

**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».**

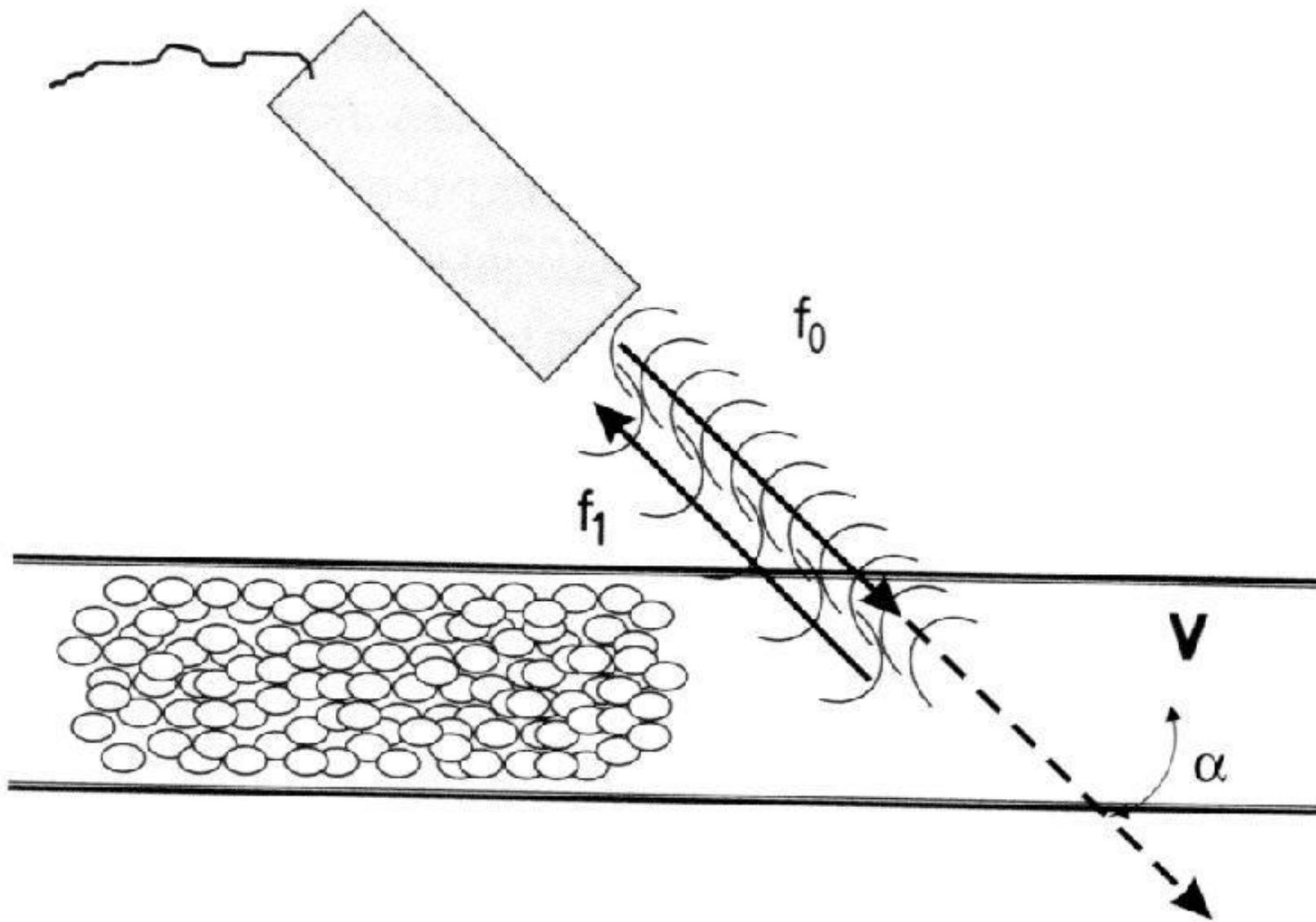
# Эффект Допплера.

- **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;

$\alpha$  - 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;

$\alpha$  - 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 ( $\alpha$ ), 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  $\alpha$  равное 0, обеспечивающее отсутствие ошибки измерения. Угол не должен составлять более  $60^\circ$  по отношению к оси сосуда, а лучше  $45^\circ$  или еще ниже. При его изменении в диапазоне от  $0^\circ$  до  $60^\circ$  ( $20-60^\circ$ ) 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).

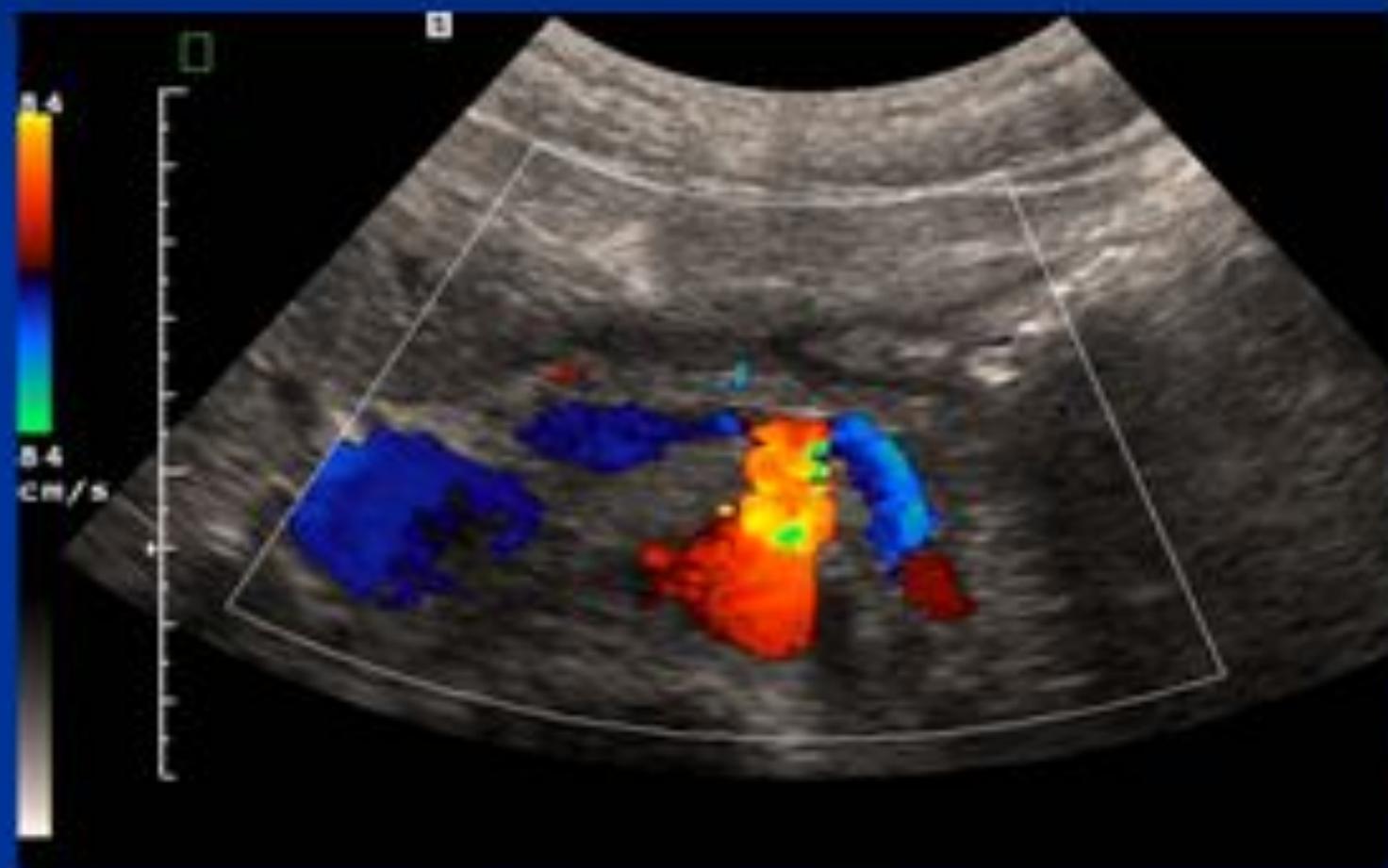
# Цветовое доплеровское картирование (режим CFM – color flow mapping)

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

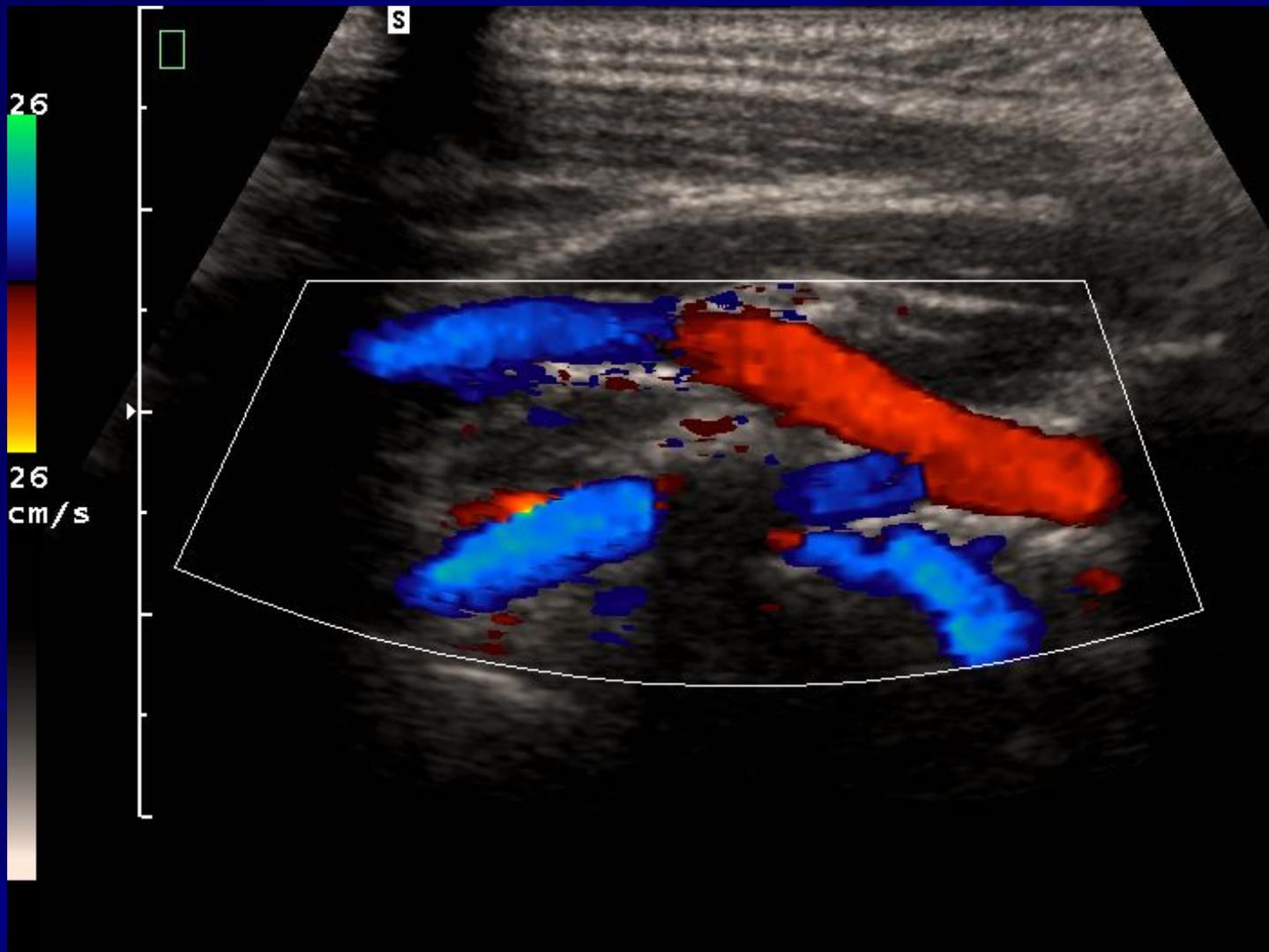
- от скорости,
- направления движения частиц,
- и угла между направлением распространения ультразвукового луча и вектором скорости.

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.

