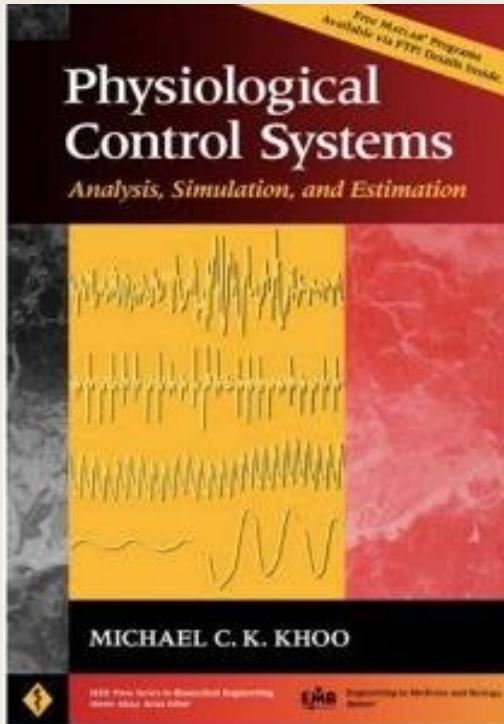
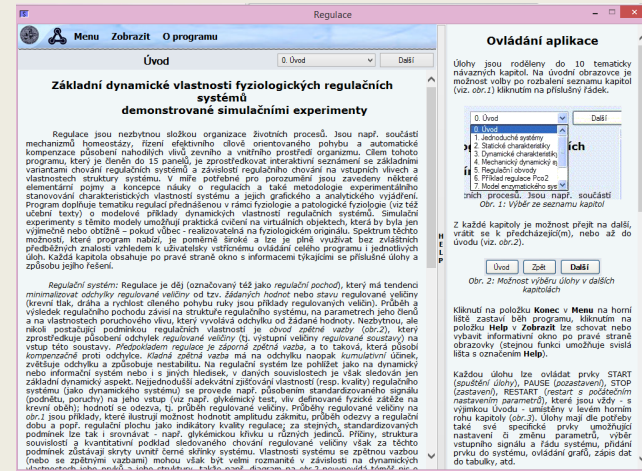


Statická analýza fyziologických systémů

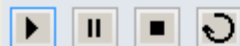


Studijní materiály



<http://physiome.cz/atlas/sim/RegulaceSys/>

[Khoo: Physiological Control Systems](http://physiome.cz/atlas/sim/RegulaceSys/) Chapter 3 Static Analysis of Physiological Systems



2. Statické charakteristiky

Úvod

Zpět

Další

Vstupní signál

skok 0 3 2,58

Systém

1. řádu

2. řádu

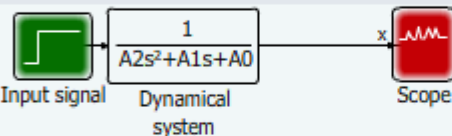
Nelinearita

Bez nelinearity

Nelinearita 1

Nelinearita 2

Nelinearita 3



změna uspořádání nelinearity

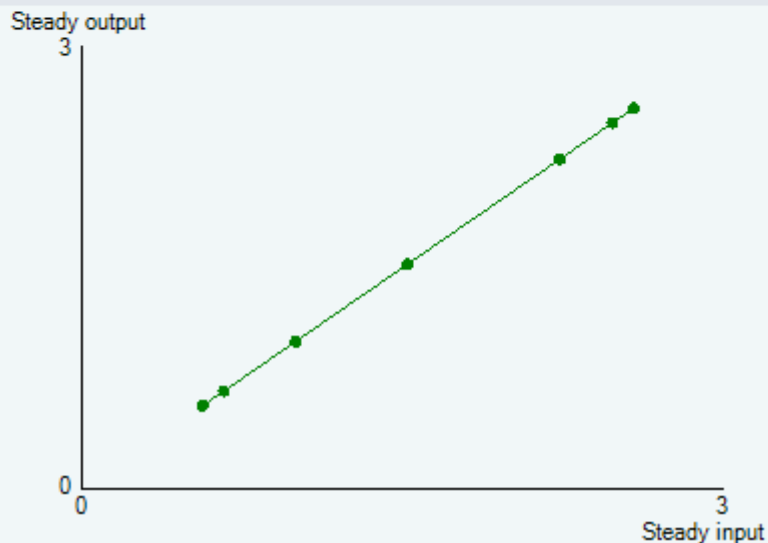
Vstupní amplituda	Ustálená hodnota výstupu
0,565573752	0,565582633
0,6639344	0,66394484
1	1,00001562
1,52459013	1,524614
2,237705	2,23774
2,48360658	2,48364544
2,581967	2,58200765

Odezva systému na vstupní signál

pozdrž



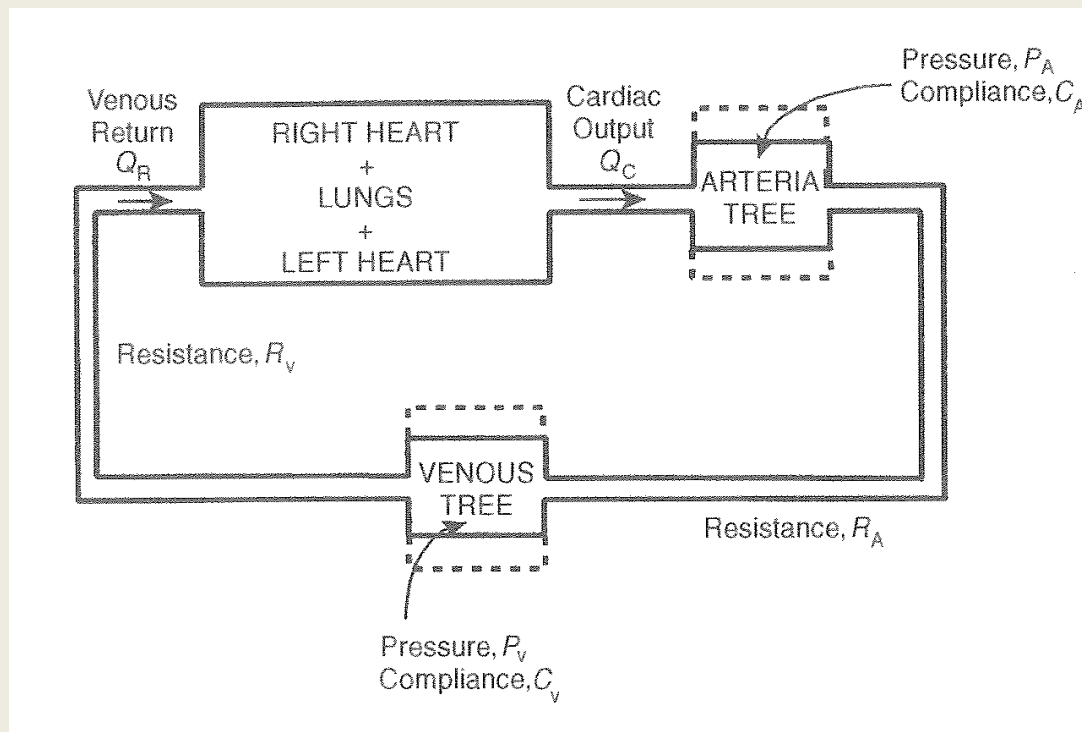
Statické charakteristiky



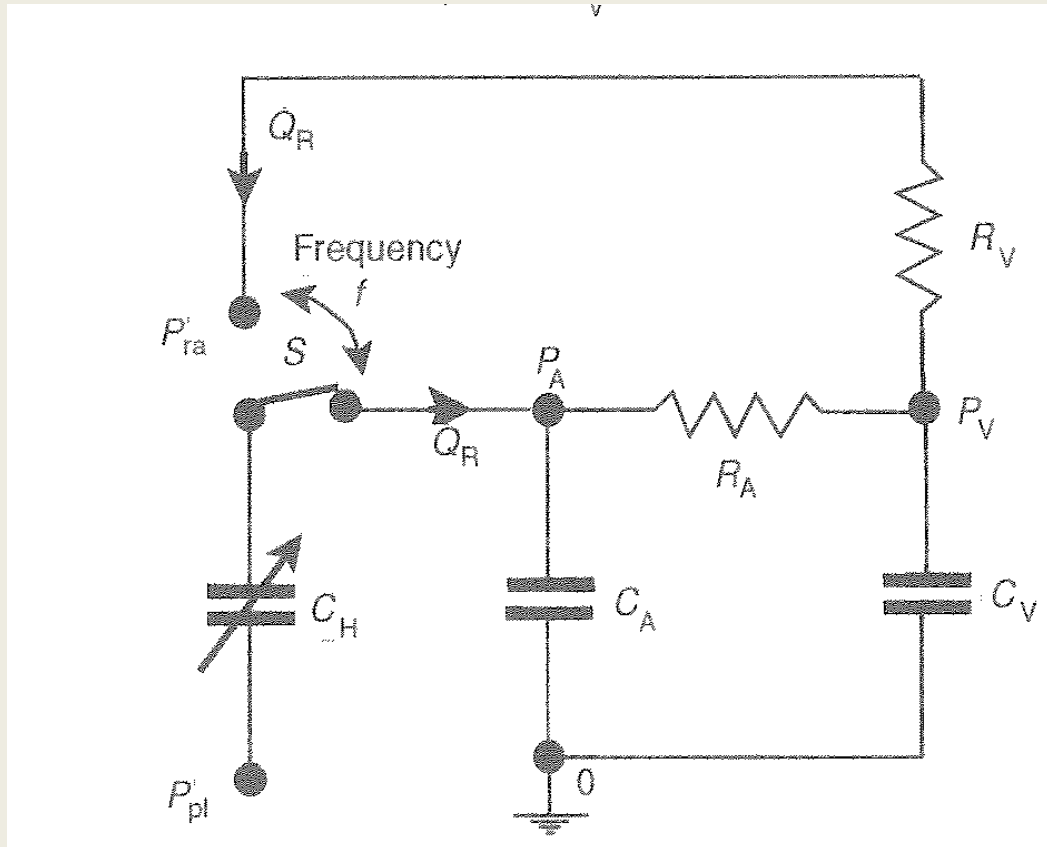
Statická analýzy fyziologických systémů

Příklad

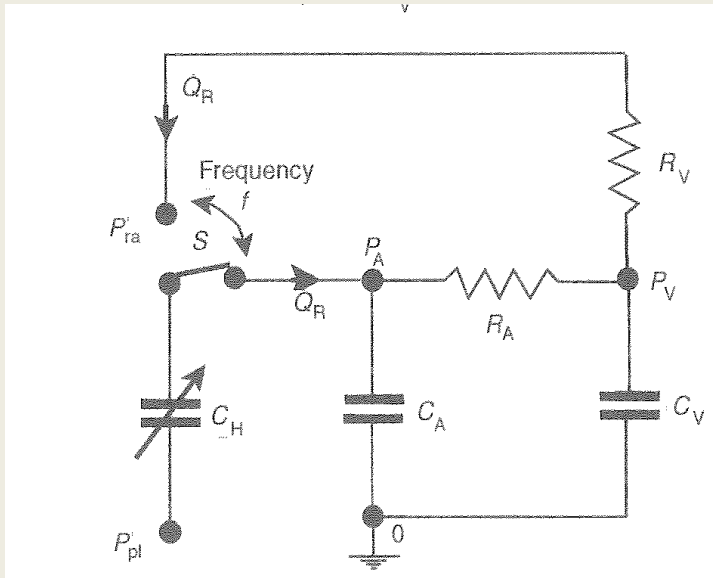
Regulace srdečního výdeje



Regulace srdečního výdeje



Regulace srdečního výdeje



Na konci diastoly:

$$V_{HD} = C_D(P_{ra} - P_{pl})$$

Na konci systoly:

$$V_{HS} = C_S(P_A - P_{pl}) \approx C_S P_A$$

Systolický objem:

$$SV = V_{HD} - V_{HS} = C_D(P_{ra} - P_{pl}) - C_S P_A$$

Minutový objem:

