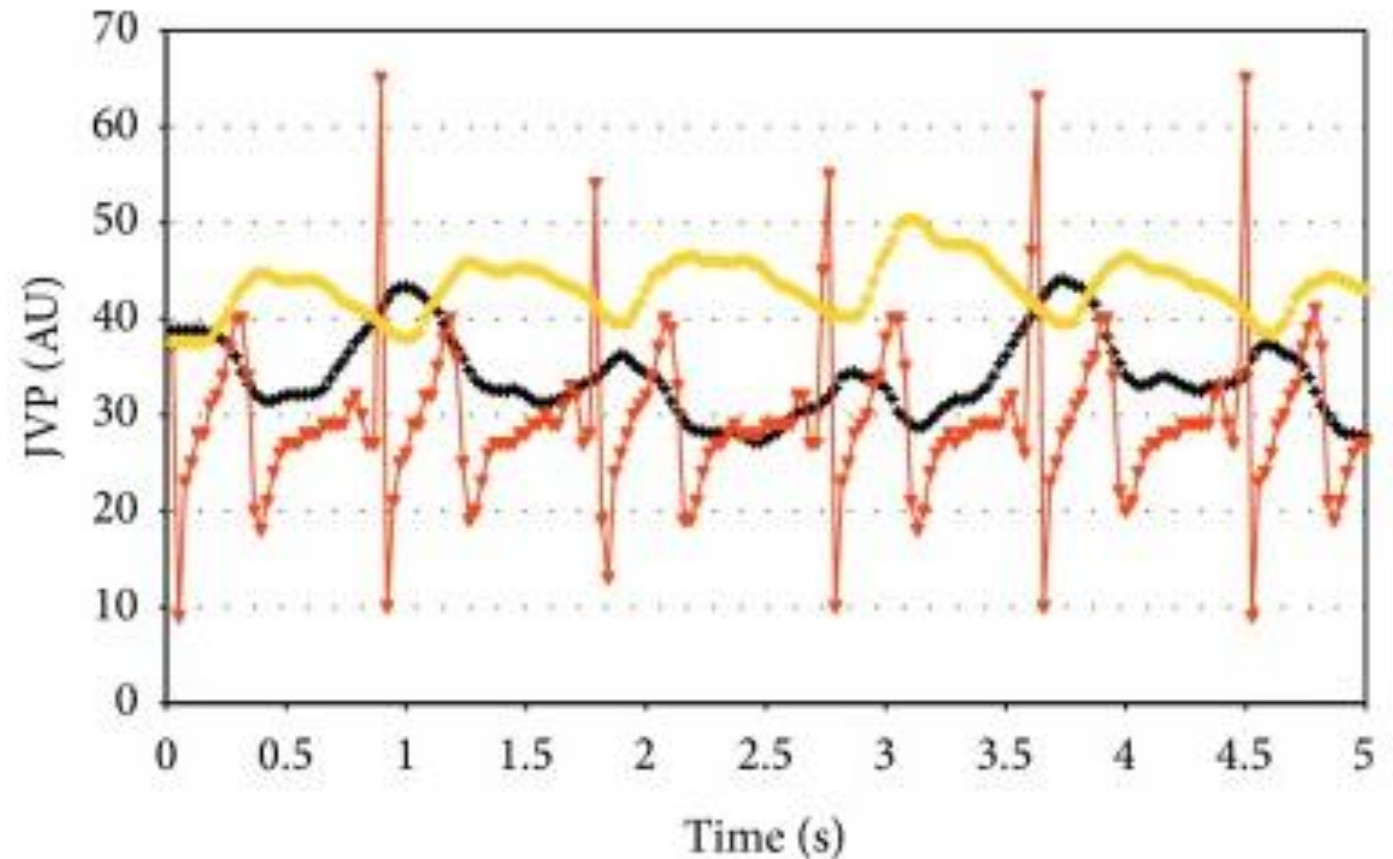


A Circulação em Corrente Alternada (AC)

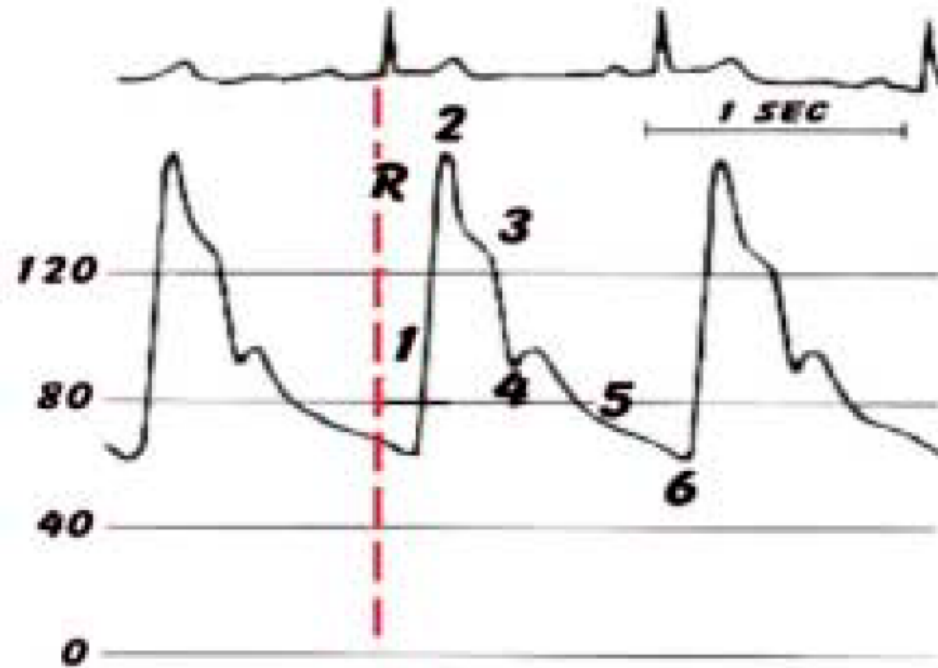
Constatando o processo cíclico na circulação

- Em vermelho, ECG, em amarelo, onda de distensão carotídea, em preto, pulso venoso jugular
- Note as relações temporais entre os eventos



Constatando o processo cíclico na circulação

- Componentes da forma de onda normal na aorta



1. systolic upstroke
2. systolic peak pressure
3. systolic decline
4. dicrotic notch
5. diastolic runoff
6. end-diastolic pressure

(From Mark JB: Atlas of Cardiovascular Monitoring. New York, Churchill Livingstone, 1998: figure 8-1)

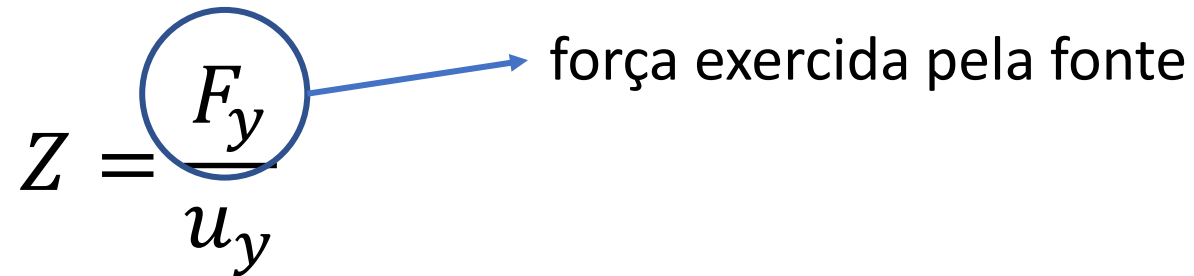
Impedância (Z)

- Impedância é a resistência que surge a um fluxo de característica oscilatória
- A impedância depende da frequência do fenômeno cíclico frente a características físicas do sistema
- Assim, um sistema têm uma frequência natural de oscilação na qual a impedância oferecida é a menor

$$Z = \frac{F_y}{u_y}$$

Impedância (Z)

- Impedância é a resistência que surge a um fluxo de característica oscilatória
- A impedância depende da frequência do fenômeno cíclico frente a características físicas do sistema
- Assim, um sistema têm uma frequência natural de oscilação na qual a impedância oferecida é a menor

$$Z = \frac{F_y}{u_y}$$


força exercida pela fonte

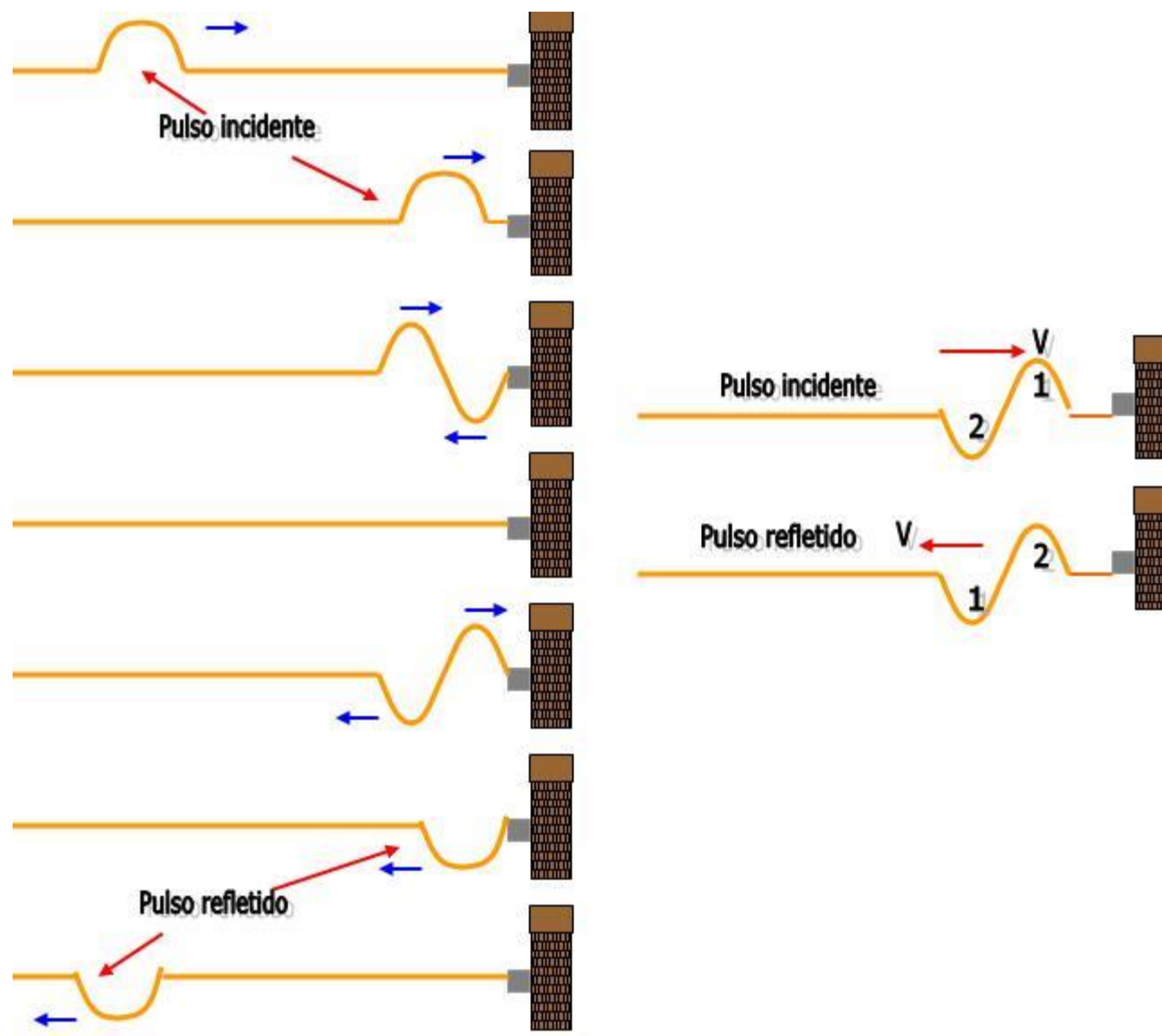
Impedância (Z)

- Impedância é a resistência que surge a um fluxo de característica oscilatória
- A impedância depende da frequência do fenômeno cíclico frente a características físicas do sistema
- Assim, um sistema têm uma frequência natural de oscilação na qual a impedância oferecida é a menor

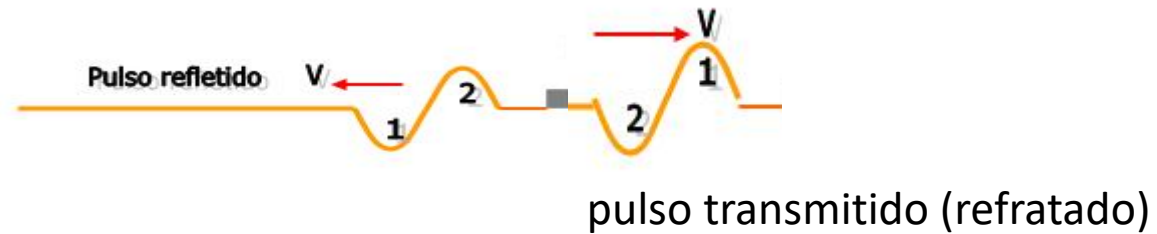
$$Z = \frac{F_y}{u_y}$$


velocidade de deslocamento transversal da parede

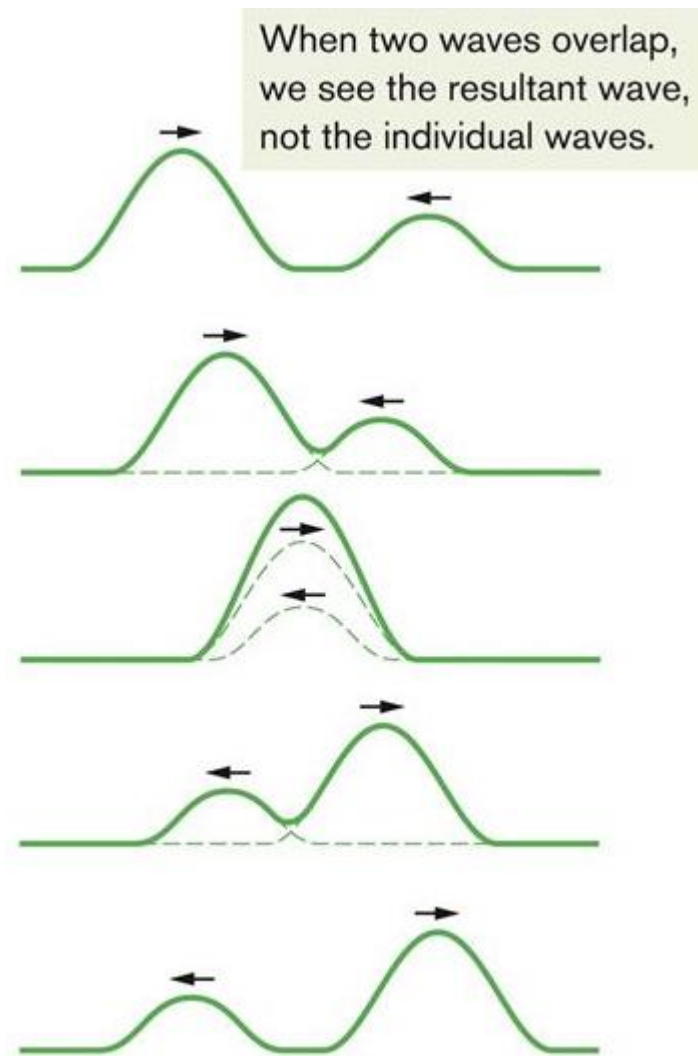
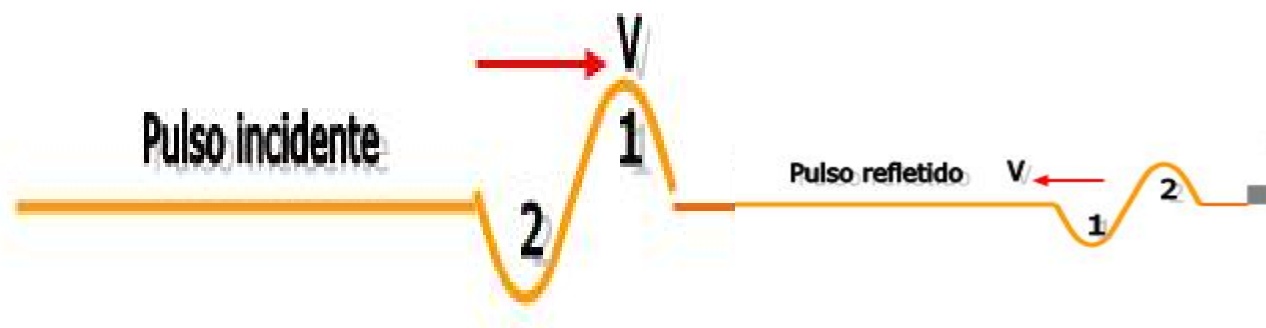
Reflexão de onda de pulso mecânica



