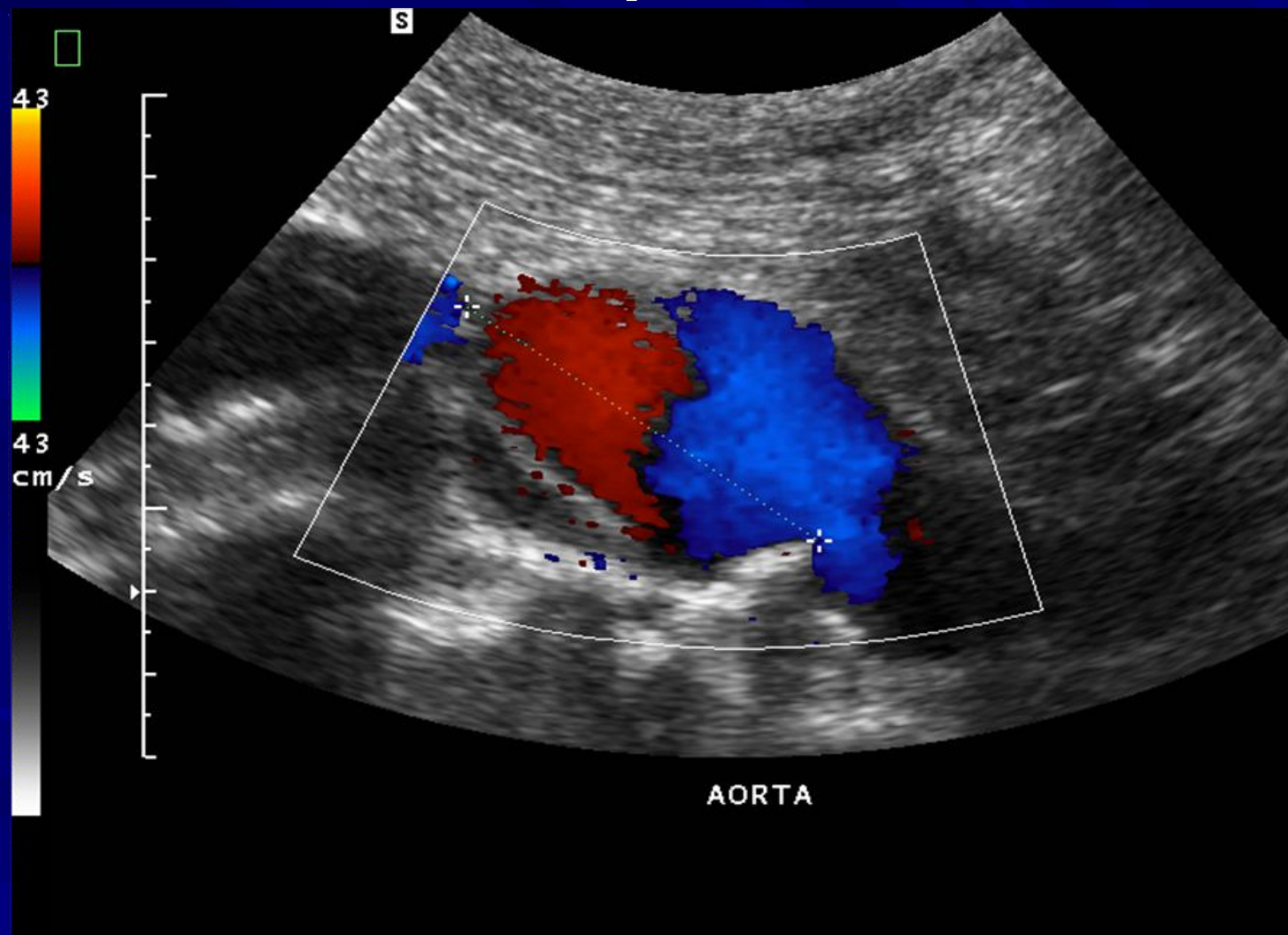
РЕЖИМ ЦДК



ТРАЕКТОРИЯ ДВИЖЕНИЯ ЧАСТИЦ КРОВИ В ОБЛАСТИ ДЕЛЕНИЯ АРТЕРИИ



Турбулентный кровоток в аневризме аорты

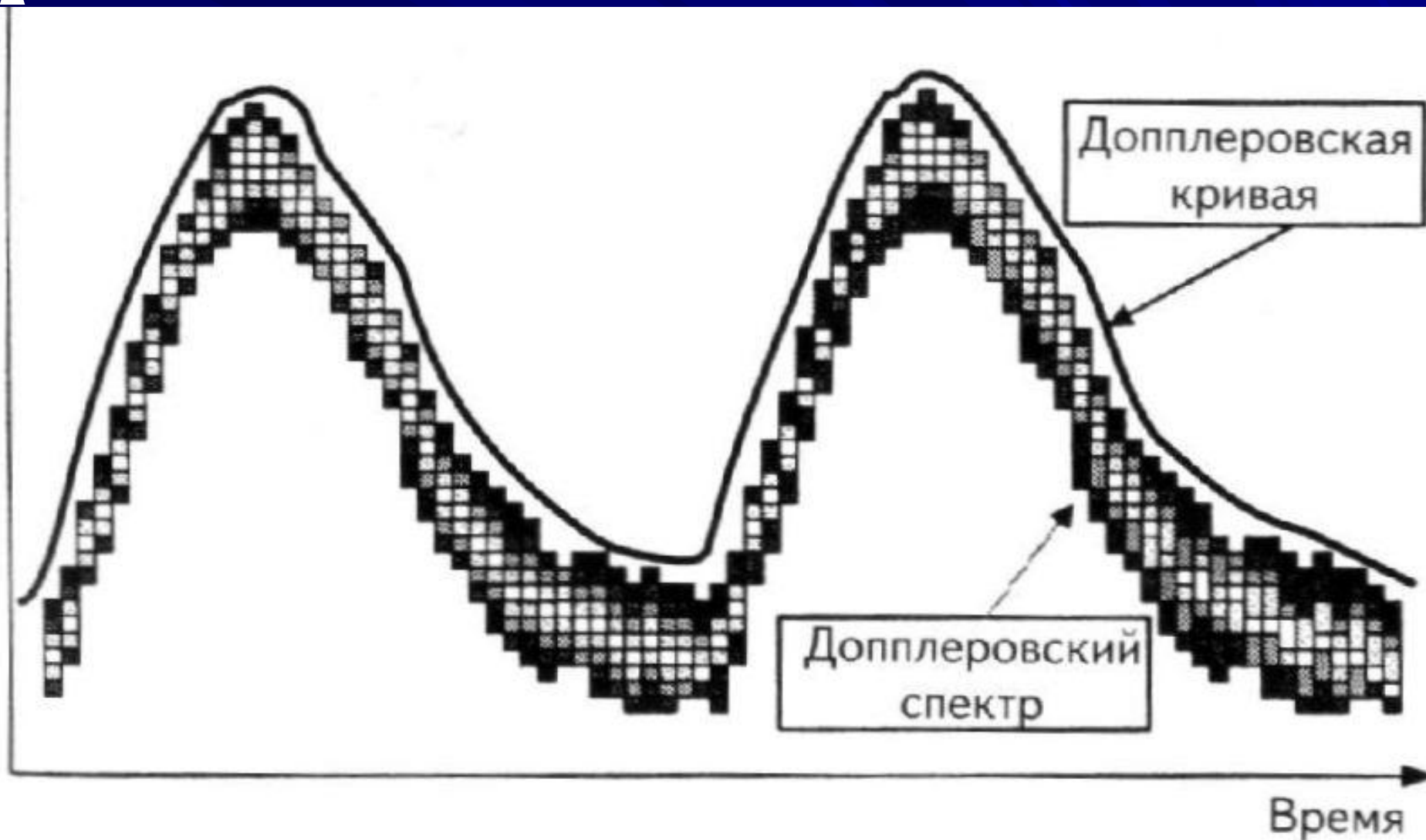


- **Основным способом отображения доплеровского сигнала является доплеровский спектр, получаемый как результат выделения интенсивности колебаний в зависимости от их частоты. Одна спектральная линия несет информацию о диапазоне частот доплеровского сдвига в конкретной точке пространства в определенный момент времени, что характеризует направление и скорости движения элементов крови.**

**Огибающая доплеровского спектра
называется доплеровской кривой.**

ДОППЛЕРОВСКИЙ СПЕКТР И ДОППЛЕРОВСКАЯ КРИВАЯ

▲ Скорость



Закономерности распространения пульсовой волны.

- Распространяющуюся по аорте и артериям волну повышенного давления, вызванную выбросом крови из левого желудочка в период систолы, называют пульсовой волной.