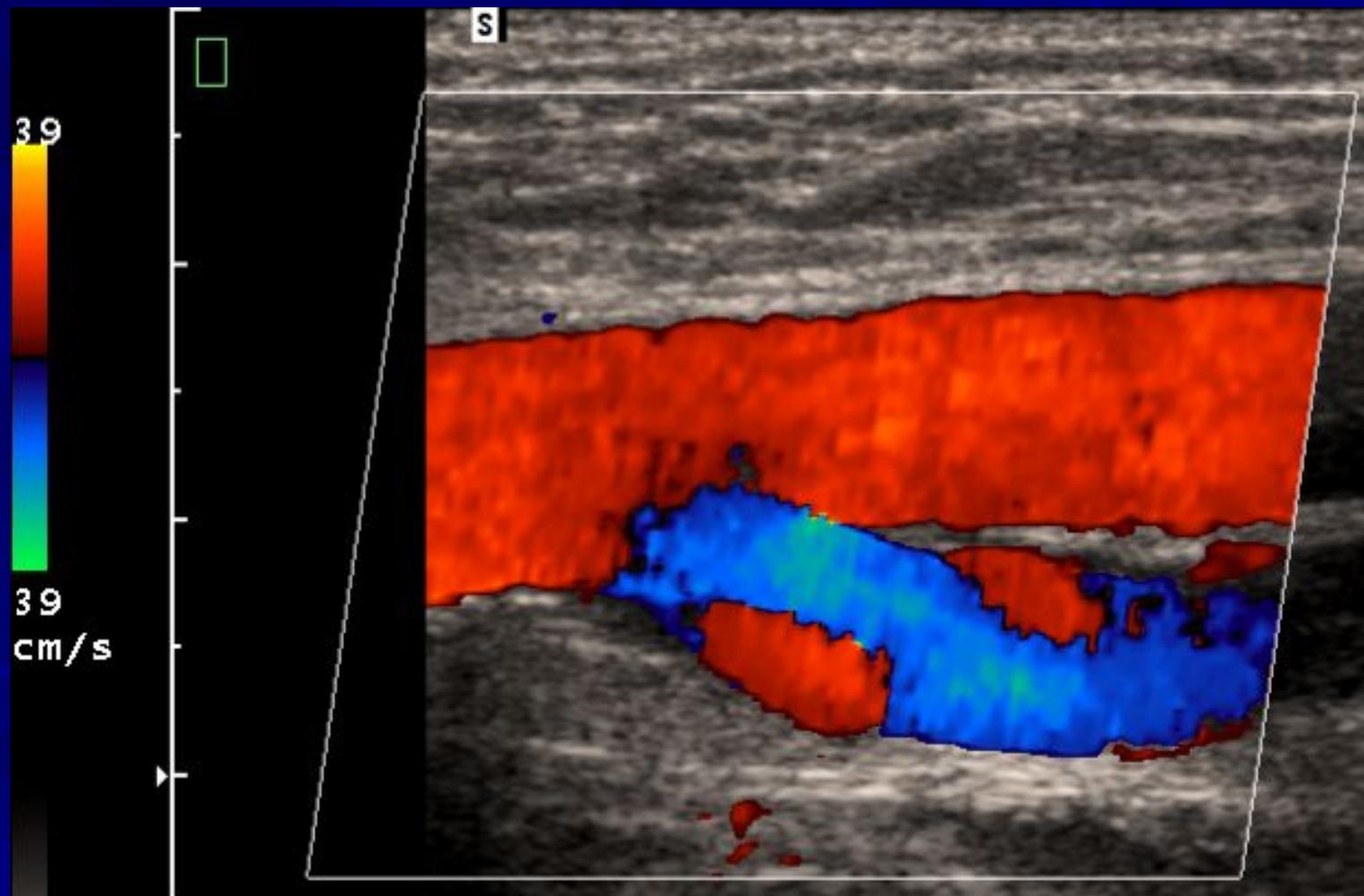
# ЧРЕВНЫЙ СТВОЛ



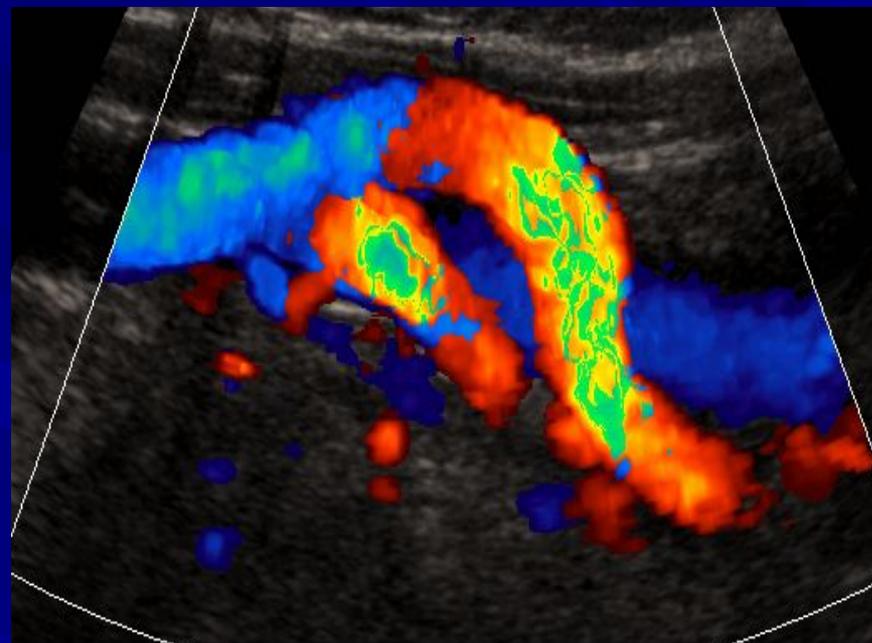
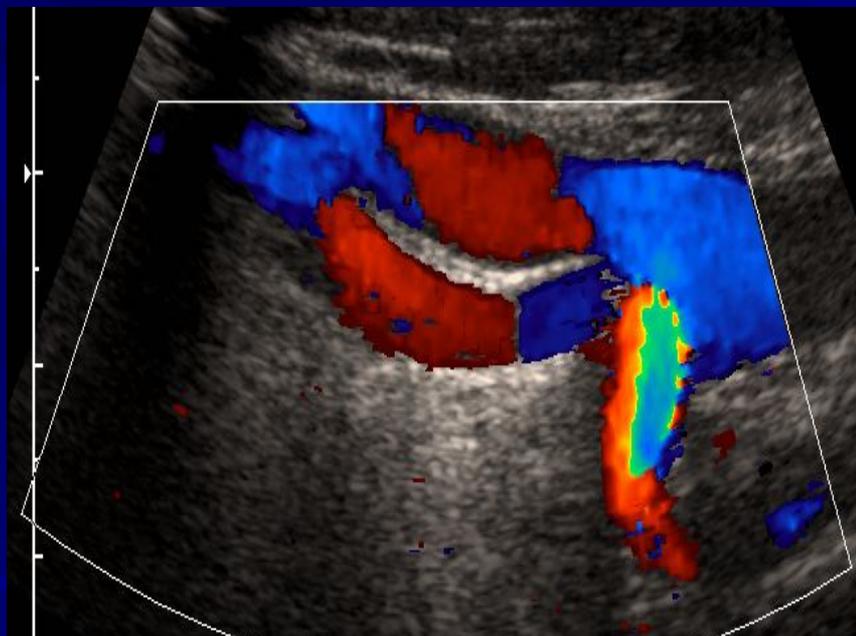
# ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)



# ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)

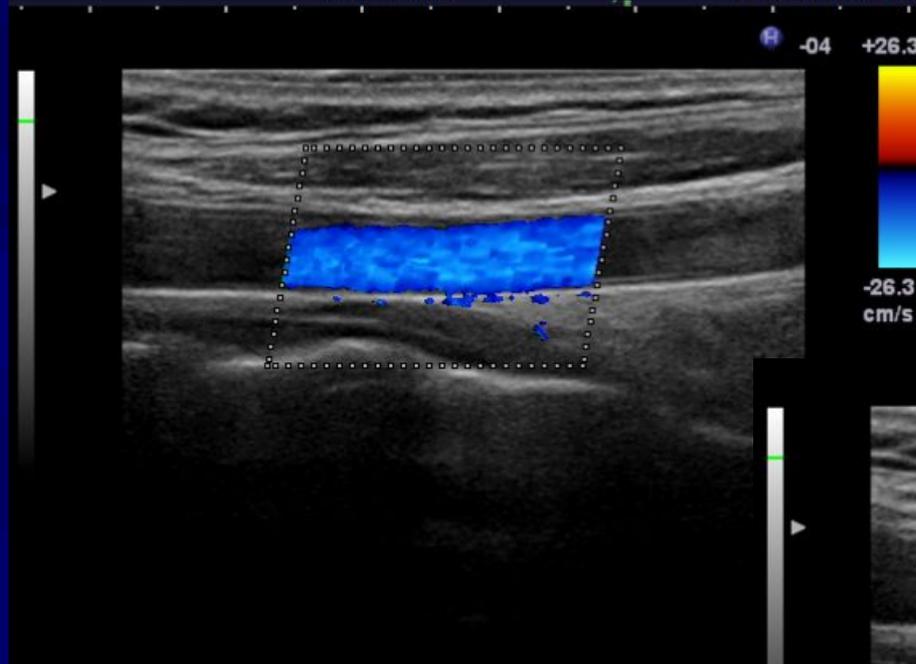


# ЦВЕТОВОЕ ДОППЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ (ЦДК)



**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



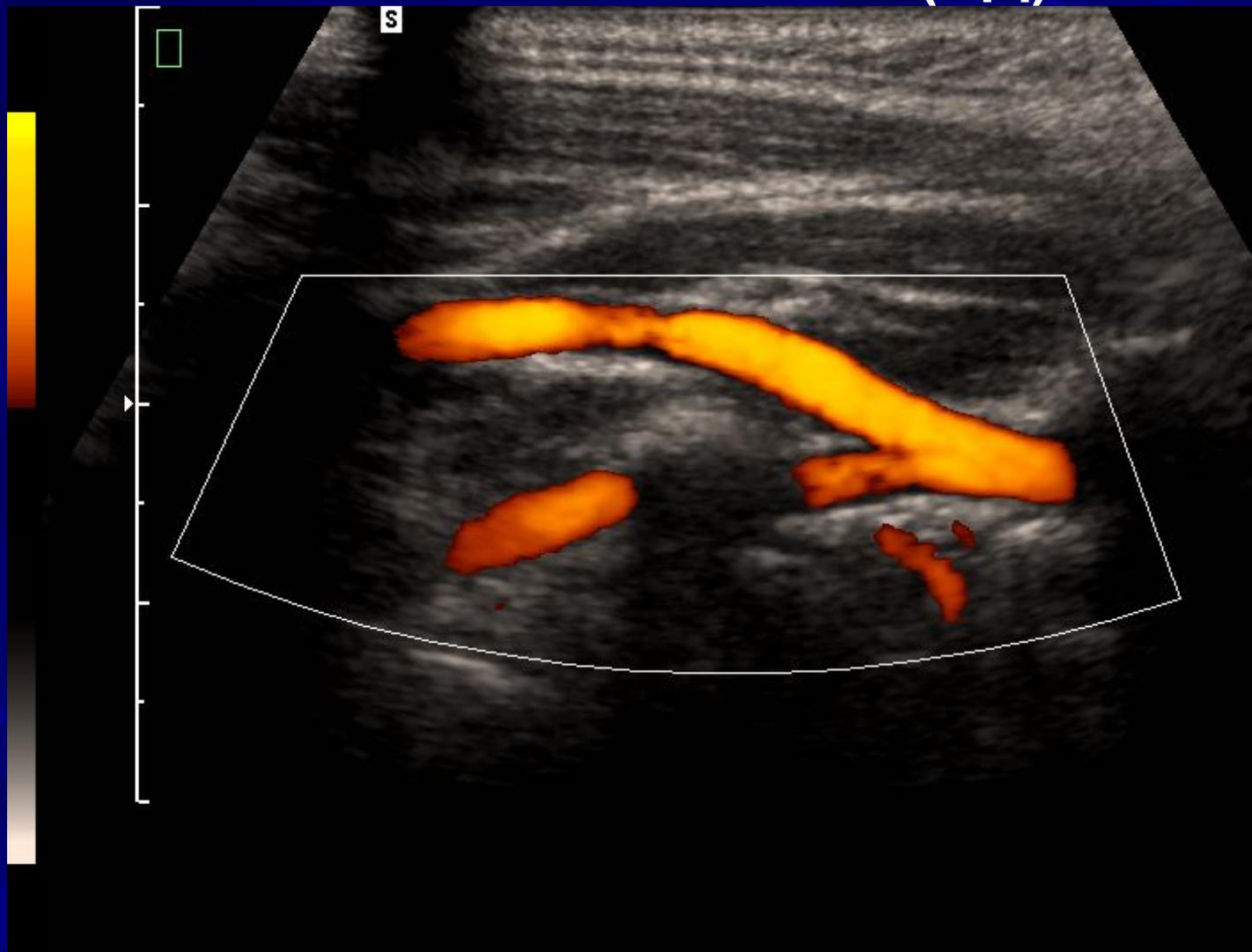
- **Методика ЦДК имеет некоторые недостатки, наиболее значимыми из которых является невозможность получения изображения мелких сосудов с малой скоростью кровотока в них.**

# Энергетическая доплерография (PD –power Doppler)

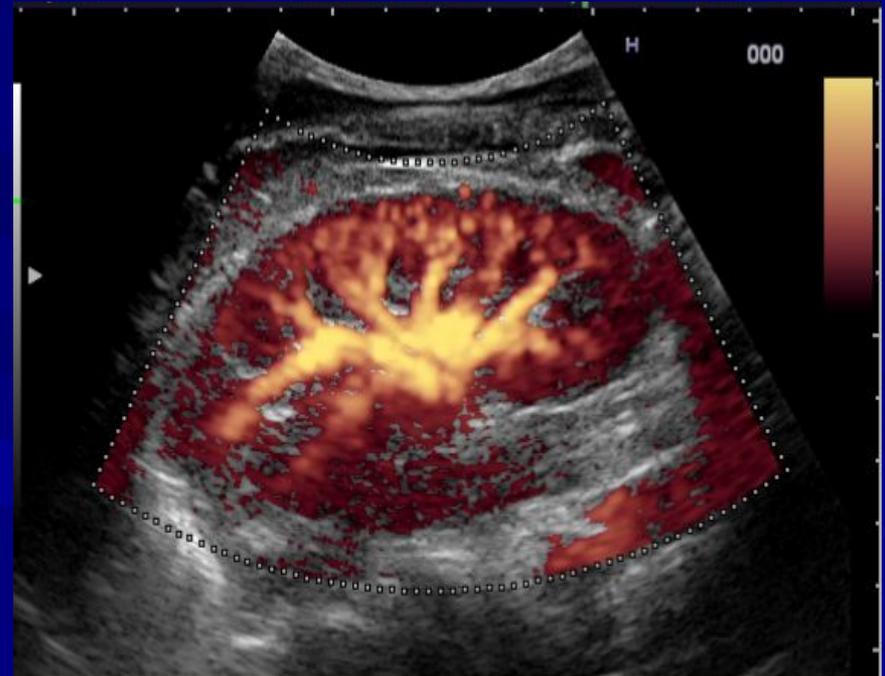
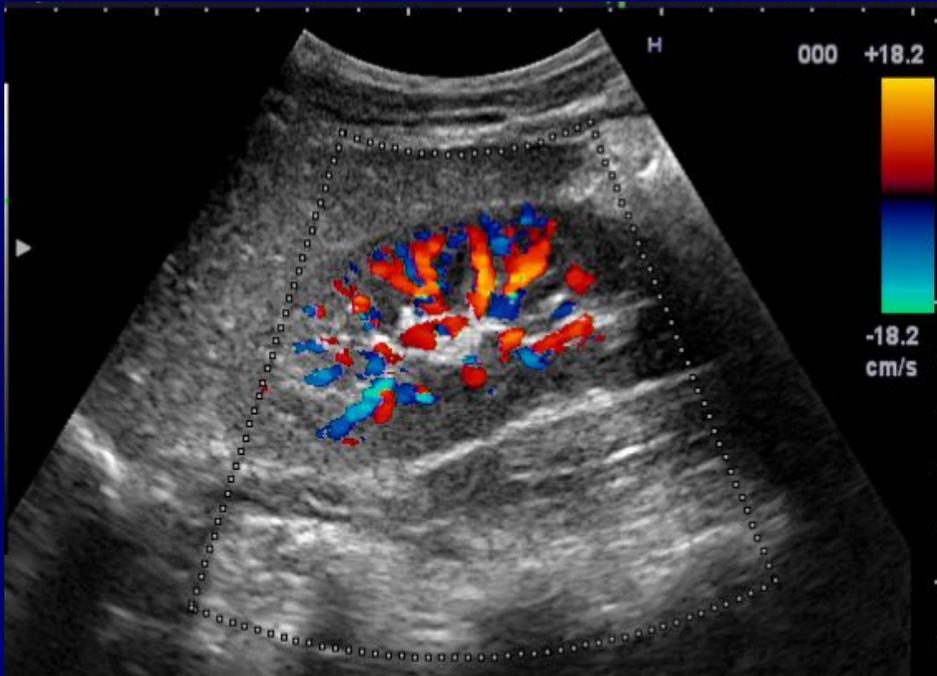
- В ультразвуковой диагностике для визуализации мелких сосудов было предложено использовать не частотный сдвиг, а амплитуду сигналов. Если при ЦДК используется частотный сдвиг, отражающий скорость движения эритроцитов, то при энергетическом картировании (ЭД) используется амплитуда эхосигнала, которая 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.

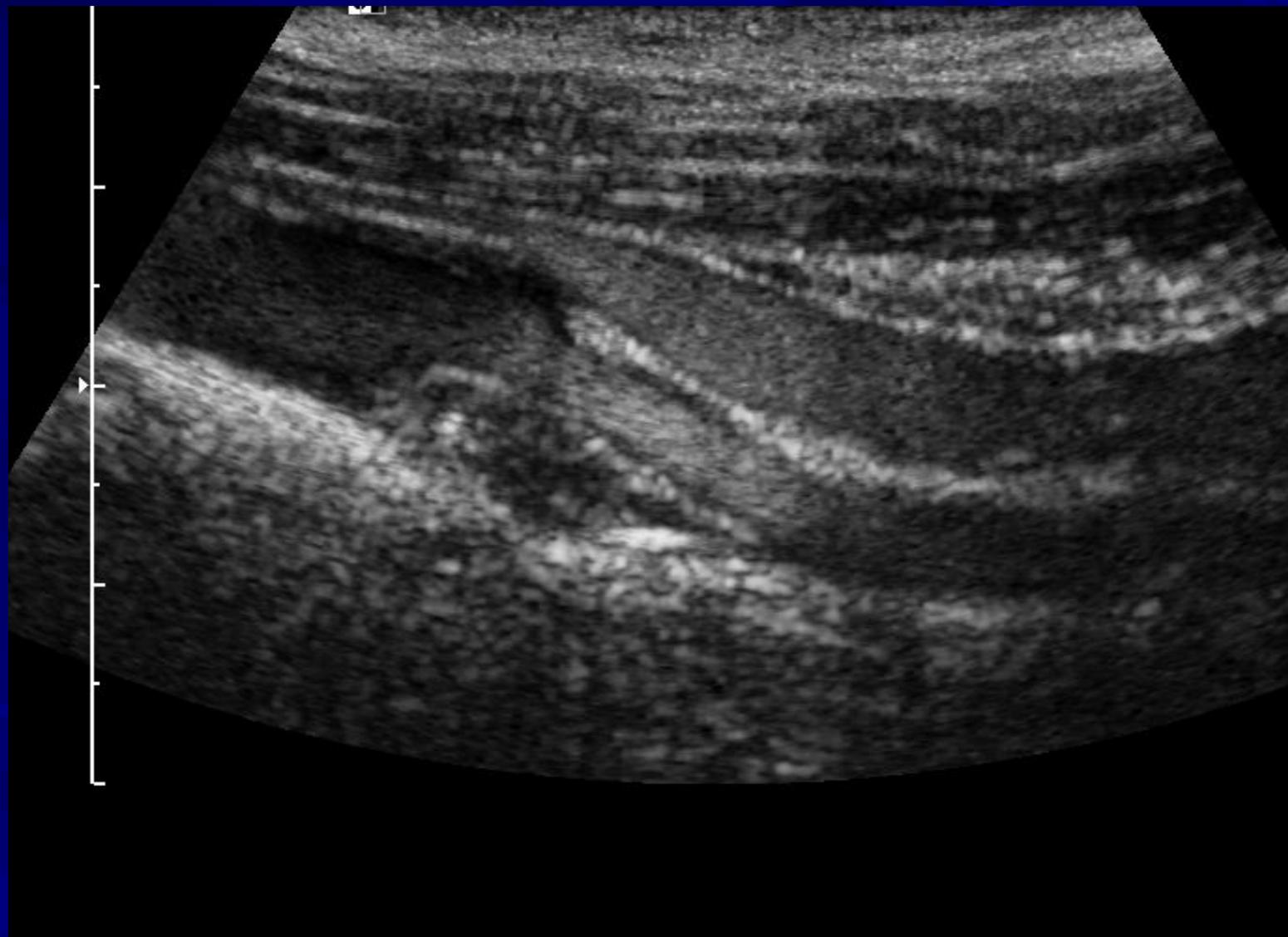
# Нативное контрастирование (методики В-Flow, SIE-Flow, Dynamic-Flow)