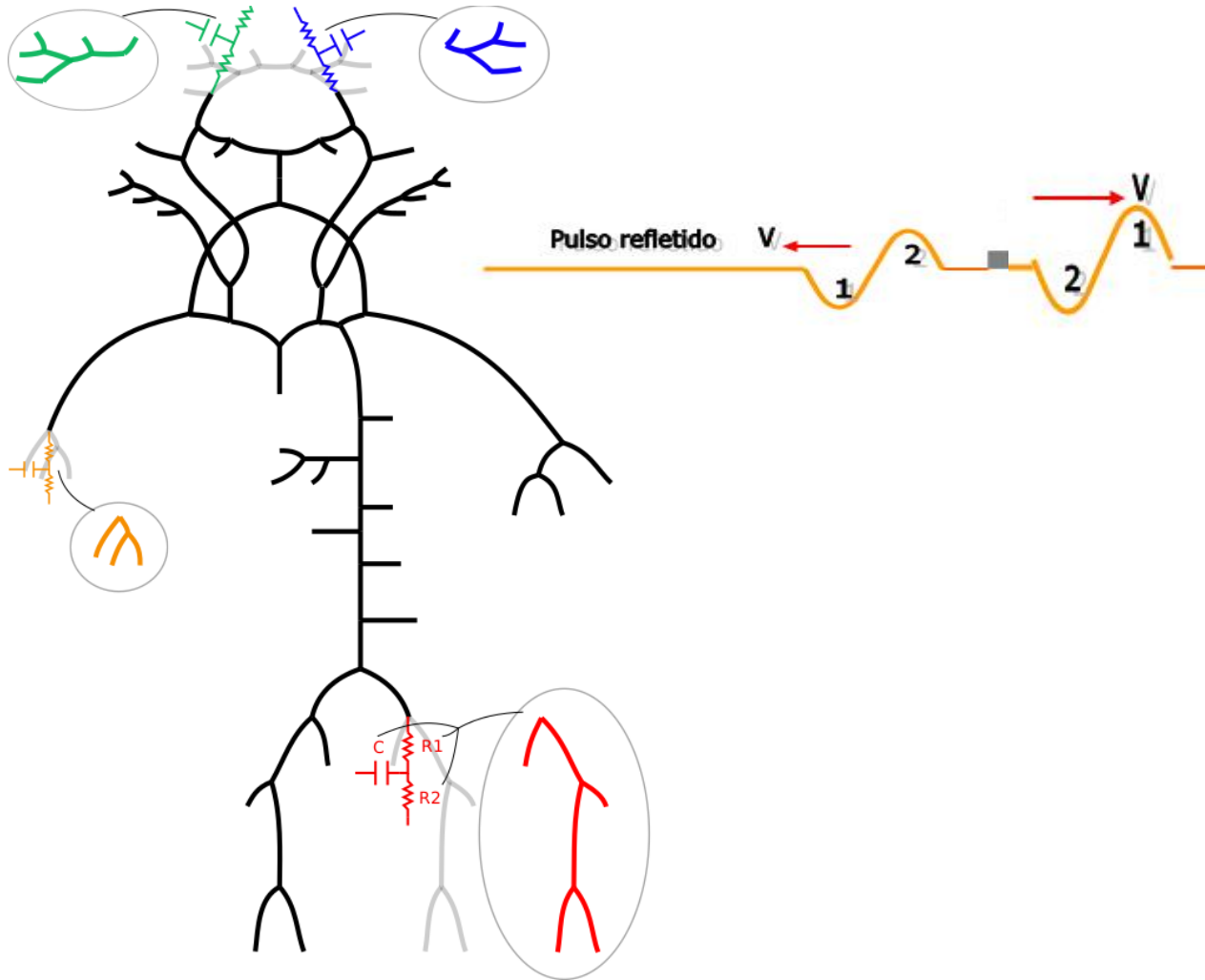
Reflexão e transmissão de onda de pulso



Interferência de ondas



Reflexão e transmissão de onda de pulso



Isto ocorre a cada ramificação da árvore arterial

Casamento de impedâncias

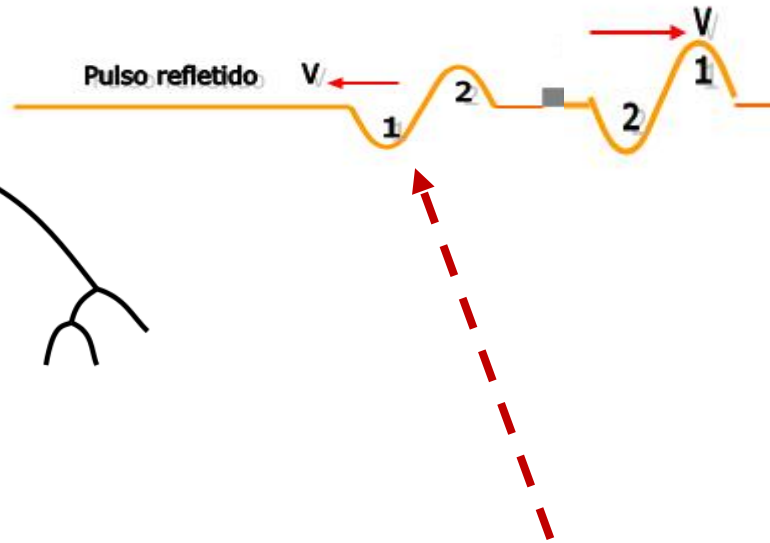
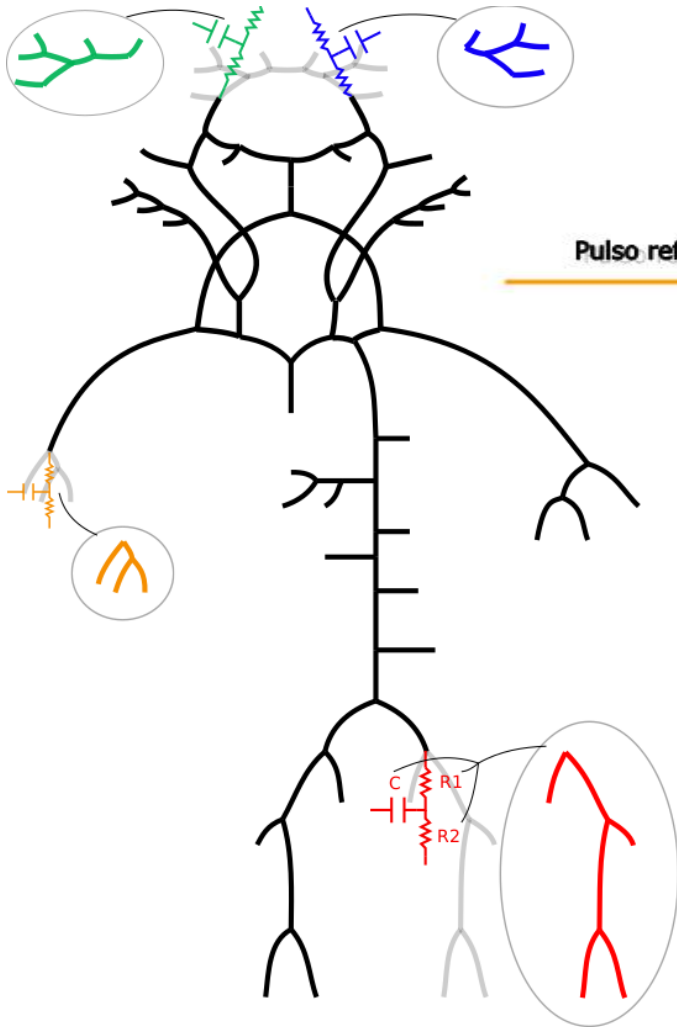
- O casamento de impedâncias diz respeito à transmissão de energia adiante num sistema AC
- Como o sistema físico (árvore arterial + sangue) tem uma frequência natural de oscilação, o casamento de impedâncias será maior ou menor dependendo da frequência cardíaca

Casamento de impedâncias

- O casamento de impedâncias diz respeito à transmissão de energia adiante num sistema AC
- Como o sistema físico (árvore arterial + sangue) tem uma frequência natural de oscilação, o casamento de impedâncias será maior ou menor dependendo da frequência cardíaca
- A passagem de uma onda de um meio 1 a um meio 2 tem a onda refletida dada por:

$$y_{refletida} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot y_{incidente}$$

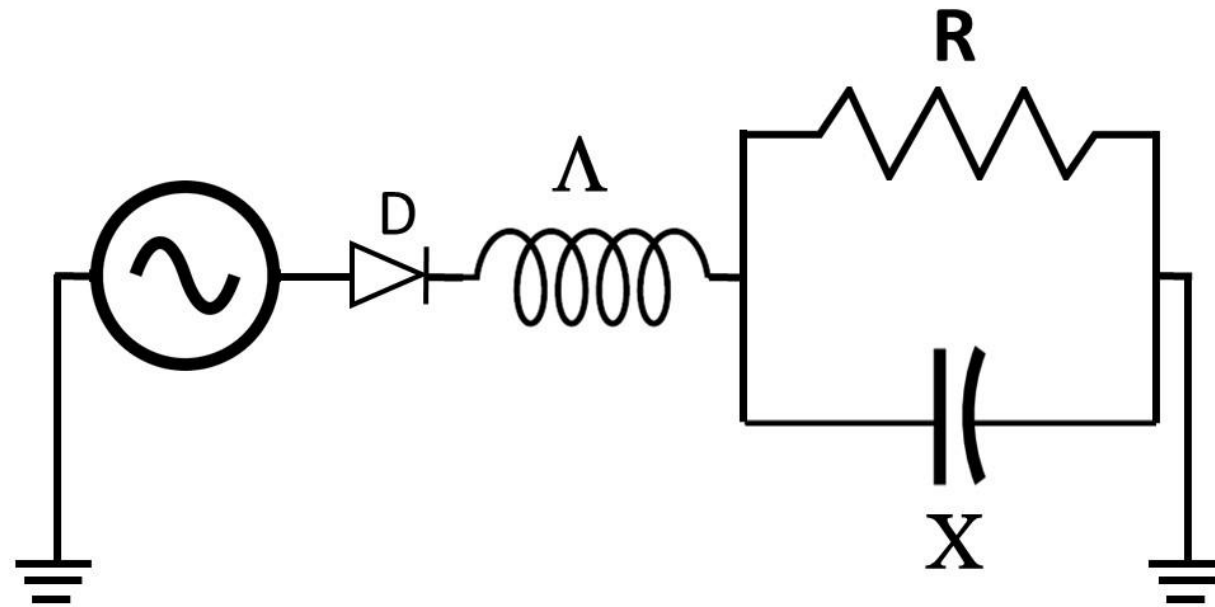
Casamento de impedâncias



- Assim, quanto maior (em valor absoluto) for a onda refletida, menor é a energia transmitida adiante no sistema

$$y_{refletida} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot y_{incidente}$$

Modelo eléctrico



Impedância

$$Z = f \cdot \Lambda + \frac{R}{f \cdot X \cdot R + 1} = \frac{f \cdot \Lambda + R + f^2 \cdot X \cdot \Lambda \cdot R}{f \cdot X \cdot R + 1}$$

$$y_{refletida} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot y_{incidente}$$

Ressonância

$$Z = f \cdot \Lambda + \frac{R}{f \cdot X \cdot R + 1} = \frac{f \cdot \Lambda + R + f^2 \cdot X \cdot \Lambda \cdot R}{f \cdot X \cdot R + 1}$$

$$y_{refletida} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot y_{incidente}$$

Onda de pulso aórtica

Aortic Input Impedance in Normal Man: Relationship to Pressure Wave Forms

JOSEPH P. MURGO, M.D., LTC, MC, NICO WESTERHOF, PH.D.,
JOHN P. GIOLMA, PH.D., CPT, MSC, AND STEPHEN A. ALTOBELLI, M.Sc., ILT, SIGC

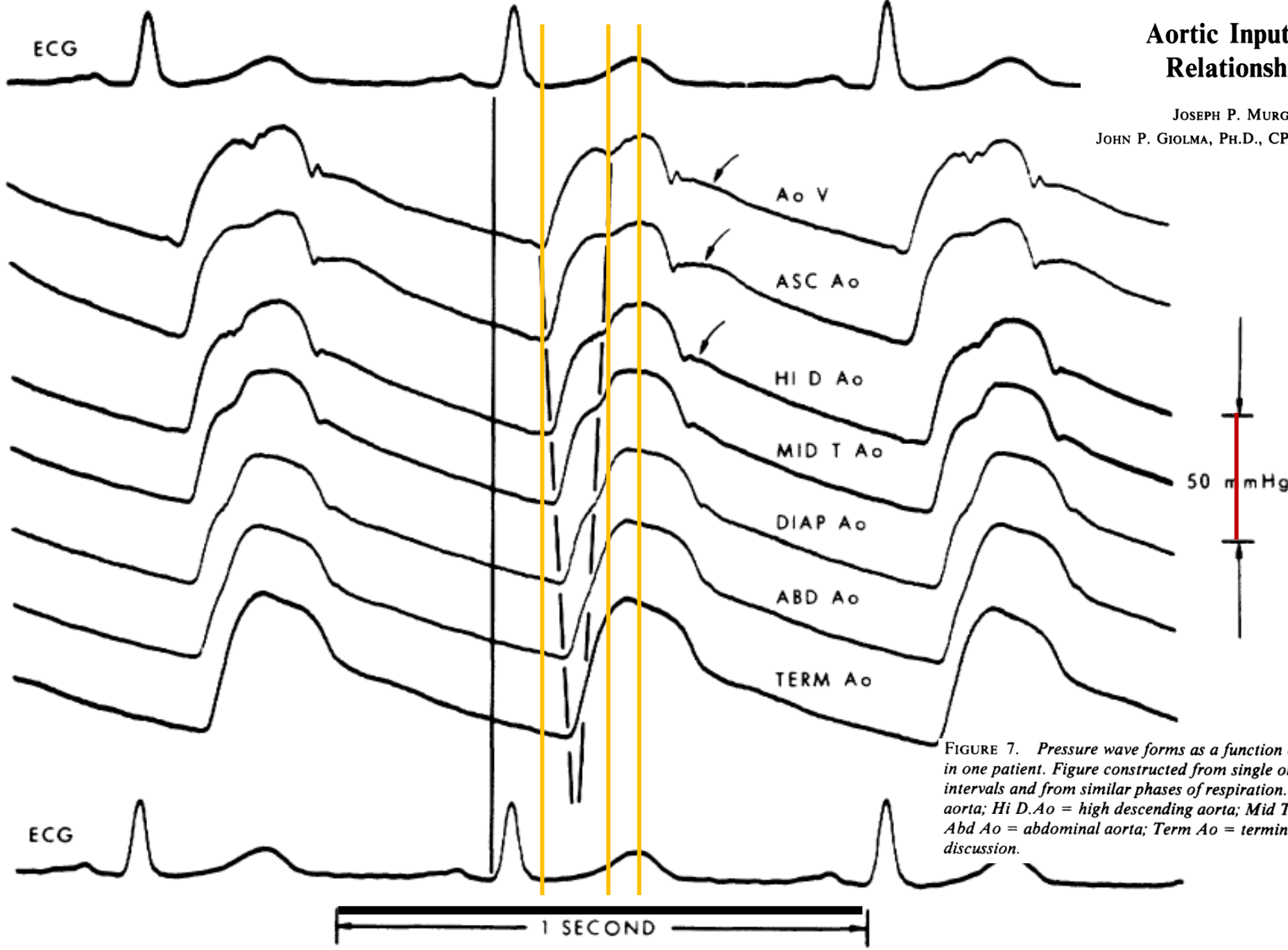


FIGURE 7. Pressure wave forms as a function of location from the ascending aorta to the iliac bifurcation in one patient. Figure constructed from single or pairs of pulses selected from cardiac cycles with equal RR intervals and from similar phases of respiration. AoV = sensor just above aortic valve; Asc Ao = ascending aorta; Hi D.Ao = high descending aorta; Mid T.Ao = midthoracic aorta; Diap Ao = diaphragmatic aorta; Abd Ao = abdominal aorta; Term Ao = terminal abdominal aorta just before iliac bifurcation. See text for discussion.

Aortic Input Impedance in Normal Man: Relationship to Pressure Wave Forms

JOSEPH P. MURGO, M.D., LTC, MC, NICO WESTERHOF, PH.D.,
JOHN P. GIOLMA, PH.D., CPT, MSC, AND STEPHEN A. ALTOBELLI, M.Sc., ILT, SIGC