Все артерии, формирующие сосудистую систему человека, по форме пульсовой волны делятся на две группы:

- с низким периферическим сопротивлением (центрального типа);**
- с высоким периферическим сопротивлением (периферического типа).**

К артериям с низким периферическим сопротивлением относятся:

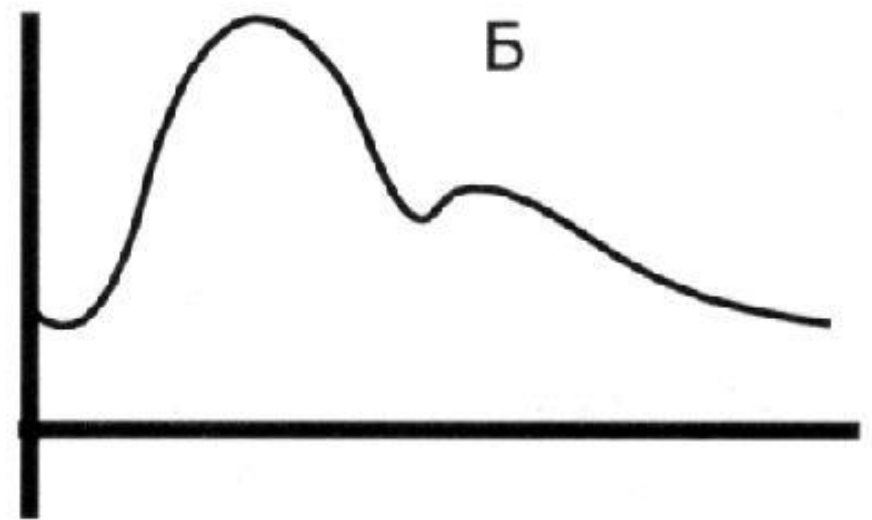
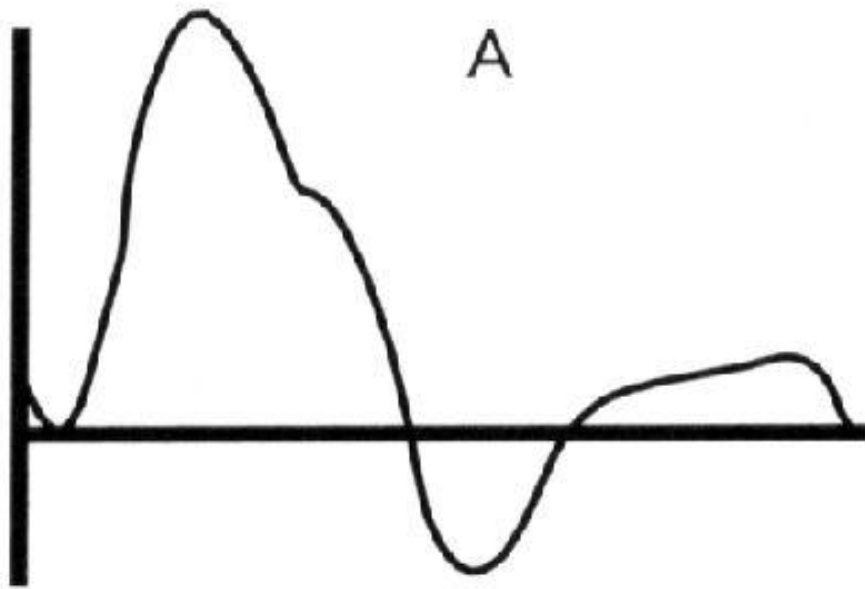
- **сонные и позвоночные артерии, почечные,**
- **артерии, кровоснабжающие паренхиматозные органы и мочеполовую систему.**

Артерии с высоким периферическим сопротивлением формируют:

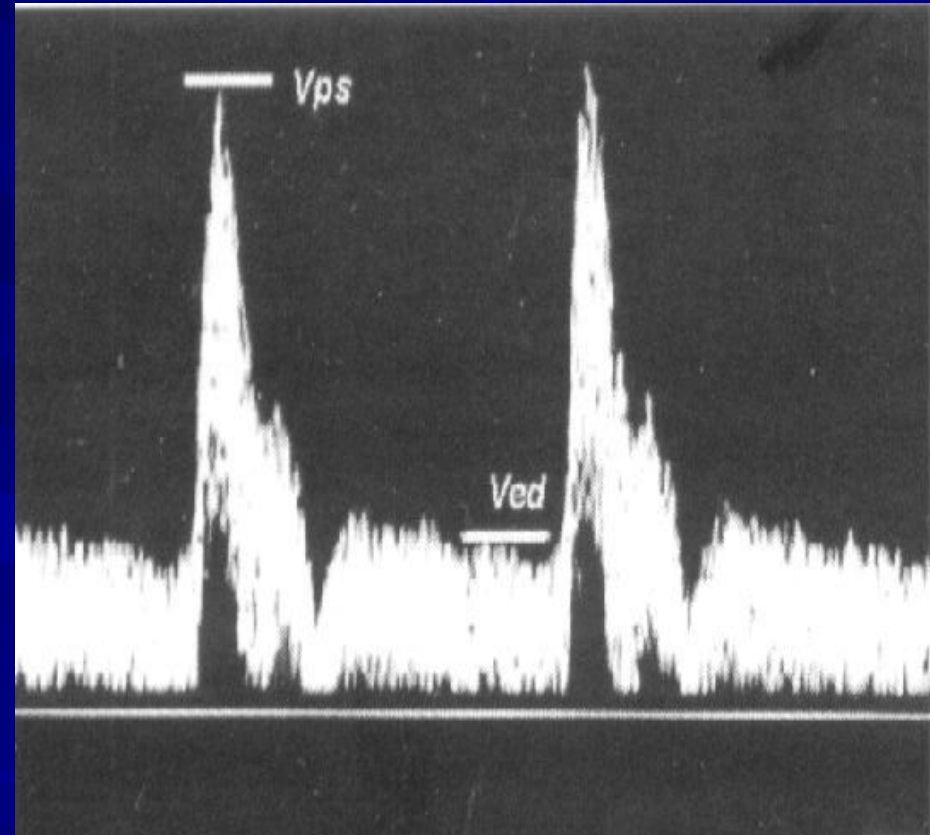
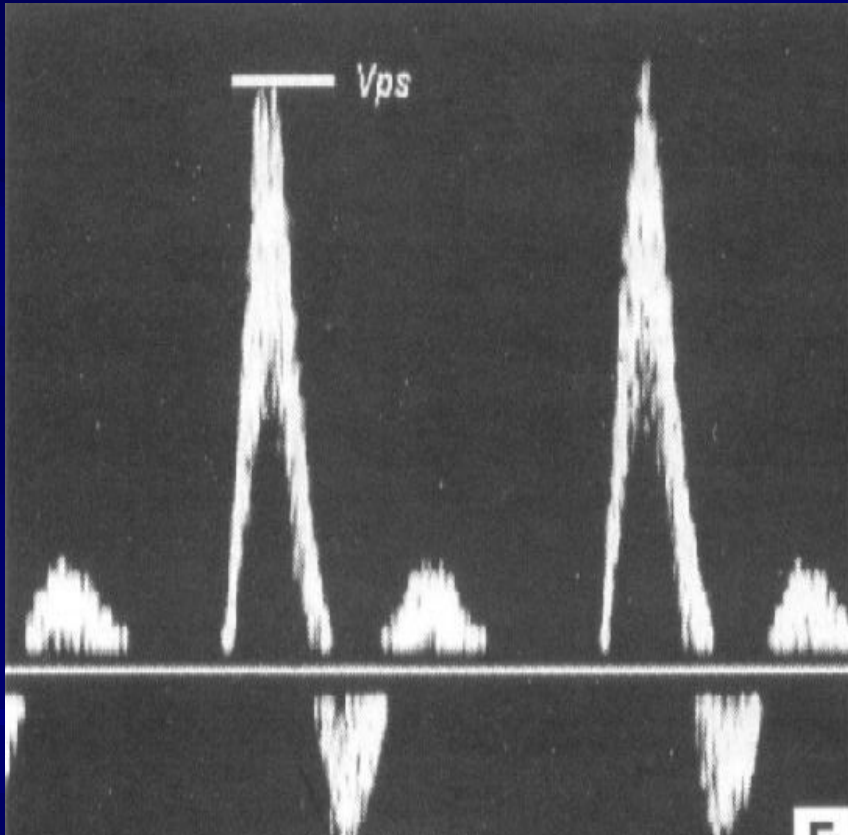
- **артерии, кровоснабжающие конечности, а также аорта и брыжеечная артерия (в состоянии покоя). Пульсовая волна при распространении по этим сосудам имеет различную форму.**

В артериях с низким периферическим сопротивлением все пики располагаются выше нулевой линии, в артериях с высоким периферическим сопротивлением в фазу ранней диастолы выявляется волна ретроградного кровотока. Первый пик (систолический зубец), выявляемый на кривой пульсовой волны, соответствует максимальному возрастанию скорости кровотока в период изгнания.

ПУЛЬСОВАЯ ВОЛНА В АРТЕРИЯХ С ВЫСОКИМ (А) И НИЗКИМ (Б) ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ



Форма пульсовой волны



- **Появление первого углубления (инцизуры - катакротический зубец) на кривой соответствует началу периода расслабления.**

- **Вторая инцизура (дикротический зубец) отражает период закрытия створок аортального клапана, наблюдаемый при этом ретроградный ток крови на кривой пульсовой волны в сосудах с высоким периферическим сопротивлением характеризует фазу ранней диастолы.**

- В дальнейшем в этих артериях в норме выявляется положительная волна конечного диастолического возврата, заканчивающаяся перед началом следующего периода изгнания. В артериях с низким периферическим сопротивлением диастолическая фаза отражается наклонной линией на кривой пульсовой волны, находящейся над нулевой линией.

- **Величина диастолической составляющей в артериях с низким периферическим сопротивлением определяется активностью функционирования органа, кровоснабжаемого данной артерией, чем выше функциональная активность, тем выше диастолическая составляющая.**

Оценка количественных параметров в В-режиме

- 1. Измерение внутрипросветного диаметра сосуда;**
- 2. Измерение толщины комплекса интима-медиа;**
- 3. Измерение площади поперечного сечения сосуда;**
- 4. Измерение степени сужения просвета сосуда относительно его диаметра и площади поперечного сечения.**

- Внутрисосудистый диаметр сосуда может быть измерен при продольном сканировании. К снижению ошибки измерения приводит ориентация плоскости сканирования максимально перпендикулярно продольной оси исследуемого сосуда.