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

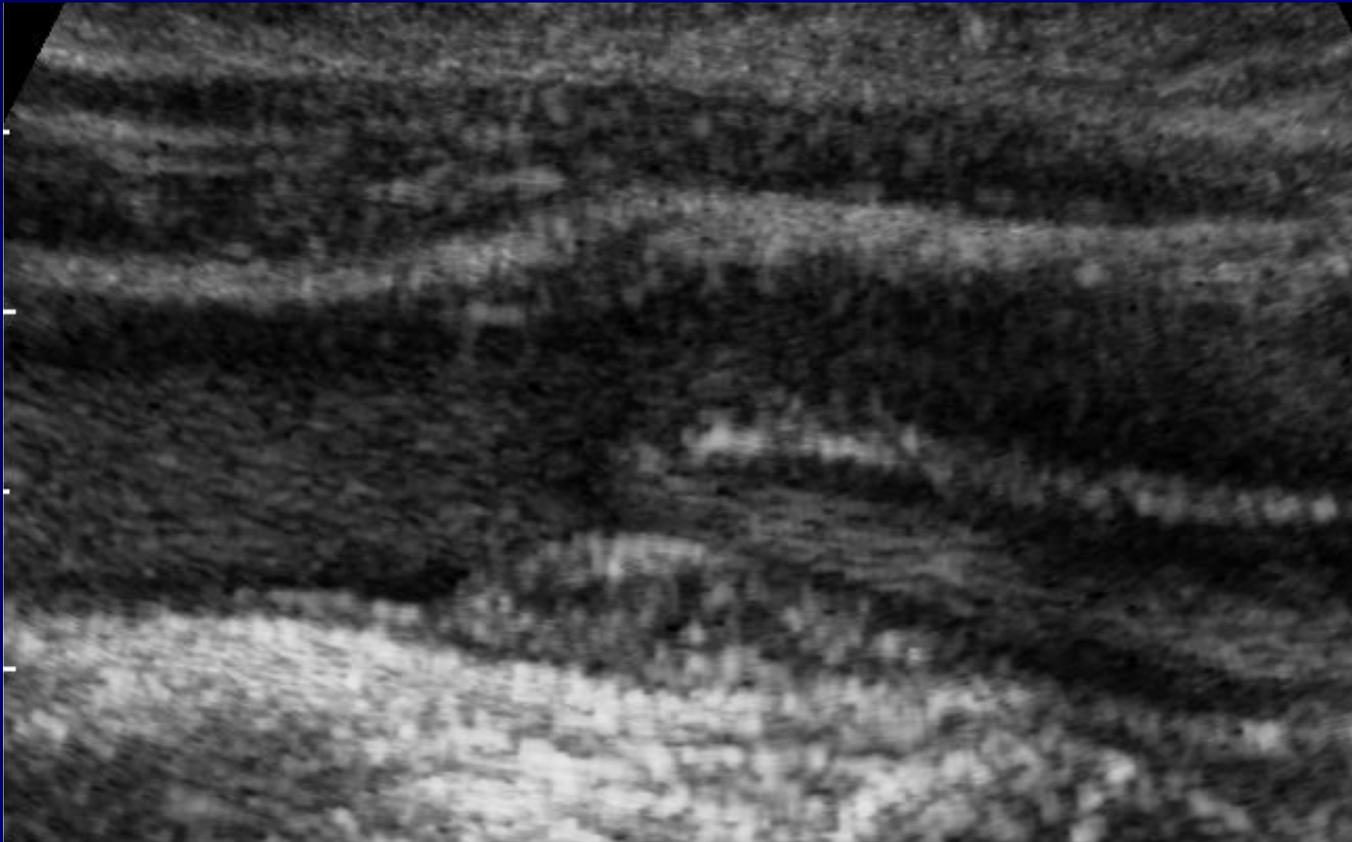
- **Применение специальных программных средств и высокочувствительных широкополосных датчиков, использующих матричную технологию сбора информации, позволяют сейчас получать диагностически значимое естественное (нативное) контрастирование тока крови в просвете сосуда без использования эхоконтрастных препаратов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

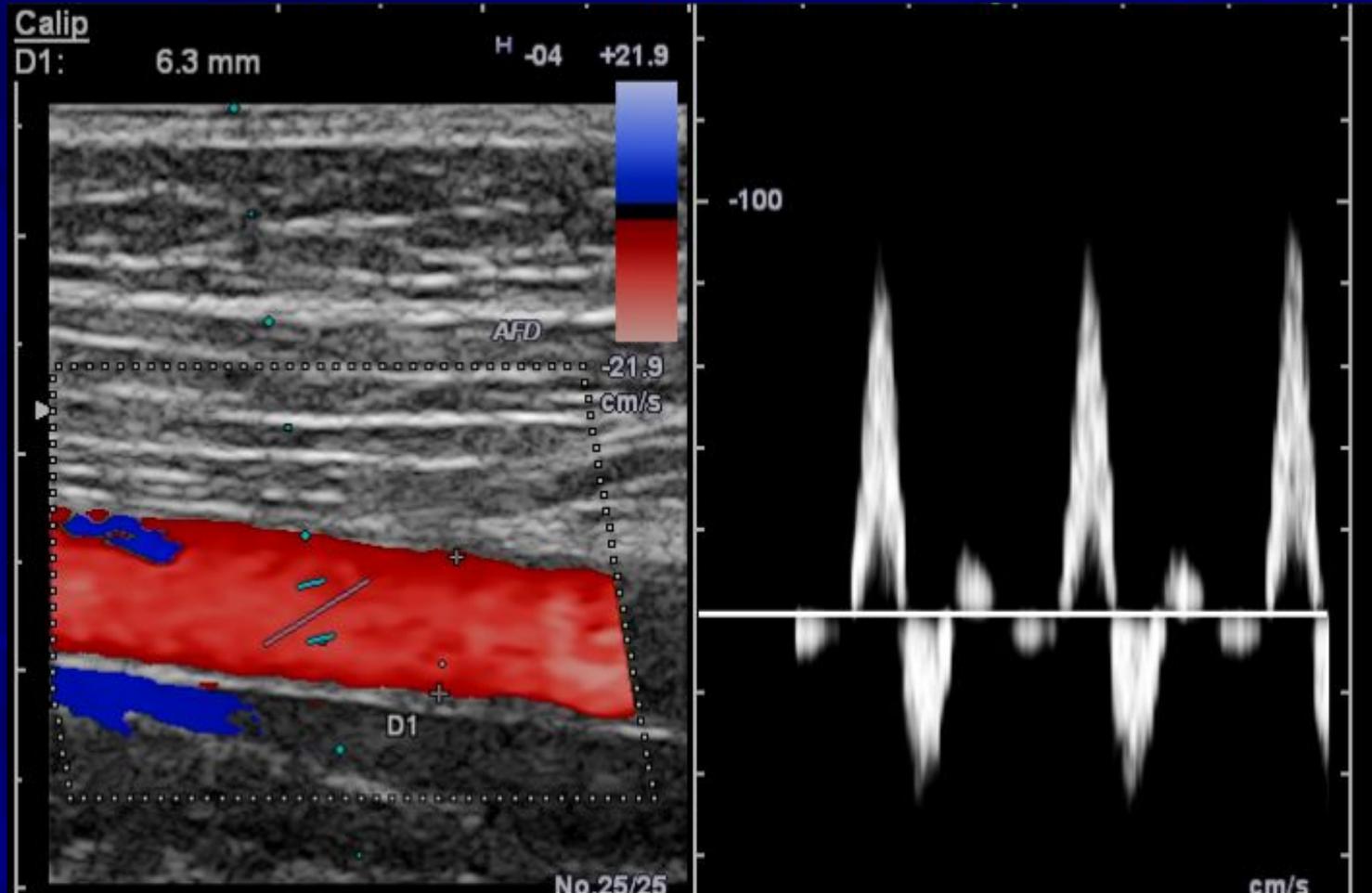
- **Подобная последовательность обеспечивает возможность корректной оценки широкого диапазона скоростных показателей, включая очень высокие значения. Недостатком режима является отсутствие дифференцировки воспринимаемых датчиком отраженных сигналов по глубине сканирования.**

- 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

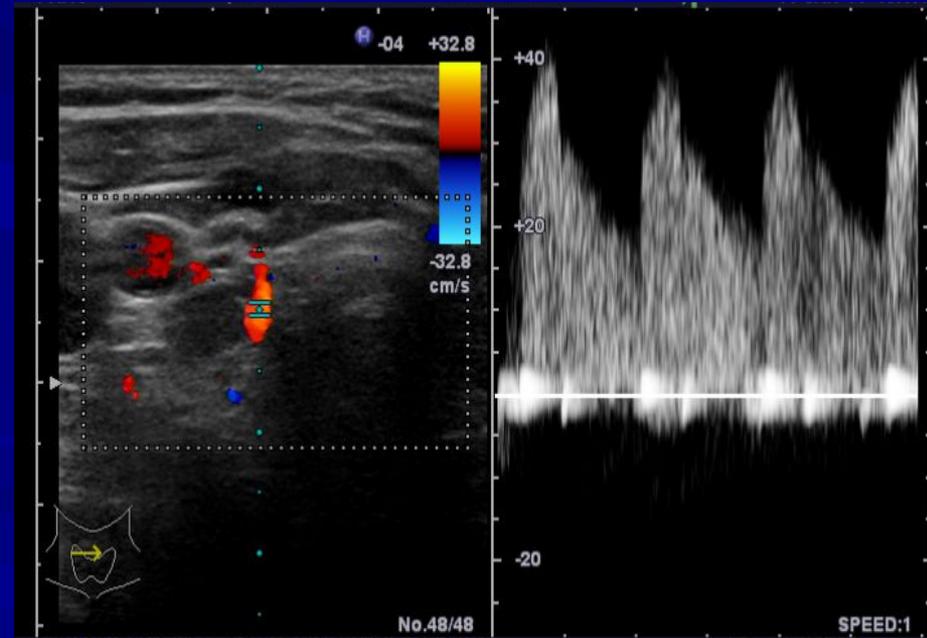
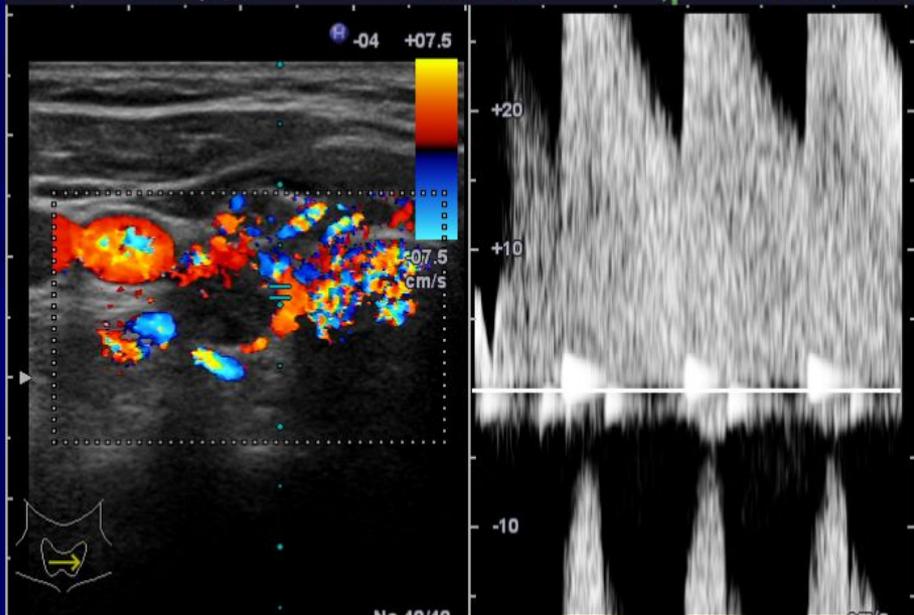


- В этом режиме фиксируются сигналы, отраженные только с определенного расстояния, которое устанавливается по усмотрению врача. Возможность оценки кровотока в любой заданной точке является главным достоинством импульсной доплерографии.

- 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.**

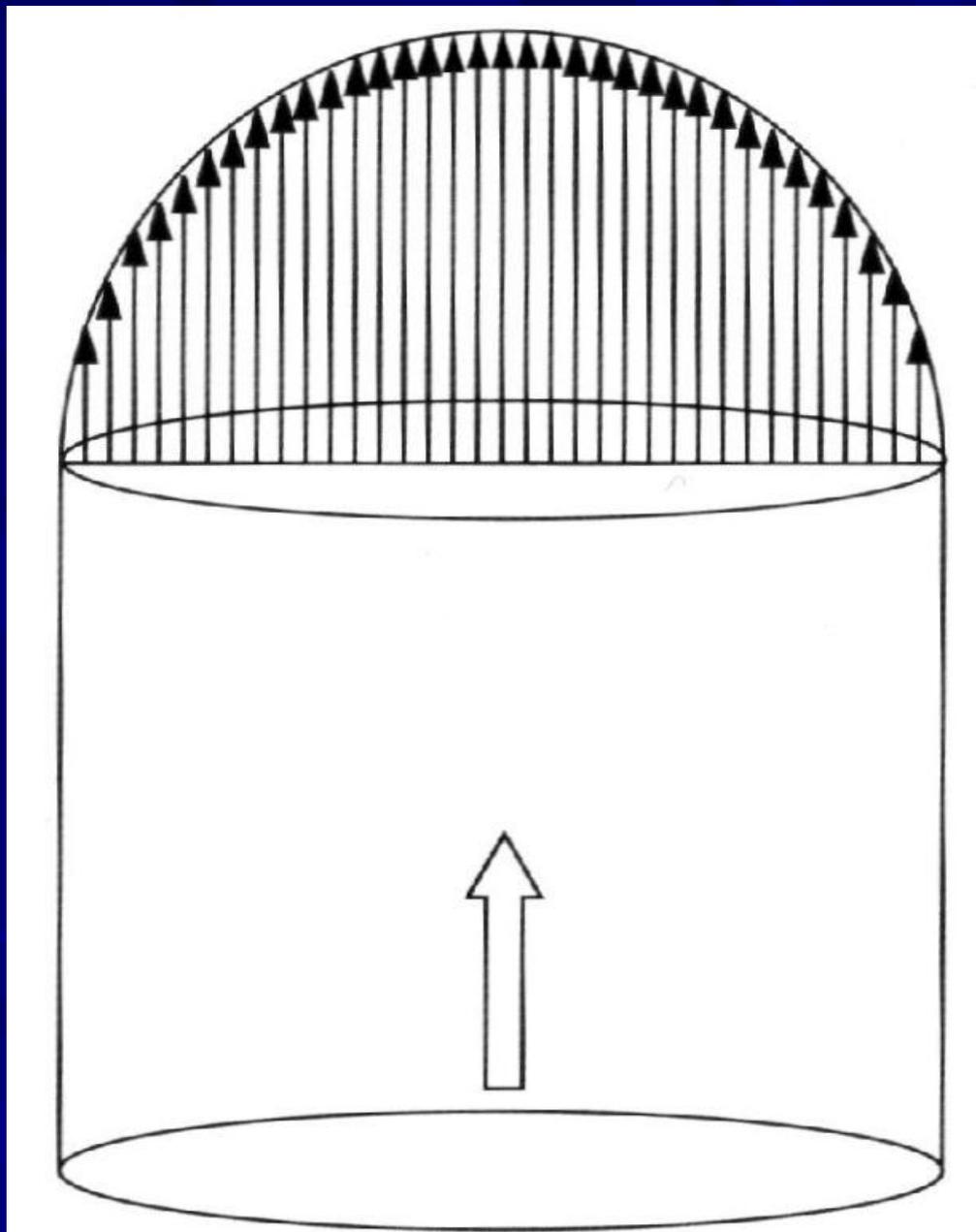
**К ним относятся преимущественно сосуды среднего и мелкого калибра, т.е. большинство артерий организма (артерии туловища, конечностей, внутренних органов).**