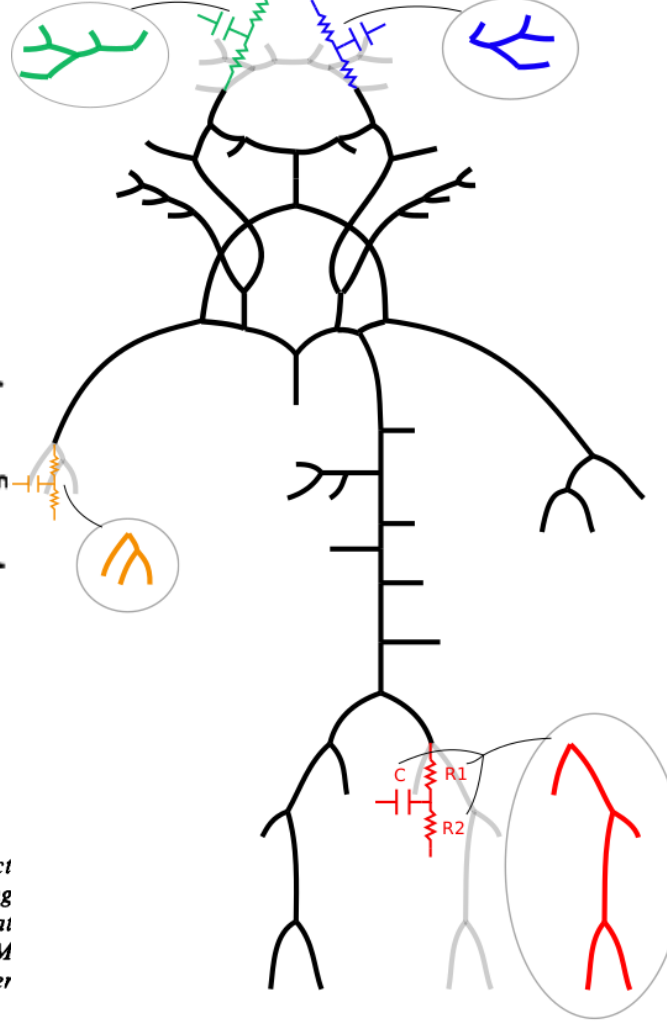
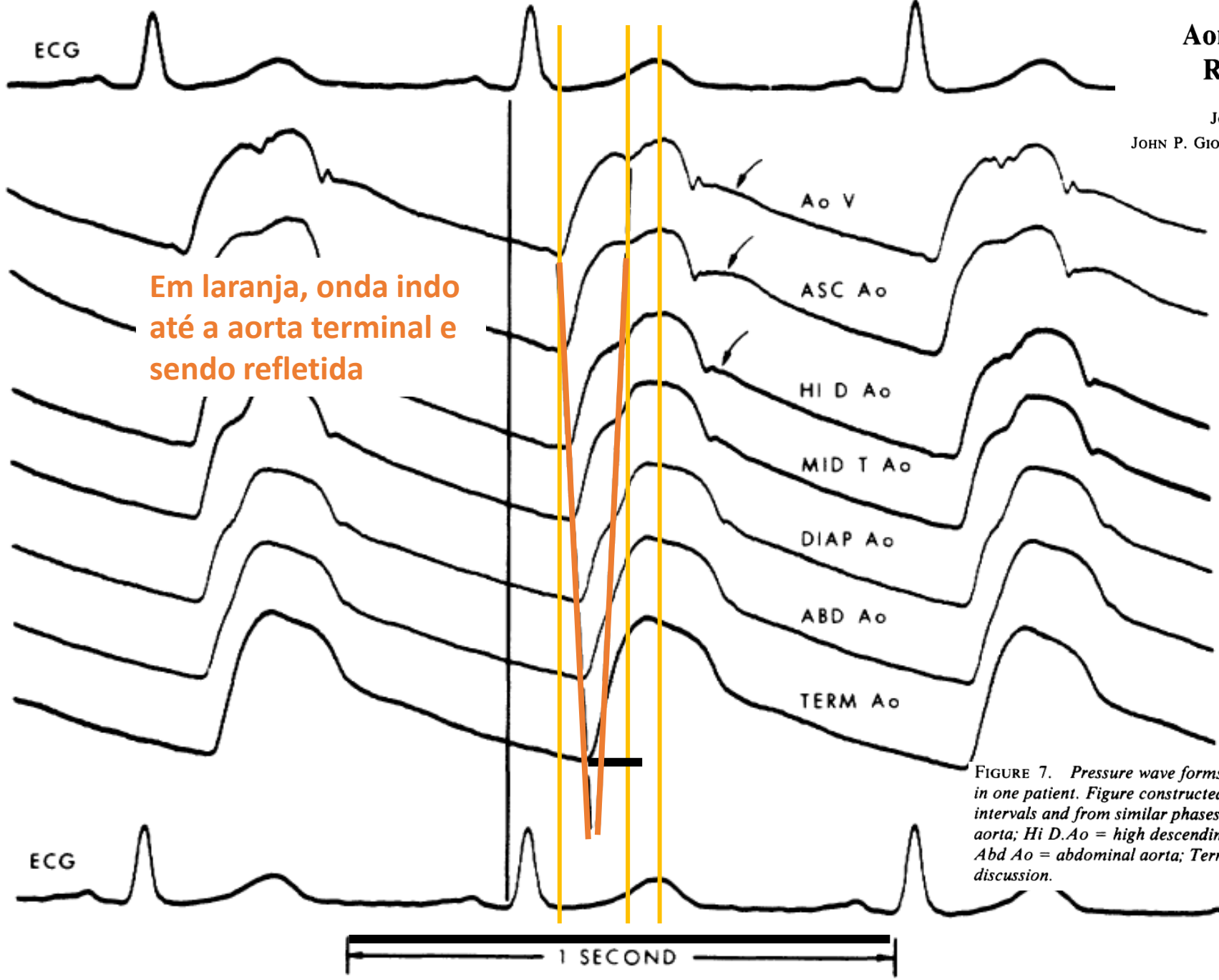
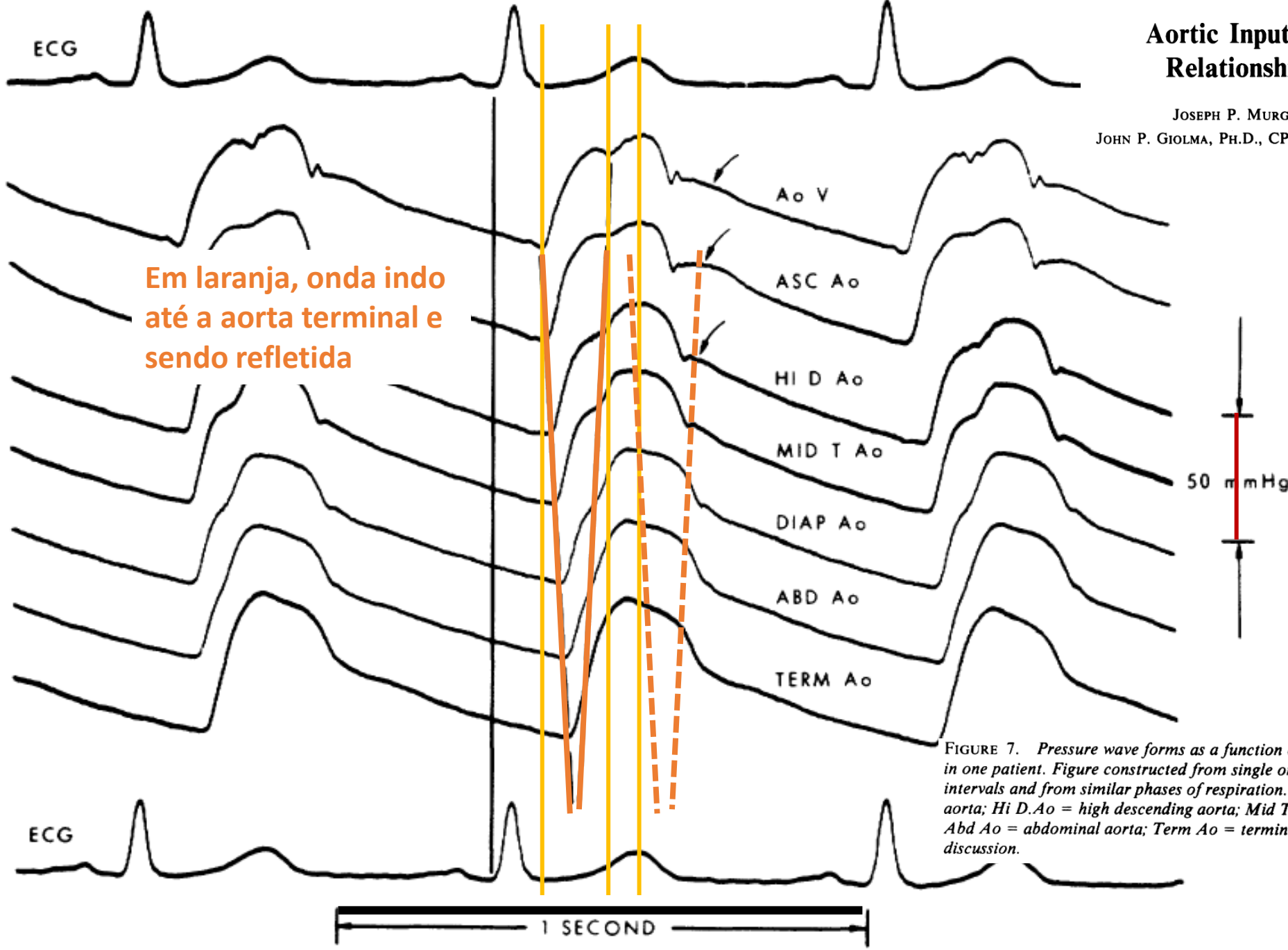


FIGURE 7. Pressure wave forms as a function of distance in one patient. Figure constructed from single intervals and from similar phases of respiratory cycle. Ao = aortic valve; ASC Ao = ascending aorta; Hi D.Ao = high descending aorta; MID T.Ao = mid descending aorta; DIAP Ao = diaphragm level; ABD Ao = abdominal aorta; Term Ao = terminal aorta.

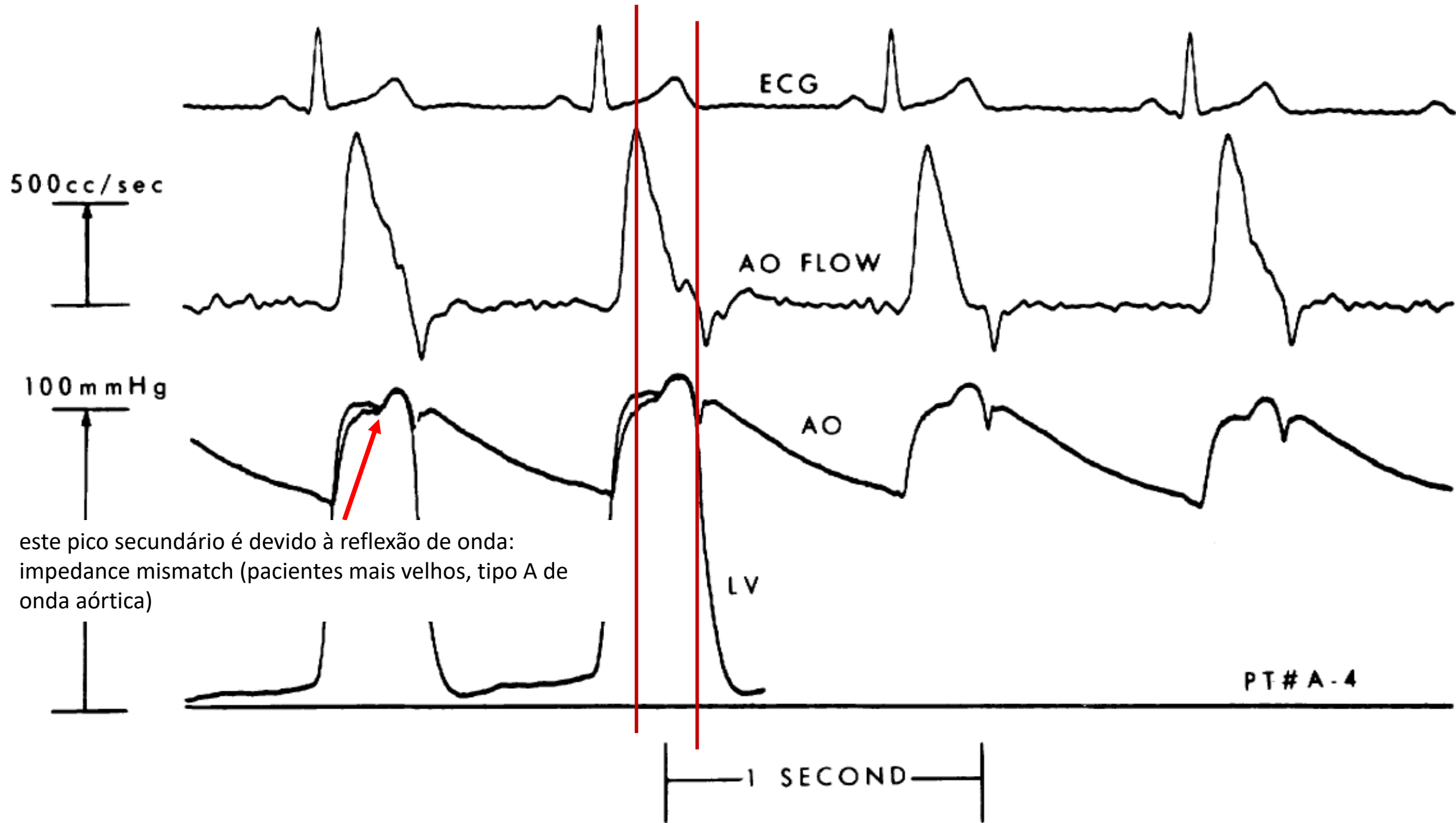
Aortic Input Impedance in Normal Man: Relationship to Pressure Wave Forms

JOSEPH P. MURGO, M.D., LTC, MC, NICO WESTERHOF, PH.D.,
JOHN P. GIOLMA, PH.D., CPT, MSC, AND STEPHEN A. ALTOBELLI, M.Sc., ILT, SIGC



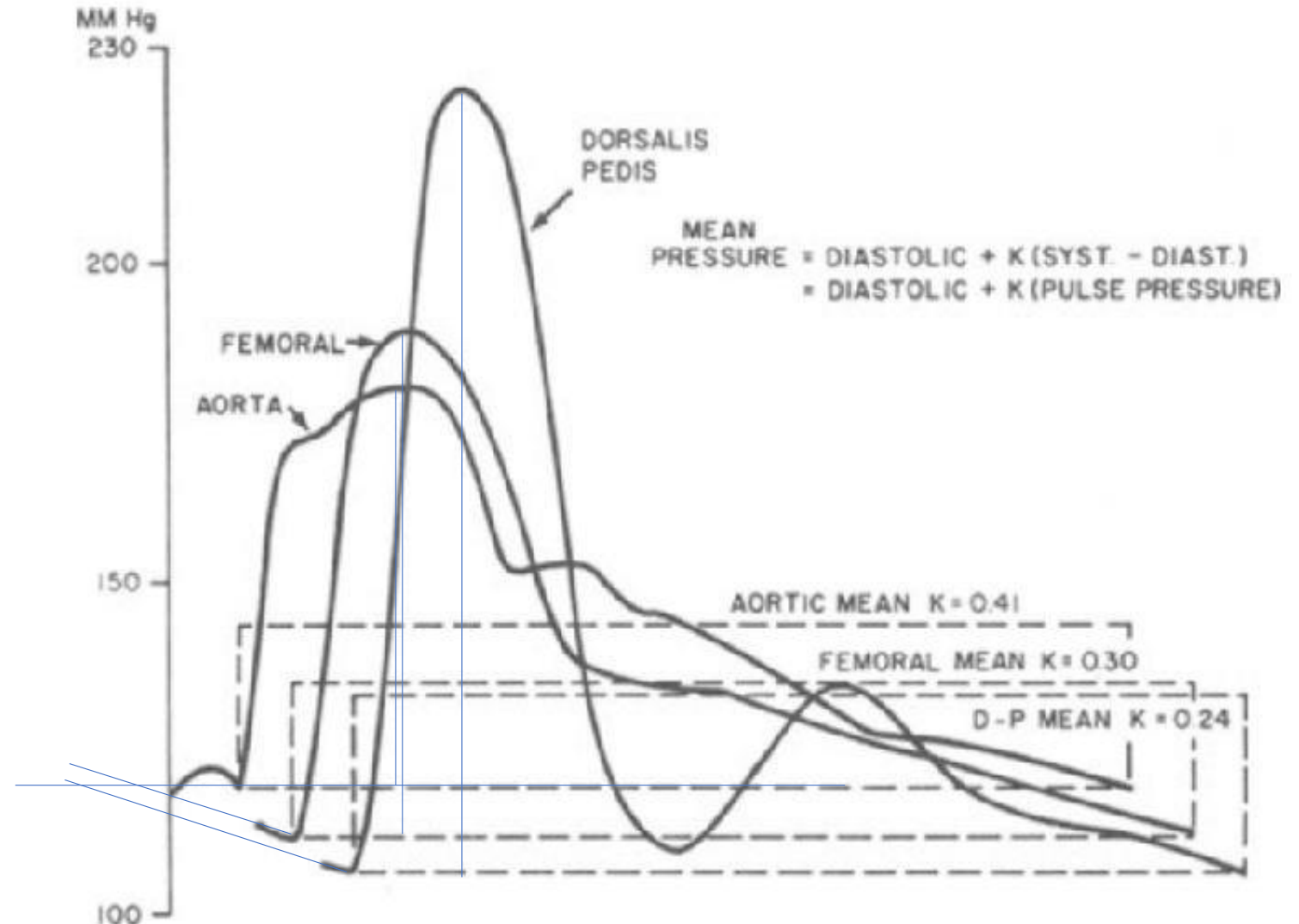
Em laranja, onda indo até a aorta terminal e sendo refletida

FIGURE 7. Pressure wave forms as a function of location from the ascending aorta to the iliac bifurcation in one patient. Figure constructed from single or pairs of pulses selected from cardiac cycles with equal RR intervals and from similar phases of respiration. AoV = sensor just above aortic valve; Asc Ao = ascending aorta; Hi D.Ao = high descending aorta; Mid T.Ao = midthoracic aorta; Diap Ao = diaphragmatic aorta; Abd Ao = abdominal aorta; Term Ao = terminal abdominal aorta just before iliac bifurcation. See text for discussion.