$$Q_C = SV \cdot f$$

$$Q_C = f C_D \left(P_{ra} - \frac{C_S P_A}{C_D} - P_{pl} \right)$$

$$Q_C \geq 0$$

$$P_{ra} \leq \frac{C_S P_A}{C_D} + P_{pl}$$

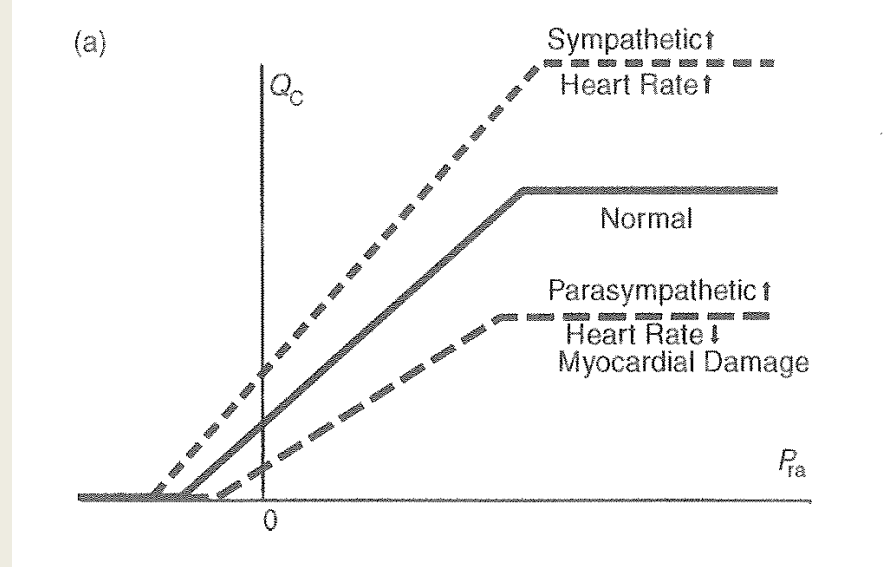
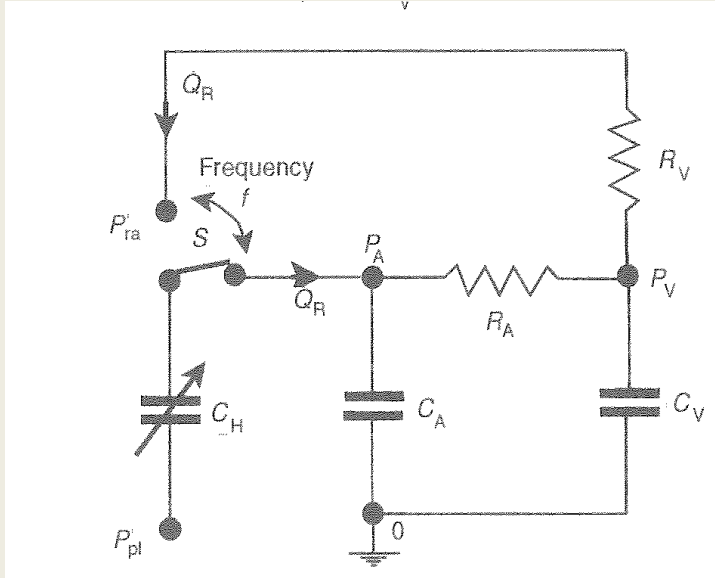
$$Q_C \leq Q_{C_{max}} = f C_D \left(P_{ra}^* - \frac{C_S P_A}{C_D} - P_{pl} \right)$$

Regulace srdečního výdeje

Sympaticus - parasympaticus

$$Q_C \leq Q_{C_{max}} = f C_D \left(P_{ra}^* - \frac{C_S P_A}{C_D} - P_{pl} \right)$$

Diastolická dysfunkce



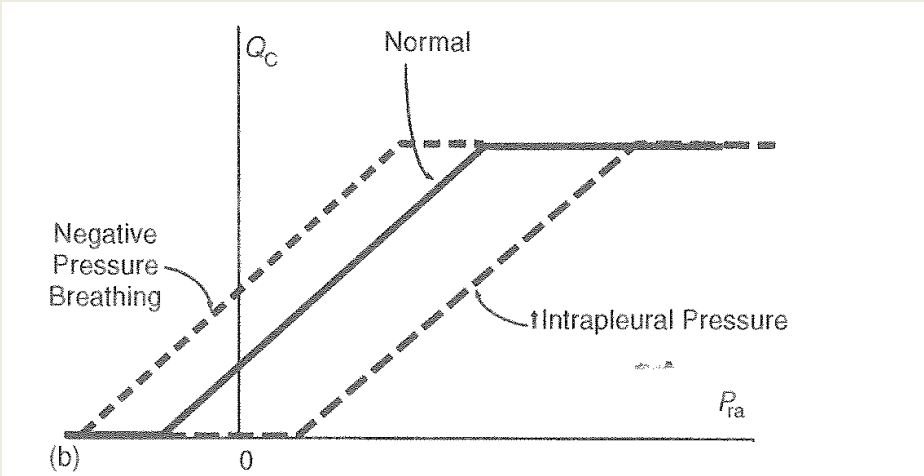
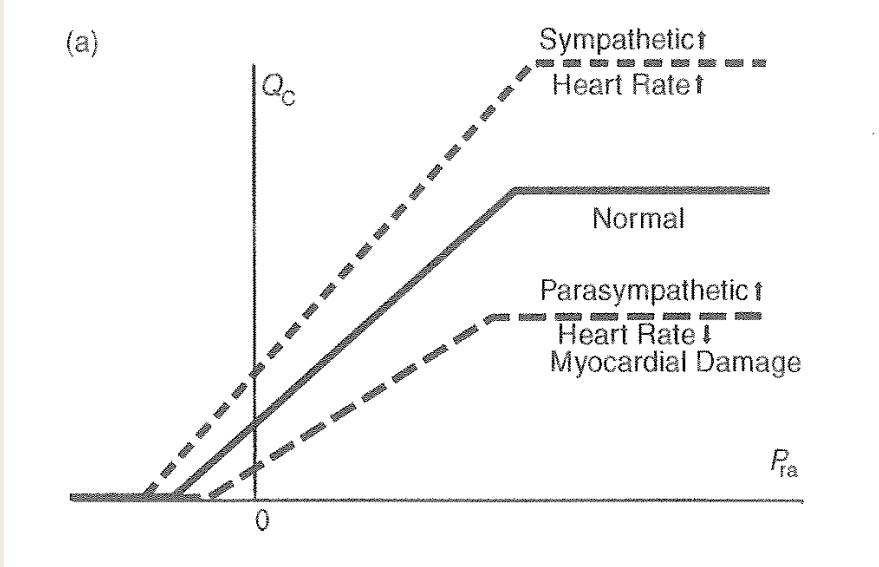
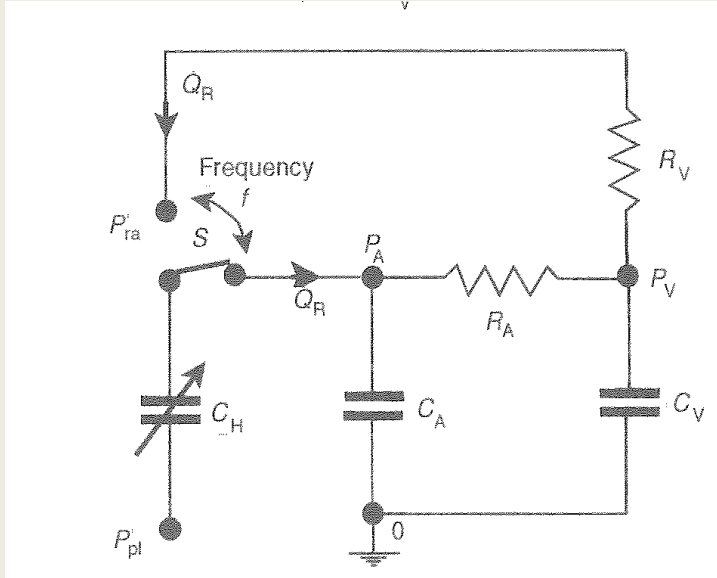
Regulace srdečního výdeje

Sympaticus - parasympaticus

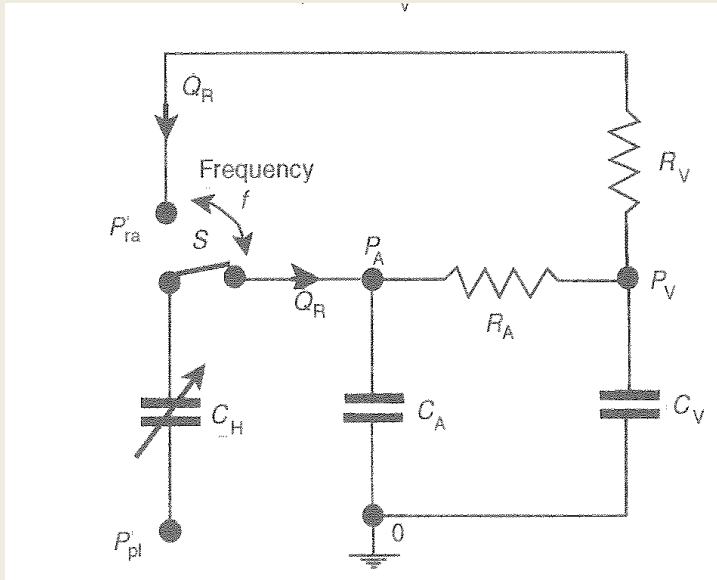
$$Q_C \leq Q_{C_{max}} = f C_D \left(P_{ra}^* - \frac{C_S P_A}{C_D} - P_{pl} \right)$$

Diastolická dysfunkce

Intrapleurální tlak



Regulace srdečního výdeje



Venózní návrat

Mean systemic pressure P_{ms}

$$P_{ms} = \frac{V_A + V_V}{C_A + C_V}$$

$$P_A = Q_R(R_A + R_V) + P_{ra}$$

$$P_V = Q_R R_V + P_{ra}$$

$$V_V = C_V P_V$$

$$V_A = C_A P_A$$

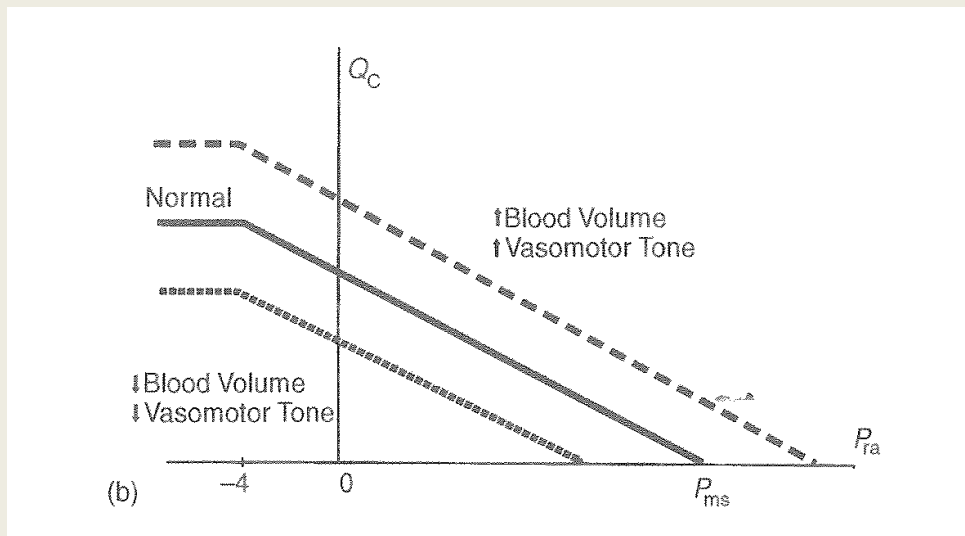
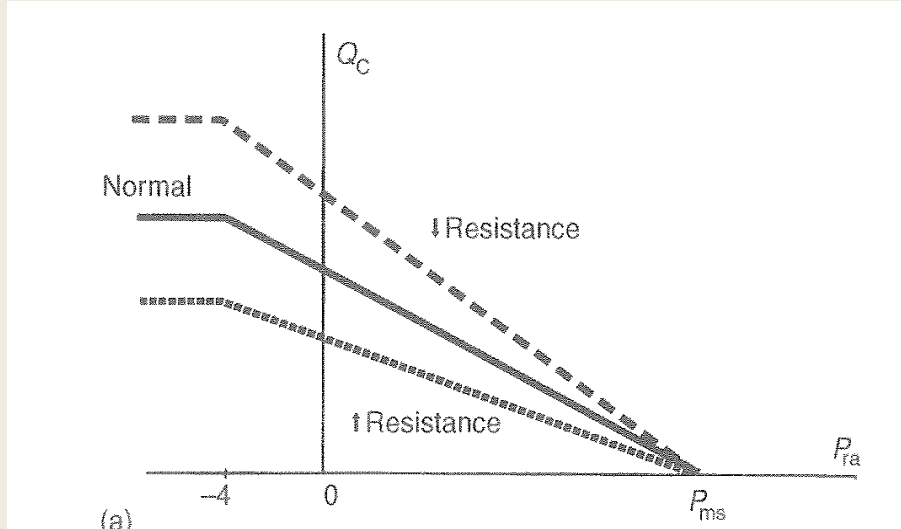
$$P_{ms} = \frac{C_A Q_R (R_A + R_V) + C_A P_{ra} + C_V Q_R R_V + C_V P_{ra}}{C_A + C_V}$$

$$Q_R = \frac{P_{ms} - P_{ra}}{R_V + \frac{R_A C_A}{C_A + C_V}}$$

Regulace srdečního výdeje

Venózní návrat

Mean systemic pressure P_{ms}



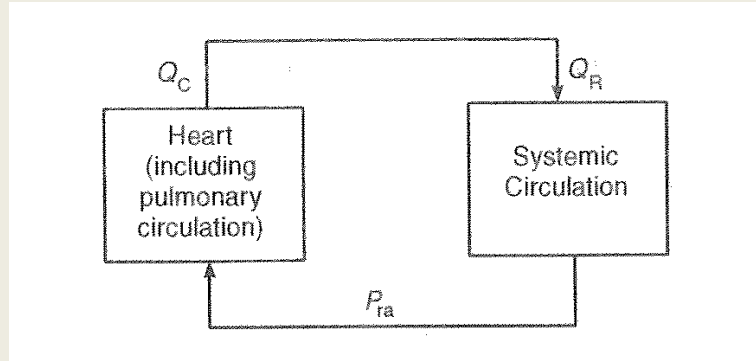
$$Q_R = \frac{P_{ms} - P_{ra}}{R_V + \frac{R_A}{19}}$$