## 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.



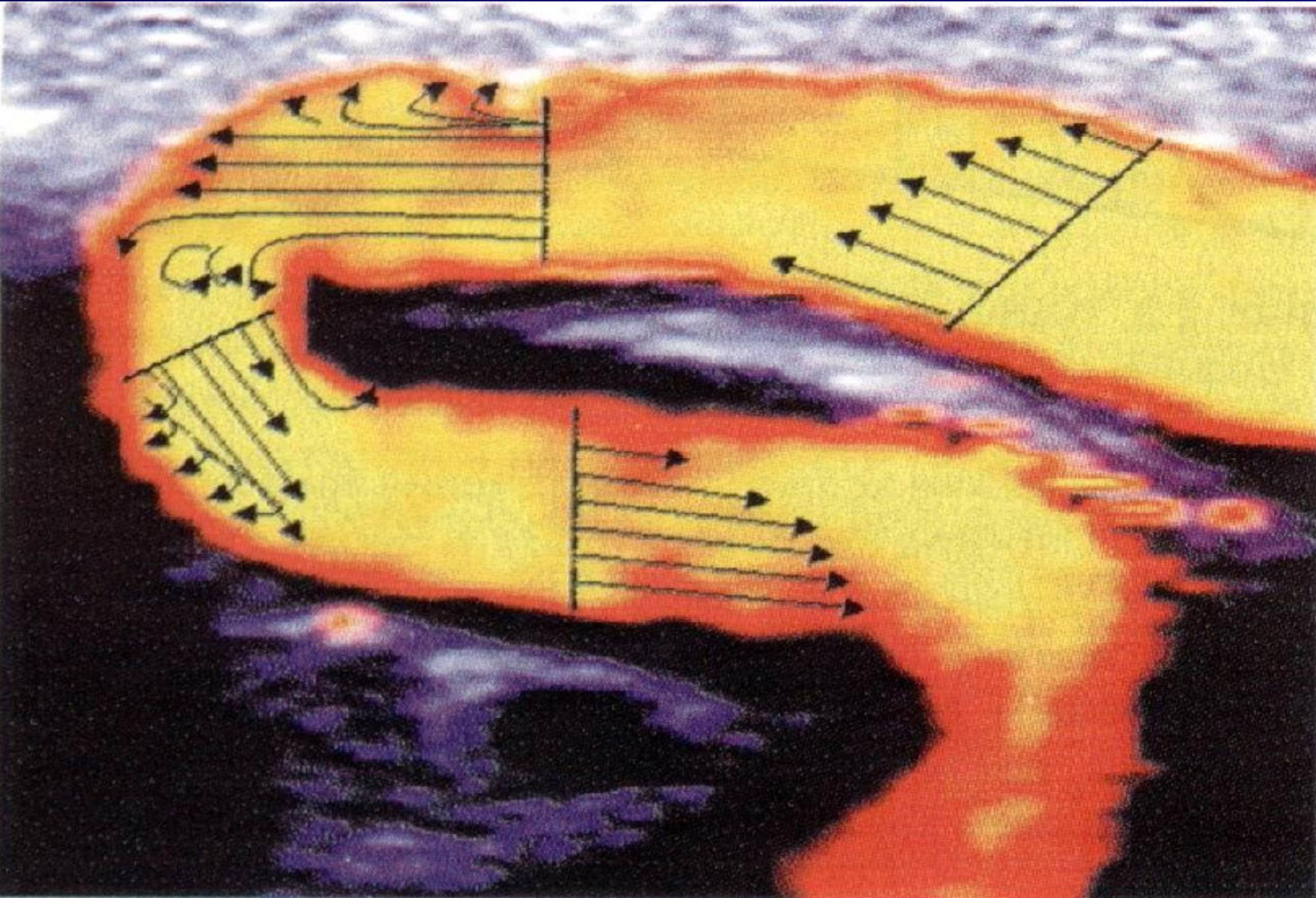
- **Чем меньше диаметр сосуда, тем ближе центральные слои к его неподвижной стенке и тем больше они тормозятся в результате вязкостного взаимодействия со стенкой. Вследствие этого в мелких сосудах средняя скорость кровотока ниже.**

- **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.

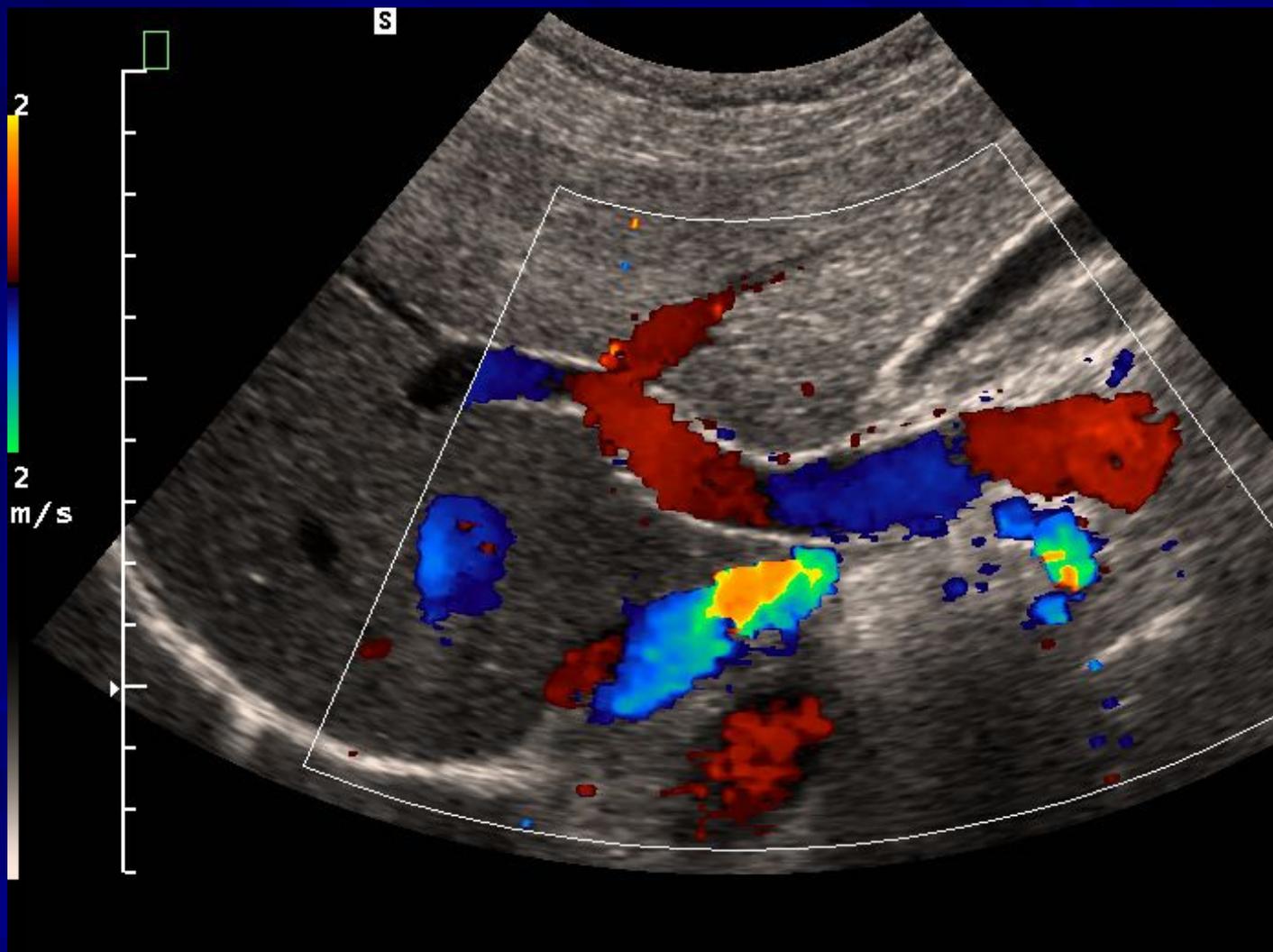
- **Турбулентное движение потока крови может наблюдаться как в физиологических условиях (в местах естественных делений артерий, физиологических изгибов, в сердце, восходящей аорте) так и при патологии (в местах стенозов, патологических деформаций).**