Ondas de pulso ao longo da árvore arterial

- Devido à somação de ondas, pode-se encontrar picos de pressão maiores em artérias mais distantes do coração



Aortic Input Impedance in Normal Man: Relationship to Pressure Wave Forms

JOSEPH P. MURGO, M.D., LTC, MC, NICO WESTERHOF, PH.D.,
JOHN P. GIOLMA, PH.D., CPT, MSC, AND STEPHEN A. ALTOBELLI, M.Sc., ILT, SIGC

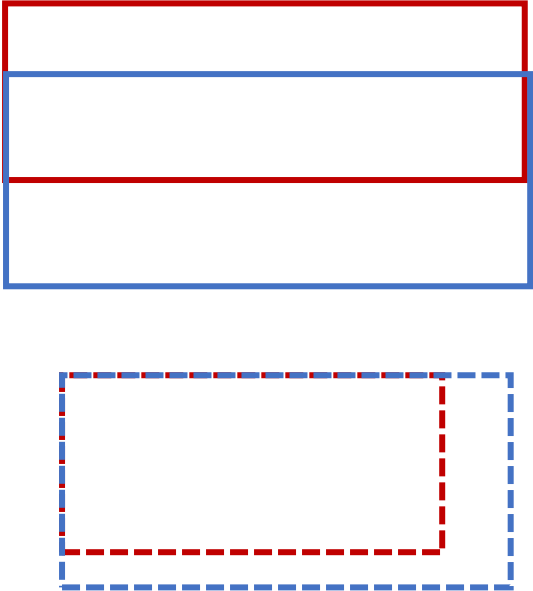
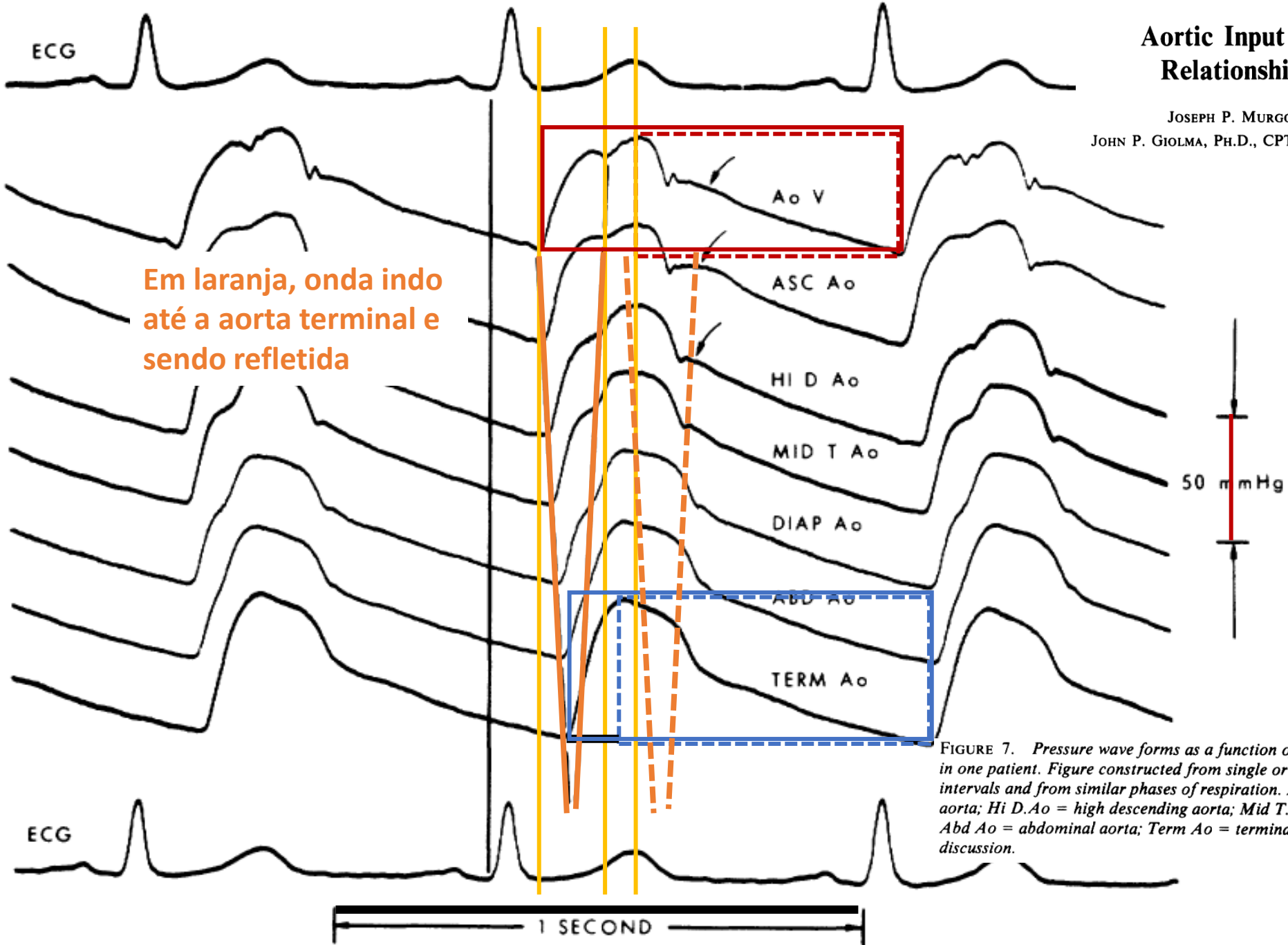
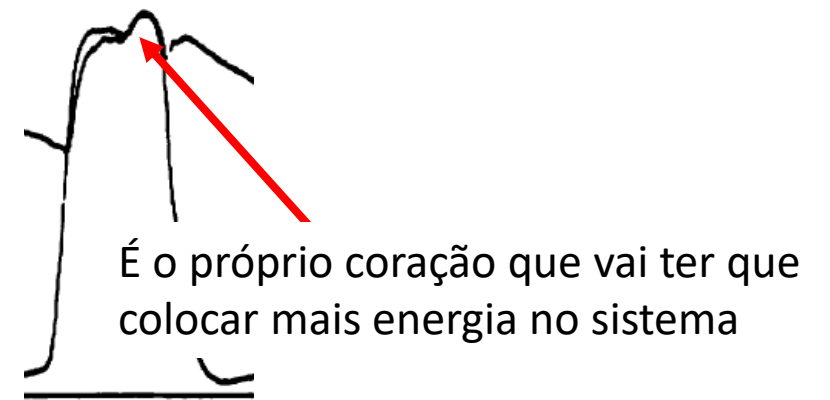
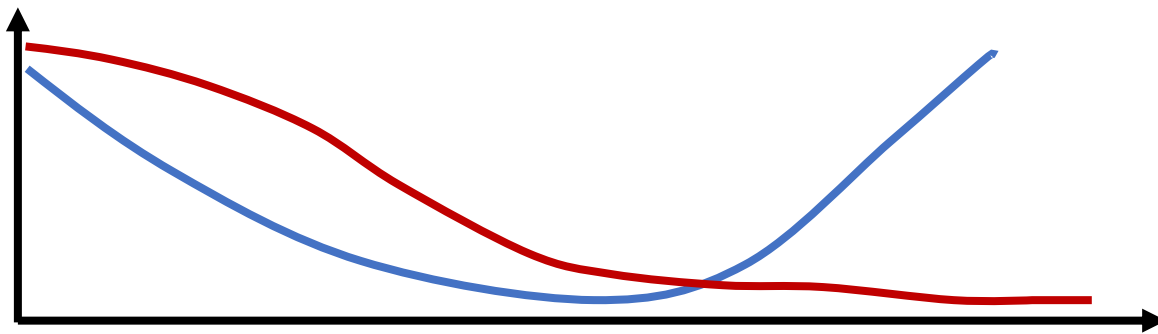


FIGURE 7. Pressure wave forms as a function of location from the ascending aorta to the iliac bifurcation in one patient. Figure constructed from single or pairs of pulses selected from cardiac cycles with equal RR intervals and from similar phases of respiration. AoV = sensor just above aortic valve; Asc Ao = ascending aorta; Hi D.Ao = high descending aorta; Mid T.Ao = midthoracic aorta; Diap Ao = diaphragmatic aorta; Abd Ao = abdominal aorta; Term Ao = terminal abdominal aorta just before iliac bifurcation. See text for discussion.

Problemas

- Como explicar pressões maiores em artérias mais distantes se é o coração o responsável por colocar energia (entalpia) no sistema?



- O que se pode prever se há pressão maior em um local mais distal?

Fluxo retrógrado

- Pode-se prever a existência de fluxo retrógrado
- Em pessoas saudáveis mais velhas detecta-se um pequeno período de fluxo reverso na aorta (chamado *fluxo trifásico*)
- O **fluxo bifásico** representa um sistema operando em condições mais adequadas que o de um fluxo trifásico. Este funcionamento mais adequado é decorrente do chamado casamento de impedâncias.

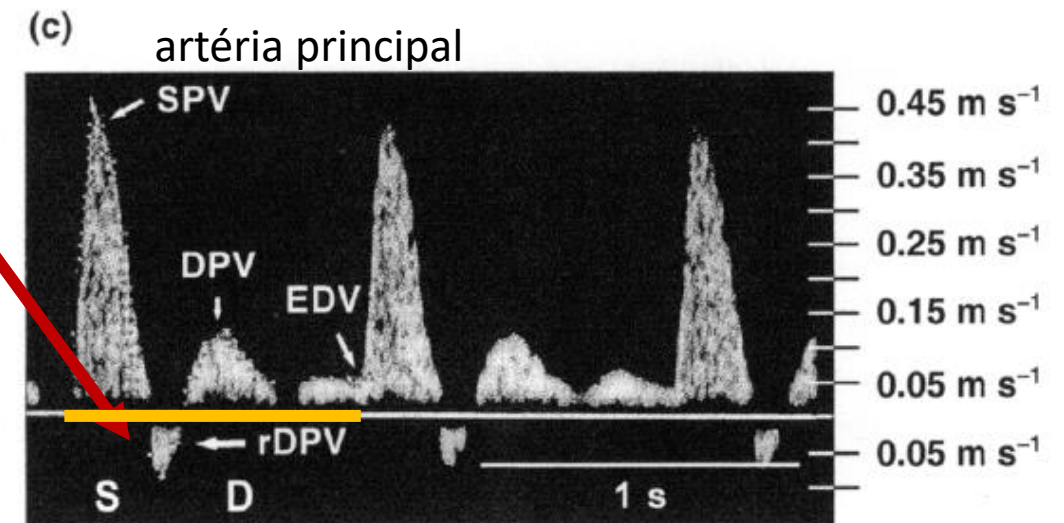
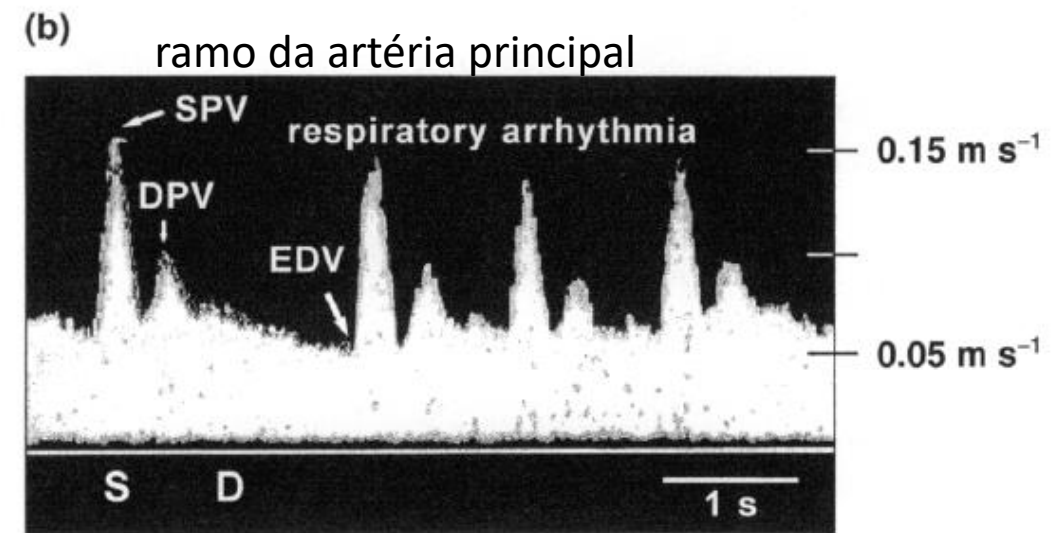
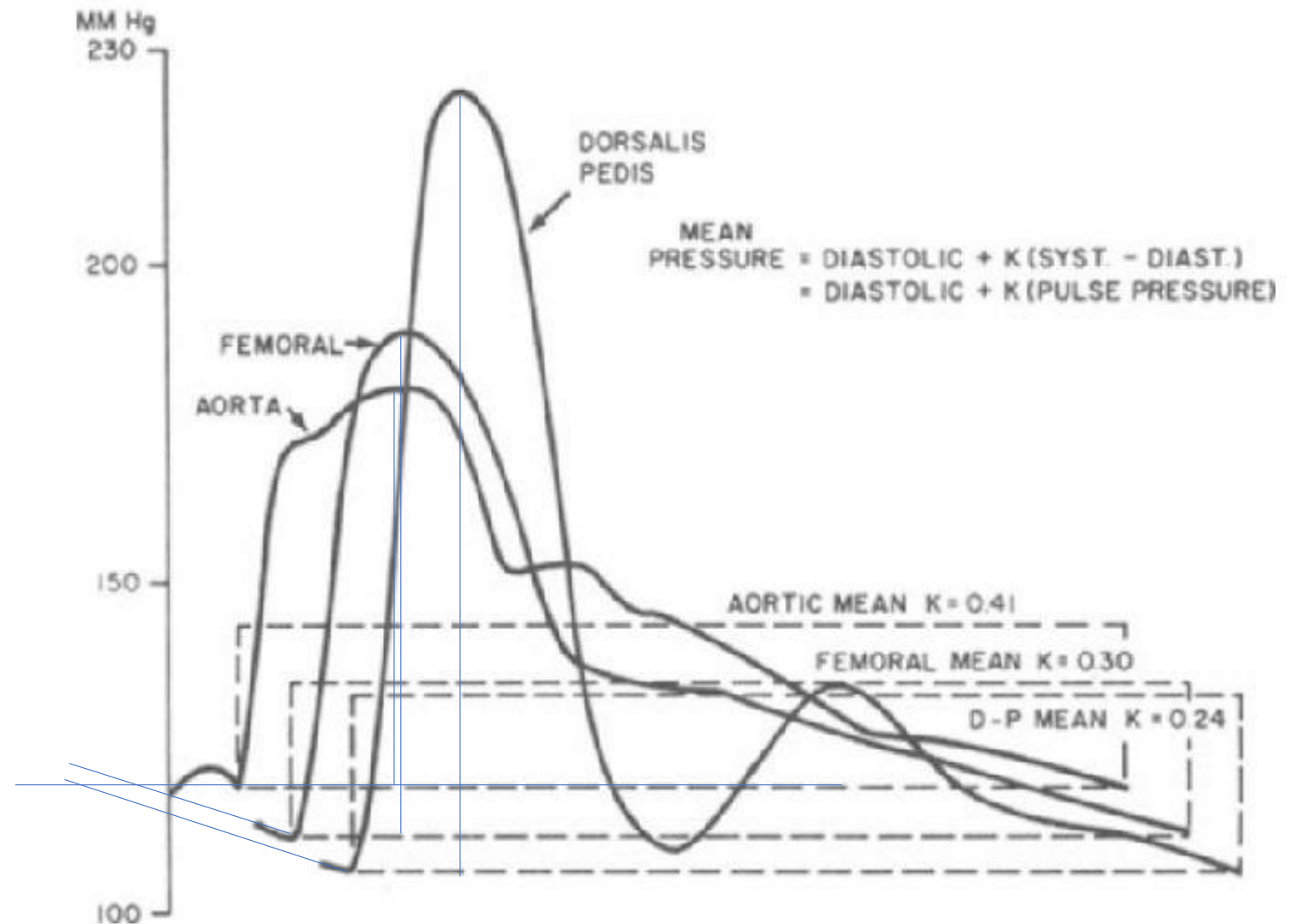
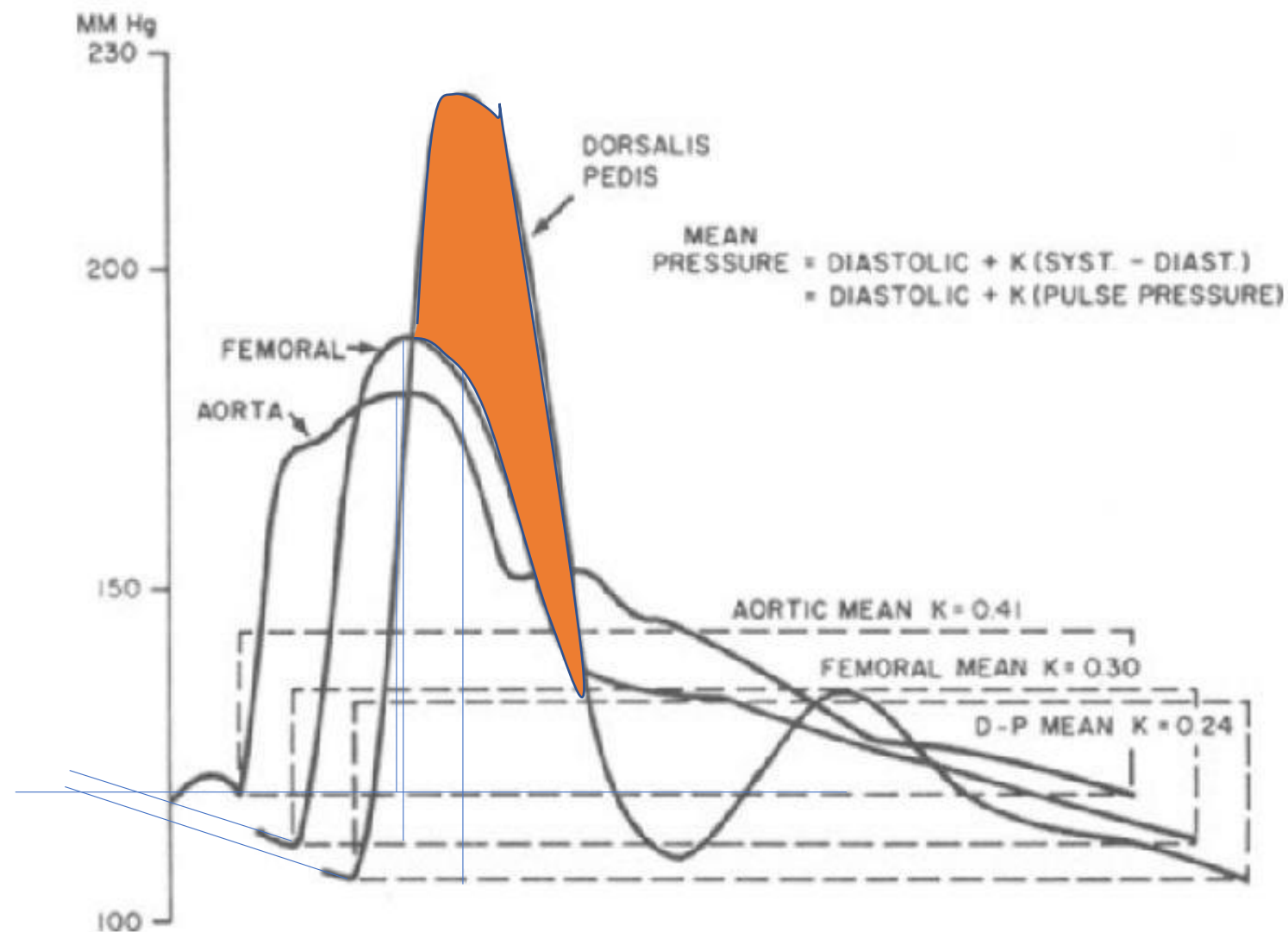


Fig. 1. Waveforms of two canine small maternal uteroplacental arteries (a, b) and one larger maternal uteroplacental artery (c) in week 3 after insemination. SPV, systolic peak velocity; DPV, diastolic peak velocity; EDV, end-diastolic velocity; rDPV, retrograde diastolic peak velocity; S, systole; D, diastole.