$$C_V = 18 C_A$$

$$Q_R = \frac{P_{ms} - P_{ra}}{R_V + \frac{R_A C_A}{C_A + C_V}}$$

Regulace srdečního výdeje

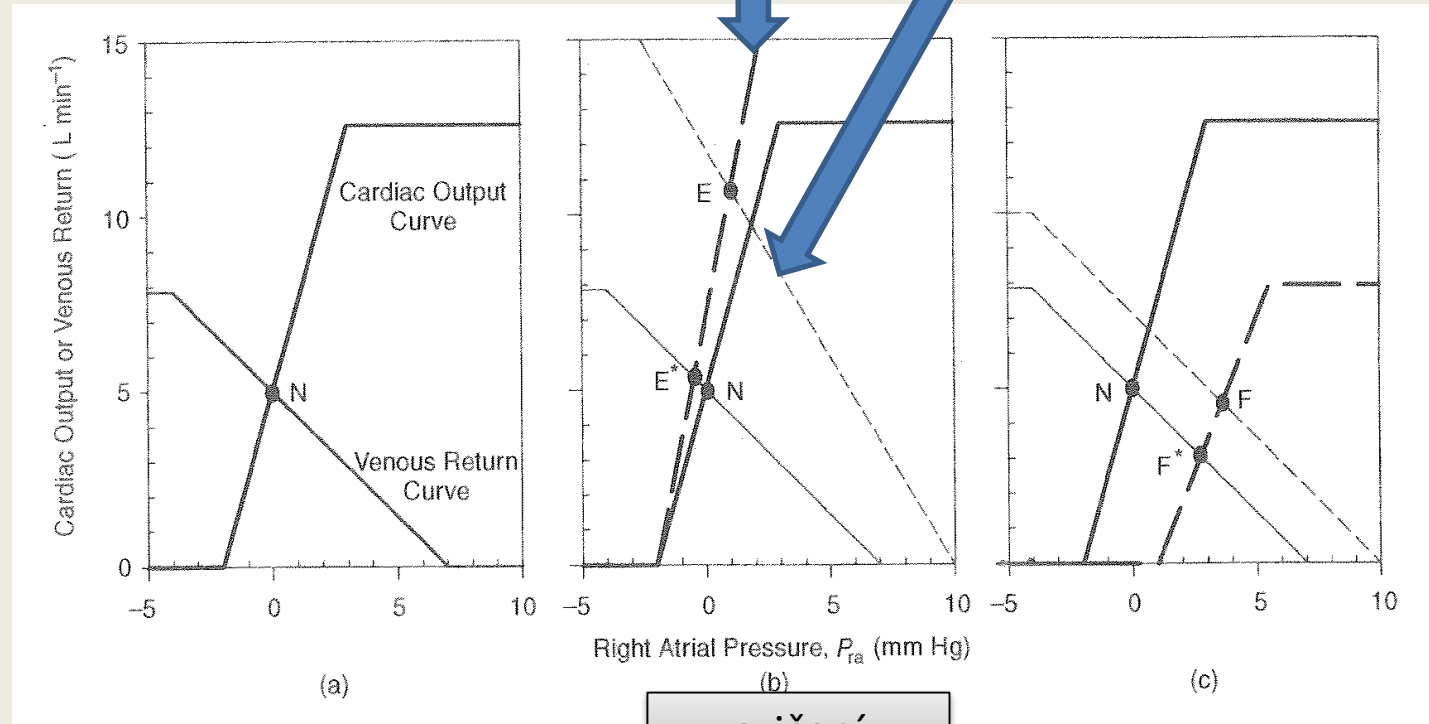
Uzavřená smyčka



Sympatikus f



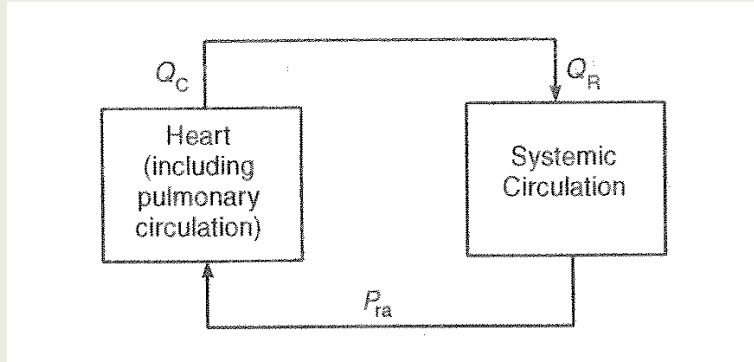
Vasodilatace, R_A
venokonstrikce C_V C_A



cvičení

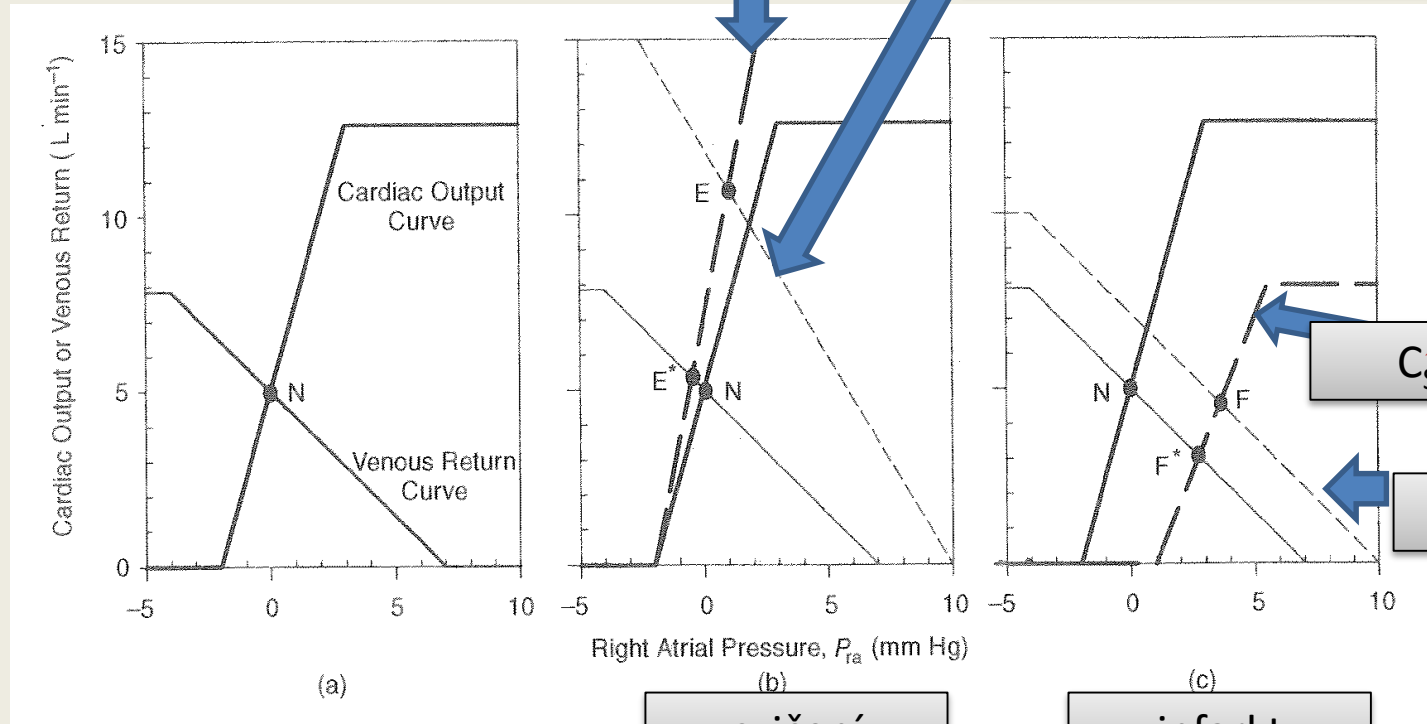
Regulace srdečního výdeje

Uzavřená smyčka



Sympatikus f ↑

Vasodilatace, R_A ↓
venokonstrikce C_V ↓ C_A ↓



cvičení

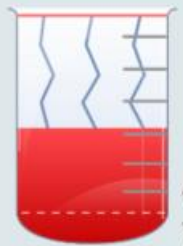
infarkt

C_S ↑ C_D ↓

V_V ↑ V_A ↑

Jednoduchá cirkulace

Celkový objem krve [l]

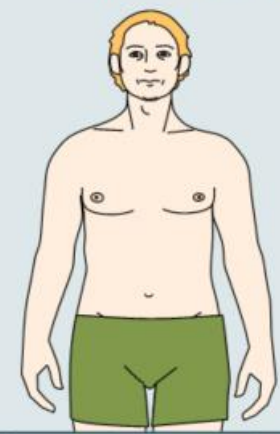


Vo (norma 5.0 l) 5.0
 Vs (norma 3.4 l) 3.4

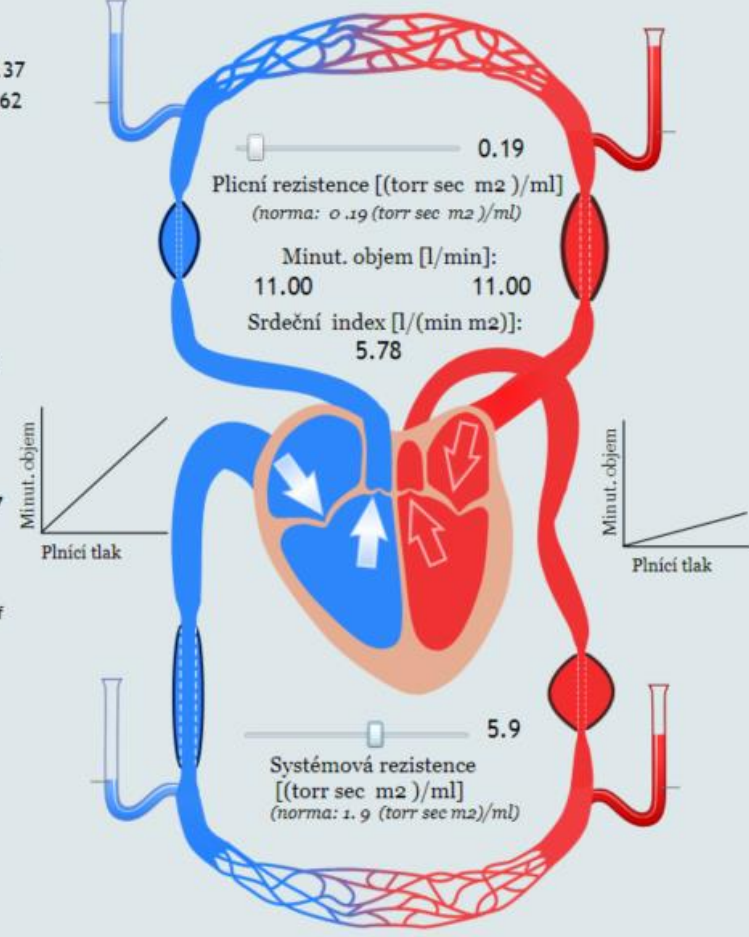
Objem krve v systémových arteriích a žilách [l]: 3.7
 Objem krve v plicních arteriích a žilách [l]: 1.3
 Neelastický objem Vo [l]: 3.4
 Elastický objem Vs [l]: 1.62

Normalizuj vše!