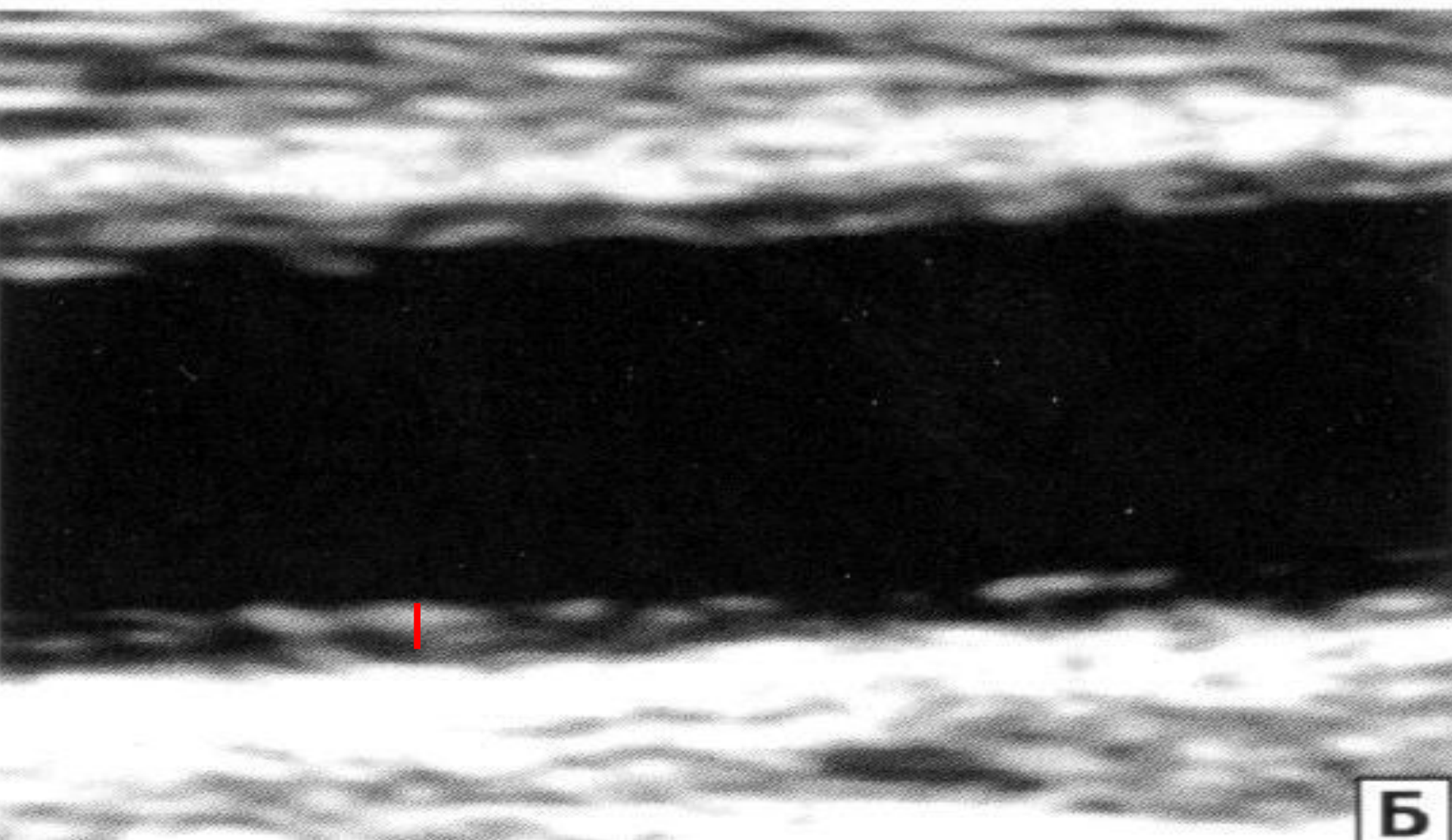
- Внутрисосудистый диаметр измеряется между внутренними границами комплекса интима-медиа (от интимы до интимы). Правомочно также измерение трансдвентрикулярных диаметров (между внутренними границами адвентиции).

ВНУТРИПРОСВЕТНЫЙ ДИАМЕТР СОСУДА



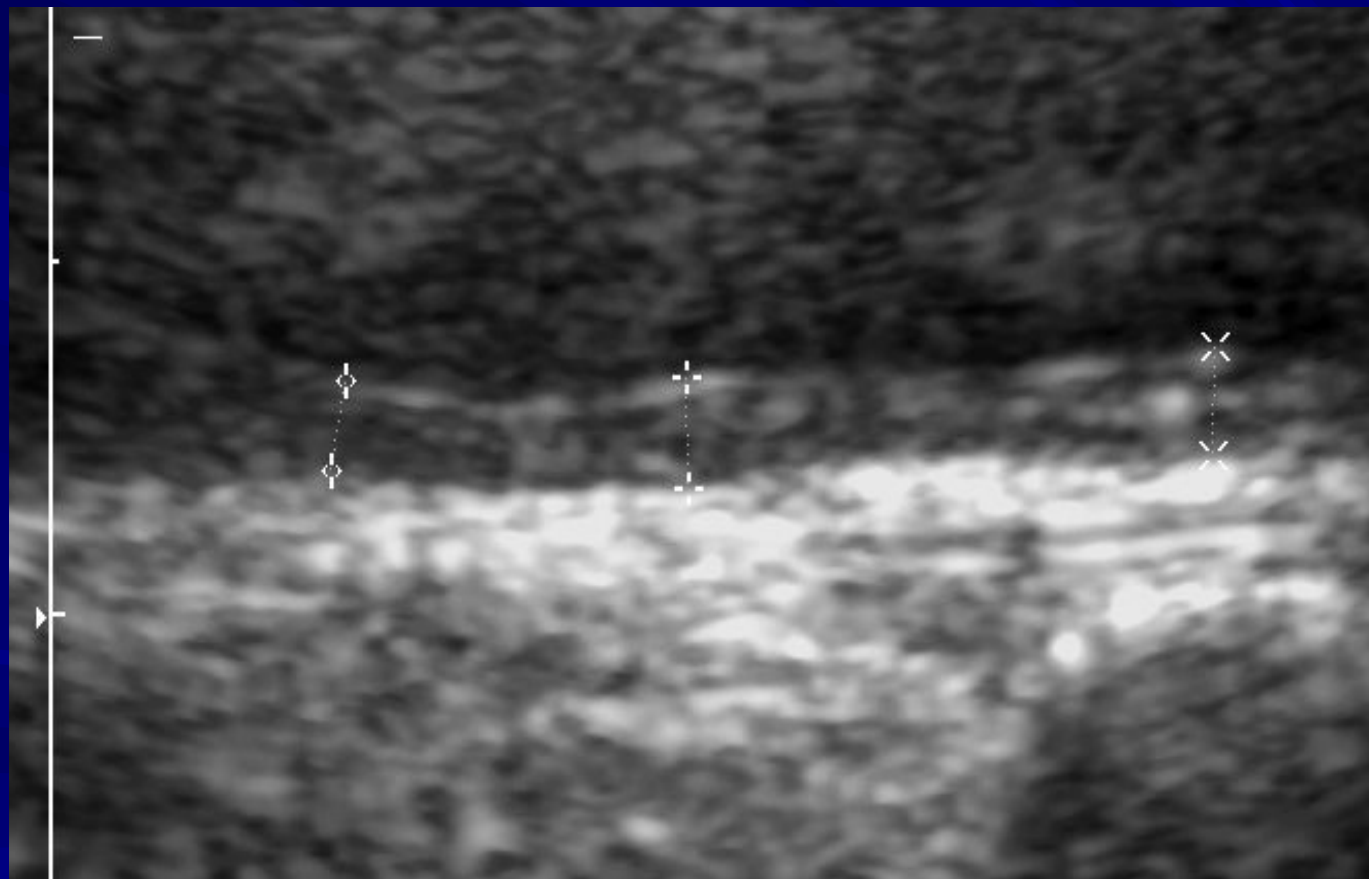
- Измерение толщины комплекса интима-медиа артерий проводится в зонах стандартизированной оценки: по задней стенке общей сонной и общей бедренной артерий, в дистальном одном сантиметре. Проведение количественной оценки толщины комплекса интима-медиа в других отделах артериального русла методически возможно, но диагностически нецелесообразно вследствие отсутствия нормативных величин.

АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКИ ИЗМЕНЕННЫЙ КОМПЛЕКС ИНИМА-МЕДИА МАГИСТРАЛЬНЫХ АРТЕРИЙ



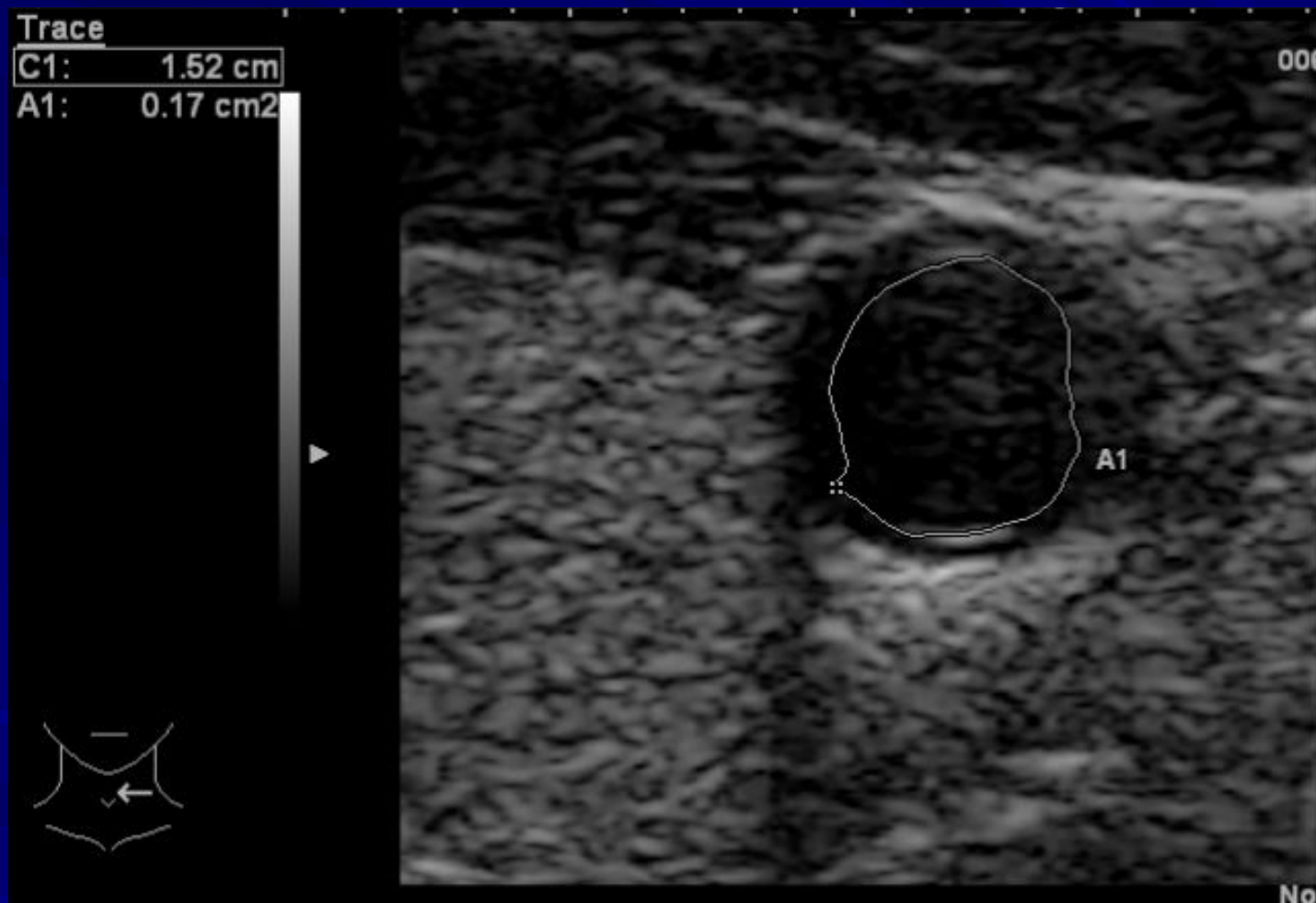
ДИФФУЗНОЕ РАВНОМЕРНОЕ УТОЛЩЕНИЕ КОМПЛЕКСА ИНИМА-МЕДИА
С СОХРАННОЙ ДИФФЕРЕНЦИРОВКОЙ НА СЛОИ

АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКИ ИЗМЕНЕННЫЙ КОМПЛЕКС ИНИМА-МЕДИА МАГИСТРАЛЬНЫХ АРТЕРИЙ



- Измерение площади поперечного сечения сосуда производят по внутреннему контуру комплекса интима-медиа при строго поперечном сканировании.

Измерение площади поперечного сечения

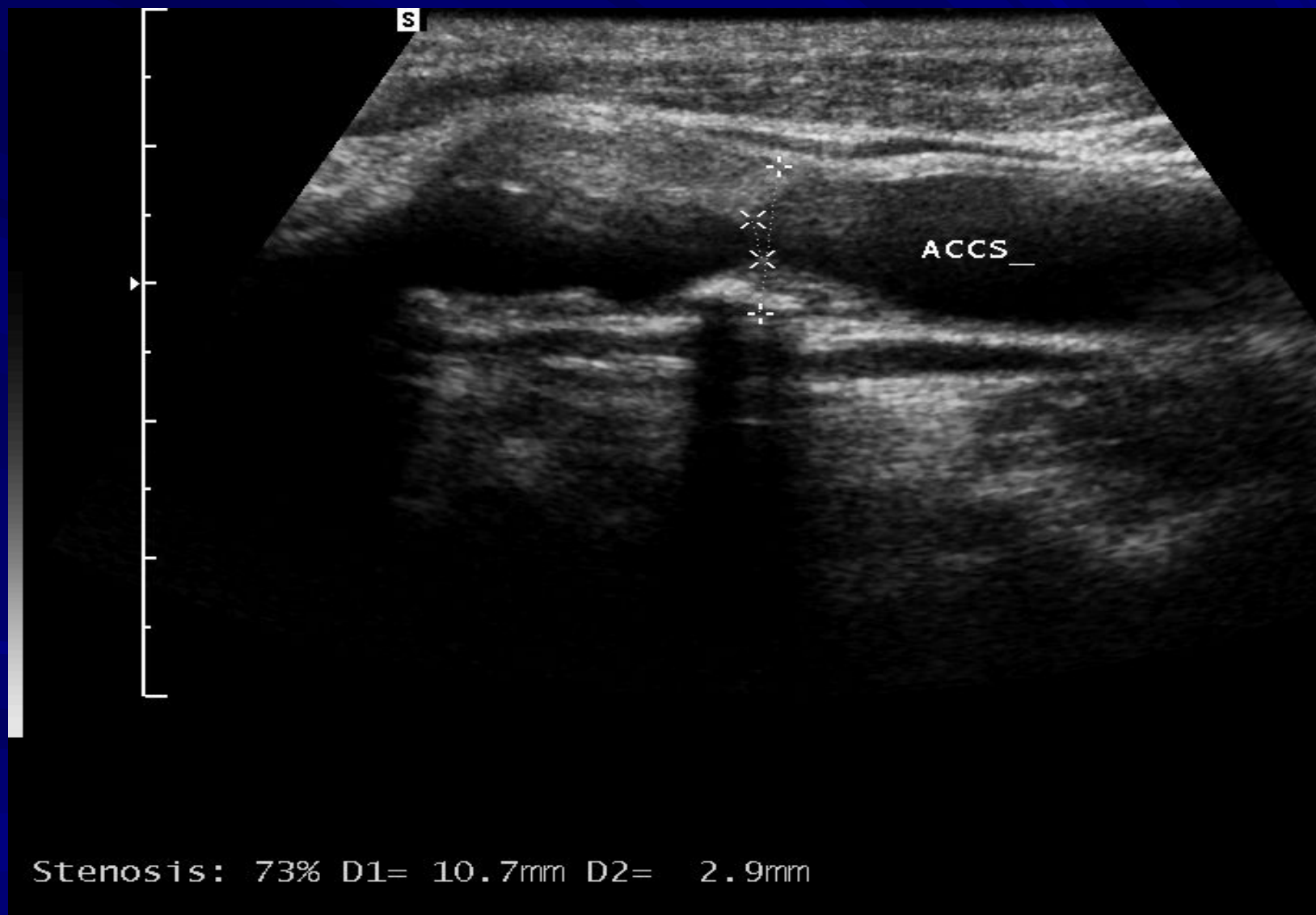


Для оценки степени сужения просвета сосуда при исследовании в В-режиме существует 2 способа:

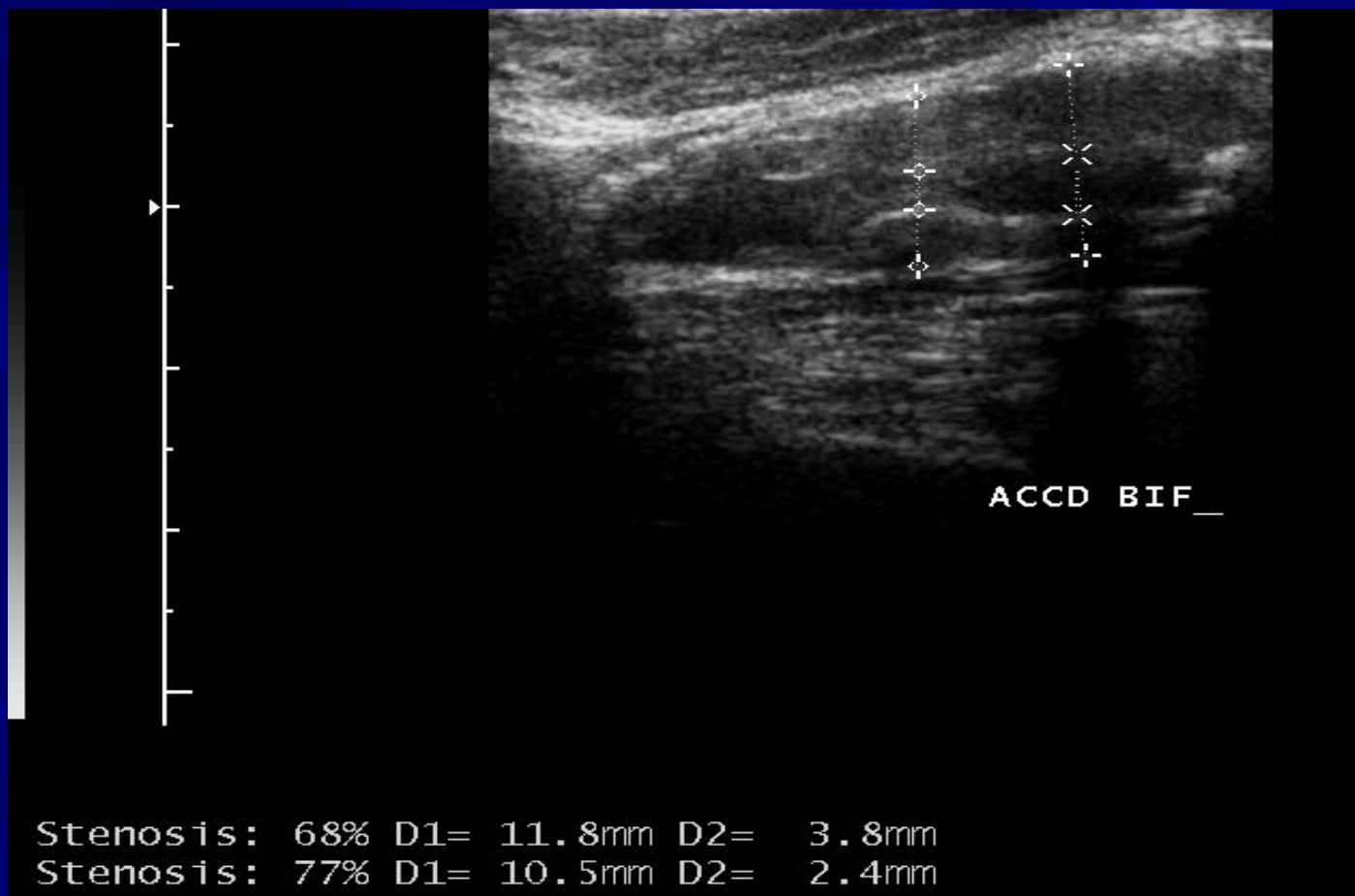
- относительно диаметра сосуда (1-й способ);
- относительно площади поперечного сечения сосуда (2-й способ).

- При применении первого способа проводится сканирование сосуда в продольной плоскости. За диаметр сравнения принимают максимальный внутрипросветный диаметр сосуда (D_1), затем оценивают диаметр сосуда в месте максимального сужения (D_2). Степень стеноза в % характеризует соотношение разности первого и второго диаметров и первого диаметра умноженное на 100 %.

ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ДИАМЕТРА)



ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ДИАМЕТРА)

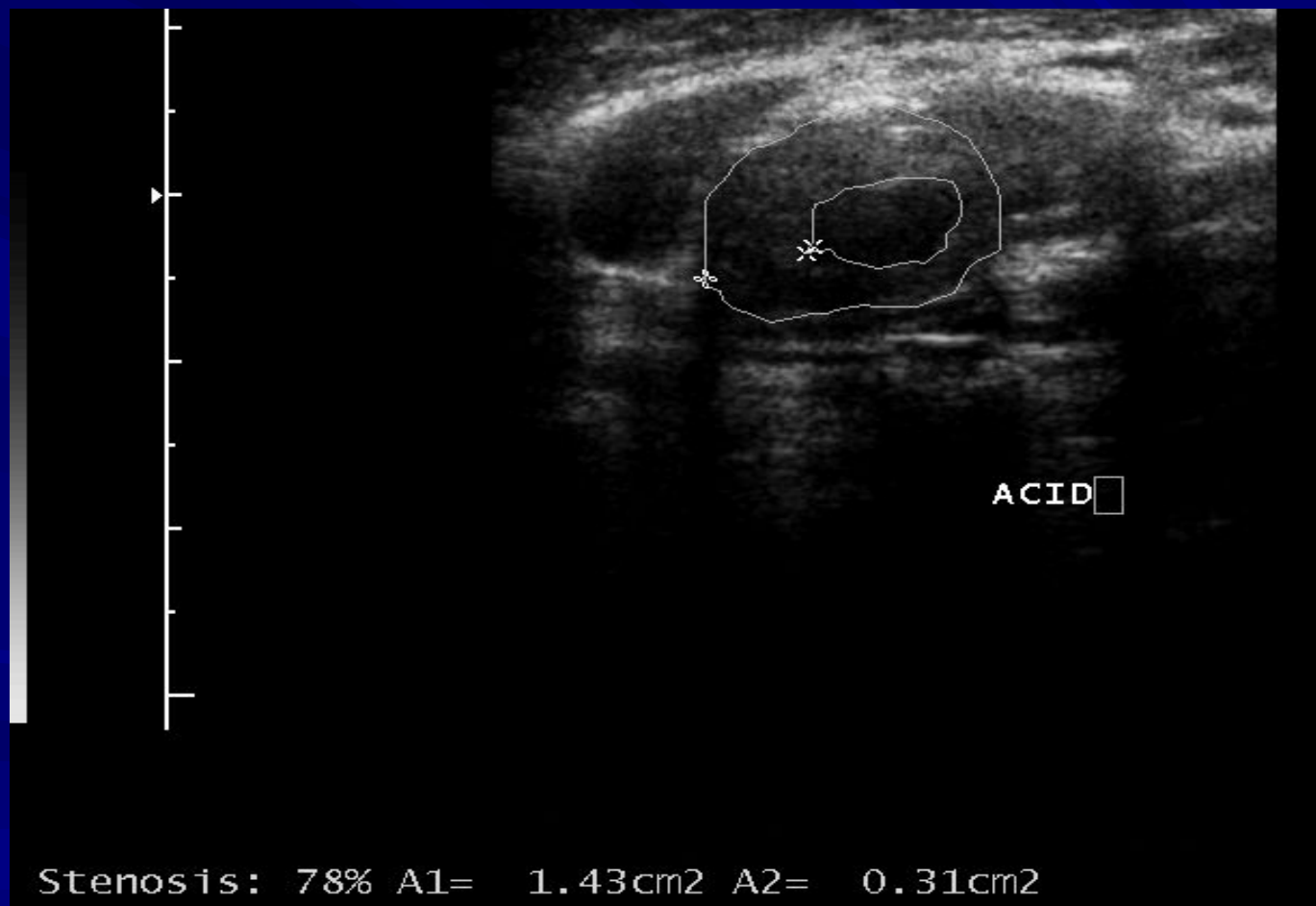


- При применении второго способа проводится сканирование сосуда в поперечной плоскости. Оценивается максимальная площадь сосуда (A1) и площадь сосуда в области наибольшей выраженности сужения (A2). Для получения степени стеноза в % вычисляется соотношение разности первой и второй площади к величине первой площади, умноженное на 100%.

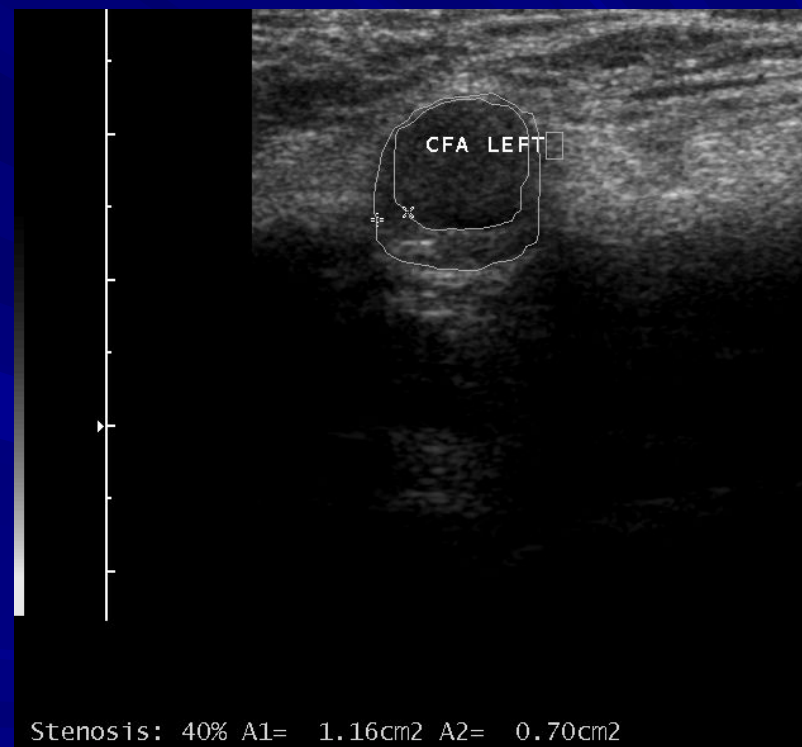
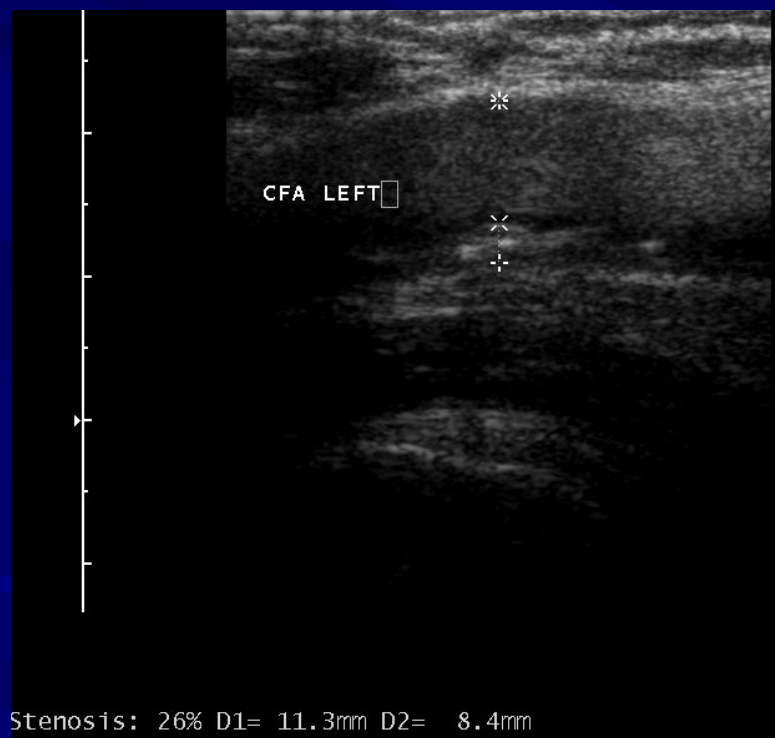
ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ПЛОЩАДИ ПОПЕРЕЧНОГО СЕЧЕНИЯ)



ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ПЛОЩАДИ ПОПЕРЕЧНОГО СЕЧЕНИЯ)



ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА

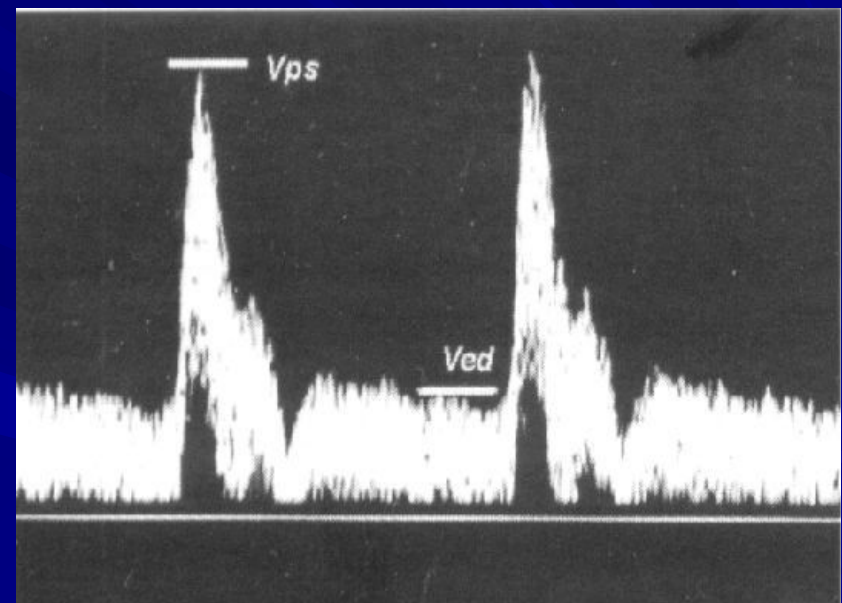
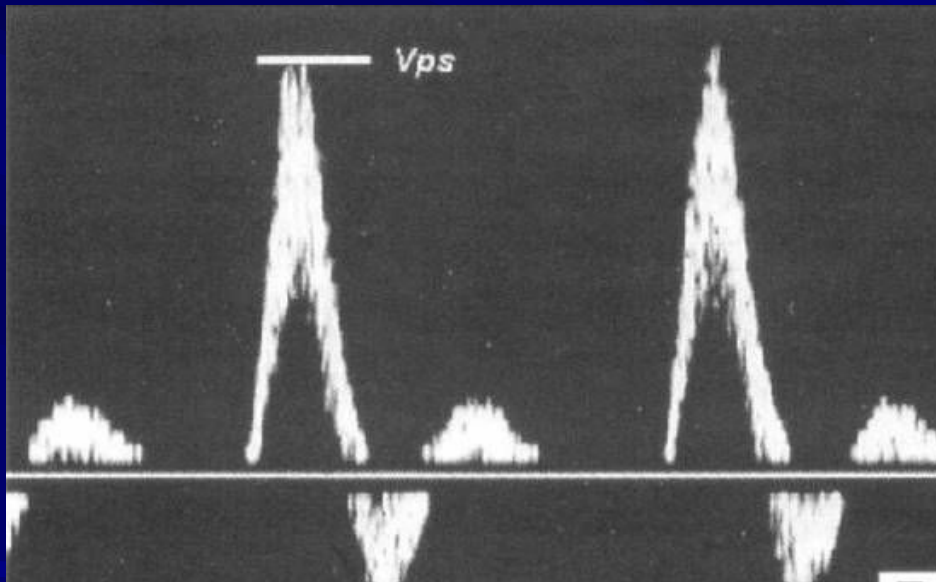


КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ ИЗМЕРЕНИЯ В СПЕКТРАЛЬНОМ РЕЖИМЕ:

- 1. Пиковая систолическая скорость кровотока (V_{ps})
- 2. Максимальная конечная диастолическая скорость кровотока (V_{ed});
- 3. Диастолическая скорость кровотока (V_d);
- 4. Усредненная по времени максимальная скорость кровотока (TAMX);
- 5. Усредненная по времени средняя скорость кровотока (TAV);
- 6. Индекс резистентности (Poarcelot), (RI);
- 7. Индекс пульсации (Gosling),(PI);

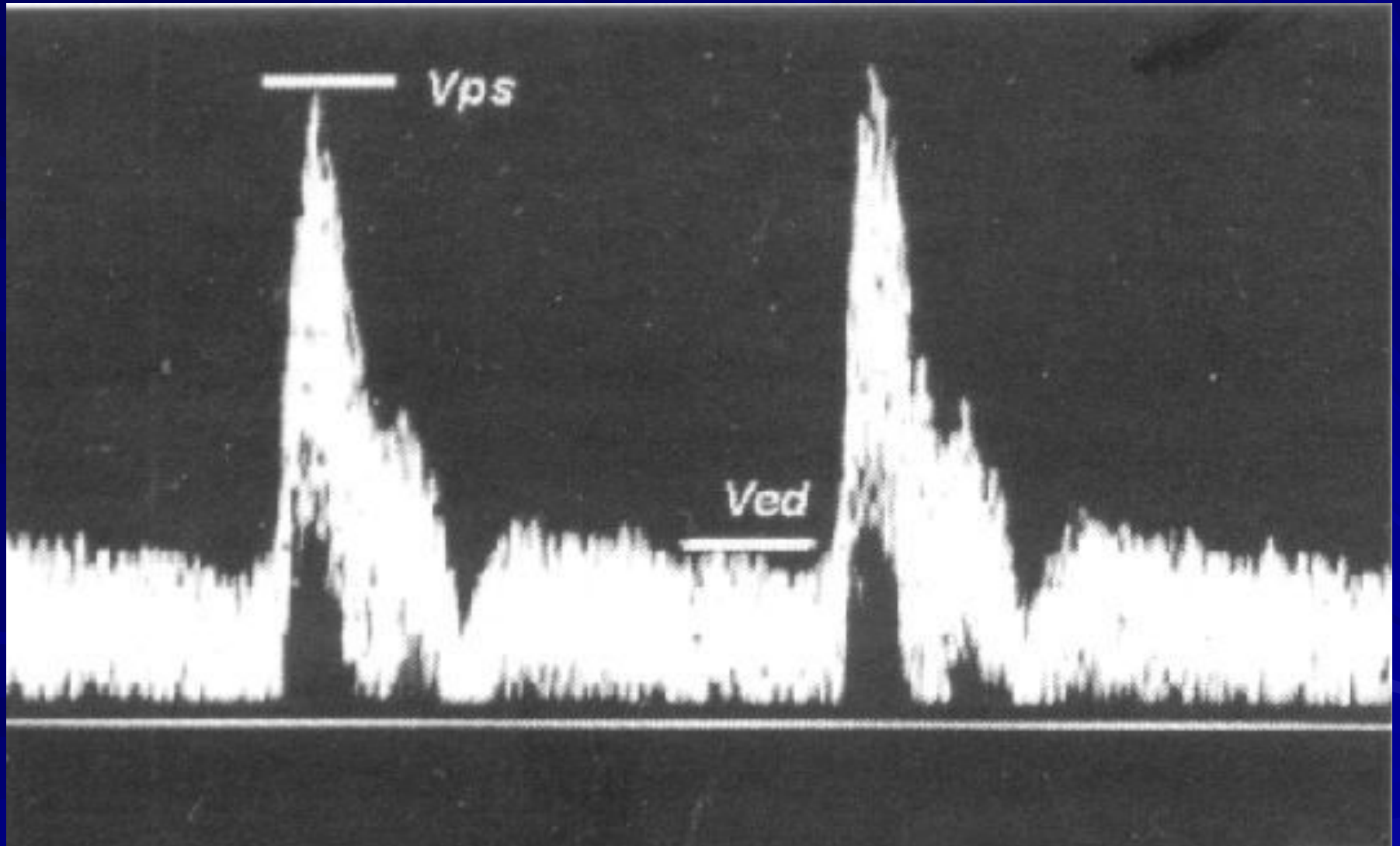
- 8. Индекс спектрального расширения (SBI);
- 9. Систолю-диастолическое соотношение (S/D);
- 10. Время ускорения (AT);
- 11. Индекс ускорения (AI);
- 12. Объемная скорость кровотока.

Пиковая систолическая скорость кровотока характеризует амплитуду систолического пика.



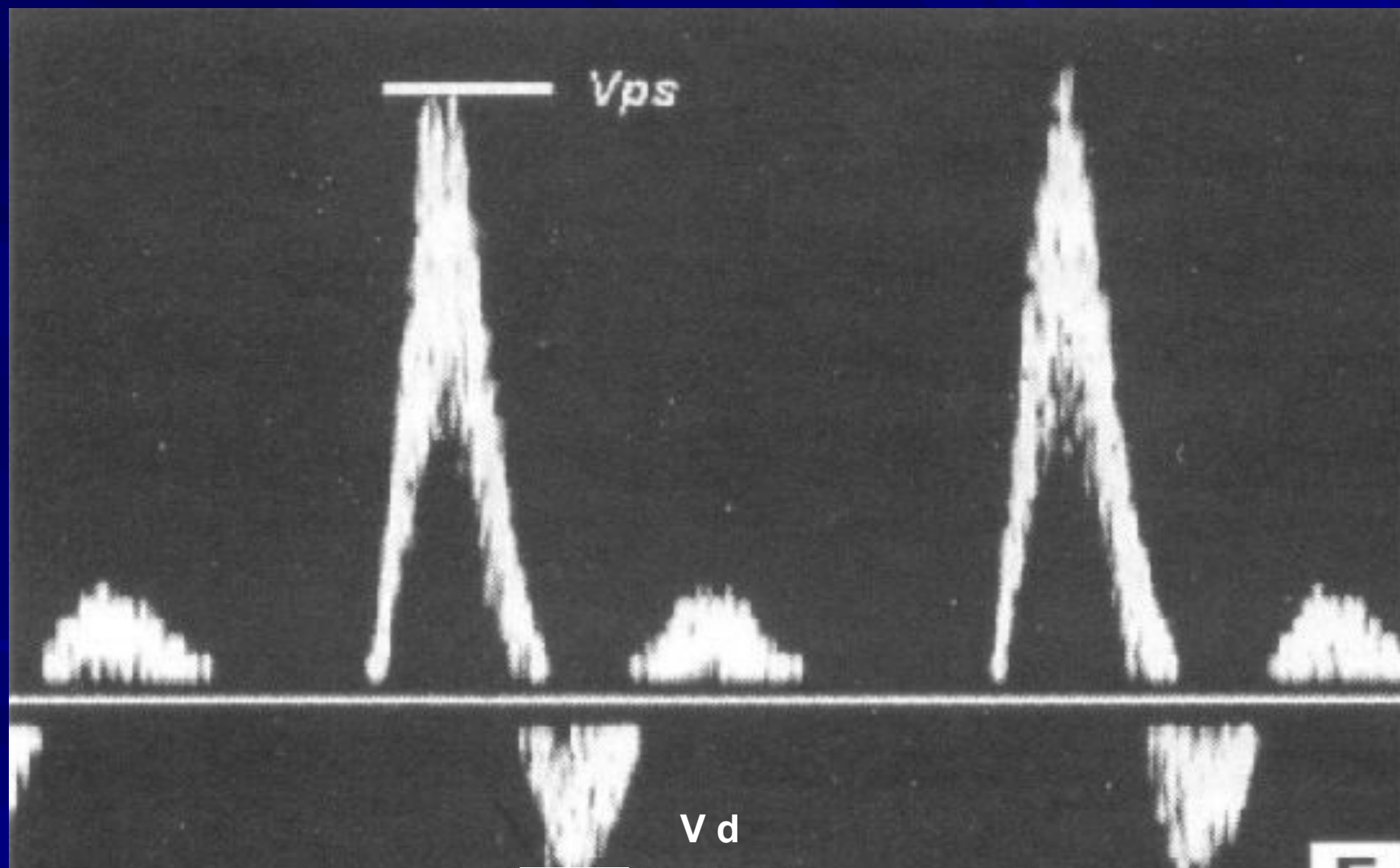
- **Максимальная конечная диастолическая скорость**-максимальная величина скорости кровотока в конце диастолы.