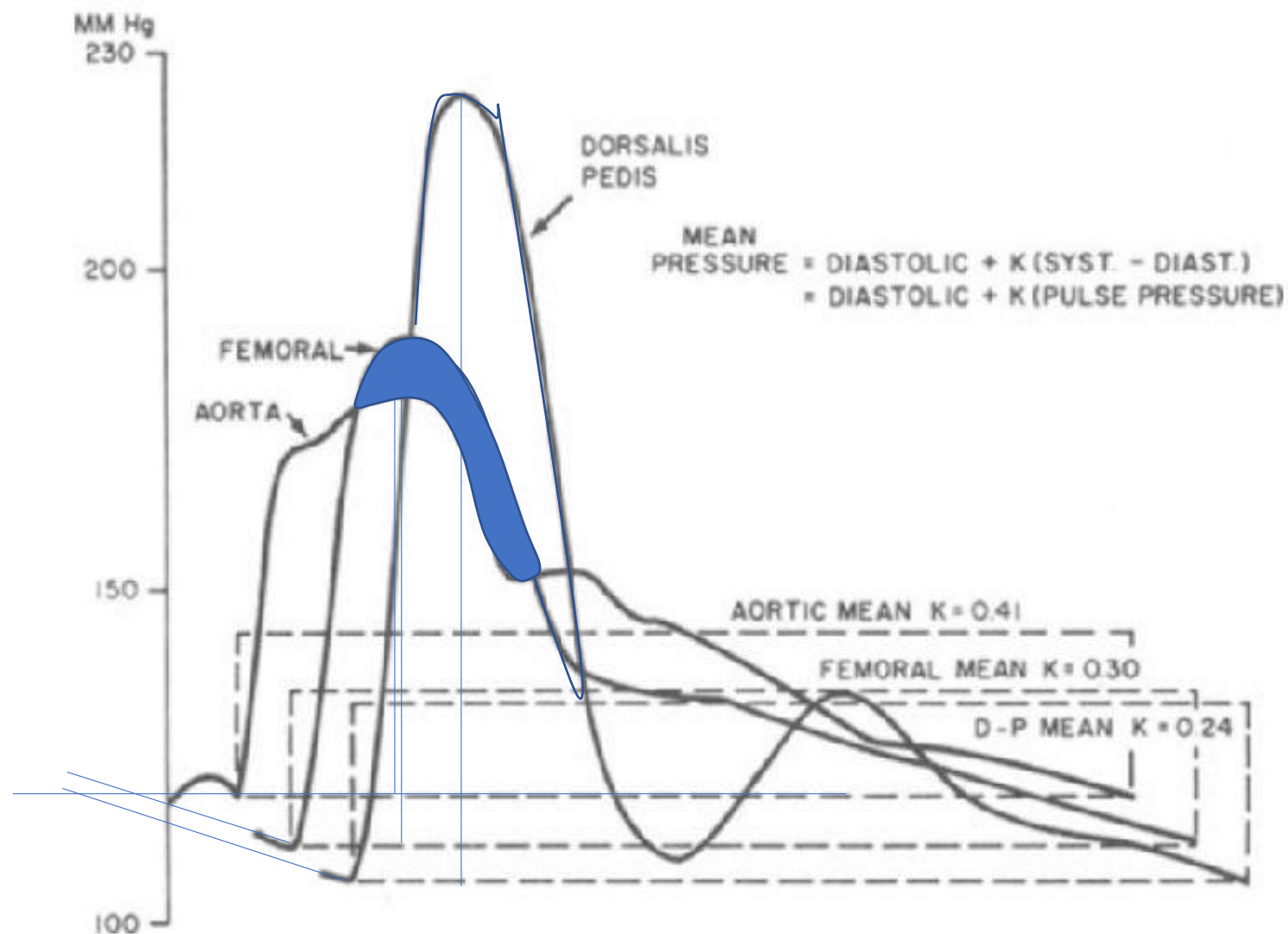
Ondas de pulso ao longo da árvore arterial



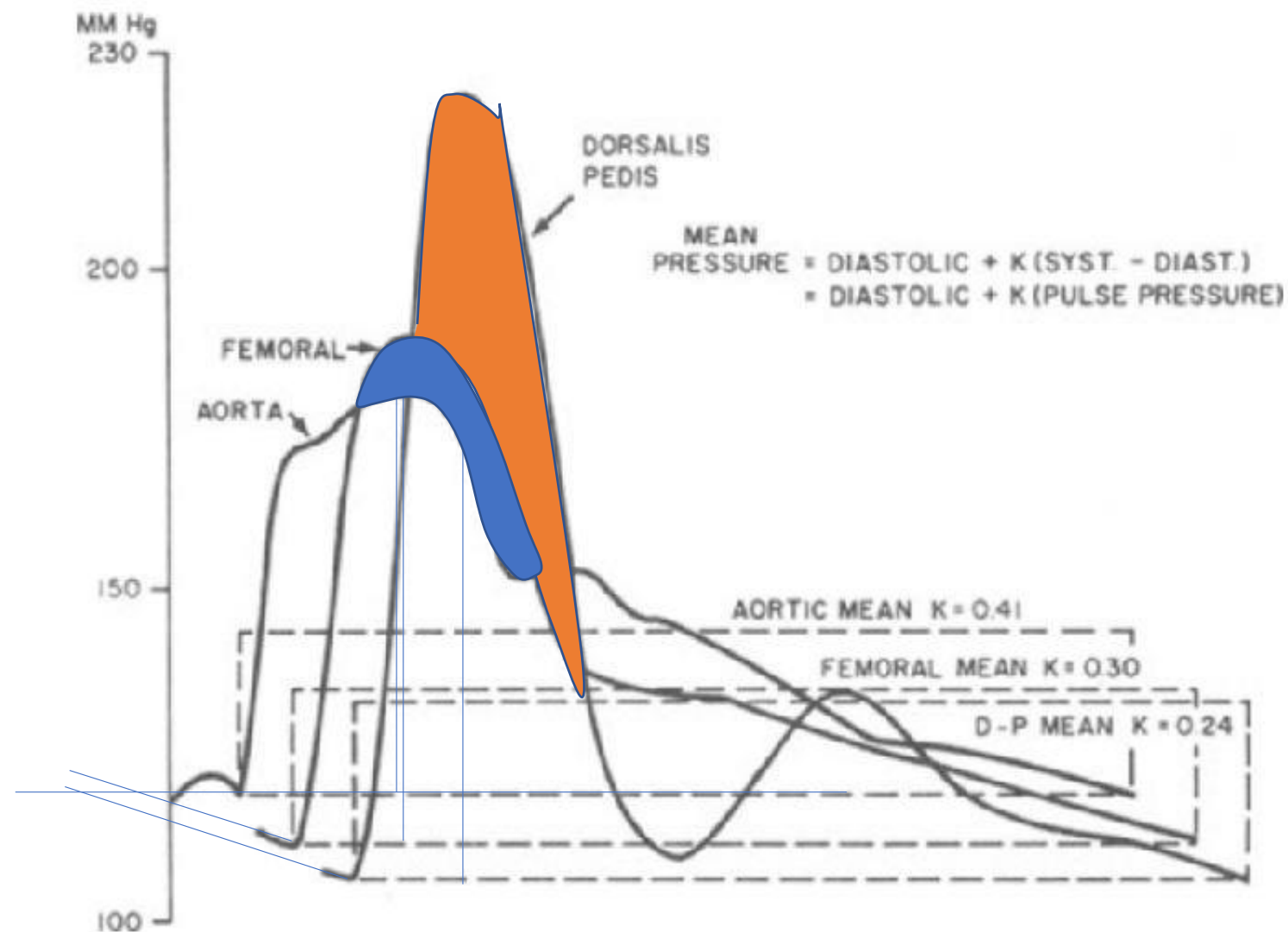
Ondas de pulso ao longo da árvore arterial



Ondas de pulso ao longo da árvore arterial

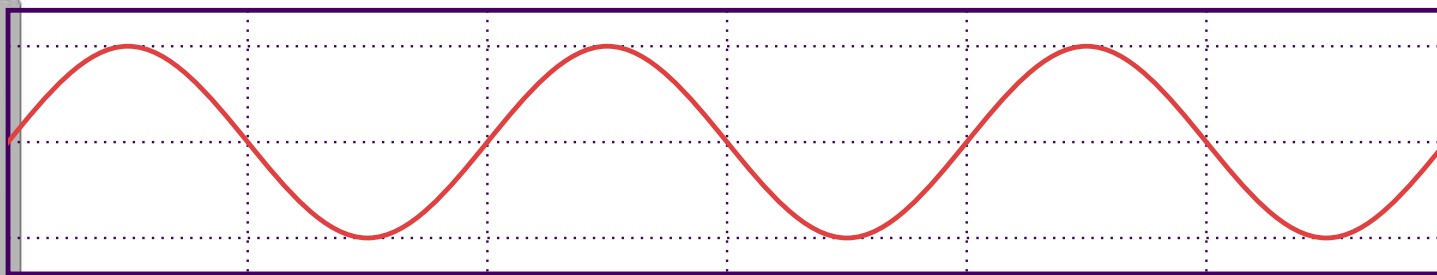
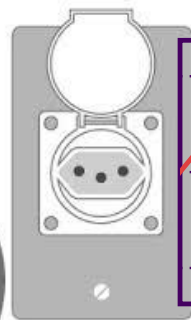
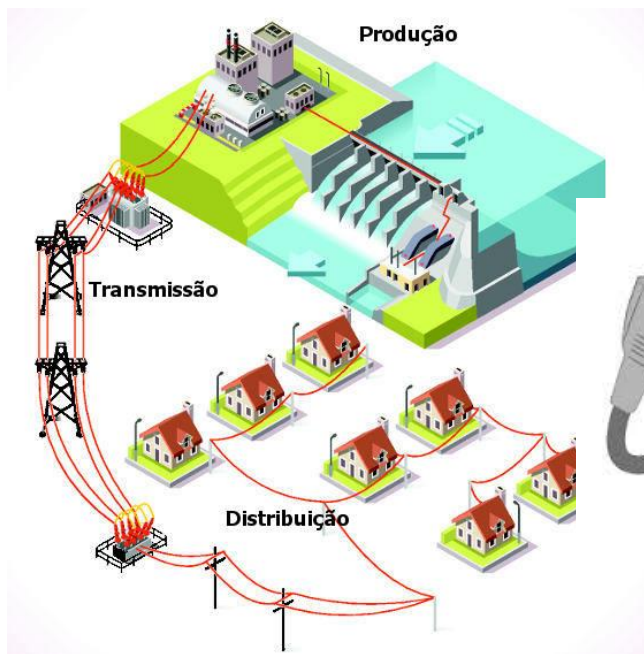


Ondas de pulso ao longo da árvore arterial

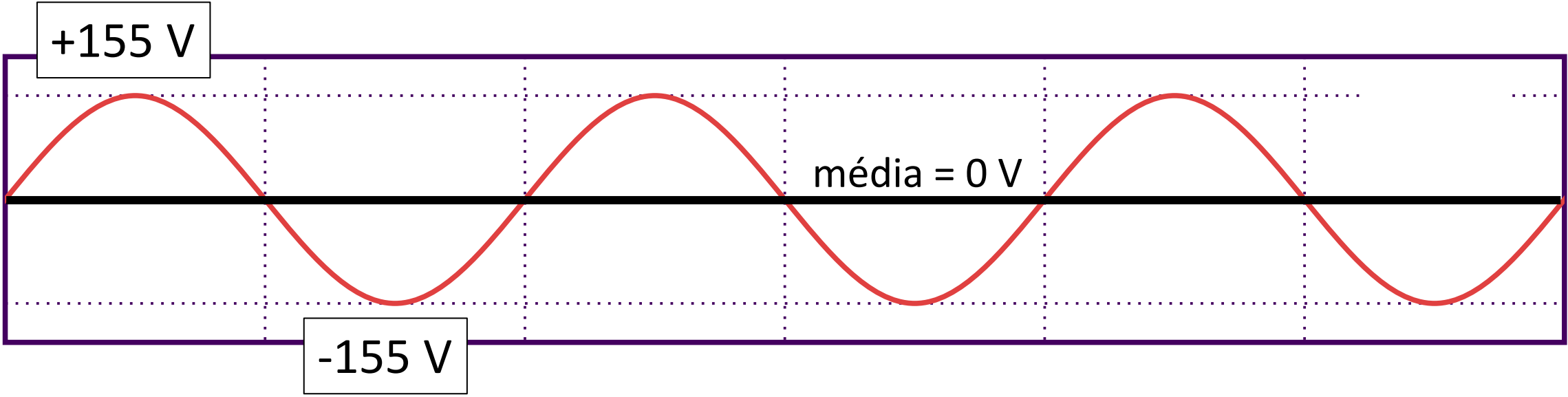


A Circulação em Corrente Contínua (DC)