Váha: 75.0 kg
 Výška: 175.0 cm
 Povrch těla: 1.903 m²
 BMI: 24.5 kg/m²



Vo [l]: 3.37
 Vs [l]: 1.62



Plicní arterie

1.58
 Poddajnost [ml/(torr m²)]
 (norma 1.58 ml/(torr m²))
 Tlak [torr] 36.65
 Objem [l] 0.38

0.19
 Plicní rezistence [(torr sec m²)/ml]
 (norma 0.19 (torr sec m²)/ml)
 Minut. objem [l/min]: 11.00
 Srdeční index [l/(min m²): 5.78

Plicní vény

16
 Poddajnost [ml/(torr m²)]
 (norma 16 ml/(torr m²))
 Tlak [torr] 18.33
 Objem [l] 0.90

Pravé srdce

179.7
 Sklon Starlingovy křivky [ml/(torr sec m²)]
 (norma 8.8 ml/(torr sec m²))
 Ruční řízení průtoku Graf



Levé srdce

5.3
 Sklon Starlingovy křivky [ml/(torr sec m²)]
 (norma 5.3 ml/(torr sec m²))
 Ruční řízení průtoku

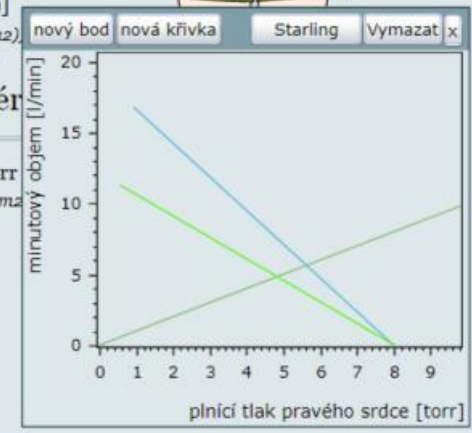
Systémové vény

105
 Poddajnost [ml/(torr m²)]
 (norma 105 ml/(torr m²))
 Tlak [torr] 0.54
 Objem [l] 2.42

5.9
 Systémová rezistence [(torr sec m²)/ml]
 (norma 1.9 (torr sec m²)/ml)

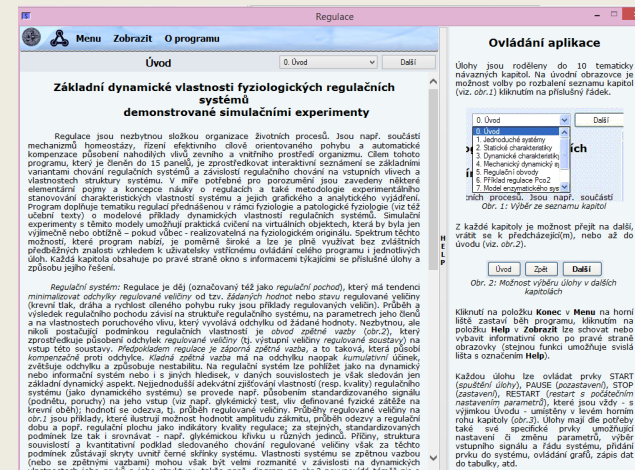
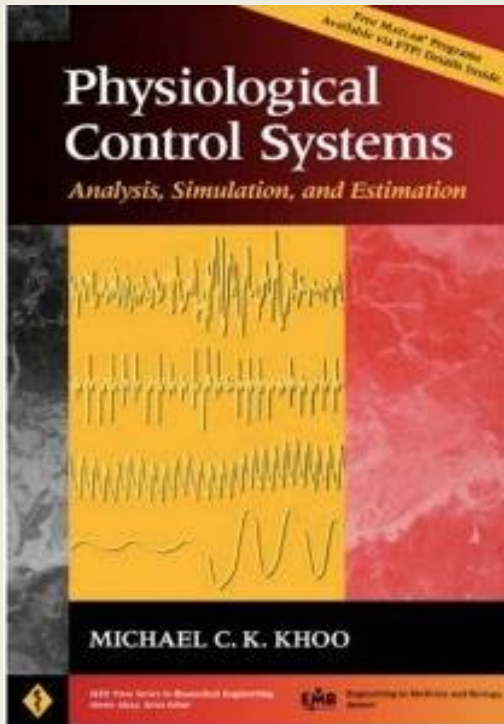
Systémové arterie

1.28
 Poddajnost [ml/(torr m²)]
 (norma 0.8 ml/(torr m²))
 Tlak [torr] 566.81
 Objem [l] 1.28



Frekvenční analýza fyziologických systémů

Studijní materiály



<http://physiome.cz/atlas/sim/RegulaceSys/>

[Khoo: Physiological Control Systems](#)

Chapter 5 Frequency-domain analysis of linear control systems

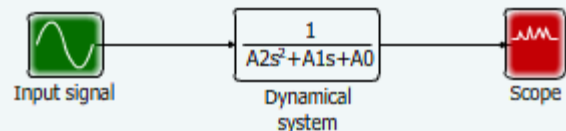
3. Dynamické charakteristiky

Úvod Zpět Další

Parametry systému

1.řád
 2.řád

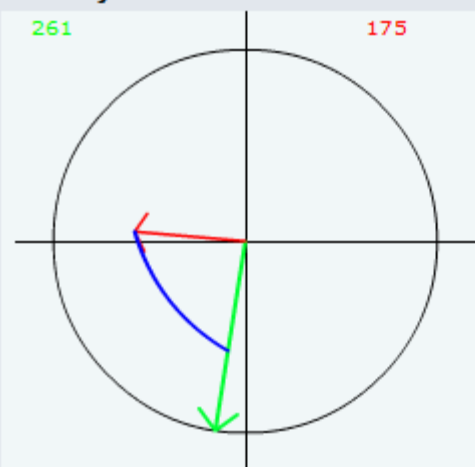
A0	0,2	4	1,48
A1	0,2	4	1,48
A2	0,1	2	1,00



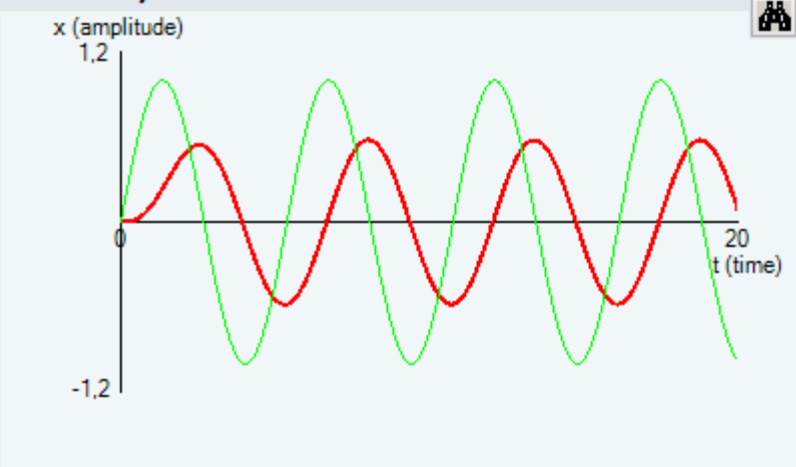
Vstupní signál

Sinus f	0	5	1,17
---------	---	---	------

II. Rotující vektor

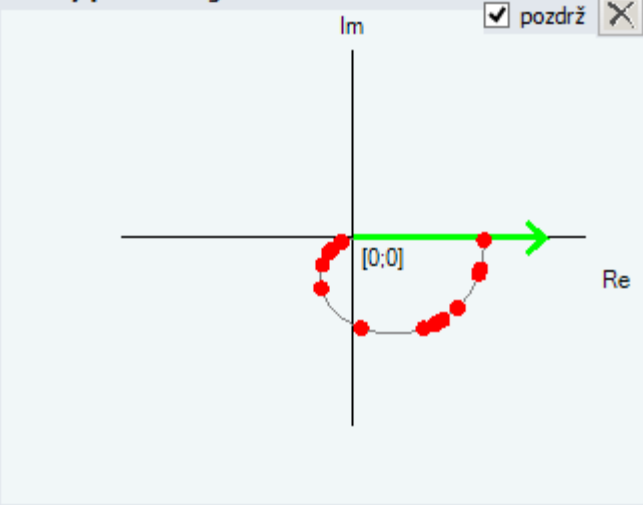


I. Odezva systému

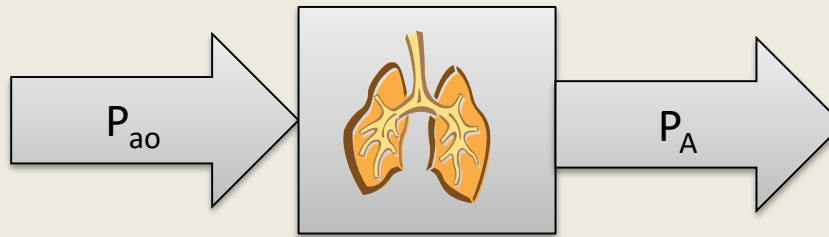


Frekvence	Amplituda	Fázový posun
0,2863436	0,6868203	-0,2943842
0,330396473	0,689400256	-0,3427164
0,6167401	0,7024004	-0,693348467
0,726872265	0,69897294	-0,8474099
0,7709251	0,695078135	-0,9117343
0,8370044	0,6859682	-1,01046729
1,16740084	0,5793785	-1,5055598
1,65198243	0,3648588	-2,04589319
2,092511	0,235967621	-2,32550335
2,57709241	0,155899987	-2,507128
2,62114549	0,1506512	-2,51969171

III. Nyquistův diagram



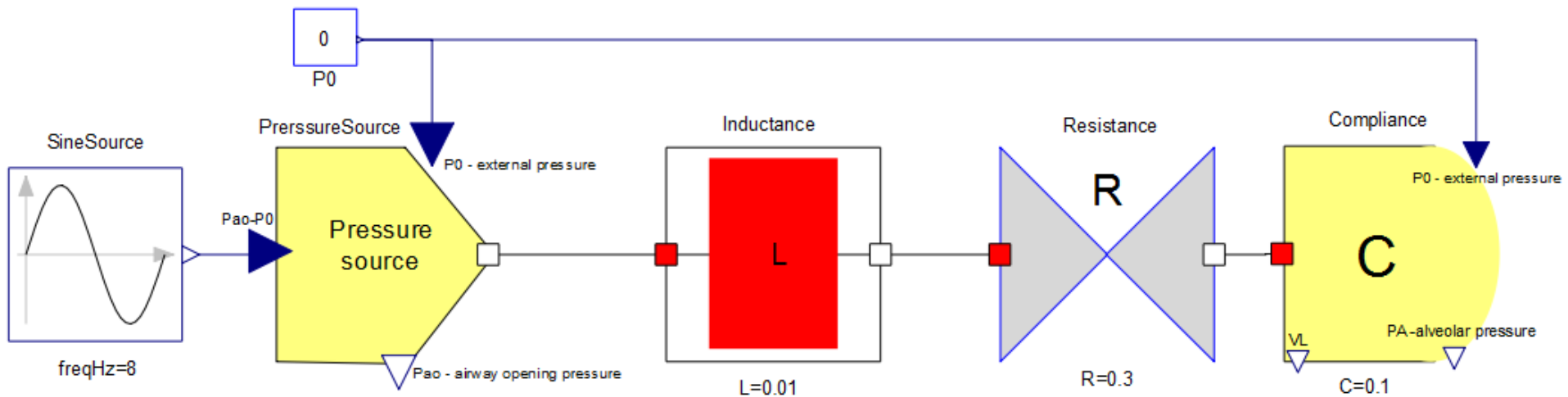
Nejjednodušší model mechaniky dýchání



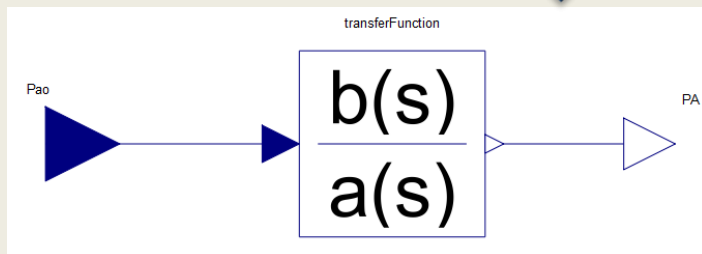
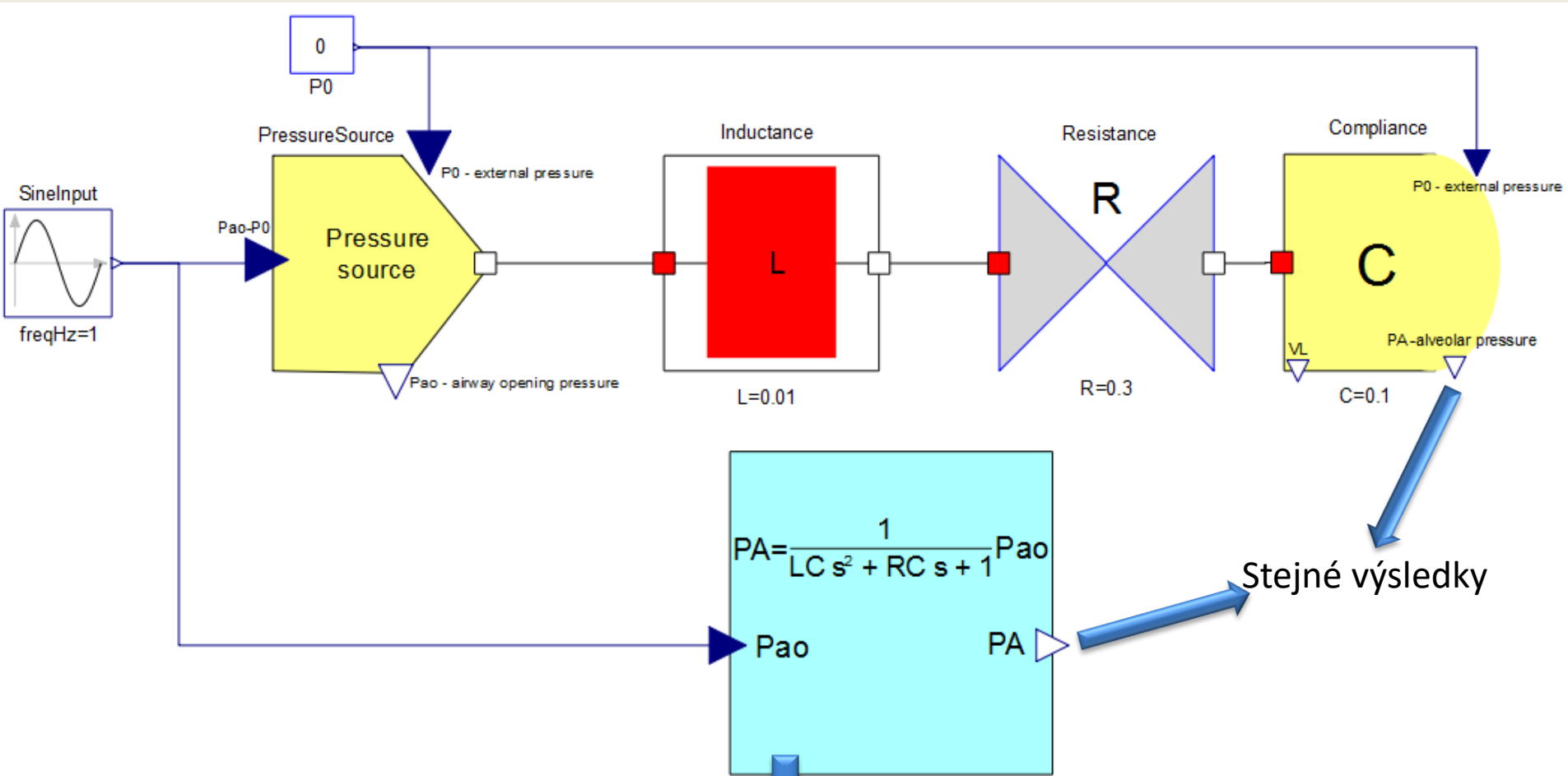
$$\frac{\text{Výstup}}{\text{Vstup}} = \frac{P_A(t)}{P_{ao}(t)}$$