# ТРАЕКТОРИЯ ДВИЖЕНИЯ ЧАСТИЦ КРОВИ В ОБЛАСТИ ИЗГИБА

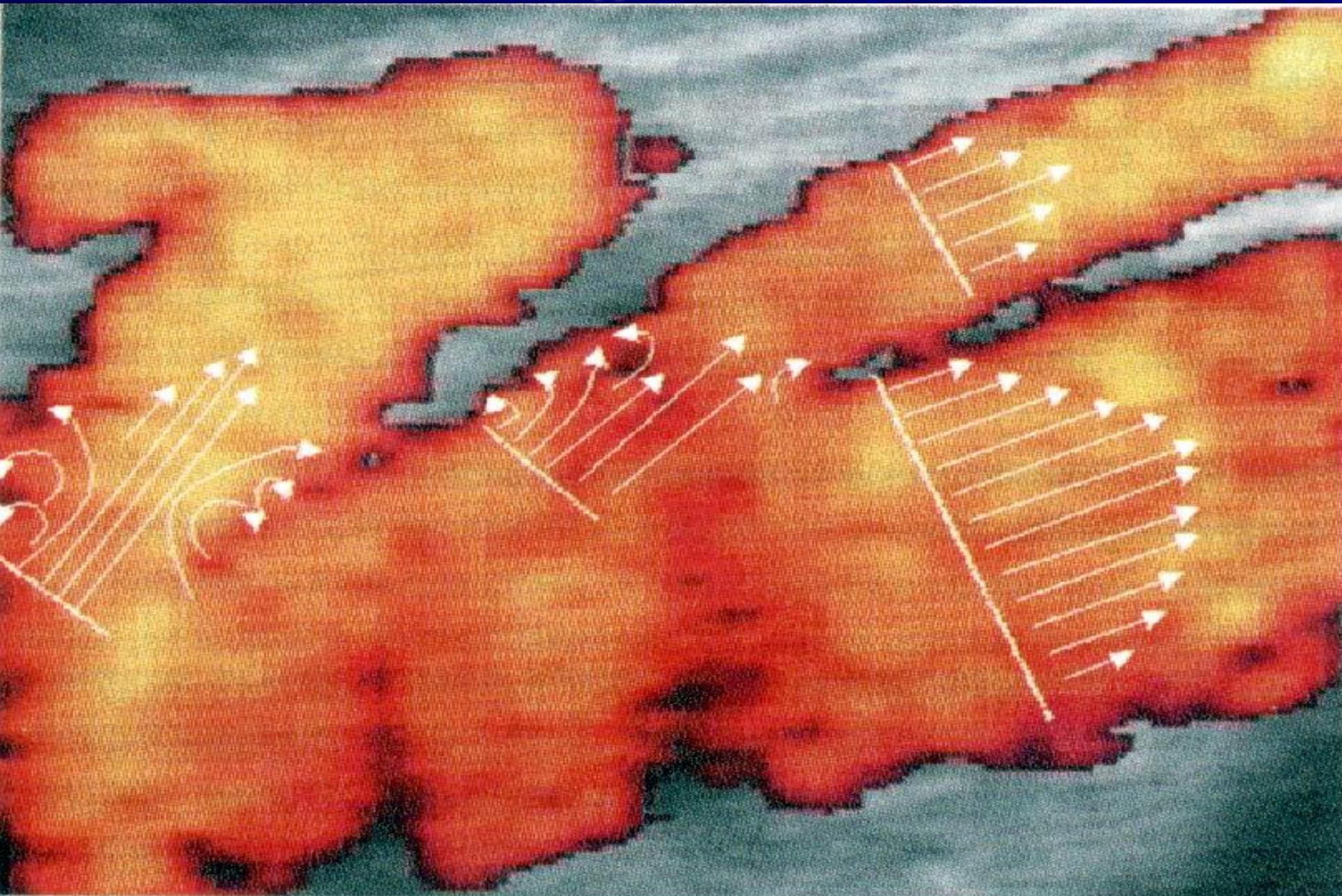


# ВОРОТНАЯ ВЕНА

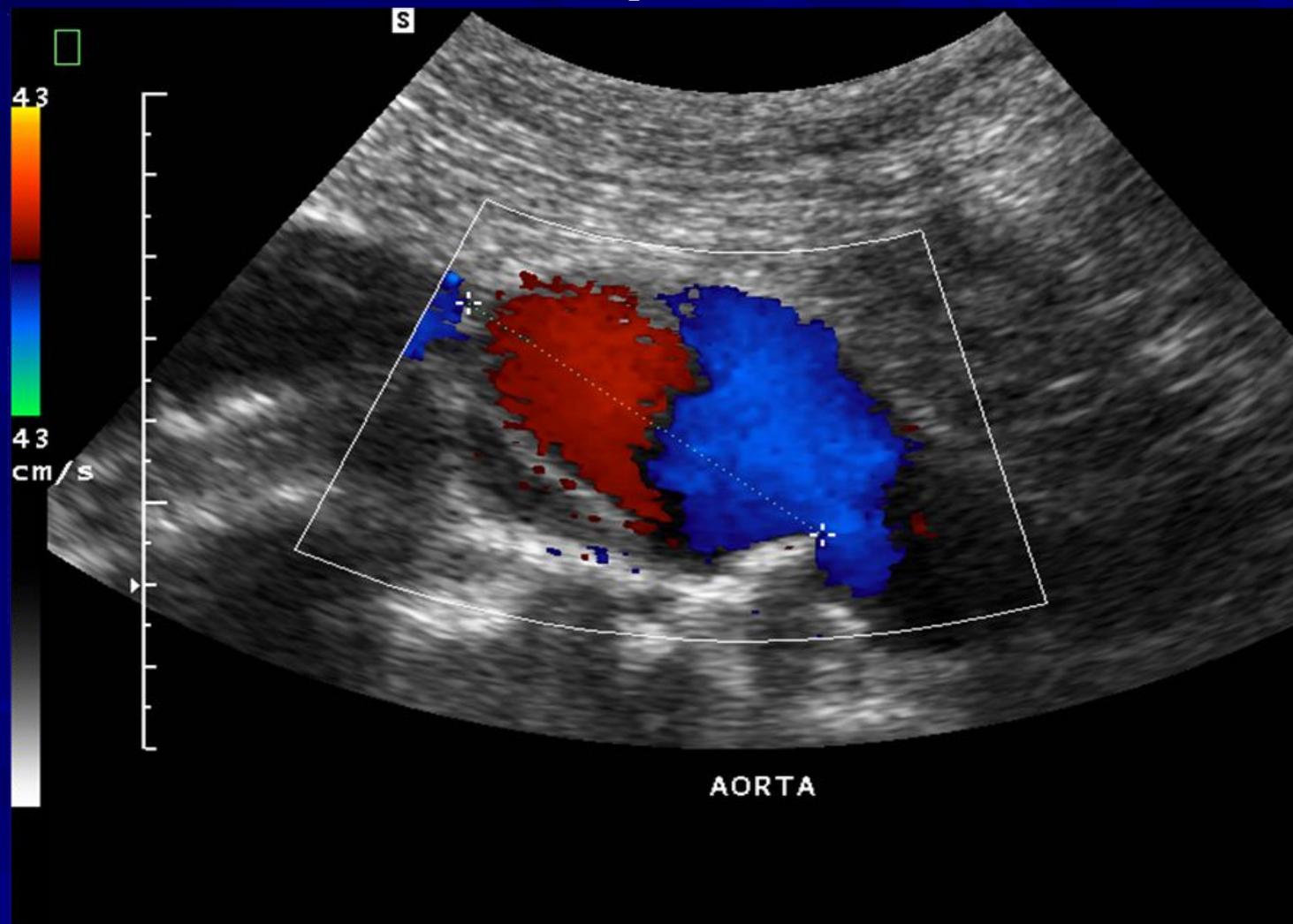
## РЕЖИМ ЦДК



# ТРАЕКТОРИЯ ДВИЖЕНИЯ ЧАСТИЦ КРОВИ В ОБЛАСТИ ДЕЛЕНИЯ АРТЕРИИ



# Турбулентный кровоток в аневризме аорты

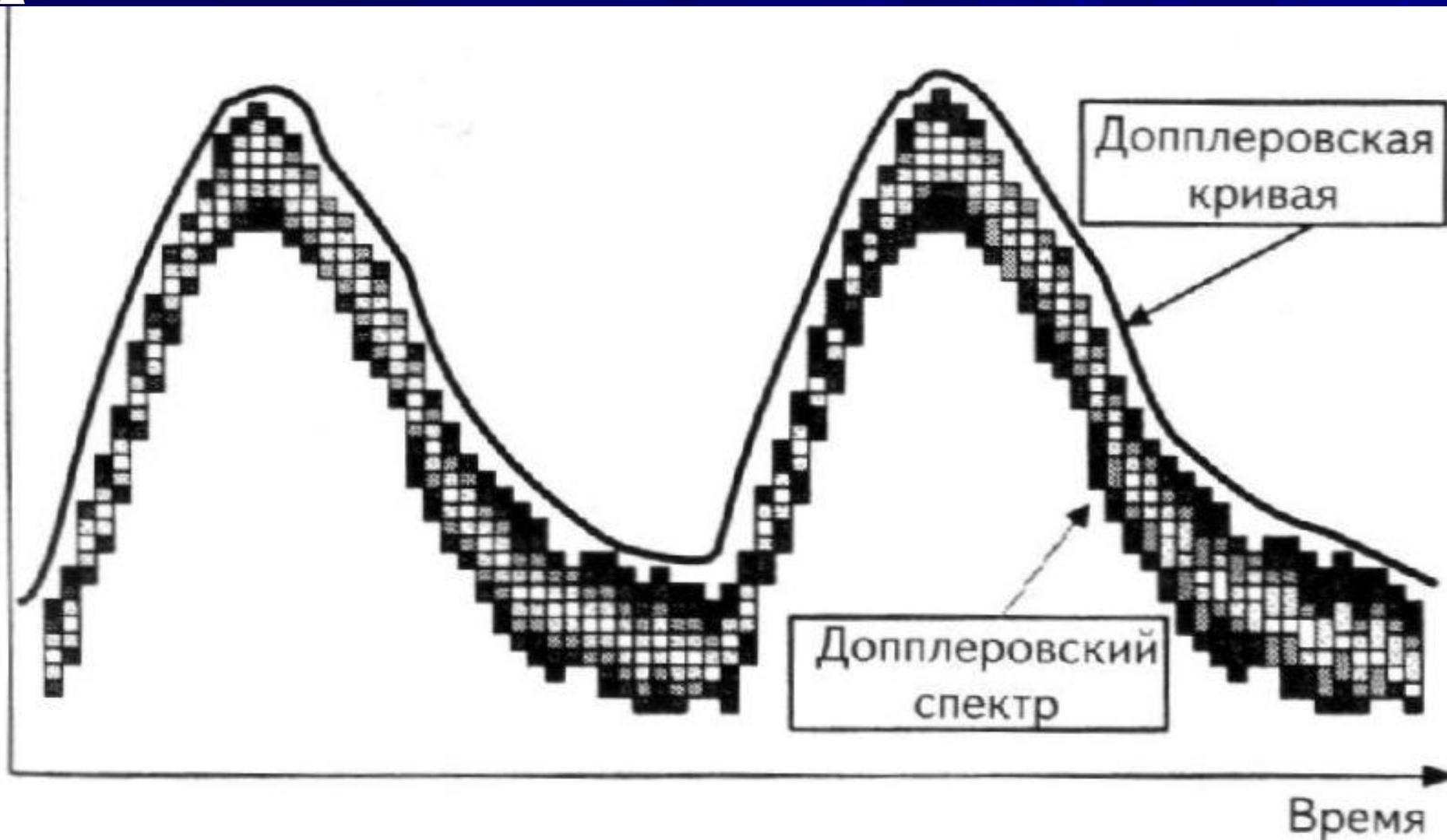


- **Основным способом отображения доплеровского сигнала является доплеровский спектр, получаемый как результат выделения интенсивности колебаний в зависимости от их частоты. Одна спектральная линия несет информацию о диапазоне частот доплеровского сдвига в конкретной точке пространства в определенный 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:**

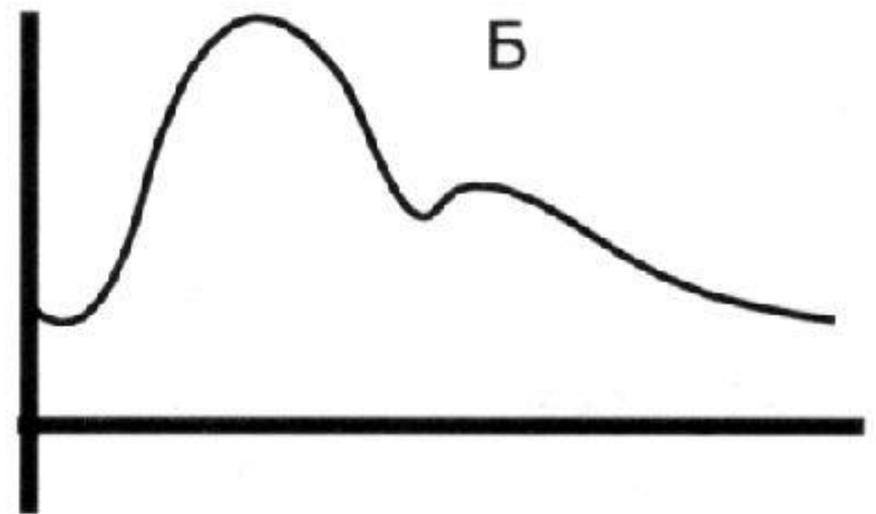
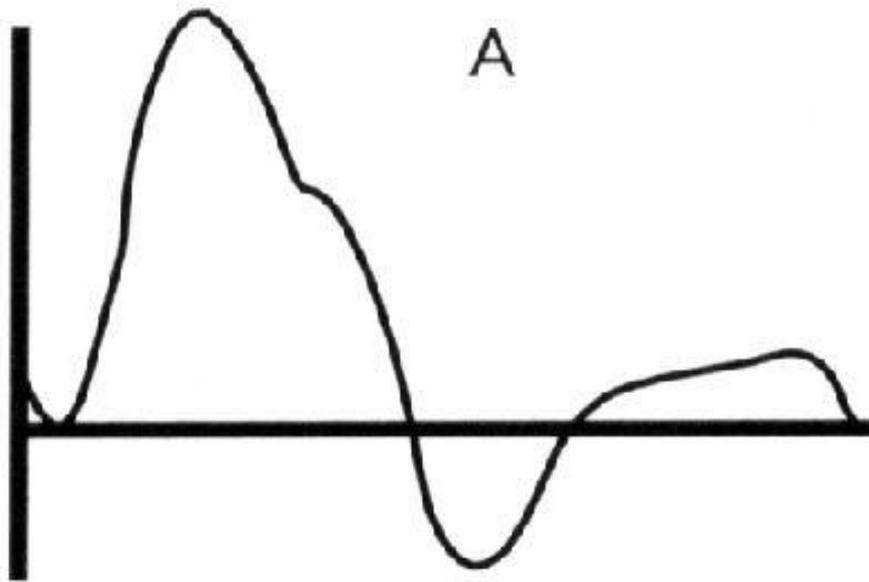
- сонные и позвоночные артерии, почечные,**
- артерии, кровоснабжающие паренхиматозные органы и мочеполовую систему.**

# Артерии с высоким периферическим сопротивлением формируют:

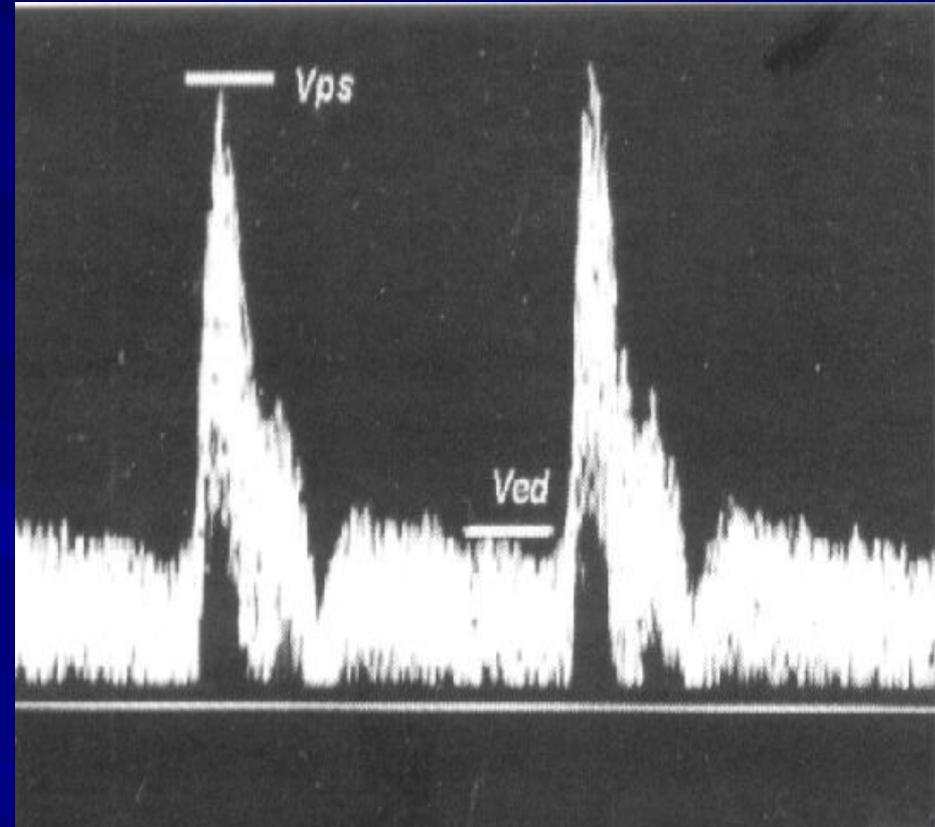
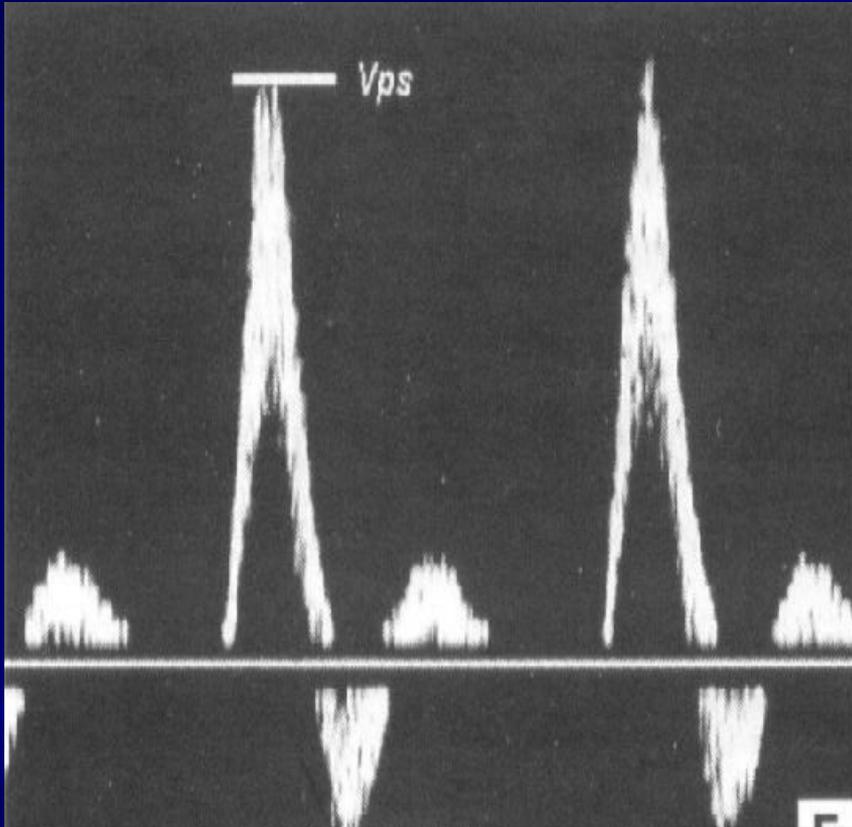
- артерии, кровоснабжающие конечности, а также аорта и брюшечная артерия (в состоянии покоя). Пульсовая волна при распространении по этим сосудам имеет различную форму.

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.**

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

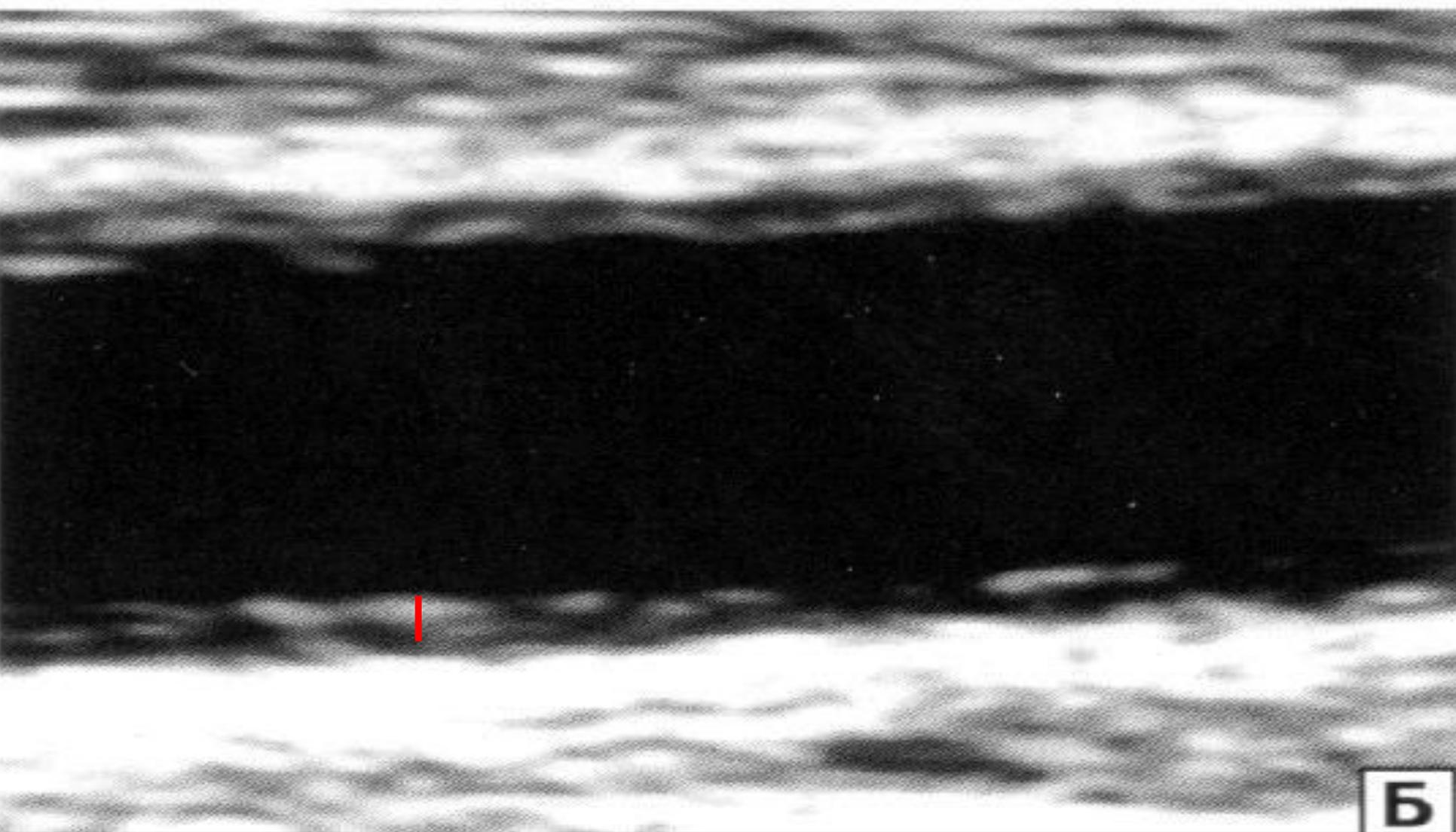
- Внутрисветный диаметр измеряется между внутренними границами комплекса интима-медиа (от интимы до интимы). Правомочно также измерение трансдвентрициальных диаметров (между внутренними границами адвентиции).