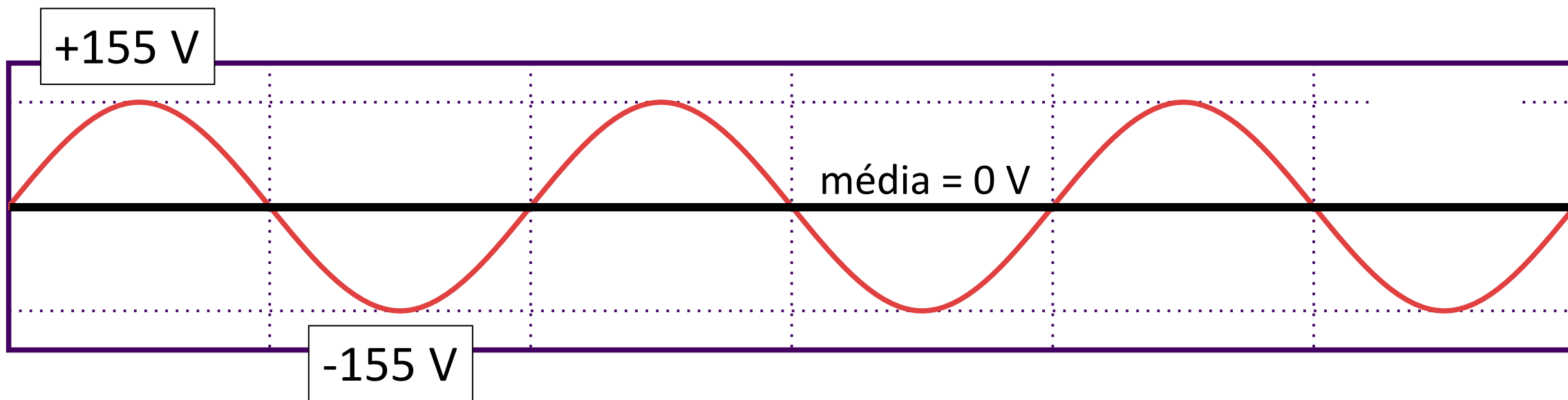
A rede elétrica AC



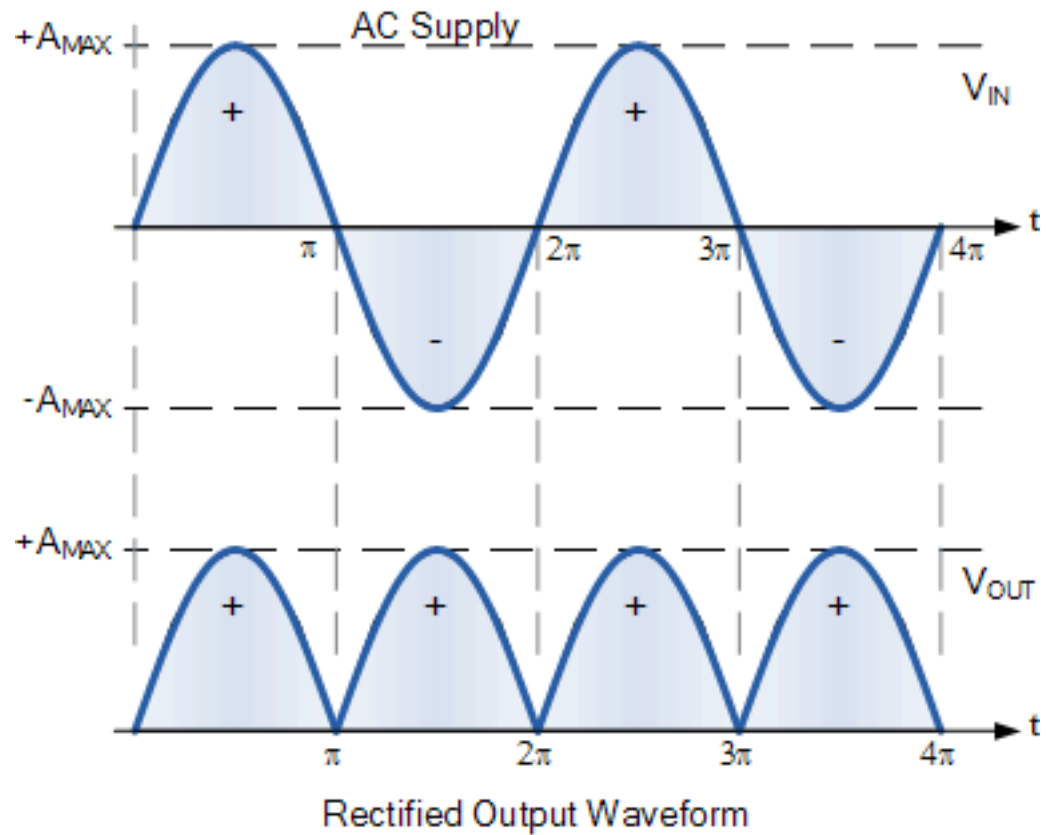
A rede elétrica AC



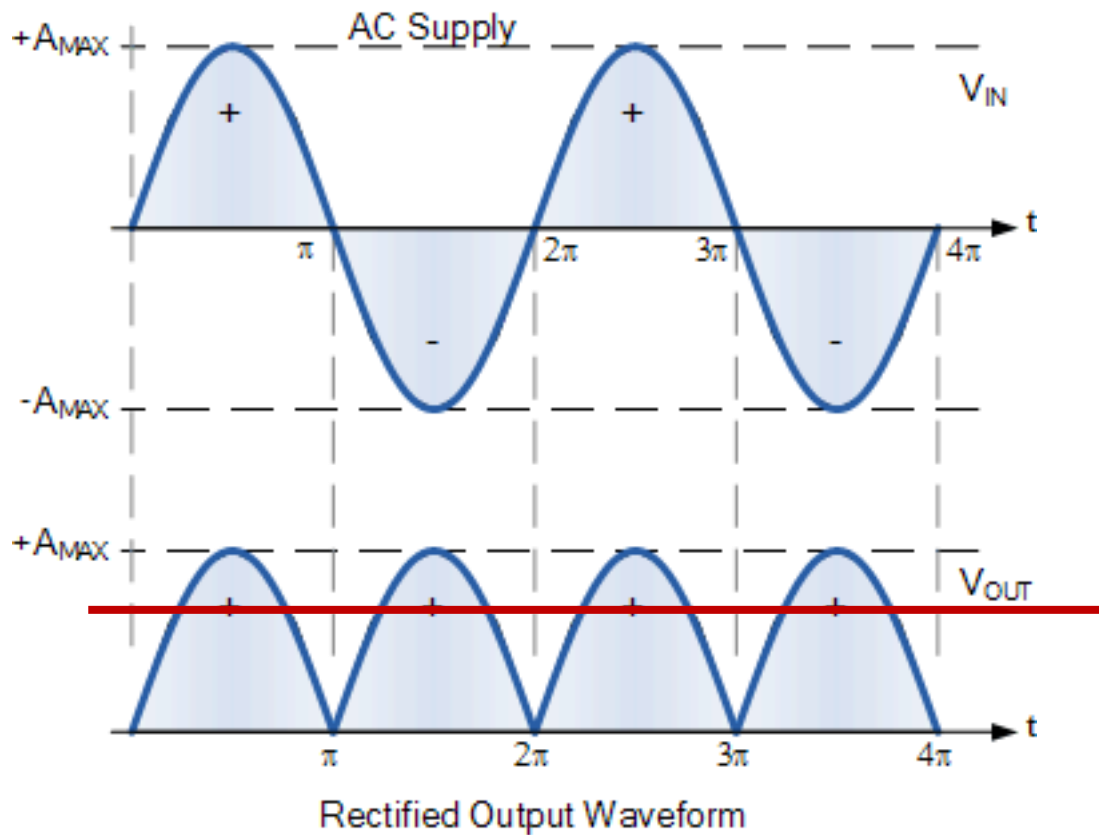
A rede elétrica AC – de onde vem os “110 V”?



Onda retificada → para o aparelho, + ou – é indiferente



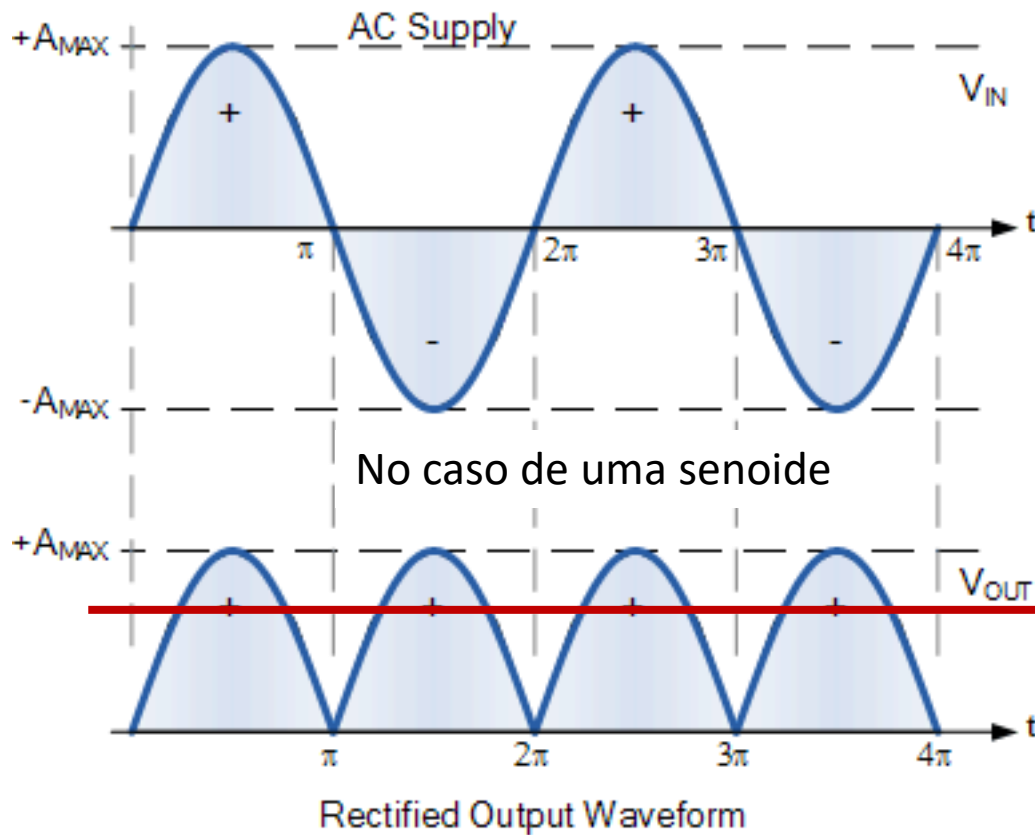
Onda retificada – o valor root mean square



$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$

Valor RMS: corresponde ao valor de voltagem que o sistema teria se fosse operado em DC

Onda retificada – o valor root mean square



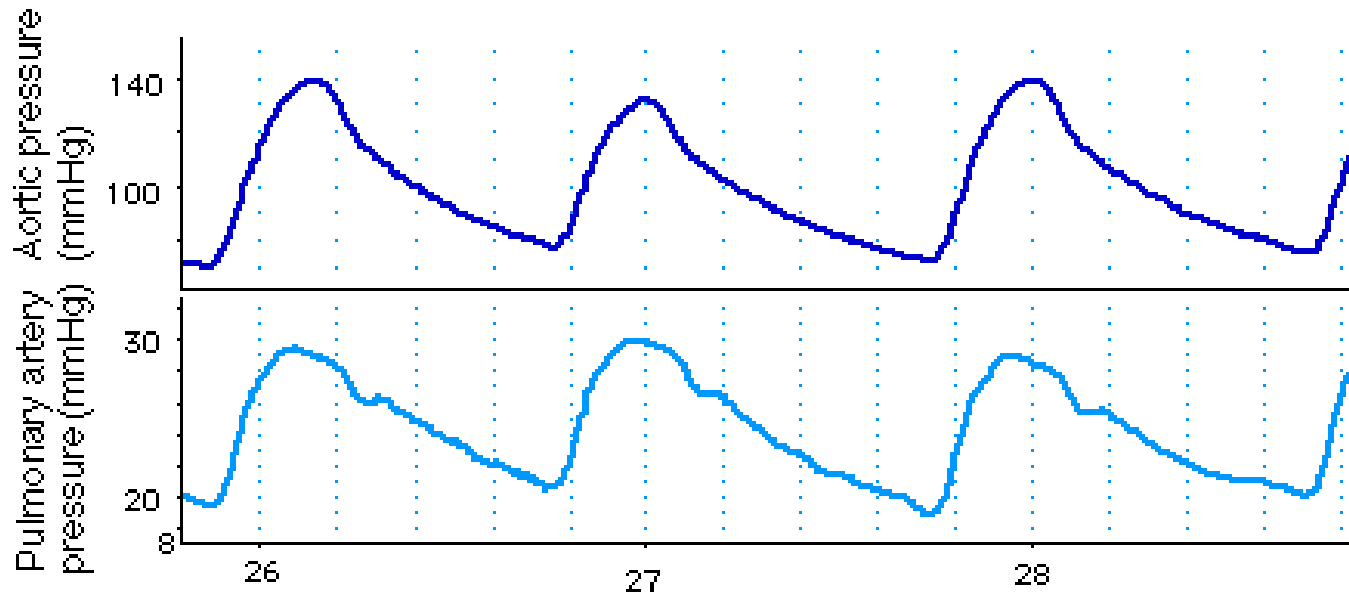
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$

Valor RMS: corresponde ao valor de voltagem que o sistema teria se fosse operado em DC

$$RMS_{seno} = \frac{Amplitude}{\sqrt{2}} \cong 0,707 \cdot Amplitude$$

RMS – pressão arterial

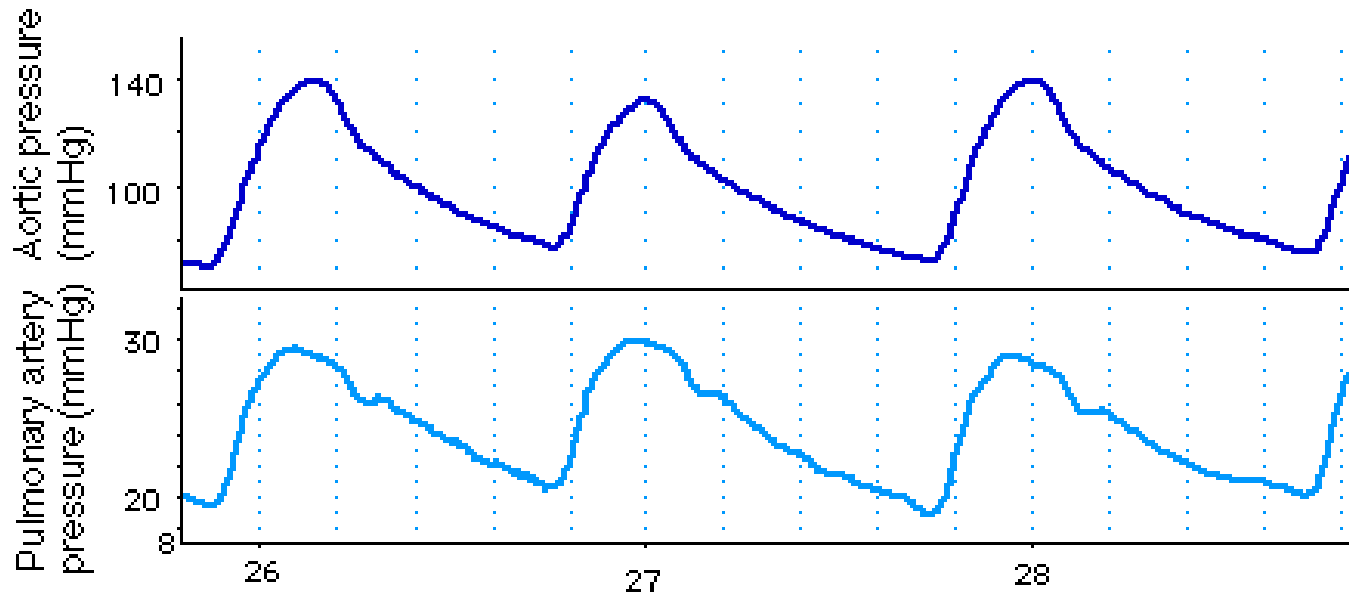
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



Qual a estimativa da pressão arterial “média” que você já ouviu falar ou conhece?

RMS – pressão arterial

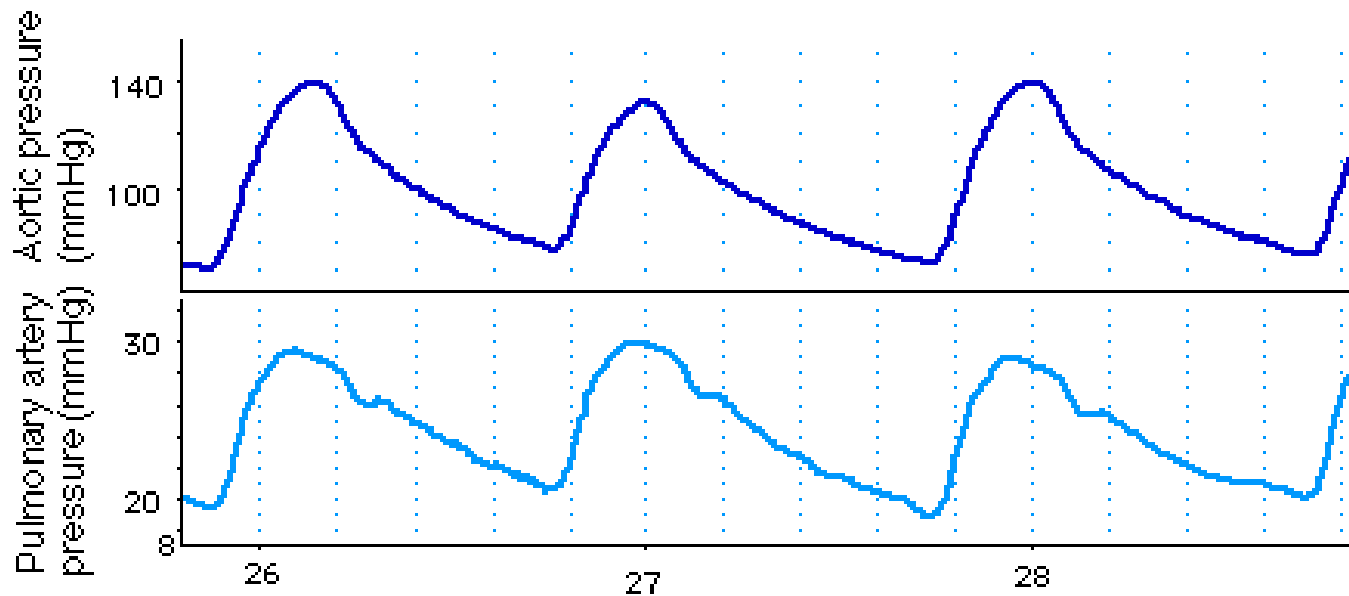
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



Estimativa RMS

RMS – pressão arterial

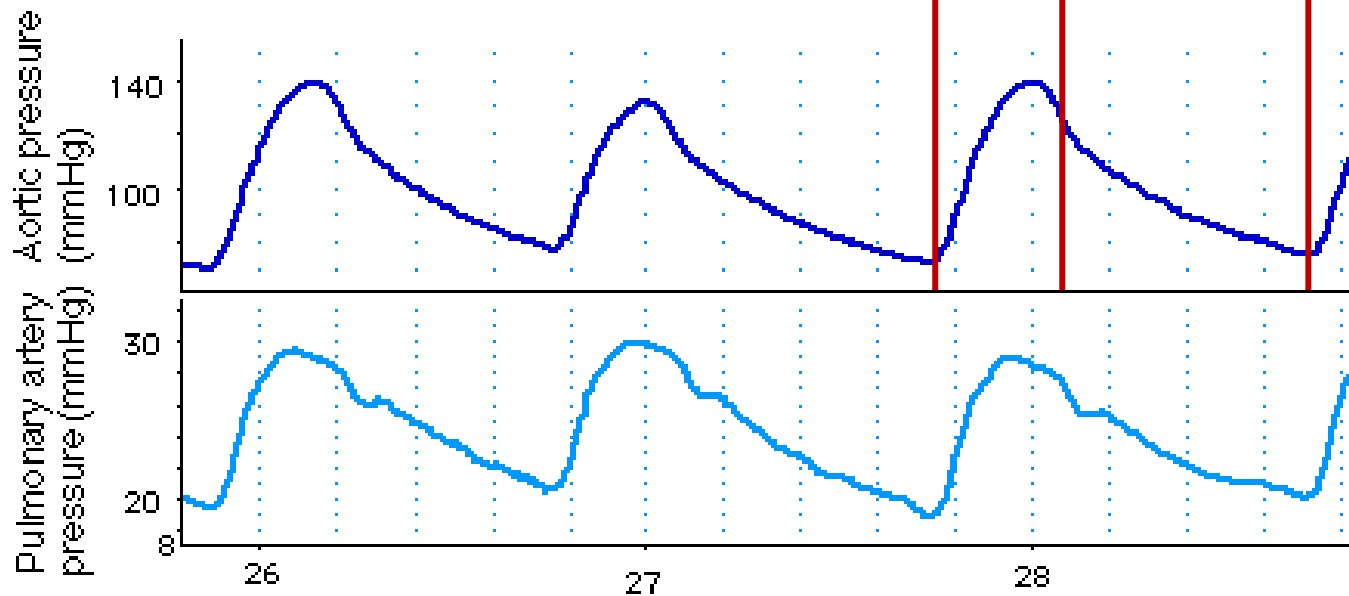
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