← přenos

$$P_{ao} = LC \frac{d^2 P_A}{dt^2} + RC \frac{dP_A}{dt} + P_A$$



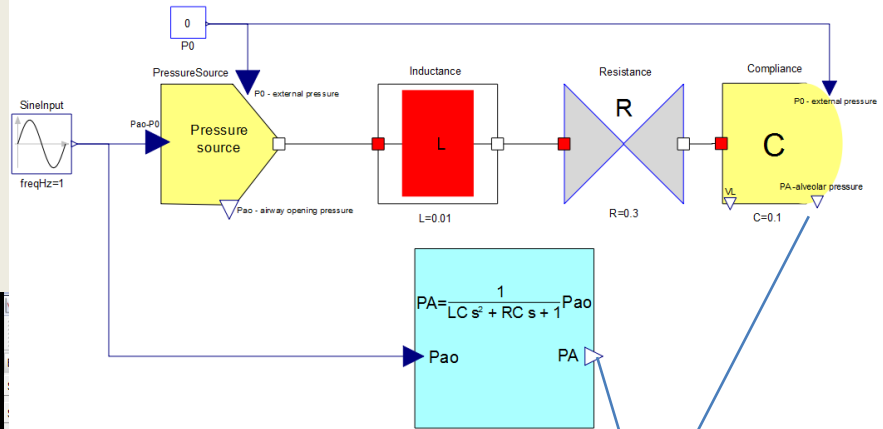
$$P_{ao} = LC \frac{d^2 P_A}{dt^2} + RC \frac{dP_A}{dt} + P_A$$



$$P_{ao} = LC \frac{d^2 P_A}{dt^2} + RC \frac{dP_A}{dt} + P_A$$

Parameters:
 a: {L*C,R*C,1}
 b: {1}

$$H(s) = \frac{V_{\text{ystup}}}{V_{\text{stup}}} = \frac{P_A(t)}{P_{ao}(t)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + 1}$$



inputSimplestRespiration 1: Compliance.PA — FrequencyInputSimplestRespiration 1: respiratoryTransferFunction1.PA

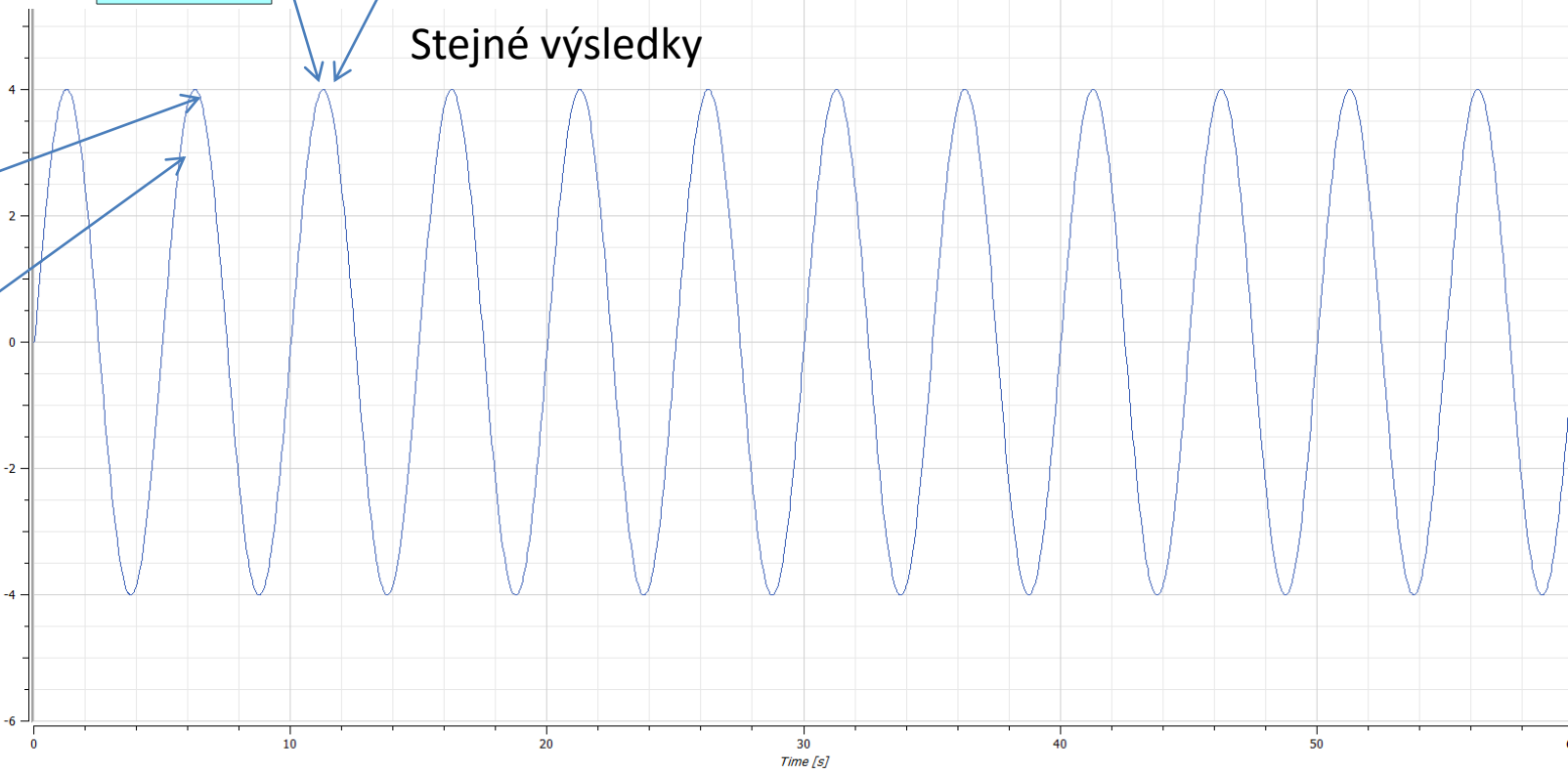
Stejné výsledky

FrequencyInputSimplestRespiration 1*

Plot Parameters Variables Settings Find

Find Options

Name	Unit	Description
Compliance		
AirFlow		
StressedVolume	L	L/cm H2O
C	L/cm H2O	
der(StressedVolu...		Derivative of Co...
FunctionalResidu...	L	
P0	cm H2O	
PA	Alveolar pressur...	
TransmuralPressure	cm H2O	
VL		
Inductance		
P0		
PressureSource		
Resistance		
respiratoryTransferFun...		
transferFunction		
C	L / cm H2O	
L	cm H2O s2 / L	
PA		
Pao		
R	cm H2O s / L	
SineInput		



Simulation Log

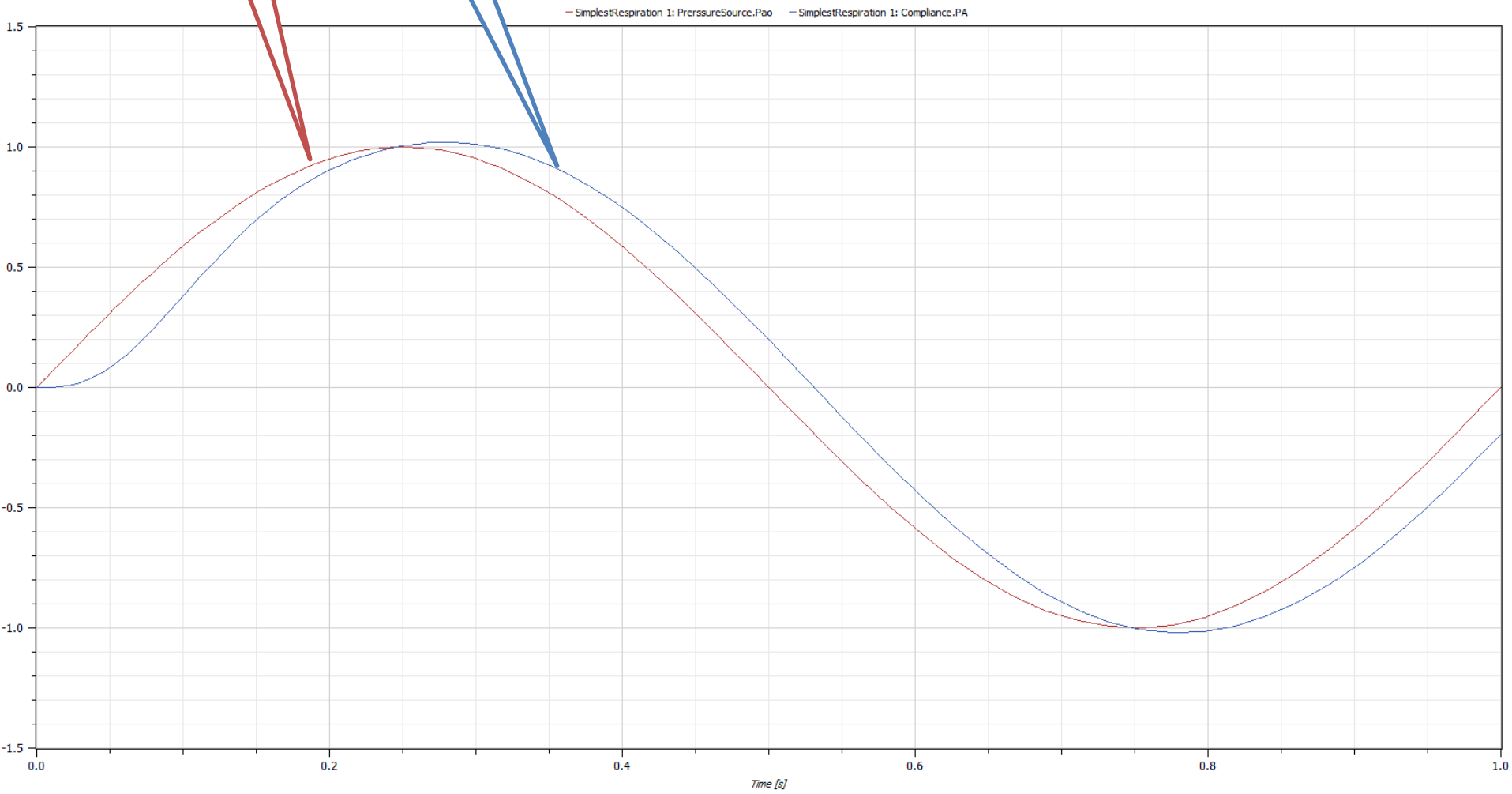
```

Server listening on 127.0.0.1:7407
Initialization finished.
Simulation stopped at time: 60
Simulation took 0.63 seconds of CPU time.
Total number of function evaluations: 11017
Total number of events: 1
Total number of step events (dynamic state switches): 0
Max step size: 0.103958
Min step size: 1.48769e-05
Simulation exited at 04:52:19
  