ИЗМЕРЕНИЯ ПИКОВОЙ СИСТОЛИЧЕСКОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ ДИАСТОЛИЧЕСКОЙ СКОРОСТЕЙ ДЛЯ АРТЕРИЙ С НИЗКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ



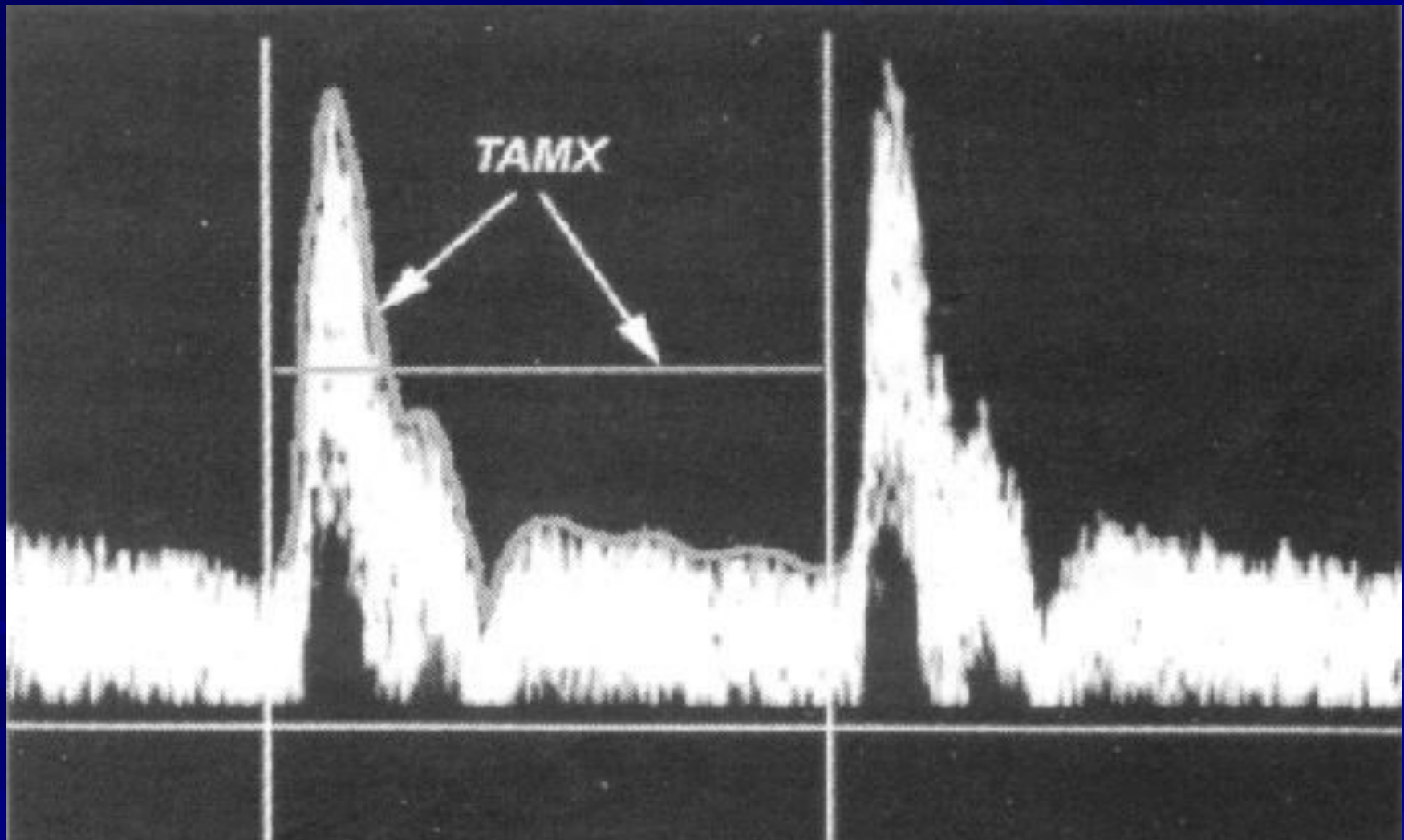
- **Диастолическая скорость кровотока** характеризует амплитуду отрицательного компонента в артериях с высоким периферическим сопротивлением.

ИЗМЕРЕНИЯ ПИКОВОЙ СИСТОЛИЧЕСКОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ ДИАСТОЛИЧЕСКОЙ СКОРОСТЕЙ ДЛЯ АРТЕРИЙ С ВЫСОКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ

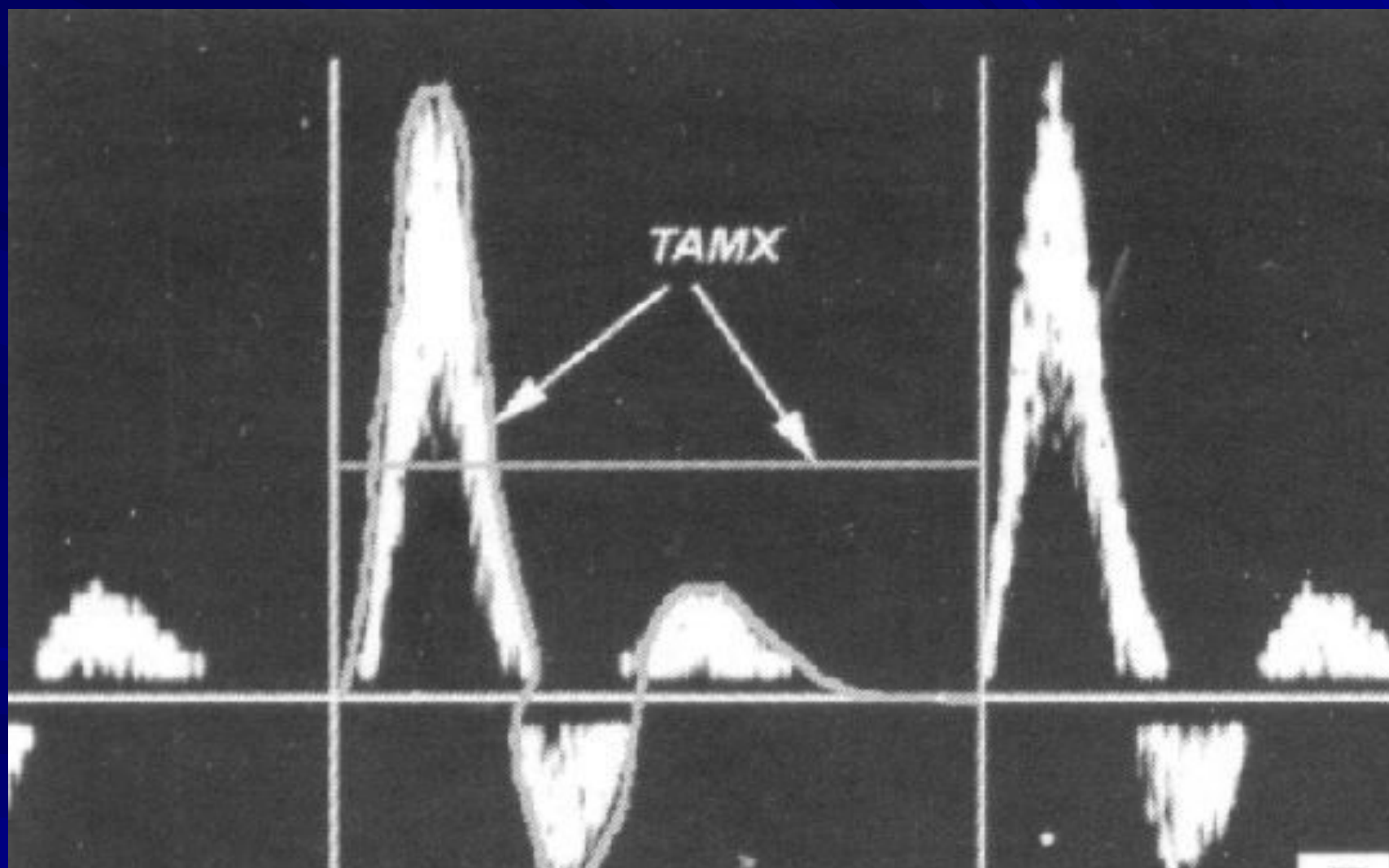


**Усредненная по времени
максимальная скорость кровотока-
результат усреднения скоростных
составляющих огибающей
доплеровского спектра за один или
несколько сердечных циклов.**

ИЗМЕРЕНИЕ УСРЕДНЕННОЙ ПО ВРЕМЕНИ МАКСИМАЛЬНОЙ СКОРОСТИ ДЛЯ АРТЕРИЙ С НИЗКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ

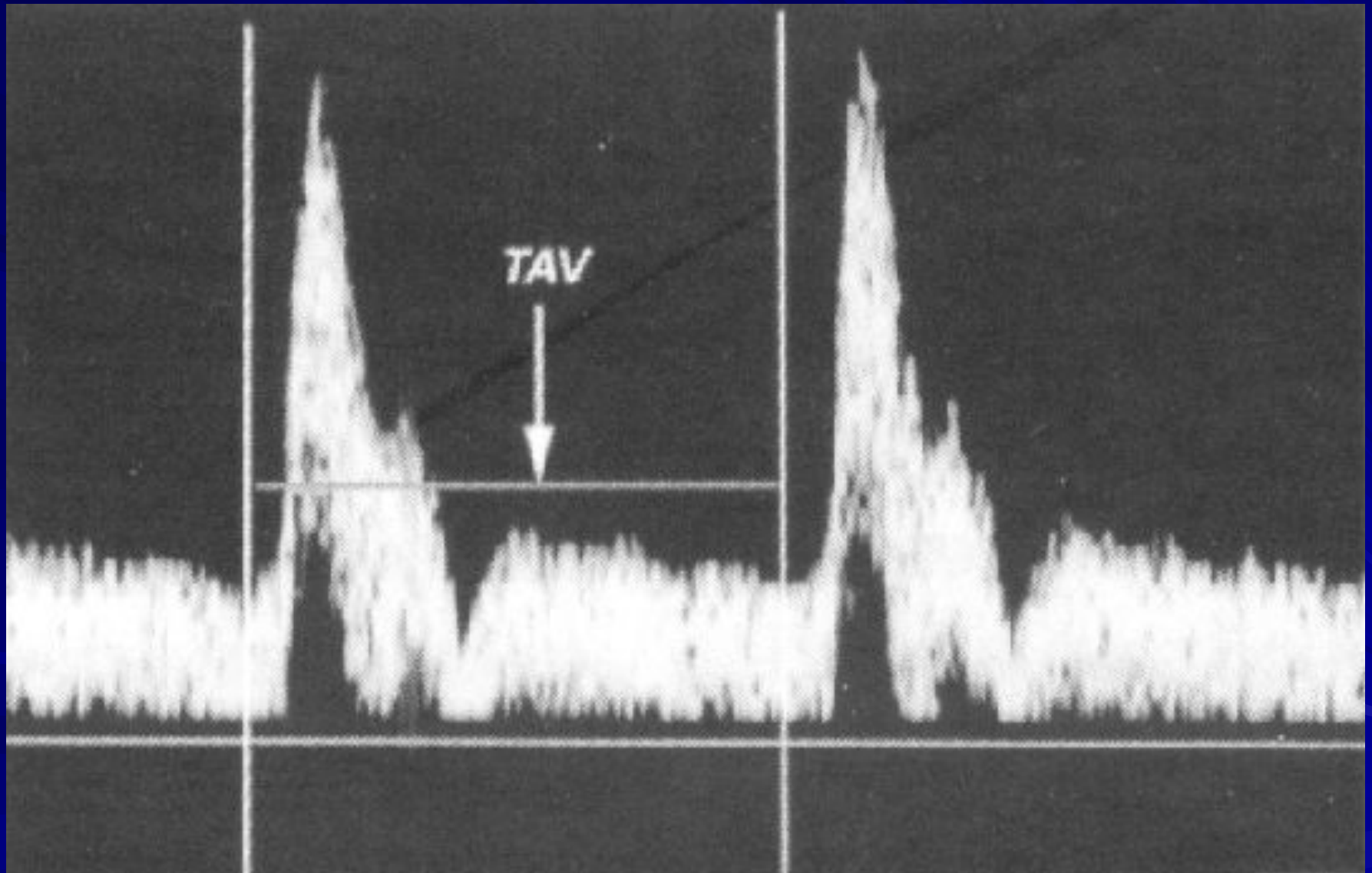


ИЗМЕРЕНИЕ УСРЕДНЕННОЙ ПО ВРЕМЕНИ МАКСИМАЛЬНОЙ СКОРОСТИ ДЛЯ АРТЕРИЙ С ВЫСОКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ

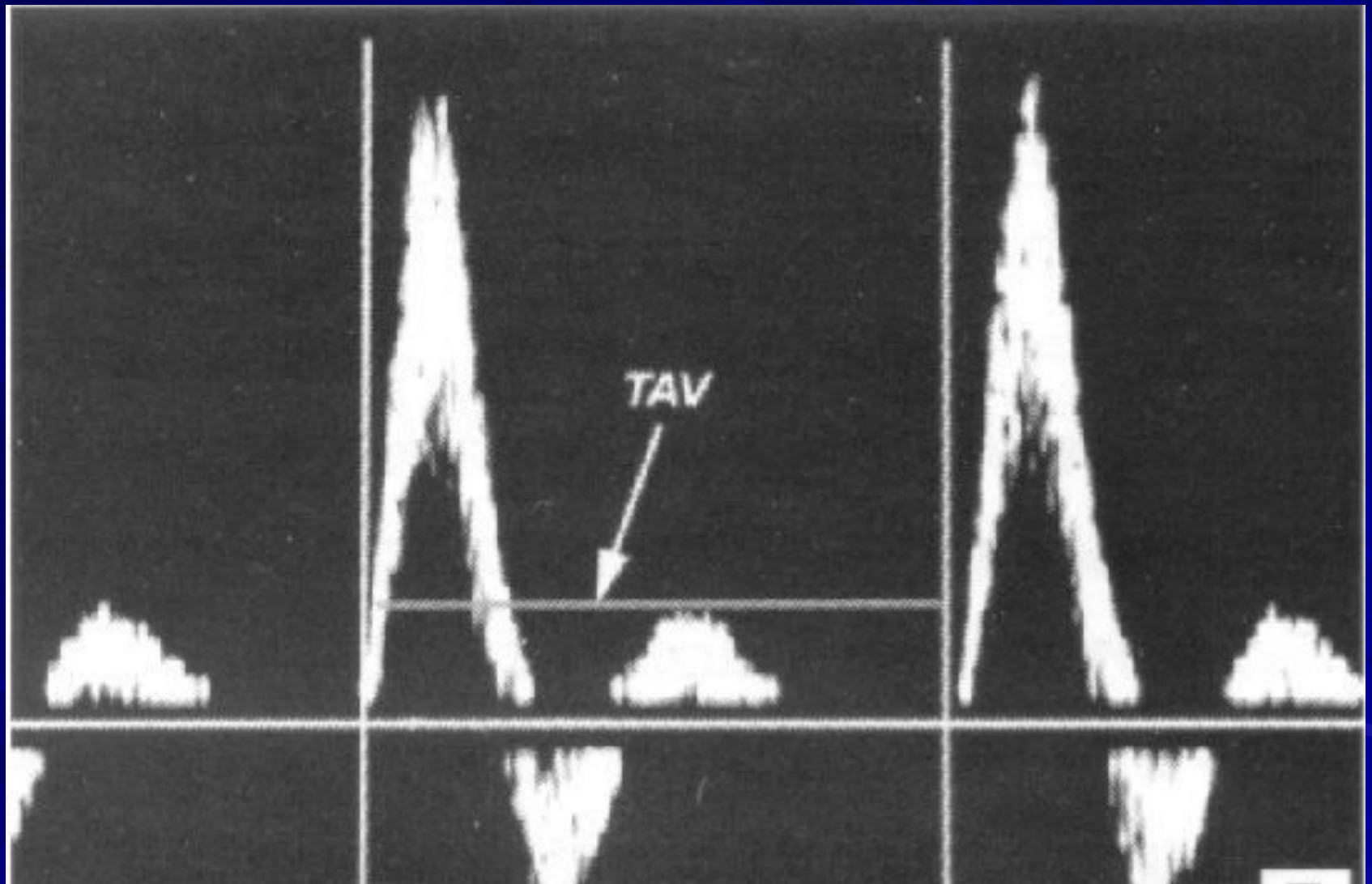


- **Усредненная по времени средняя скорость кровотока** – результат усреднения всех составляющих доплеровского спектра за один или несколько сердечных сокращений.

ИЗМЕРЕНИЕ УСРЕДНЕННОЙ ПО ВРЕМЕНИ СРЕДНЕЙ СКОРОСТИ ДЛЯ АРТЕРИЙ С НИЗКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ



ИЗМЕРЕНИЕ УСРЕДНЕННОЙ ПО ВРЕМЕНИ СРЕДНЕЙ СКОРОСТИ ДЛЯ АРТЕРИЙ С ВЫСОКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ



ИНДЕКС РЕЗИСТЕНТНОСТИ

(для артерий с низким периферическим сопротивлением)

Индекс резистентности (Pourcelot, RI –resistive index) отношение разности пиковой систолической и максимальной конечной диастолической скоростей кровотока к его пиковой систолической скорости

$$RI = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{V_{ps}}$$

V_{ps} - пиковая систолическая скорость кровотока

V_{ed} - максимальная конечная диастолическая скорость кровотока

ИНДЕКС РЕЗИСТЕНТНОСТИ

(для артерий с высоким периферическим сопротивлением)

Индекс резистентности (Pourcelot, RI –resistive index) отношение суммы пиковой систолической и диастолической скоростей кровотока к его пиковой систолической скорости

$$RI = \frac{V_{ps} + V_d}{V_{ps}}$$

V_{ps} - пиковая систолическая скорость кровотока

V_d - диастолическая скорость кровотока

ИНДЕКС ПУЛЬСАЦИИ

(для артерий с низким периферическим сопротивлением)

Индекс пульсации (Gosling, PI – pulsatility index) – отношение разности пиковой систолической и конечной диастолической скорости кровотока к усредненной по времени максимальной скорости кровотока

$$PI = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{TAMX}$$

V_{ps} - пиковая систолическая скорость кровотока

V_{ed} - максимальная конечная диастолическая скорость кровотока

$TAMX$ - усредненная по времени максимальная скорость кровотока

ИНДЕКС ПУЛЬСАЦИИ

(для артерий с высоким периферическим сопротивлением)

Индекс пульсации (Gosling, PI – pulsatility index) – отношение суммы пиковой систолической и конечной диастолической скорости кровотока к усредненной по времени максимальной скорости кровотока

$$PI = \frac{V_{ps} + V_d}{TAMX}$$

V_{ps} - пиковая систолическая скорость кровотока

V_d - диастолическая скорость кровотока

$TAMX$ - усредненная по времени максимальная скорость кровотока

- **Индекс спектрального расширения** вычисляется как отношение разности пиковой систолической скорости и усредненной по времени средней скорости к пиковой систолической скорости кровотока

$$SBI = \frac{V_{ps} - TAV}{V_{ps}}$$

- **Систола-диастолическое соотношение в артериях с низким периферическим сопротивлением оценивается как отношение величины пиковой систолической скорости кровотока к конечно-диастолической скорости кровотока.**

- $S/D = V_{ps}/V_{ed}$

- **В артериях с высоким периферическим сопротивлением – как соотношение пиковой систолической и диастолической скорости кровотока.**

- $S/D = V_{ps}/V_d$

- **Время ускорения** вычисляется от времени начала систолической фазы до времени максимального возрастания скорости кровотока в систолу.

- **Индекс ускорения** вычисляется как отношение разности между минимальным и максимальным значениями скорости подъема систолического пика к времени ускорения.

- **$AI = \Delta V / AT$**

ОБЪЕМНАЯ СКОРОСТЬ КРОВОТОКА

Объемная скорость кровотока – произведение площади поперечного сечения сосуда на усредненную по времени среднюю скорость кровотока

$$V_{\text{vol}} = A \cdot TAV = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot TAV$$

A - площадь поперечного сечения сосуда

D - диаметр сосуда в диастолу

TAV - усредненная по времени средняя скорость