Estimativa RMS

RMS – pressão arterial

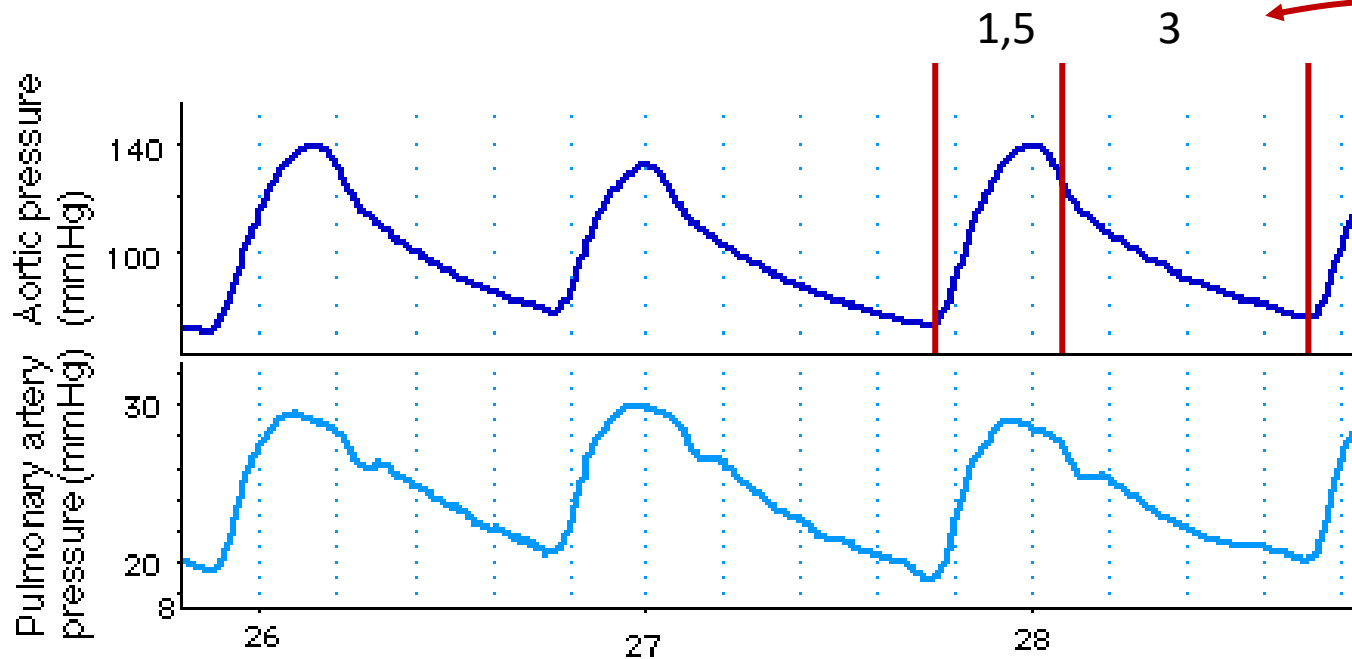
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



Estimativa RMS

RMS – pressão arterial

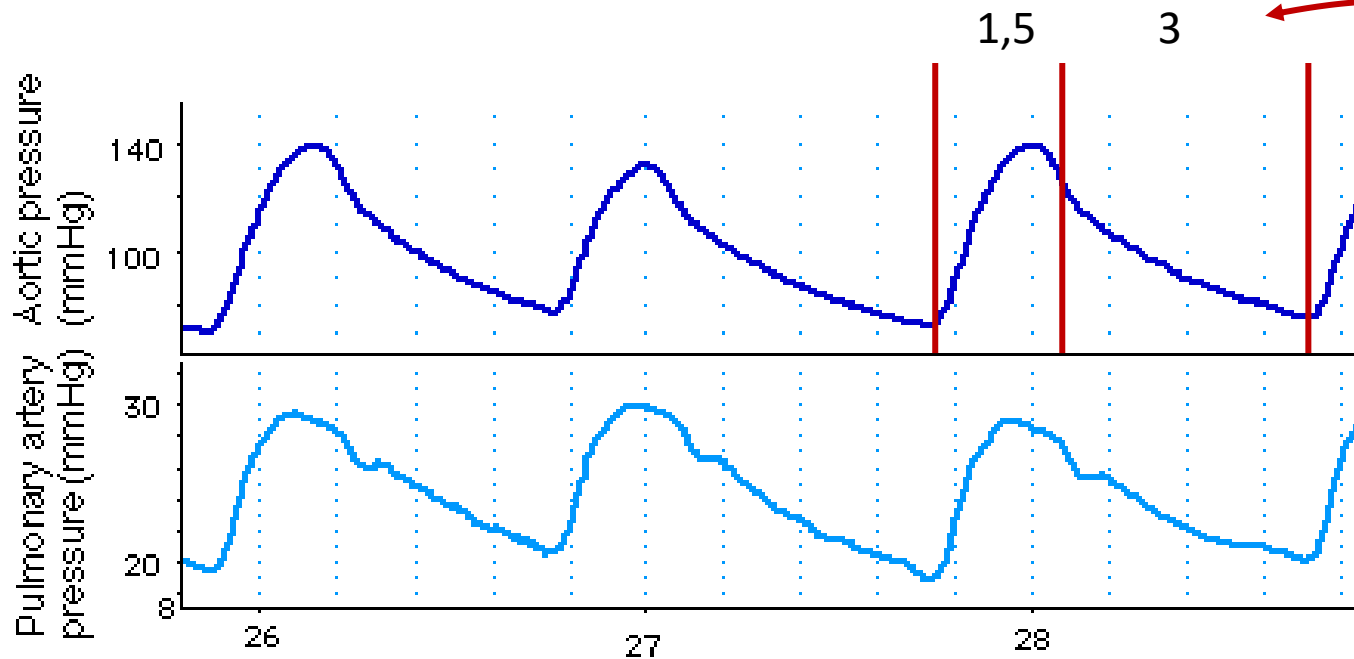
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



Estimativa RMS

RMS – pressão arterial

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



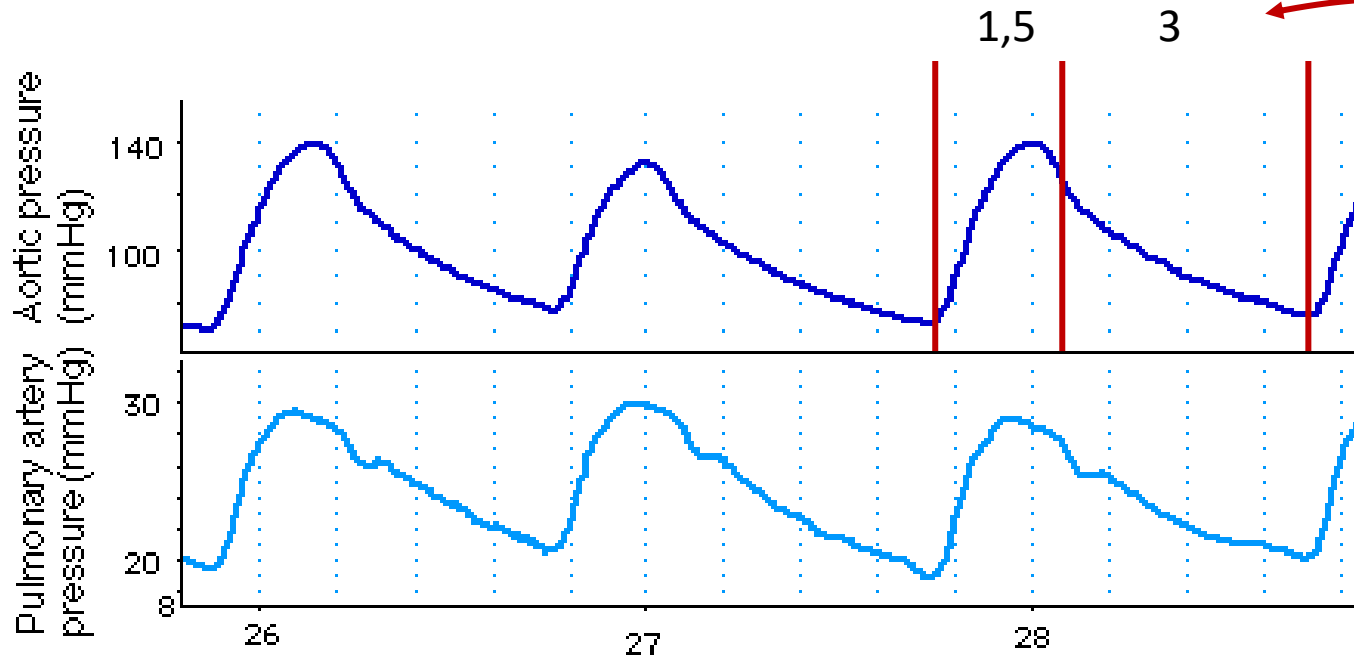
tempo de diástole \cong 2 x tempo de sístole

Estimativa RMS

$$PAM \cong \frac{PAS + 2 \cdot PAD}{3}$$

RMS – pressão arterial

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) \cdot dt}$$



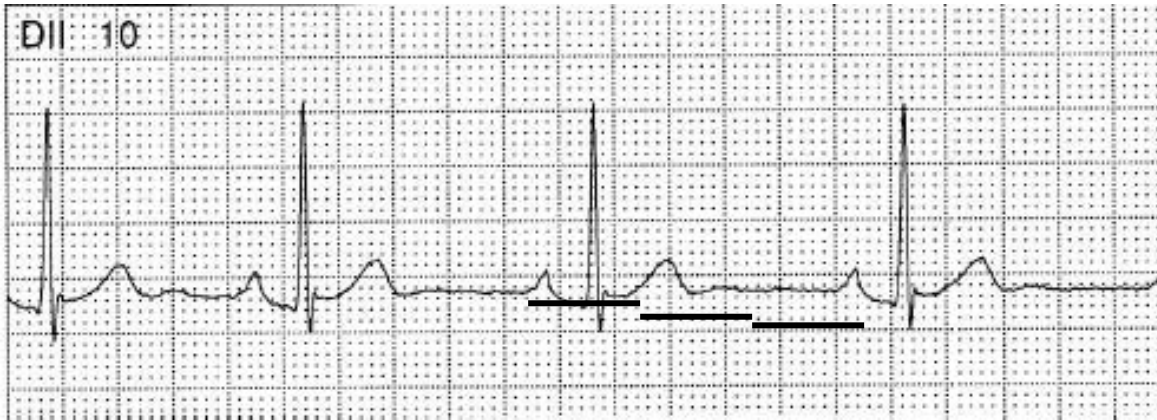
tempo de diástole \cong 2 x tempo de sístole

Estimativa RMS

$$PAM \cong \frac{PAS + 2 \cdot PAD}{3}$$

o correto seria PArms

Calcule a PAM destes dois casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

Calcule a PAM destes dois casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$$PAM = \frac{130 + 170}{3} = 100 \text{ torr}$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

Calcule a PAM destes dois casos

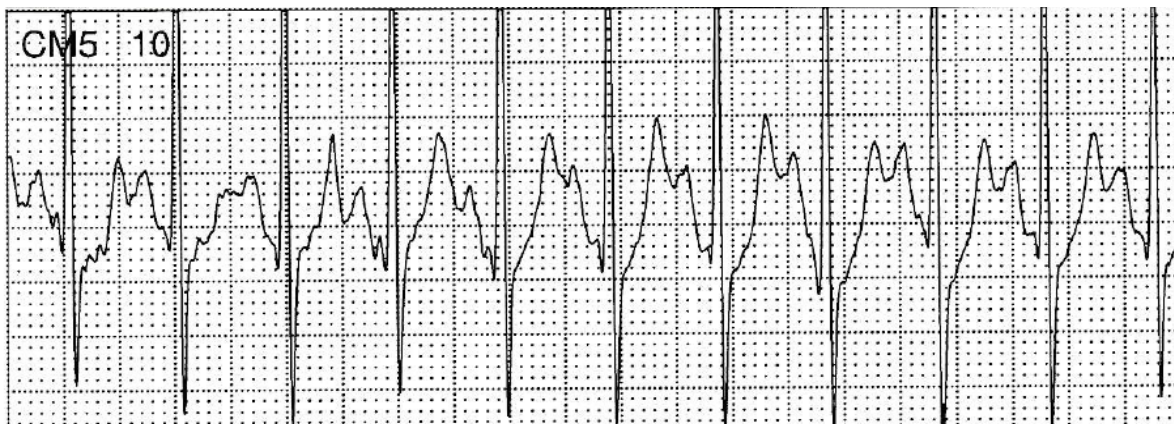


PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$$PAM = \frac{130 + 170}{3} = 100 \text{ torr}$$



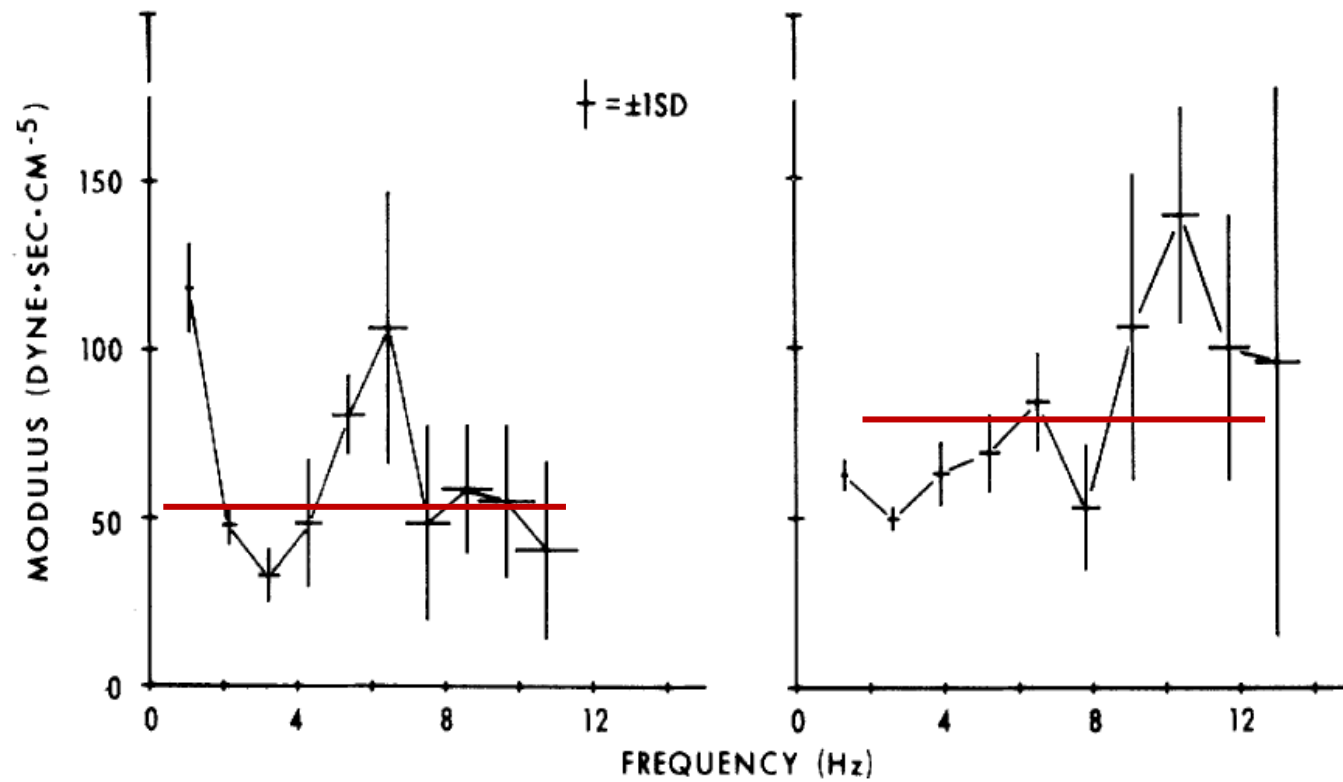
PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

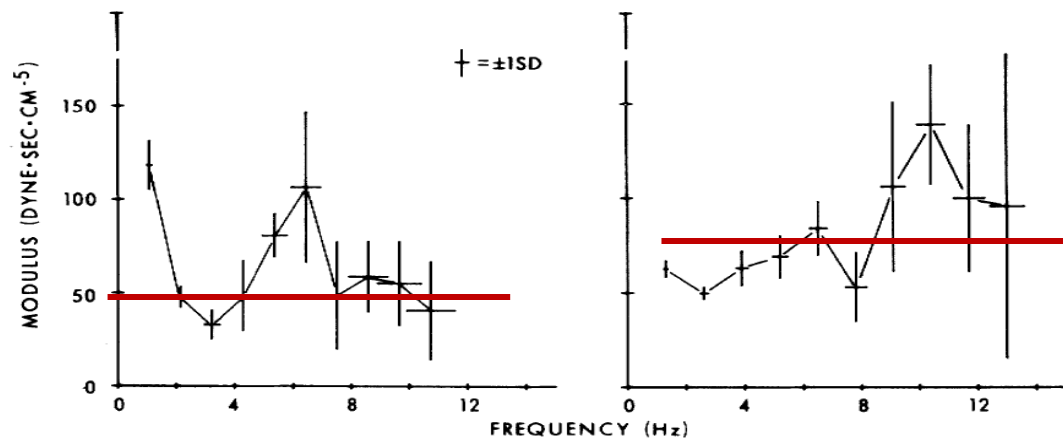
$$PAM = \frac{210 + 75}{2} = 142,5 \text{ torr}$$

Impedância no sistema circulatório humano



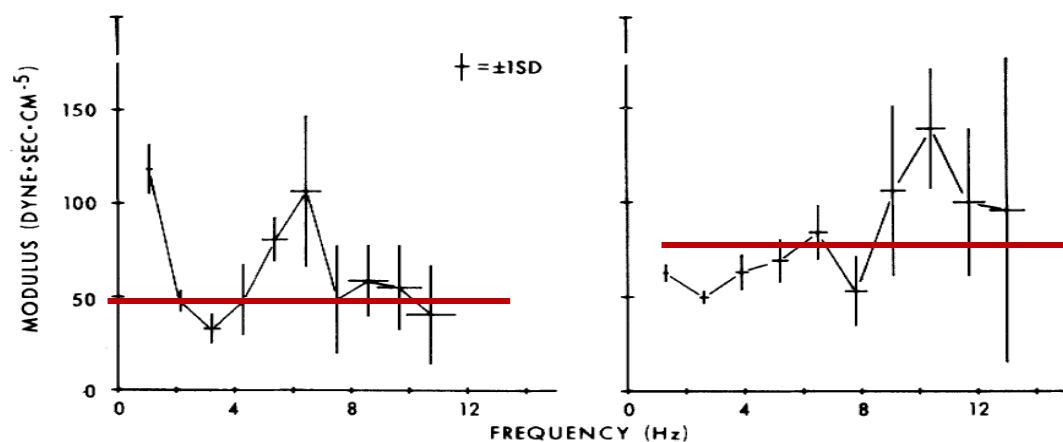
Impedância média observada em 2 indivíduos saudáveis na faixa de 1 a 12 Hz