```

Budící vstup - 1 Hz

Pao

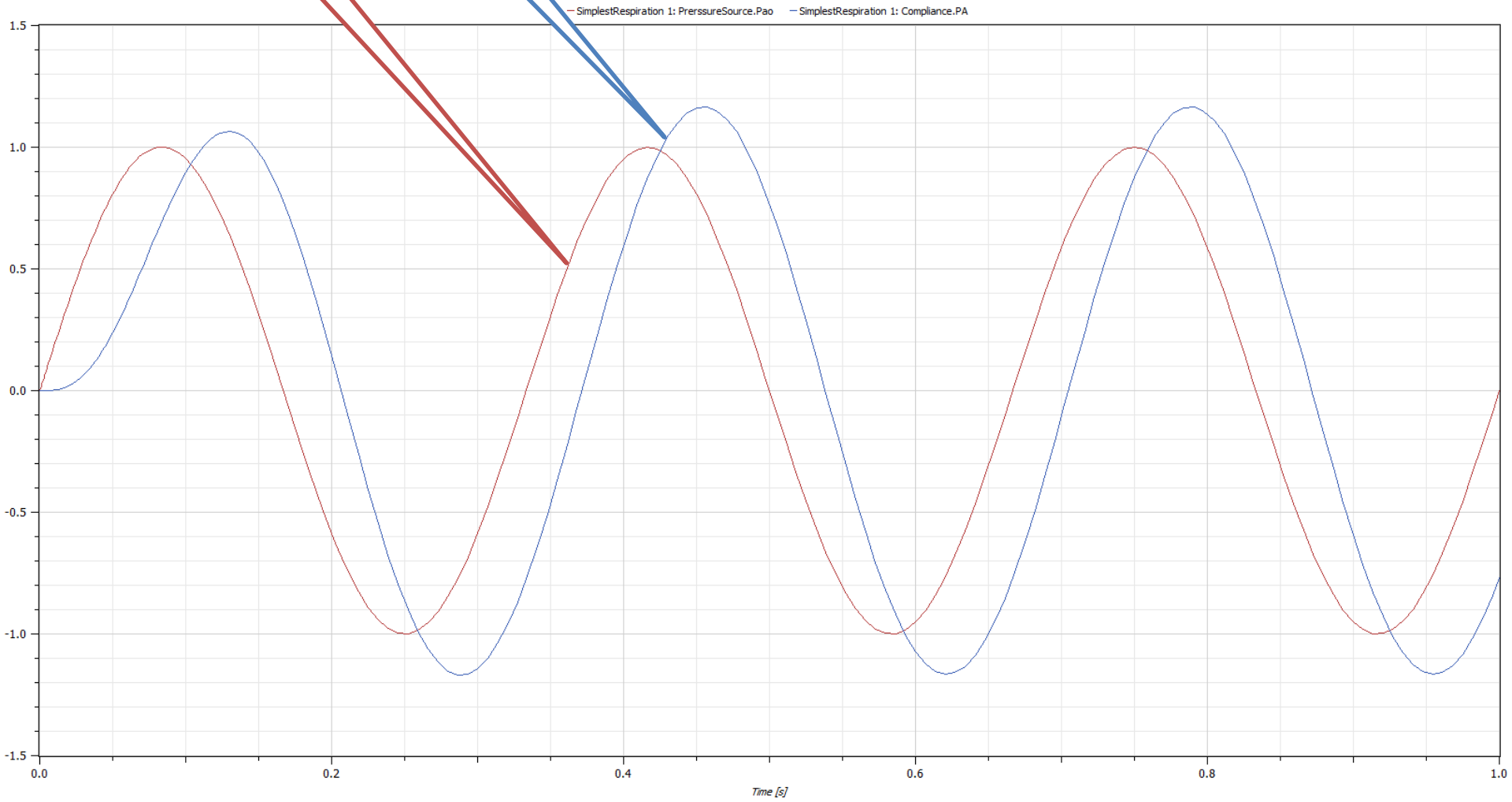
PA



Budící vstup - 3 Hz

Pao

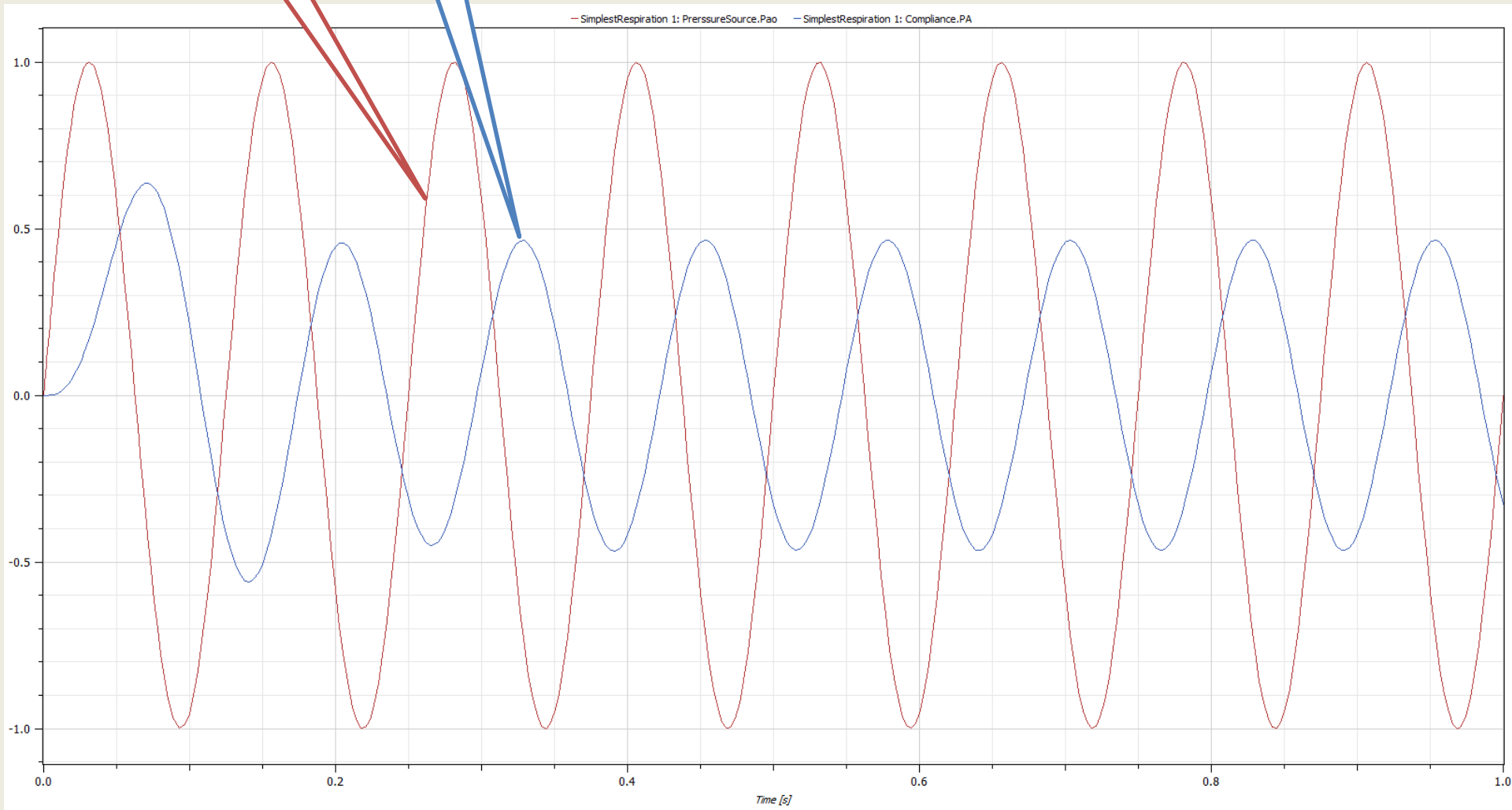
PA



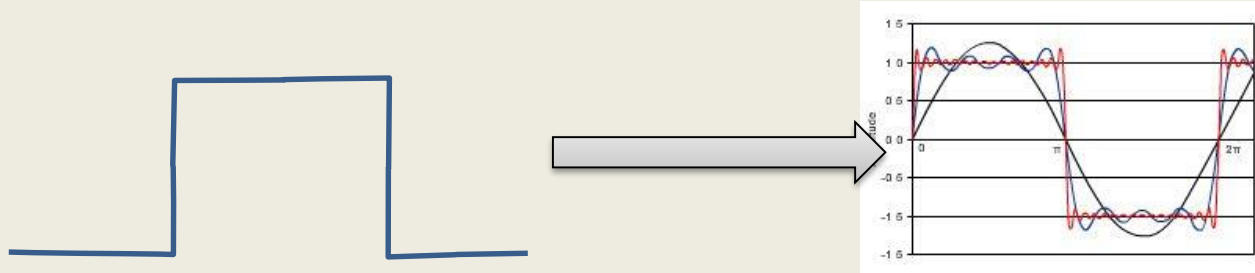
Budící vstup - 8 Hz

Pao

PA



Kmitočtový přenos



Z Eulerova vztahu:

Vstupní funkce: $u(t) = u_0 \sin(\omega t)$

$$u(t) = u_0 e^{j\omega t}$$

Výstup po ustálení: $y(t) = y_0 \sin(\omega t + \varphi)$

$$y(t) = y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}$$

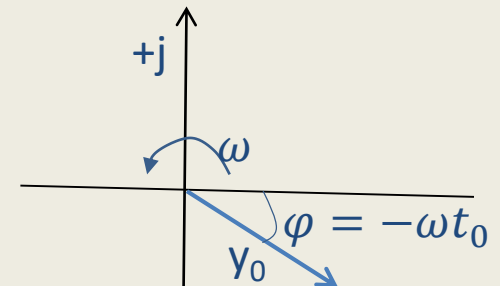
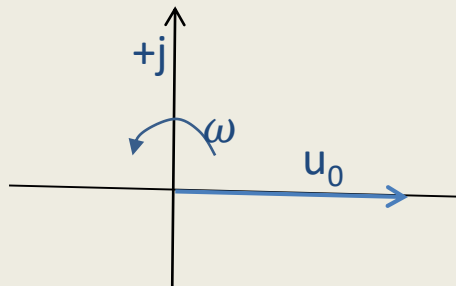
$$\varphi = \omega t_0$$

Kmitočtový přenos:

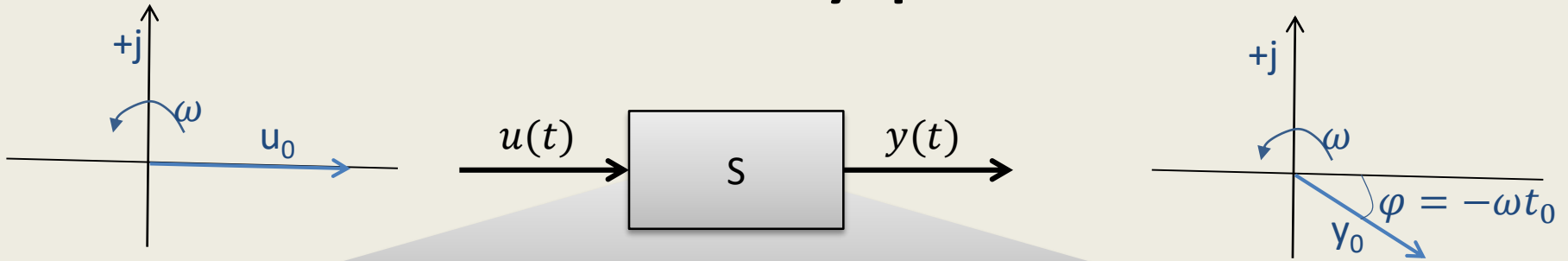
$$H(j\omega) = \frac{y(t)}{u(t)} = \frac{y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}}{u_0 e^{j\omega t}} = \frac{y_0}{u_0} e^{j\varphi}$$

modul: $\frac{y_0}{u_0}$

argument: φ



Kmitočtový přenos



$$a_n y^n(t) + \dots + a_1 y'(t) + a_0 y(t) = b_m u^m(t) + \dots + b_0 u(t)$$

$$y(t) = y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}$$

$$y'(t) = j\omega y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}$$

$$y''(t) = j\omega^2 y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}$$

$$\dots$$

$$y^{(n)}(t) = j\omega^n y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}$$

$$u(t) = u_0 e^{j\omega t}$$

$$u'(t) = j\omega u_0 e^{j\omega t}$$

$$u''(t) = (j\omega)^2 u_0 e^{j\omega t}$$

$$\dots$$

$$u^{(m)}(t) = (j\omega)^m u_0 e^{j\omega t}$$

$$y_0 e^{j(\omega t + \varphi)} [a_n (j\omega)^n + \dots + a_1 j\omega + a_0] = u_0 e^{j\omega t} [b_m (j\omega)^m + \dots + b_1 j\omega + b_0]$$

Kmitočtový přenos:

$$H(j\omega) = \frac{y(t)}{u(t)} = \frac{y_0 e^{j(\omega t + \varphi)}}{u_0 e^{j\omega t}} = \frac{b_m (j\omega)^m + \dots + b_1 j\omega + b_0}{a_n (j\omega)^n + \dots + a_1 j\omega + a_0}$$

Kmitočtový přenos

Kmitočtový přenos je také:

podíl Fourierova obrazu výstupní veličiny systému a Fourierova obrazu vstupní veličiny (při nulových počátečních podmínkách systému a vstupního signálu)

Aby funkce měla Fourierův obraz, musí být absolutně integrovatelná, tj.:

$$H(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{U(j\omega)} \quad \int_0^{\infty} |f(t)| dt < \infty$$

Obrazový přenos v Laplaceově transformaci: $H(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{b_m(s)^m + \dots + b_1s + b_0}{a_n(s)^n + \dots + a_1s + a_0}$

Kmitočtový přenos systému získáme z Laplaceovy transformace formální záměnou proměnných $s \rightarrow j\omega$:

$$H(j\omega) = H(s)|_{s=j\omega} = \frac{b_m(j\omega)^m + \dots + b_1j\omega + b_0}{a_n(j\omega)^n + \dots + a_1j\omega + a_0}$$