# ВНУТРИПРОСВЕТНЫЙ ДИАМЕТР СОСУДА



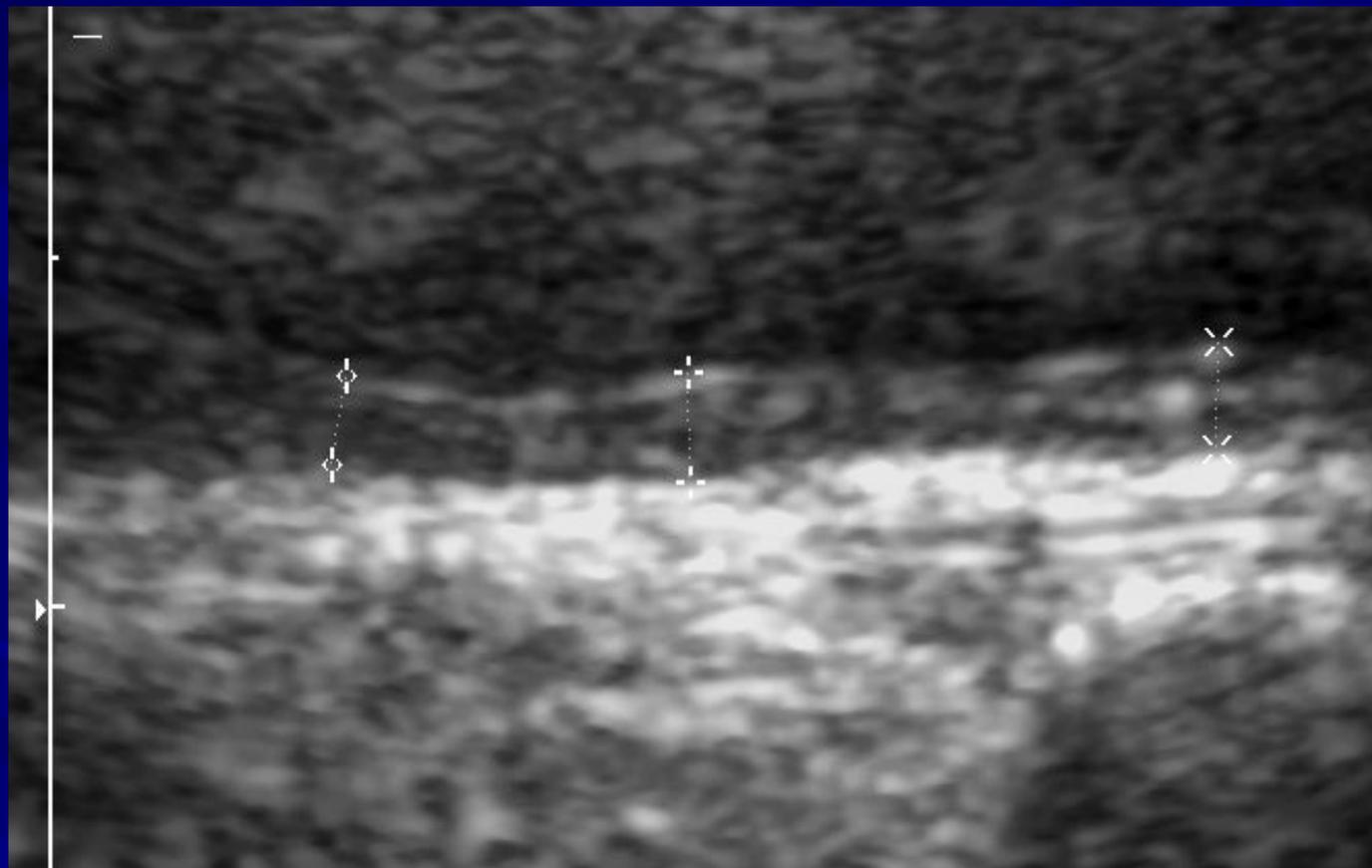
- Измерение толщины комплекса интима-медиа артерий проводится в зонах стандартизированной оценки: по задней стенке общей сонной и общей бедренной артерий, в дистальном одном сантиметре. Проведение количественной оценки толщины комплекса интима-медиа в других отделах артериального русла методически возможно,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

# АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКИ ИЗМЕНЕННЫЙ КОМПЛЕКС ИНИМА-МЕДИА МАГИСТРАЛЬНЫХ АРТЕРИЙ



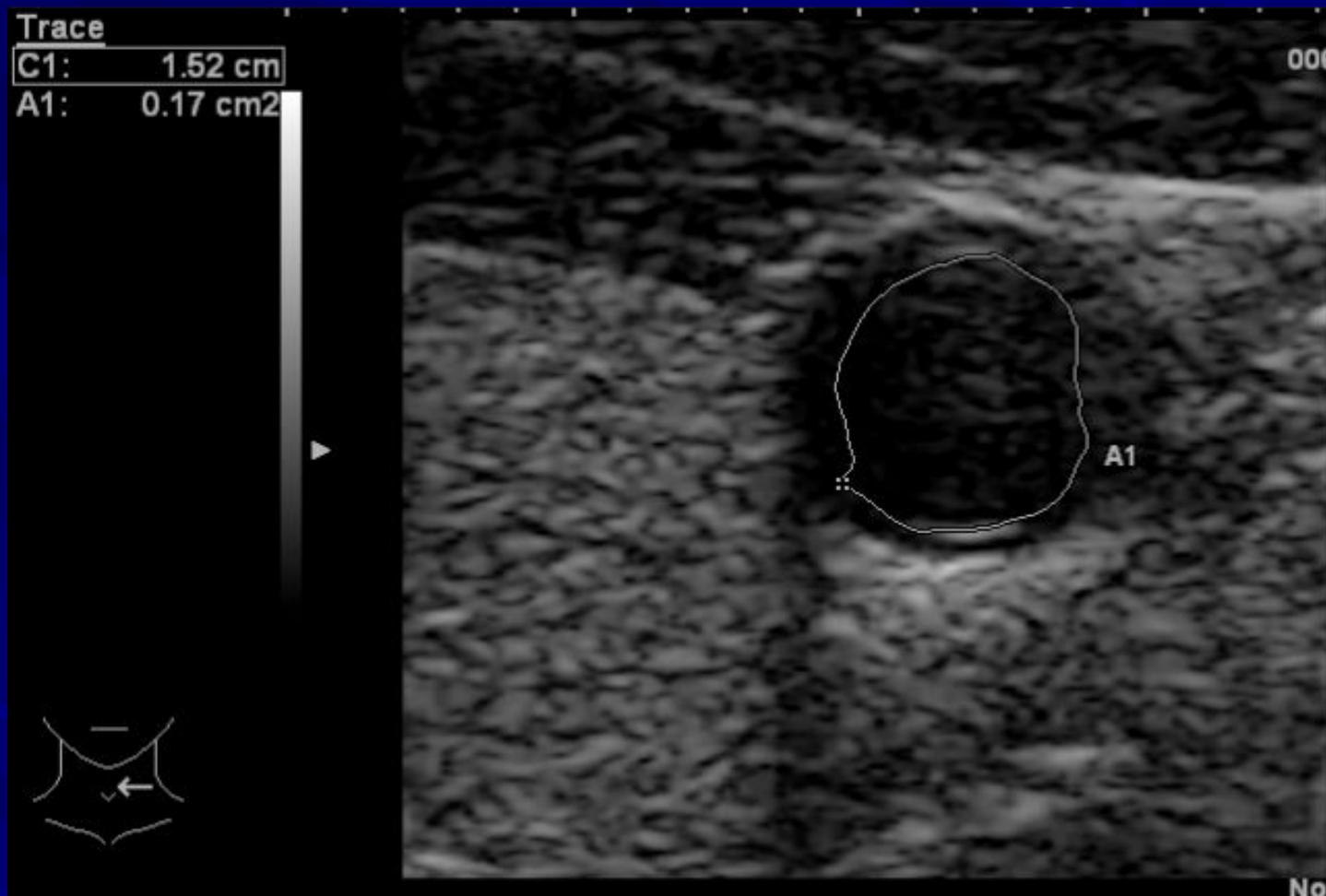
ДИФФУЗНОЕ РАВНОМЕРНОЕ УТОЛЩЕНИЕ КОМПЛЕКСА ИНИМА-МЕДИА  
С СОХРАННОЙ ДИФФЕРЕНЦИРОВКОЙ НА СЛОИ

# 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

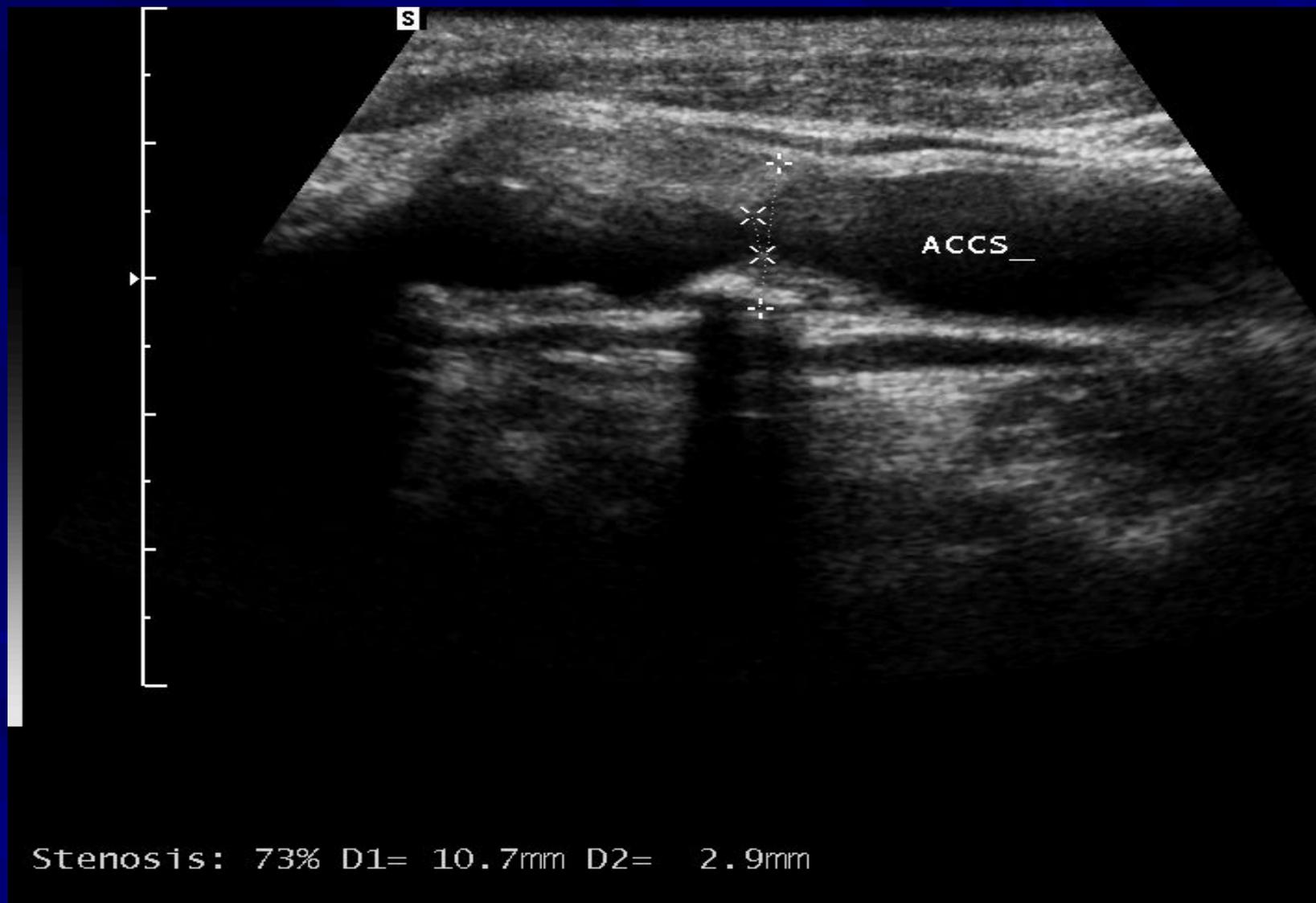


Для оценки степени сужения просвета сосуда при исследовании в В-режиме существует 2 способа:

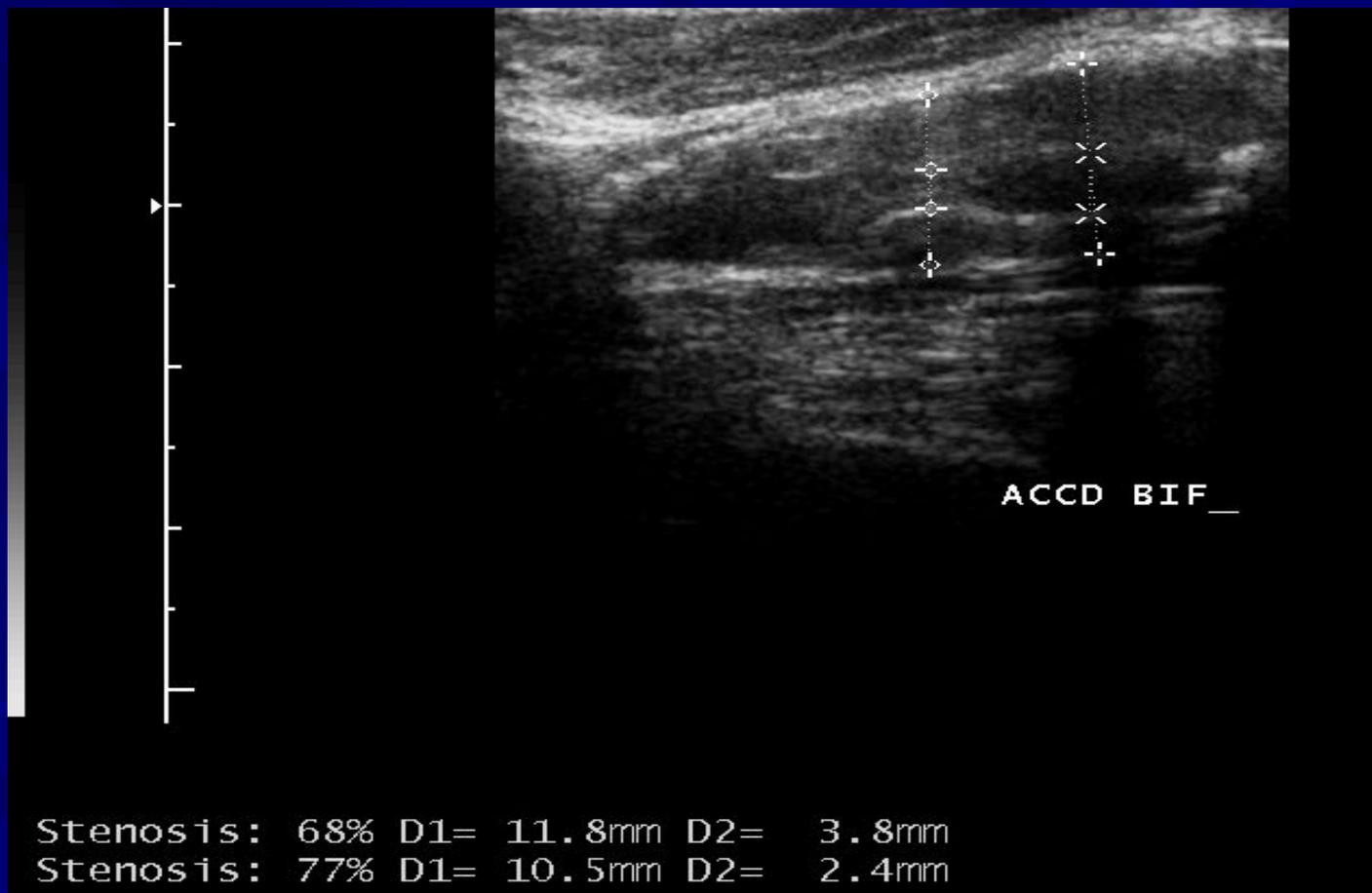
- относительно диаметра сосуда (1-й способ);
- относительно площади поперечного сечения сосуда (2-й способ).

- 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)

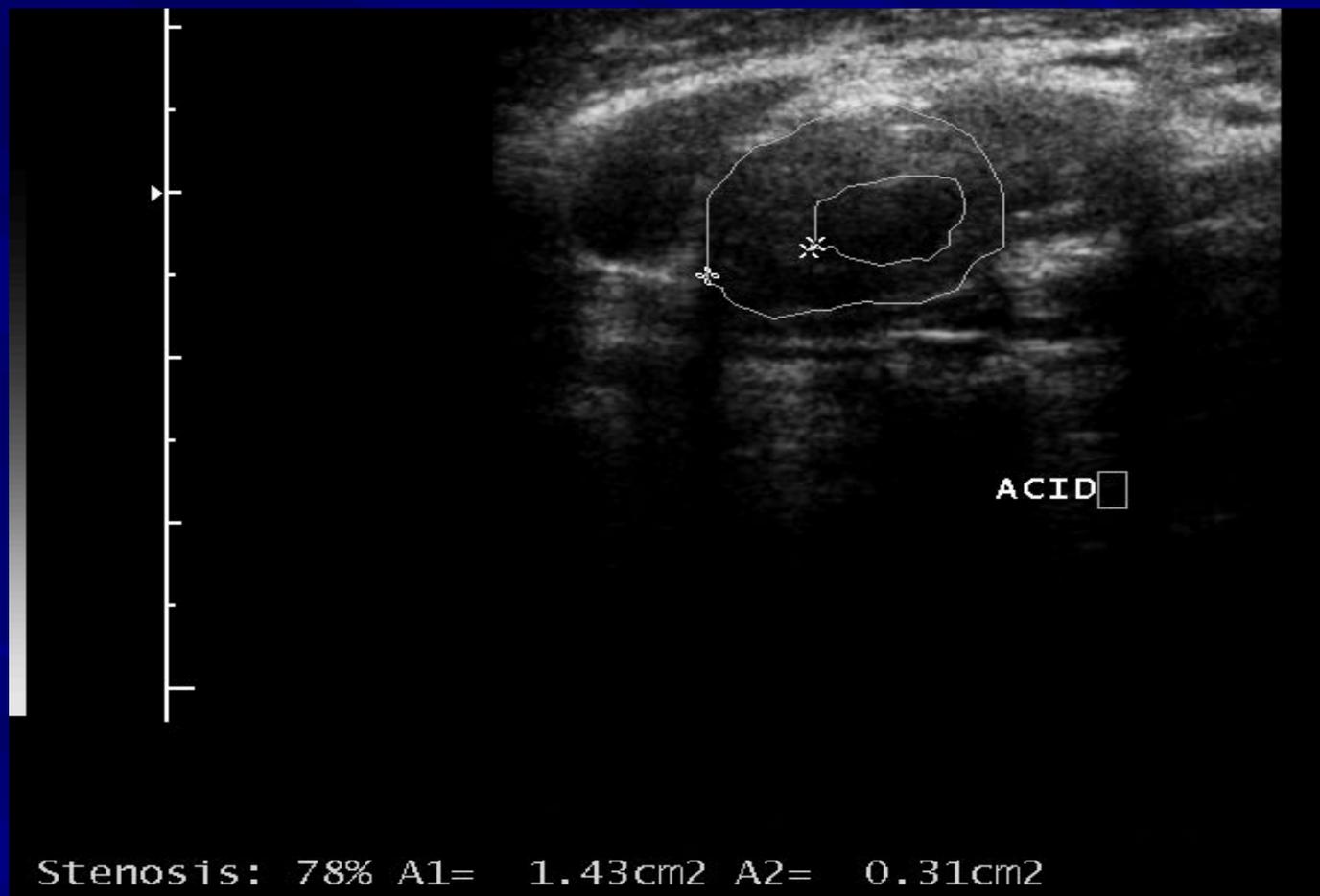


- При применении второго способа проводится сканирование сосуда в поперечной плоскости. Оценивается максимальная площадь сосуда ( $A_1$ ) и площадь сосуда в области наибольшей выраженности сужения ( $A_2$ ). Для получения степени стеноза в % вычисляется соотношение разности первой и второй площади к величине первой площади, умноженное на 100%.