Impedância e Resistência (impedância a 0 Hz)



- Estes valores de impedância são *10 a 20 vezes menores* que os de impedância a zero hertz

Impedância e Resistência (impedância a 0 Hz)



- Estes valores de impedância são 10 a 20 vezes *menores* que os de impedância a zero hertz
- **Ou seja, o gasto significativo de energia no sistema se encontra na resistência tipo Hagen-Poiseuille**

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \mu \cdot L} \cdot \Delta P$$

Calcule a resistência periférica nestes dois casos



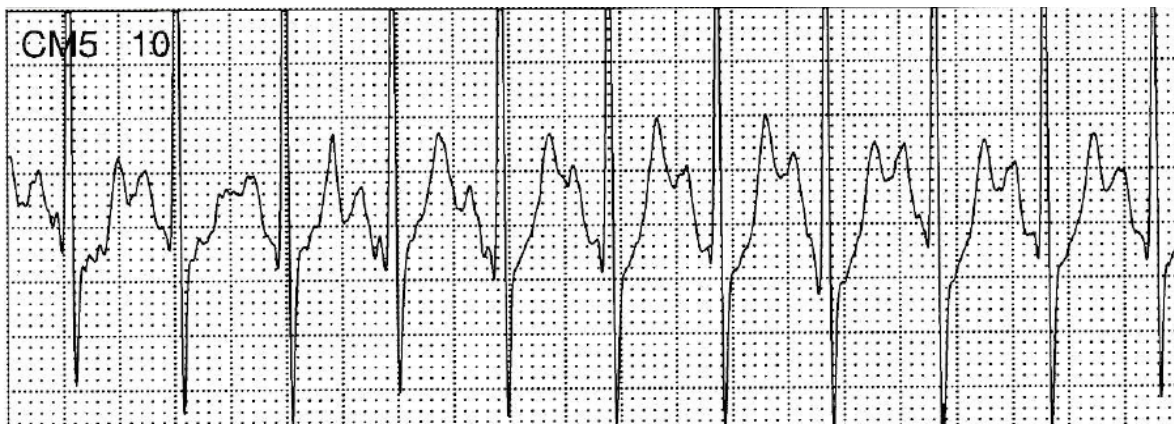
PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

PAM = 100 torr

$$\Delta P = R \cdot \dot{V}$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

PAM = 142,5 torr

Calcule a resistência periférica nestes dois casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$$R = \frac{PAM}{DC} = \frac{100}{5} = 20 \frac{\text{torr min}}{L}$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

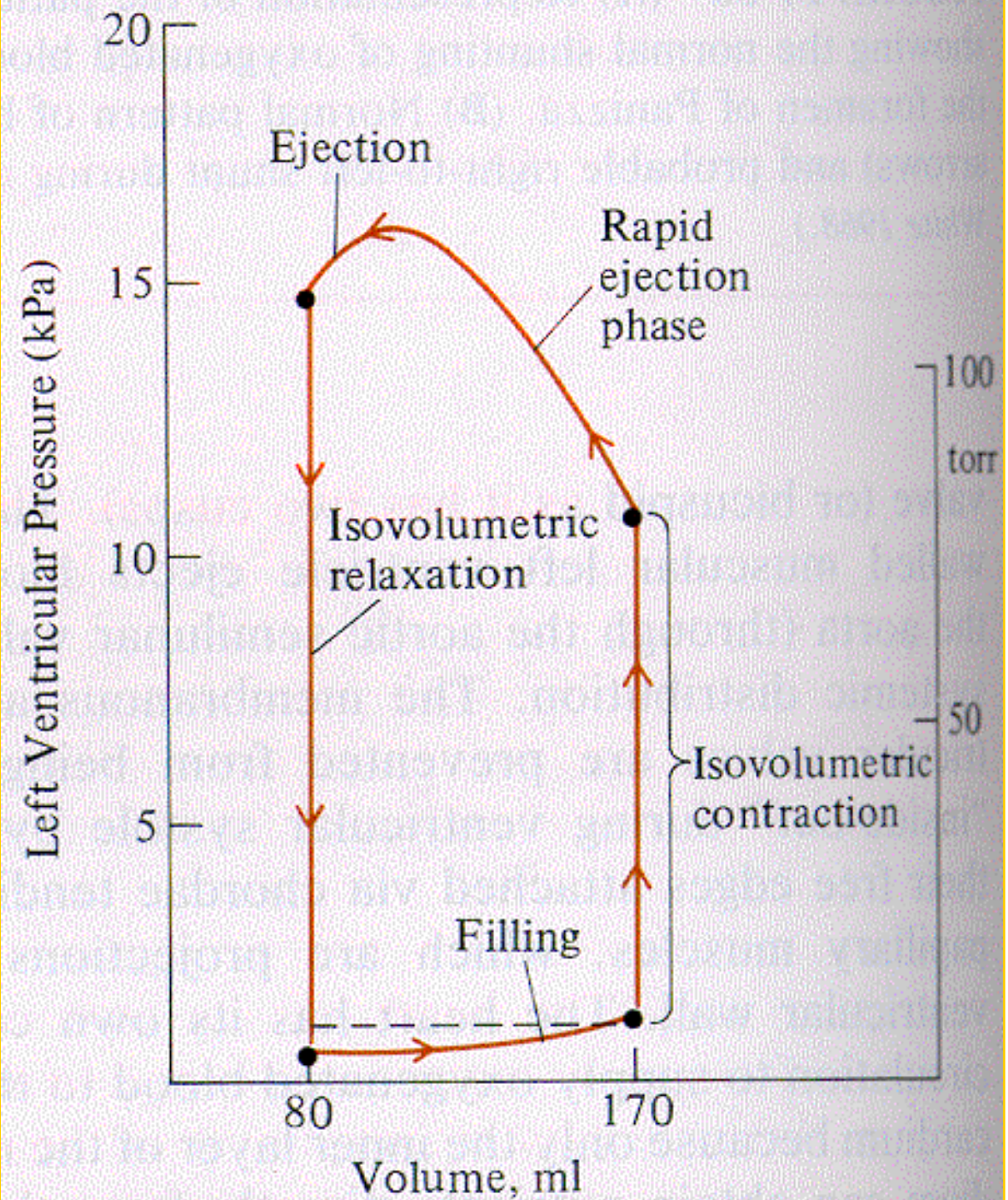
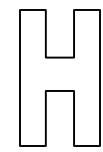
DC = 24 L/min

$$R = \frac{PAM}{DC} = \frac{145}{24} = 6 \frac{\text{torr min}}{L}$$

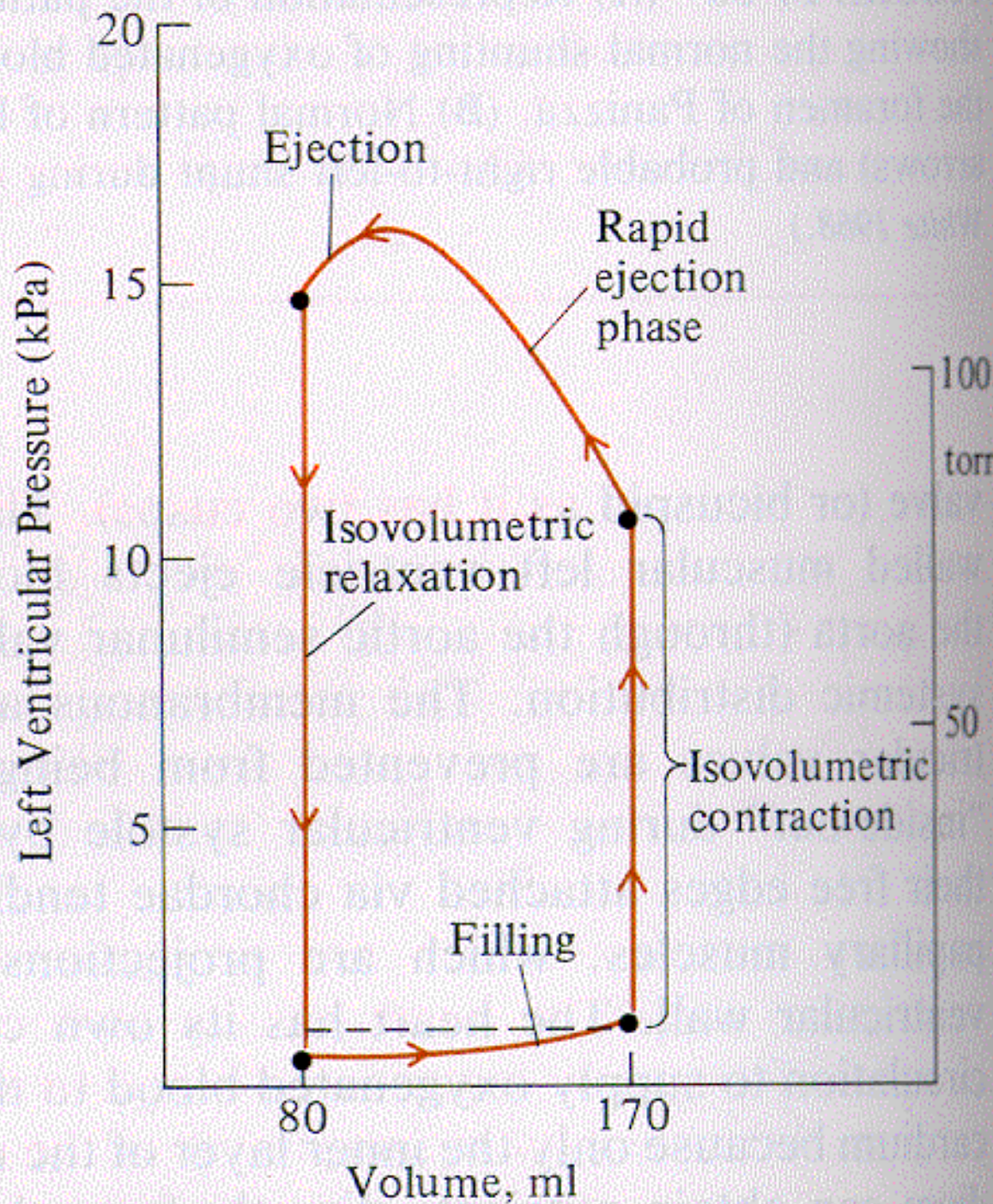
Reverendo um problema

Entalpia e energia cinética como trabalho cardíaco externo

CÁLCULO DA VARIAÇÃO DE
ENTALPIA
E DE
ENERGIA CINÉTICA NO CICLO
CARDÍACO



Estimativa da
variação de
entalpia



H

Estimativa da variação de entalpia (H):

$$dH = dU + PdV + VdP + dPdV$$

$$\Delta H = \int PdV$$

Área aproximada por um retângulo.

Estimativa menor: $9 \times 10^{-5} \text{ m}^3 \times 13 \times 10^3 \text{ Pa} = 117 \times 10^{-2} = 1.17 \text{ J}$

Estimativa maior: $9 \times 10^{-5} \text{ m}^3 \times 15 \times 10^3 \text{ Pa} = 135 \times 10^{-2} = 1.35 \text{ J}$

EC

	área de secção (cm ²)	velocidade (cm/s)	fluxo (cm ³ /s)	volume	
				absoluto (ml)	%
aorta	4.5	18.5	83	300/500	14
capilar isolado	3x10⁻⁷	0.02	-	-	-
leito capilar (16x10 ⁹ cap)	4500	-	83	300	6
vênulas e veias	3x10⁻⁶ / 3	-	83	2700 / 1000	66

Cálculo da energia cinética na sístole (considere densidade do sangue = 1), em Kg m/s

EC

	área de secção (cm ²)	velocidade (cm/s)	fluxo (cm ³ /s)	volume	
				absoluto (ml)	%
aorta	4.5	18.5	83	300/500	14
capilar isolado	3x10⁻⁷	0.02	-	-	-
leito capilar (16x10 ⁹ cap)	4500	-	83	300	6
vênulas e veias	3x10⁻⁶ / 3	-	83	2700 / 1000	66

Cálculo da energia cinética na sístole (considere densidade do sangue = 1), em Kg m/s

Artérias: $\frac{1}{2} 0.500 (18.5 \times 10^{-2})^2 = 86 \times 10^{-4} \text{ J}$

+
Capilares: $\frac{1}{2} 0.300 (2 \times 10^{-4})^2 = 6 \times 10^{-9} \text{ J}$

+
Veias: $\frac{1}{2} 2.7 (28 \times 10^{-2})^2 = 1060 \times 10^{-4} \text{ J}$

Assim, total $\cong 1200 \times 10^{-4} = 0.12 \text{ J}$

Conclusão

$$dH = 1.20 \text{ J}$$

$$\varepsilon_c = 0.12 \text{ J}$$

Logo, o papel do coração é fornecer pressão ("entalpia") para o sistema

Calcule o ΔH e a energia cinética nestes casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$V_s = 150$ mL

suponha que o volume venoso não tenha se alterado significativamente



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

$V_s = 150$ mL

Calcule o ΔH e a energia cinética nestes casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

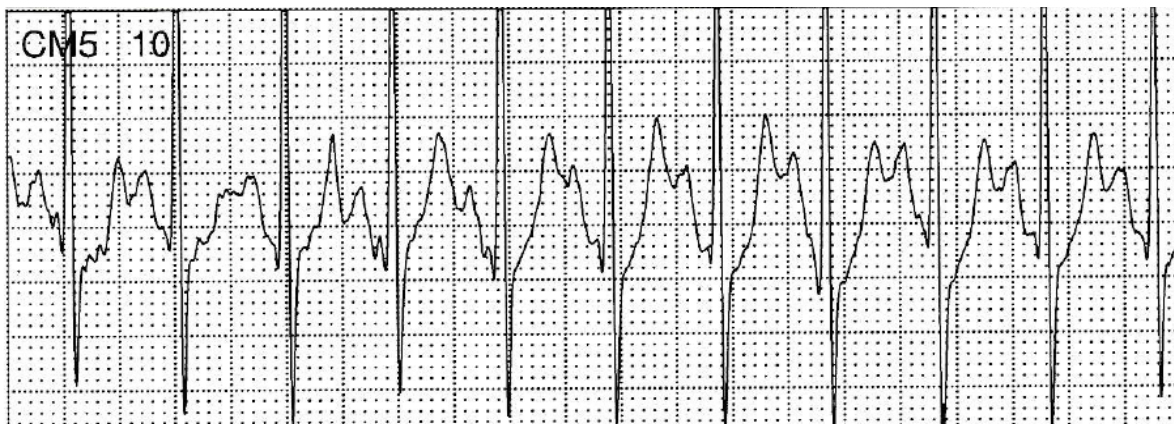
$V_s = 150$ mL

suponha que o volume venoso não tenha se alterado significativamente

$$\Delta H_1 \cong 150 \times 10^{-6} \times (100/760) 1,01 \times 10^5$$

$$\Delta H_1 \cong 1,99 \text{ J}$$

$$\varepsilon_{c1} \cong 0,5 \times m_{\text{ven}} \times (DC_1/A_{\text{ven}})^2$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

$V_s = 150$ mL

$$\Delta H_2 \cong 150 \times 10^{-6} \times (142,5/760) 1,01 \times 10^5$$

$$\Delta H_2 \cong 2,84 \text{ J}$$

$$\varepsilon_{c2} \cong 0,5 \times m_{\text{ven}} \times (4,8 \times DC_1/A_{\text{ven}})^2$$

Calcule o ΔH e a energia cinética nestes casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$V_s = 150$ mL

$$\Delta H_2 / \Delta H_1 \cong 1,4$$

$$\varepsilon_{c2} / \varepsilon_{c1} \cong 23$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

$V_s = 150$ mL

Calcule o ΔH e a energia cinética nestes casos



PAS = 130 torr

PAD = 85 torr

DC = 5 L/min

$V_s = 150$ mL

$$\Delta H_2 / \Delta H_1 \cong 1,4$$

$$\epsilon_{c2} / \epsilon_{c1} \cong 23$$



PAS = 210 torr

PAD = 75 torr

DC = 24 L/min

$V_s = 150$ mL

A variação de energia cinética é 16 vezes maior que a de entalpia.

Calcule o ΔH e a energia cinética nestes casos

$$\Delta H_2 / \Delta H_1 \cong 1,4$$

$$\varepsilon_{c2} / \varepsilon_{c1} \cong 23$$

*A variação de energia cinética é
16 vezes maior que a de
entalpia.*

**Portanto, a energia que o coração
gasta em pressão passa a ser
semelhante à que gasta em
movimento do sangue:
passa de fonte de tensão para
fonte de corrente (ou mista)**

Entalpia e E_c

Fonte de tensão

- Tem uma resistência interna baixa e garante a mesma ddp para todo o sistema independentemente da resistência periférica

Fonte de corrente

- Tem uma resistência interna alta e garante a mesma corrente no sistema independentemente da resistência periférica

Entalpia e E_c

Fonte de tensão

- Tem uma resistência interna baixa e garante a mesma ddp para todo o sistema independentemente da resistência periférica

→ garante pressão de perfusão a todos

Fonte de corrente

- Tem uma resistência interna alta e garante a mesma corrente no sistema independentemente da resistência periférica

→ garante fluxo de sangue a alguns

O sistema em DC

- *Assim, devido à grande parte da impedância ocorrer a 0 Hz (e, portanto, ser a nossa conhecida resistência), vamos trabalhar como se o sistema operasse em corrente contínua*
- Para isso, utilizaremos valores médios (rms) dos fenômenos que têm caráter oscilatório nas modelagens a serem feitas