Takže, když např. máme k dispozici kmitočtovou funkci, můžeme její Laplaceovou transformací získat kmitočtový přenos:

$$H(j\omega) = \int_0^{\infty} g(t)e^{-j\omega t} dt$$

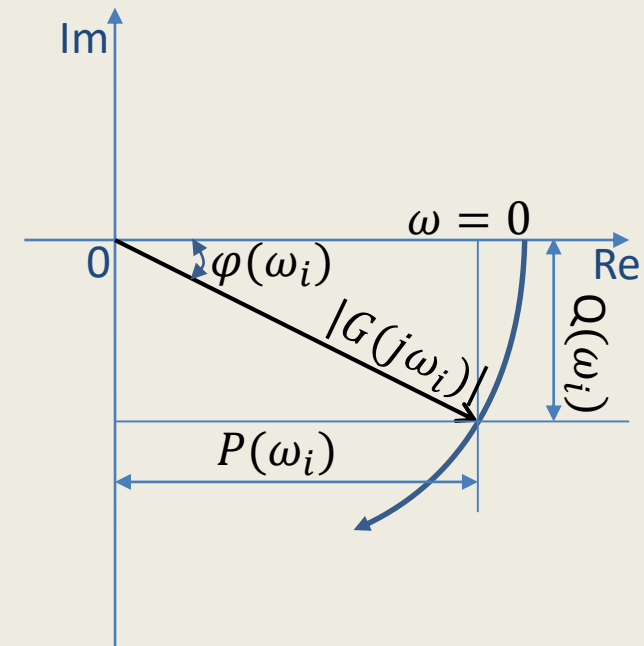
Amplitudo-fázová kmitočtová charakteristika ve fázové rovině

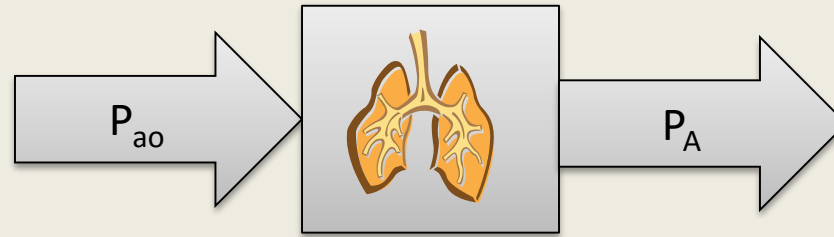
$$G(j\omega) = P(\omega) + jQ(\omega) = \operatorname{Re} G(j\omega) + j \operatorname{Im} G(j\omega)$$

$$G(j\omega) = A(\omega)e^{j\varphi(\omega)} = |G(j\omega)| + j \operatorname{Im} G(j\omega)$$

$$A(\omega) = \operatorname{mod} G(j\omega) = \sqrt{P^2(\omega) + Q^2(\omega)}$$

$$\varphi(\omega) = \operatorname{arg} G(j\omega) = \operatorname{arctg} \frac{Q(\omega)}{P(\omega)}$$



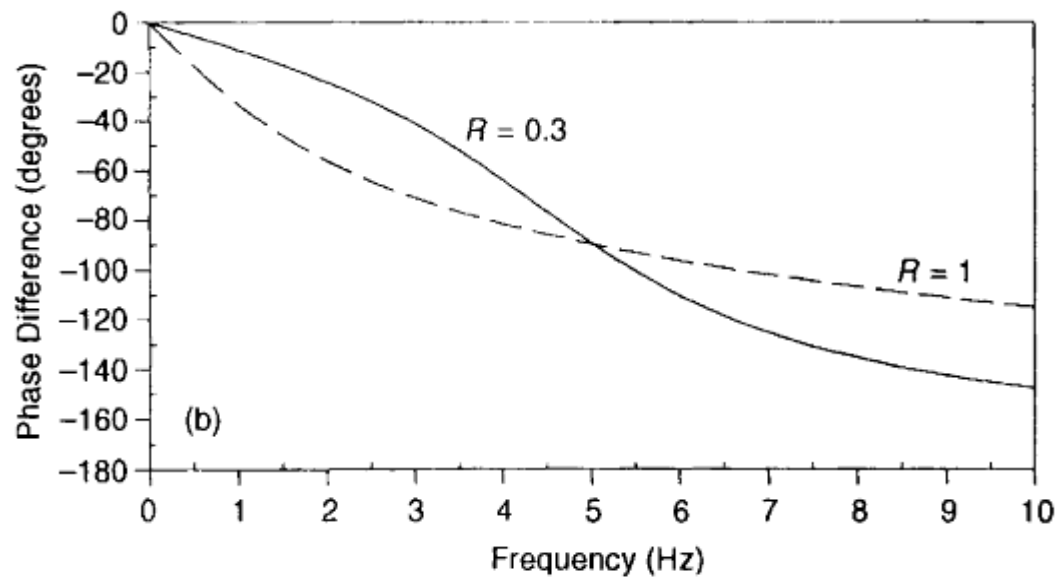
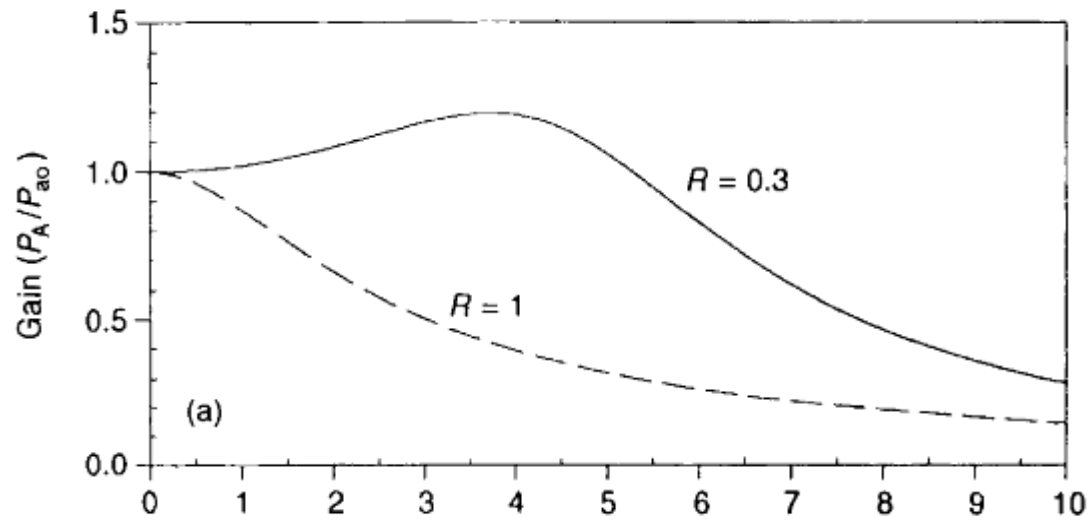


$$P_{ao} = LC \frac{d^2 P_A}{dt^2} + RC \frac{dP_A}{dt} + P_A$$

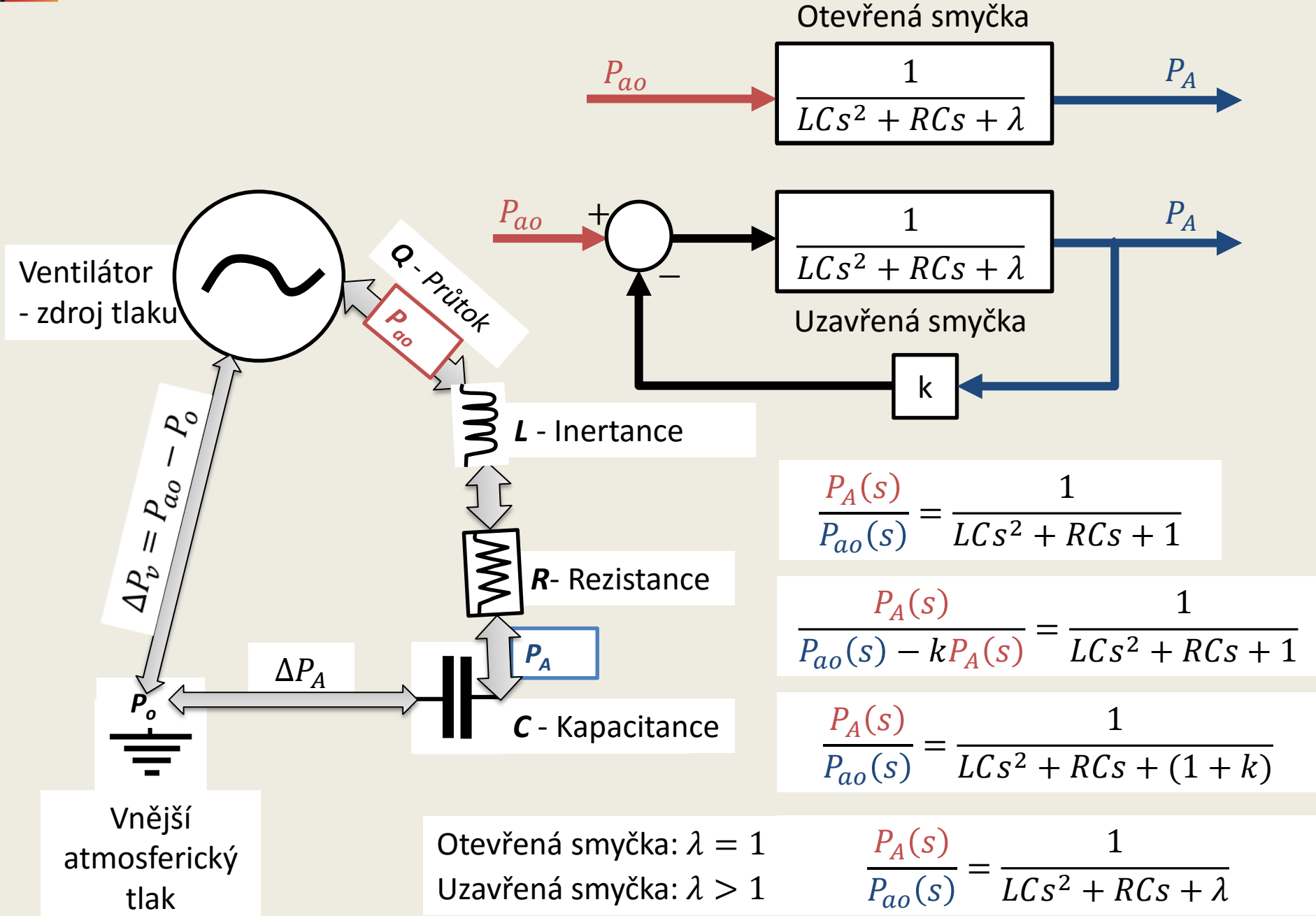
$$H(s) = \frac{\text{Výstup}}{\text{Vstup}} = \frac{P_A(t)}{P_{ao}(t)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + 1}$$

$$H(\omega) = \frac{\text{Výstup}}{\text{Vstup}} = \frac{P_A(t)}{P_{ao}(t)} = \frac{1}{LC(j\omega)^2 + RCj\omega + 1}$$

$$H(\omega) = \frac{V_{\text{ystup}}}{V_{\text{stup}}} = \frac{P_A(t)}{P_{a0}(t)} = \frac{1}{LC(j\omega)^2 + RCj\omega + 1}$$



Nejjednodušší model mechaniky dýchání



Otevřená smyčka

$$\frac{1}{LCs^2 + RCs + \lambda}$$

$$\frac{1}{LCs^2 + RCs + \lambda}$$

Uzavřená smyčka

k

$$\frac{P_A(s)}{P_{ao}(s)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + 1}$$

$$\frac{P_A(s)}{P_{ao}(s) - kP_A(s)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + 1}$$

$$\frac{P_A(s)}{P_{ao}(s)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + (1 + k)}$$