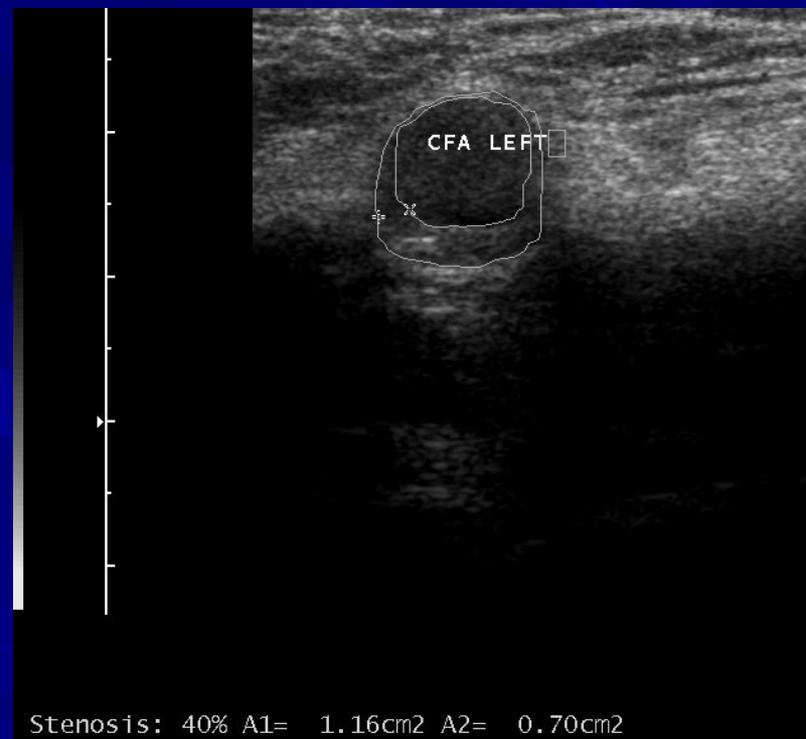
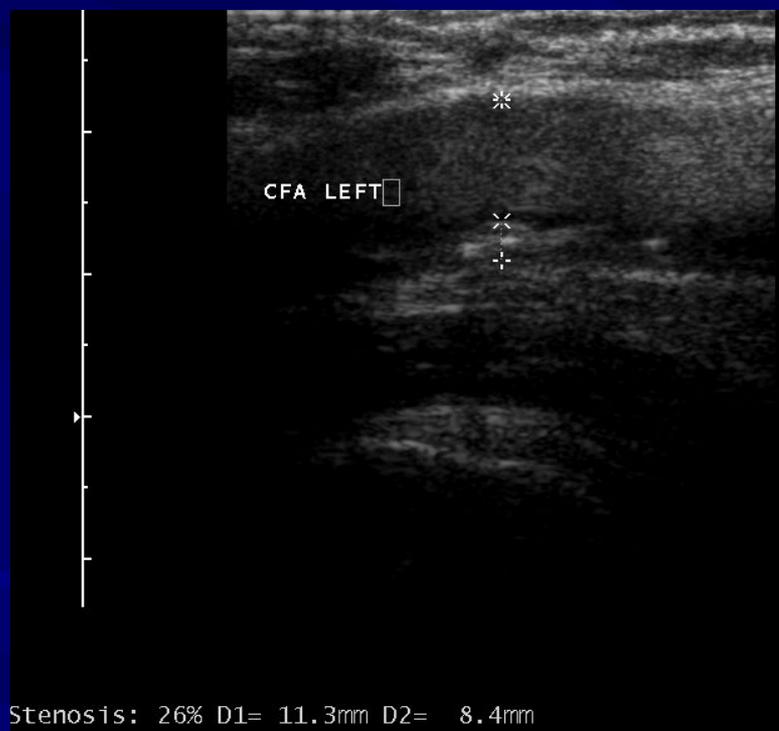
# ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ПЛОЩАДИ ПОПЕРЕЧНОГО СЕЧЕНИЯ)



# ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА (ОТНОСИТЕЛЬНО ПЛОЩАДИ ПОПЕРЕЧНОГО СЕЧЕНИЯ)



# ИЗМЕРЕНИЕ СТЕПЕНИ СУЖЕНИЯ ПРОСВЕТА СОСУДА

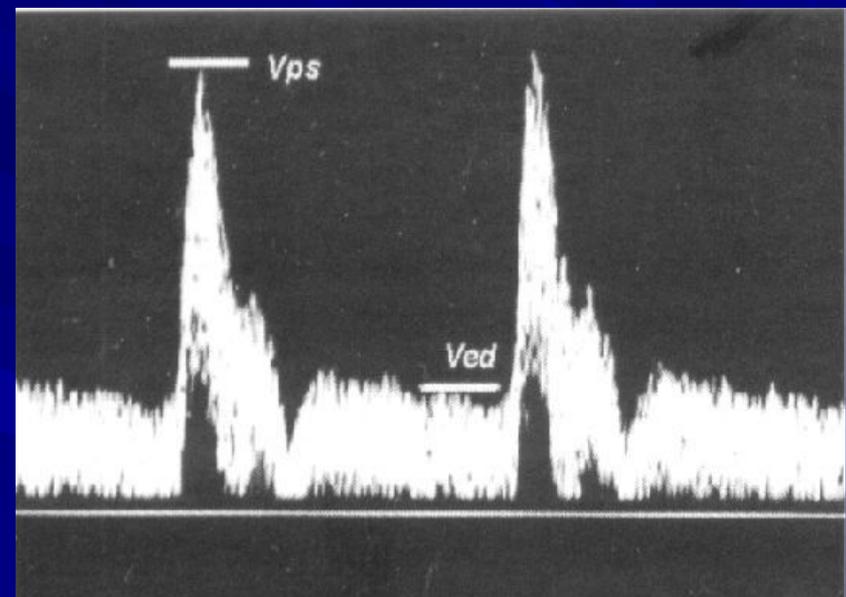
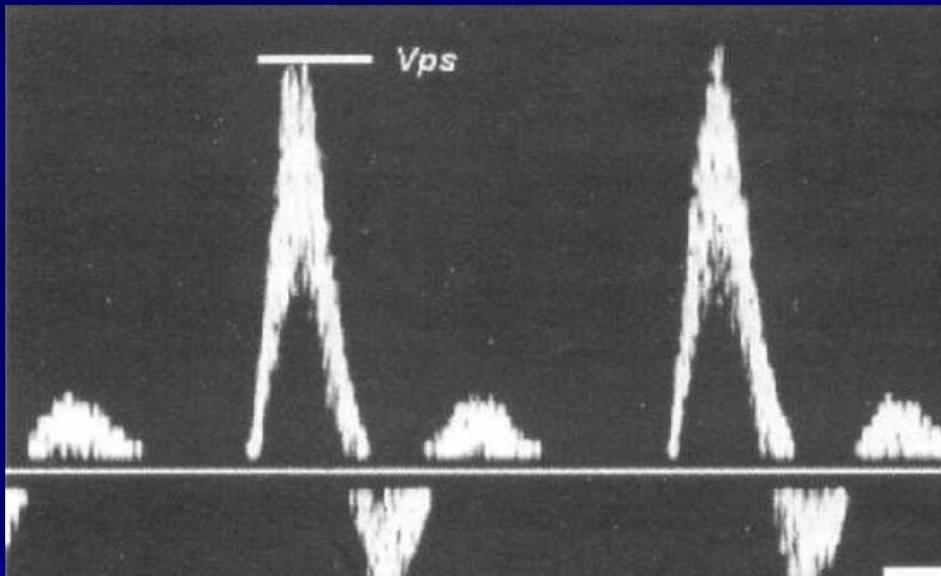


## КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ ИЗМЕРЕНИЯ В СПЕКТРАЛЬНОМ РЕЖИМЕ:

- 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);

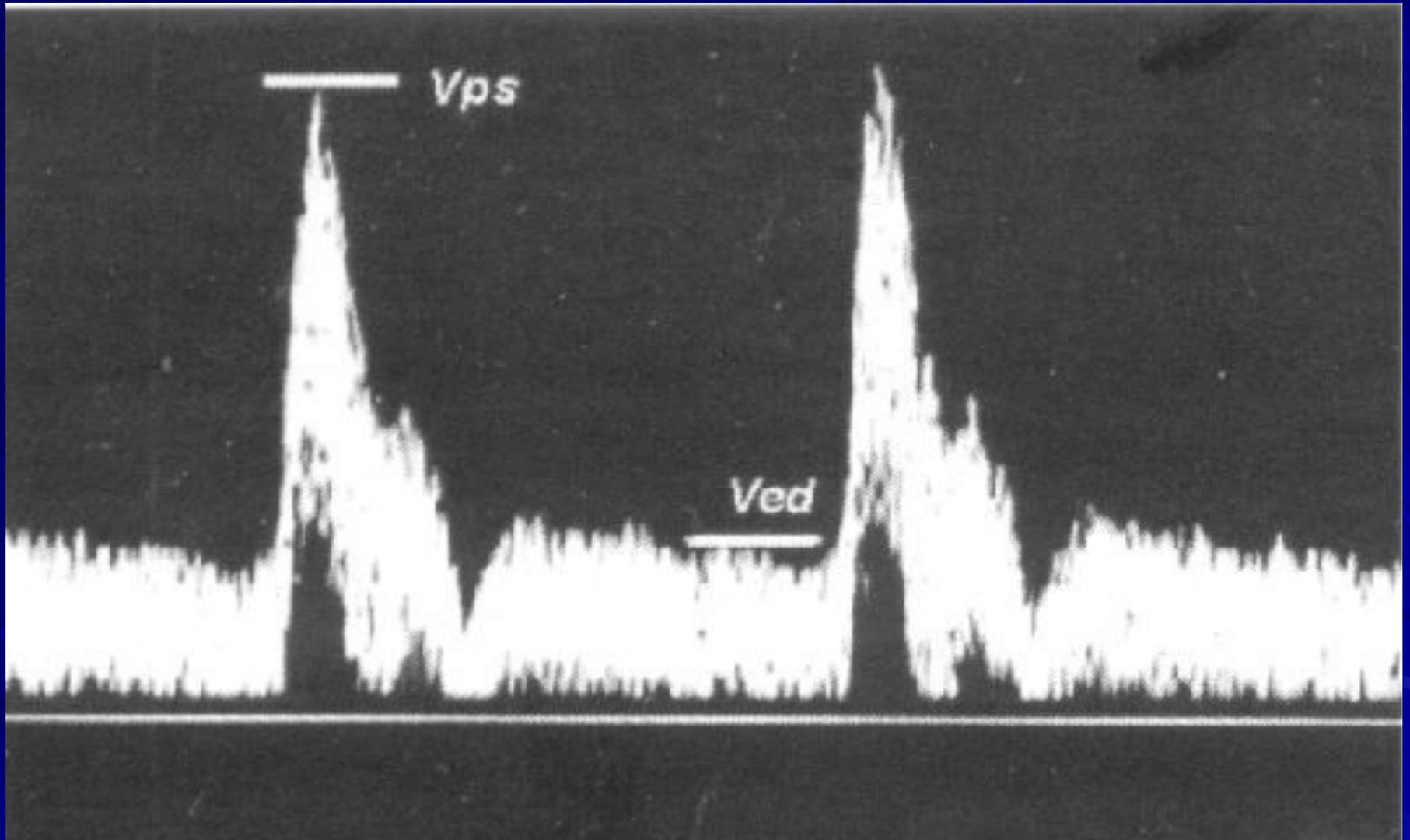
- 8. Индекс спектрального расширения (SBI);
- 9. Систоло-диастолическое соотношение (S/D);
- 10. Время ускорения (AT);
- 11. Индекс ускорения (AI);
- 12. Объемная скорость кровотока.

Пиковая систолическая скорость кровотока характеризует амплитуду систолического пика.



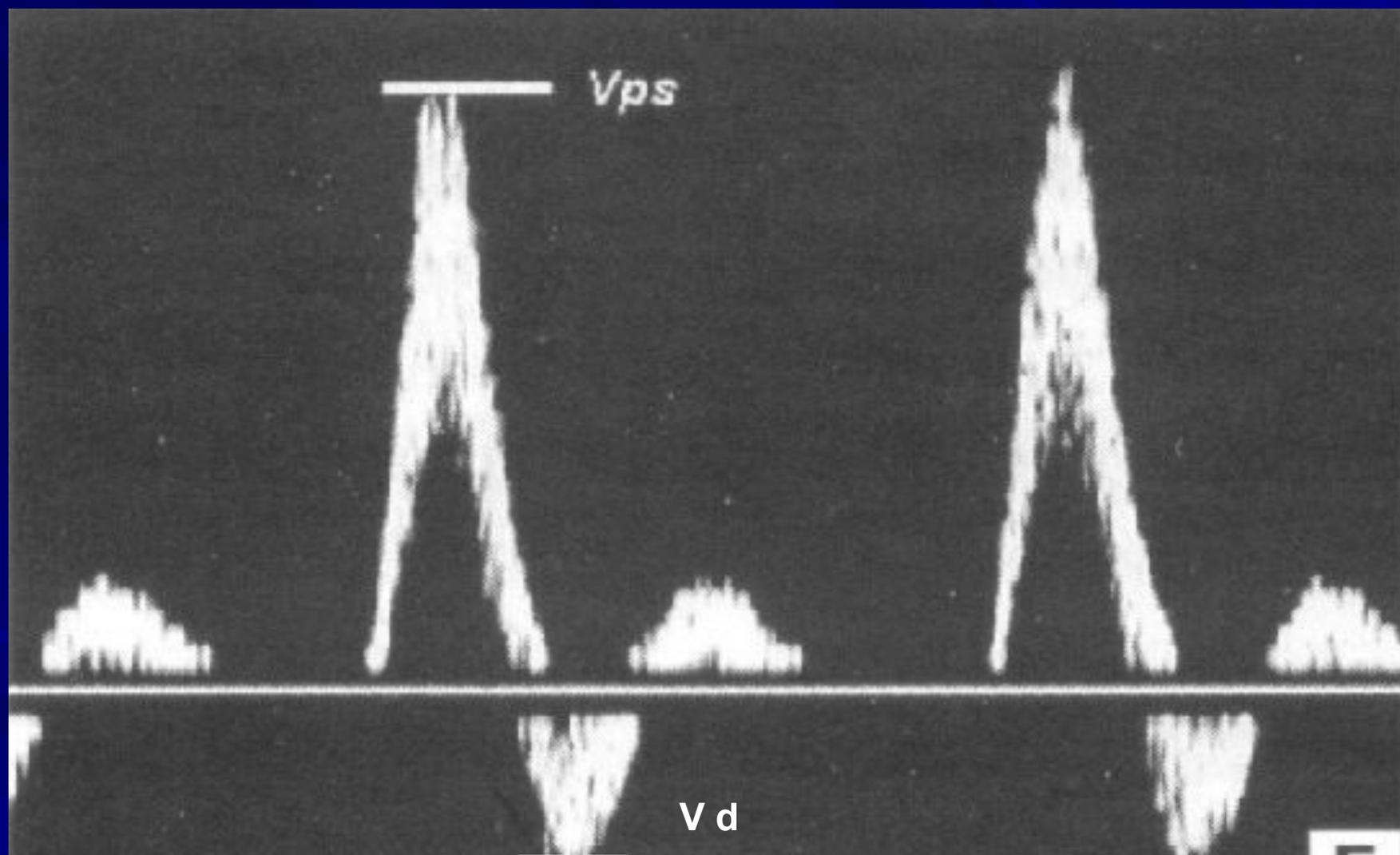
- **Максимальная конечная диастолическая скорость**-максимальная величина скорости кровотока в конце диастолы.

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



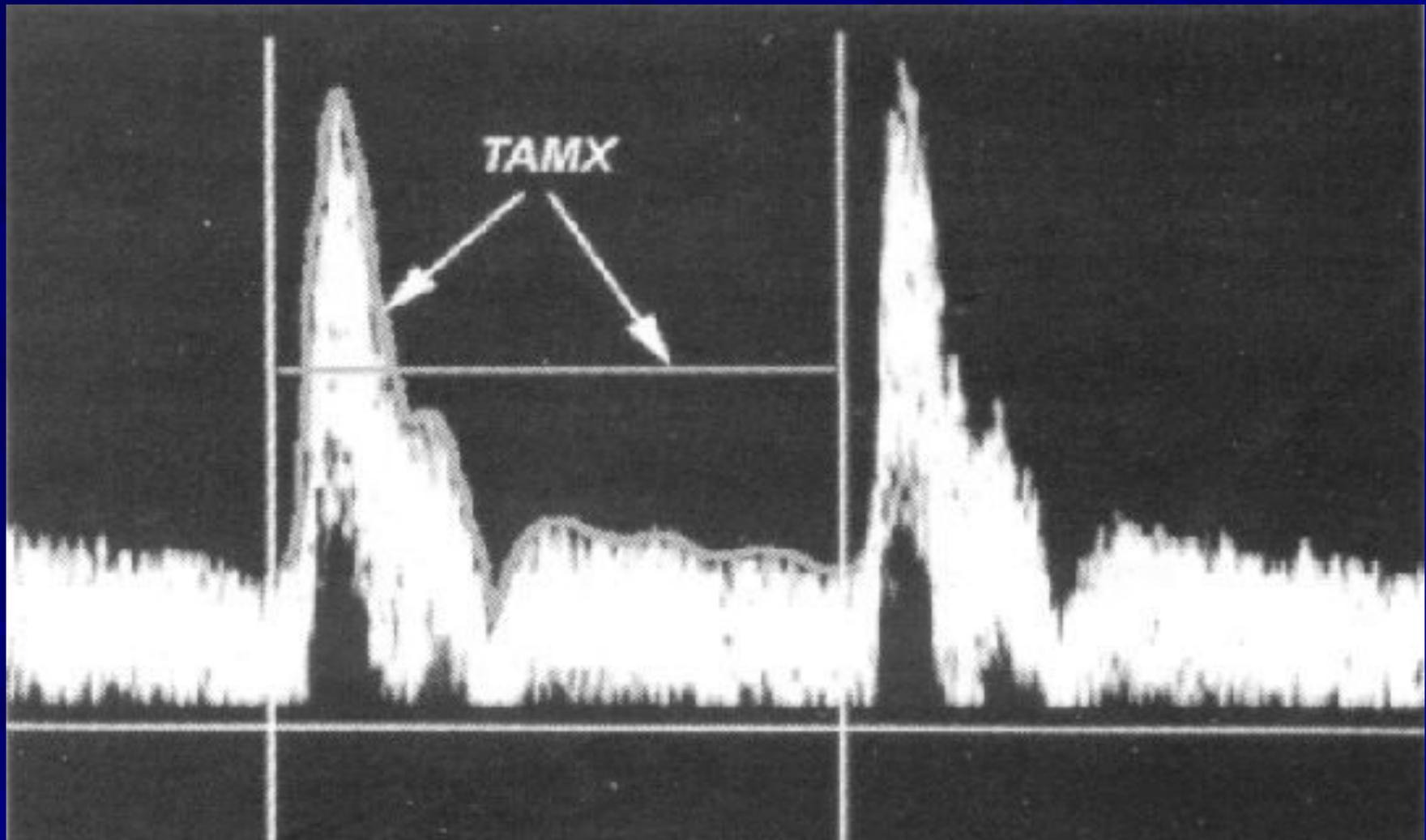
- **Диастолическая скорость кровотока** характеризует амплитуду отрицательного компонента в артериях с высоким периферическим сопротивлением.

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

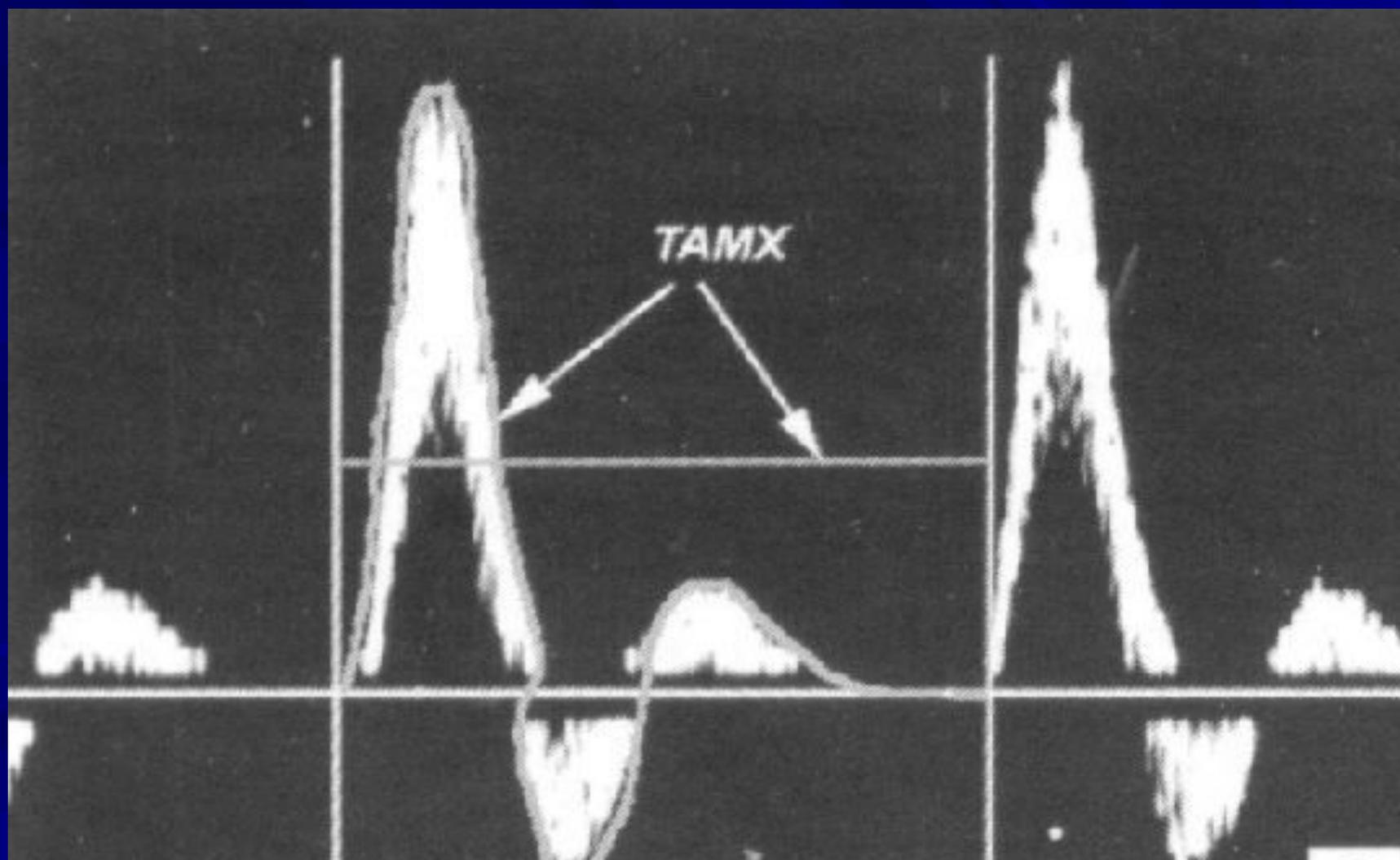


**Усредненная по времени  
максимальная скорость кровотока-**  
результат усреднения скоростных  
составляющих огибающей  
доплеровского спектра за один или  
несколько сердечных циклов.

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

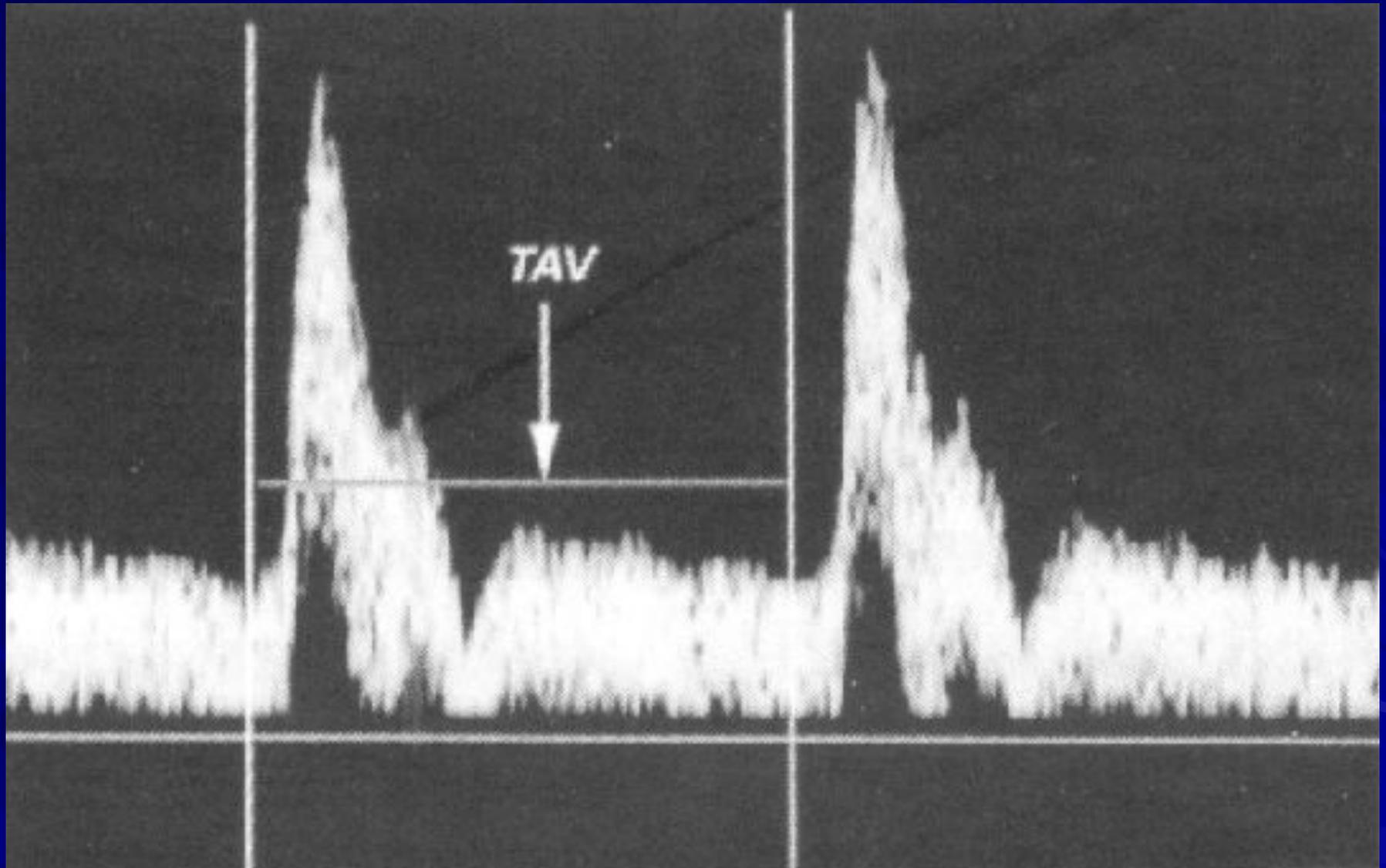


# ИЗМЕРЕНИЕ УСРЕДНЕННОЙ ПО ВРЕМЕНИ МАКСИМАЛЬНОЙ СКОРОСТИ ДЛЯ АРТЕРИЙ С ВЫСОКИМ ПЕРИФЕРИЧЕСКИМ СОПРОТИВЛЕНИЕМ

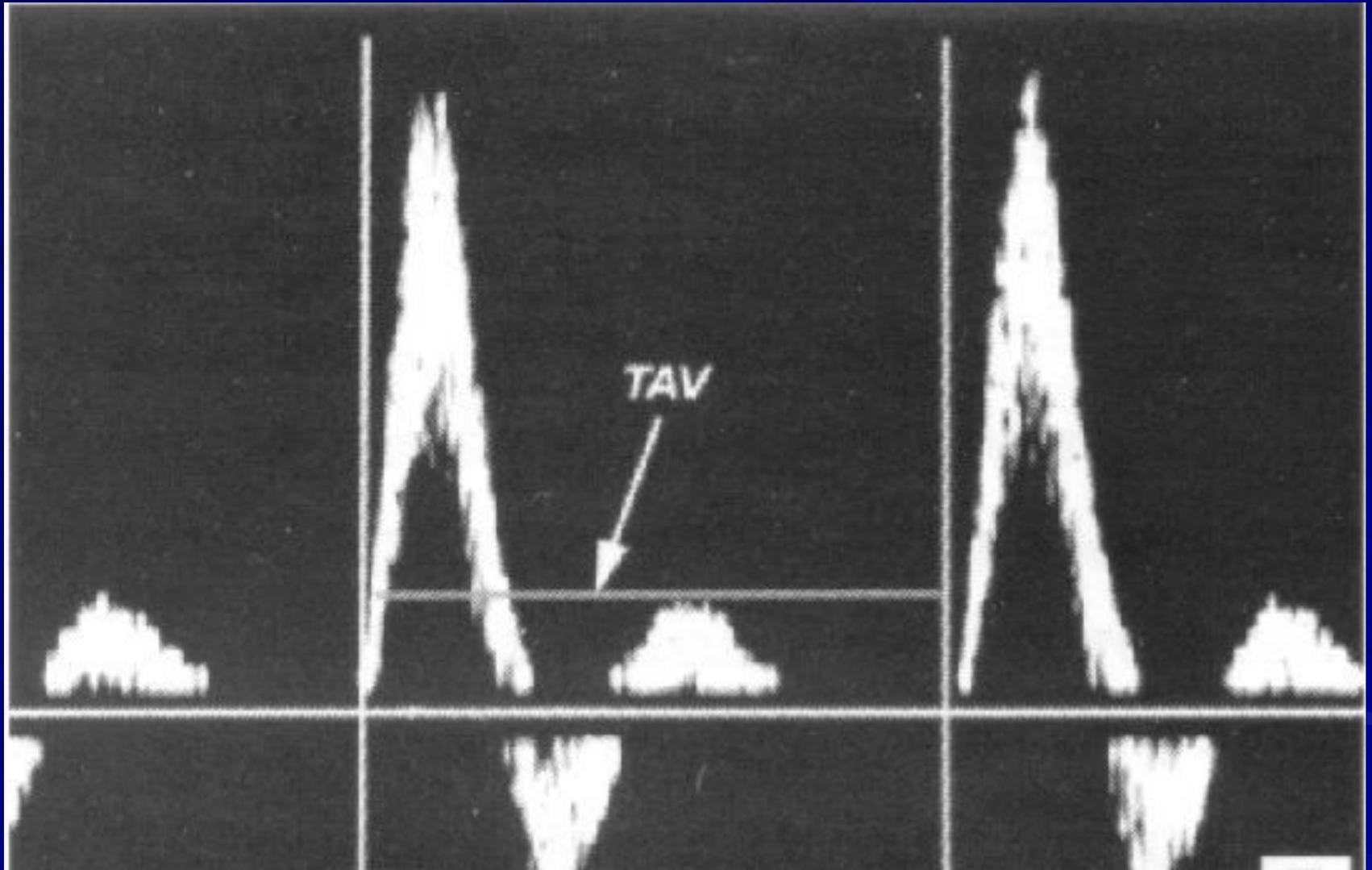


- **Усредненная по времени средняя скорость кровотока** – результат усреднения всех составляющих доплеровского спектра за один или несколько сердечных сокращений.

# 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