Otevřená smyčka: $\lambda = 1$
 Uzavřená smyčka: $\lambda > 1$

$$\frac{P_A(s)}{P_{ao}(s)} = \frac{1}{LCs^2 + RCs + \lambda}$$

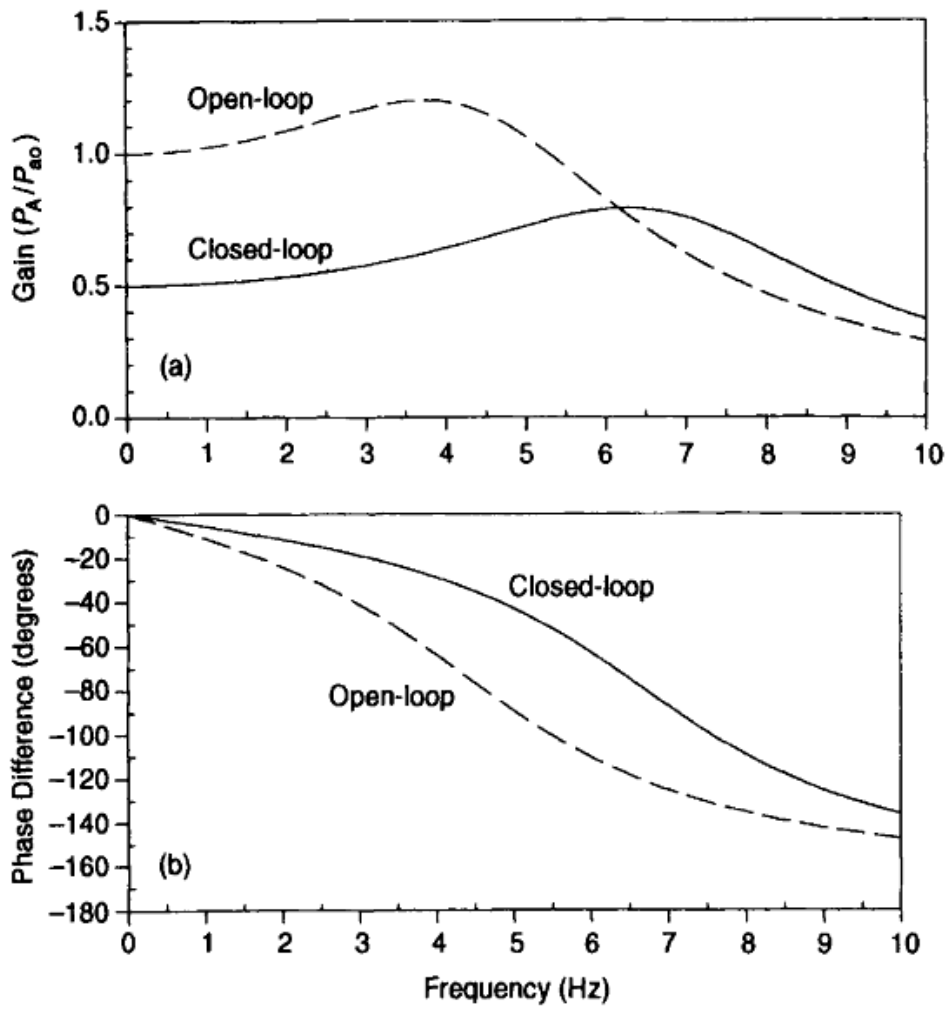
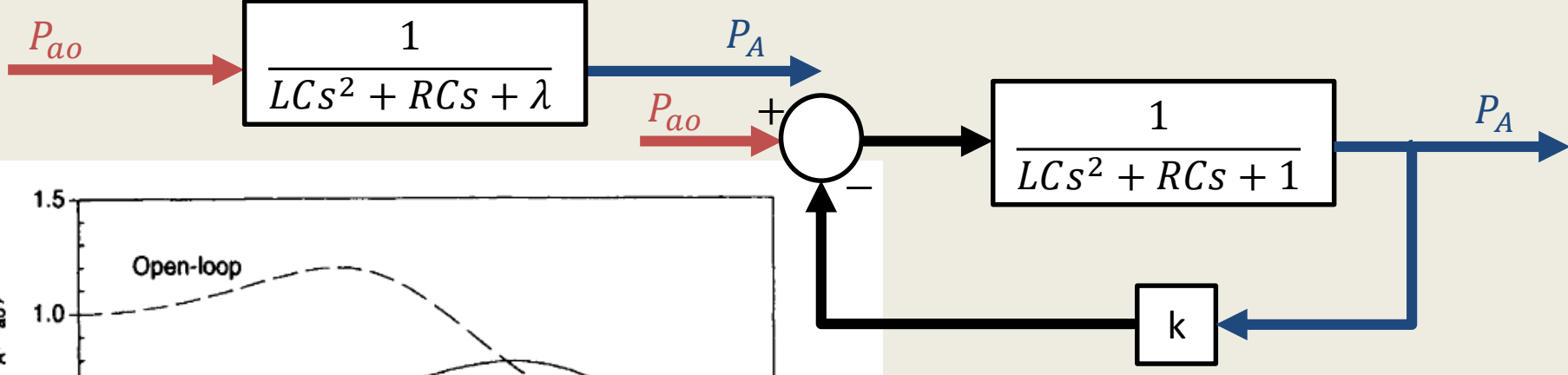


Figure 5.3 Frequency responses of the linearized lung mechanics model in closed-loop (solid curves) and open-loop modes. The values of the parameters used are: $R = 0.3 \text{ cm H}_2\text{O L}^{-1}$, $C = 0.1 \text{ L cm H}_2\text{O}^{-1}$, $L = 0.01 \text{ cm H}_2\text{O s}^2 \text{ L}^{-1}$, and $k = 1$ (or equivalently, $\lambda = 2$).

Kmitočtové charakteristiky v logaritmických souřadnicích

$$H(j\omega) = A(\omega)e^{i\varphi(\omega)}$$

$$\ln H(j\omega) = \ln A(\omega) + j\varphi(\omega) = \ln|H(j\omega)| + j \arg H(j\omega)$$

Logaritmická amplitudová charakteristika: $\ln|H(j\omega)|$

Logaritmická fázová charakteristika: $\varphi(\omega) = f(\omega)$

(osa kmitočtu má logaritmické měřítko)

Ve skutečnosti se užívá dekadický logaritmus pro osu úhlového kmitočtu ω , tj.
 $\log_{10}\omega$

A na osu pořadnic amplitudové charakteristiky se vynáší absolutní hodnota kmitočtového přenosu v decibelech:

$$A[dB] = |H(j\omega)|_{dB} = 20\log_{10}|H(j\omega)|$$

Výhoda: násobení přenosů v logaritmických souřadnicích přechází na sčítání.

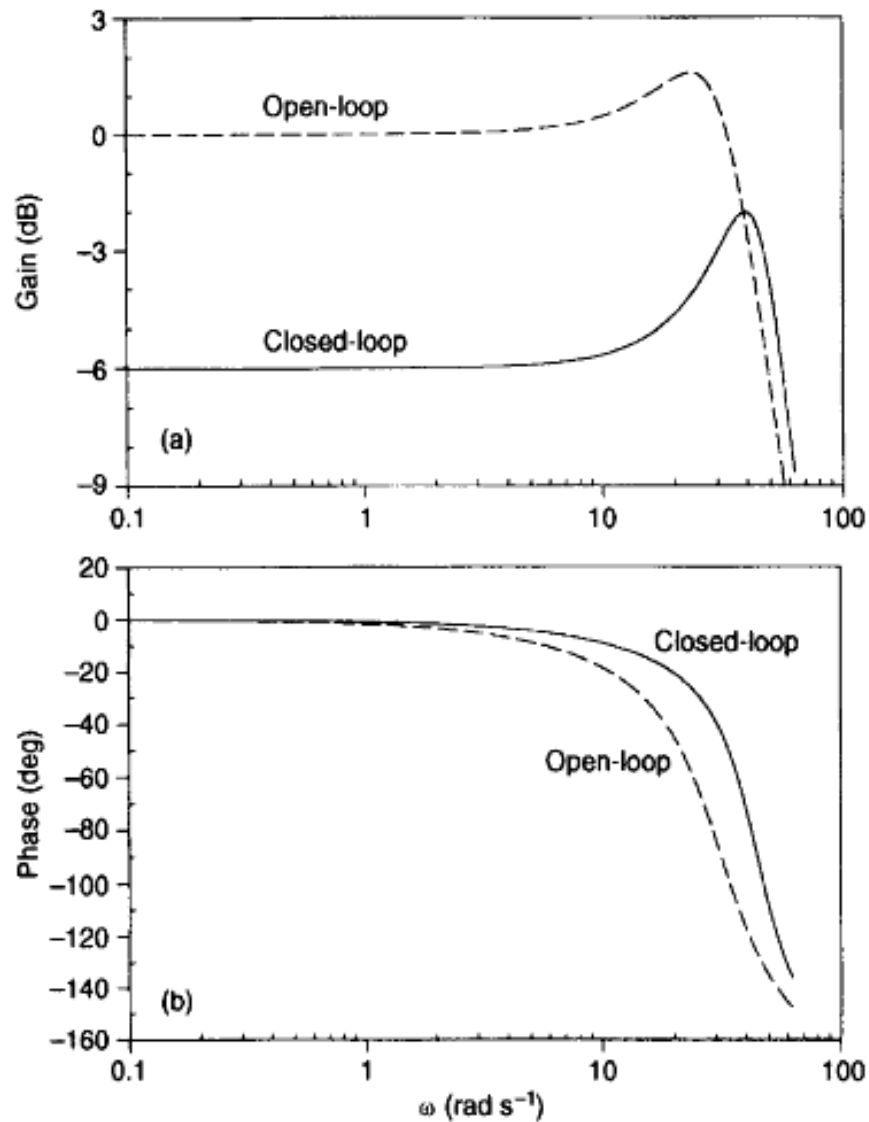
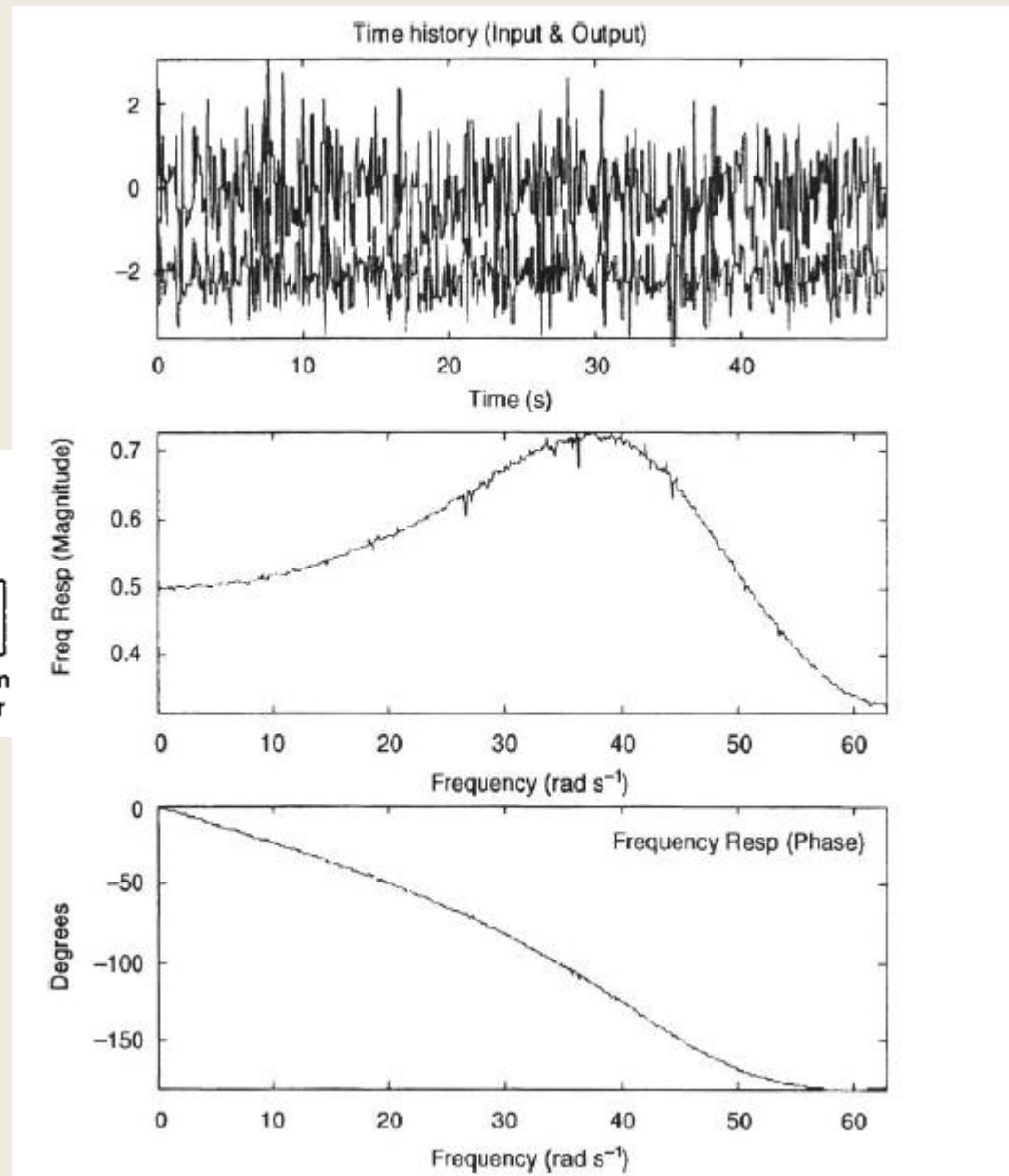
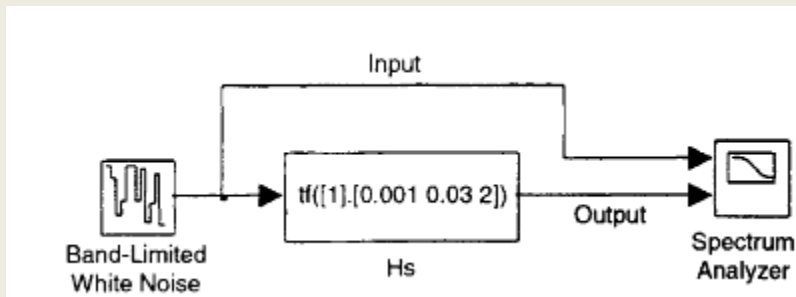


Figure 5.6 Bode plots of the frequency response of the linearized lung mechanics model in open-loop and closed-loop modes.

Frekvenční analýza modelů fyziologických systémů



Frekvenční analýza modelů fyziologických systémů

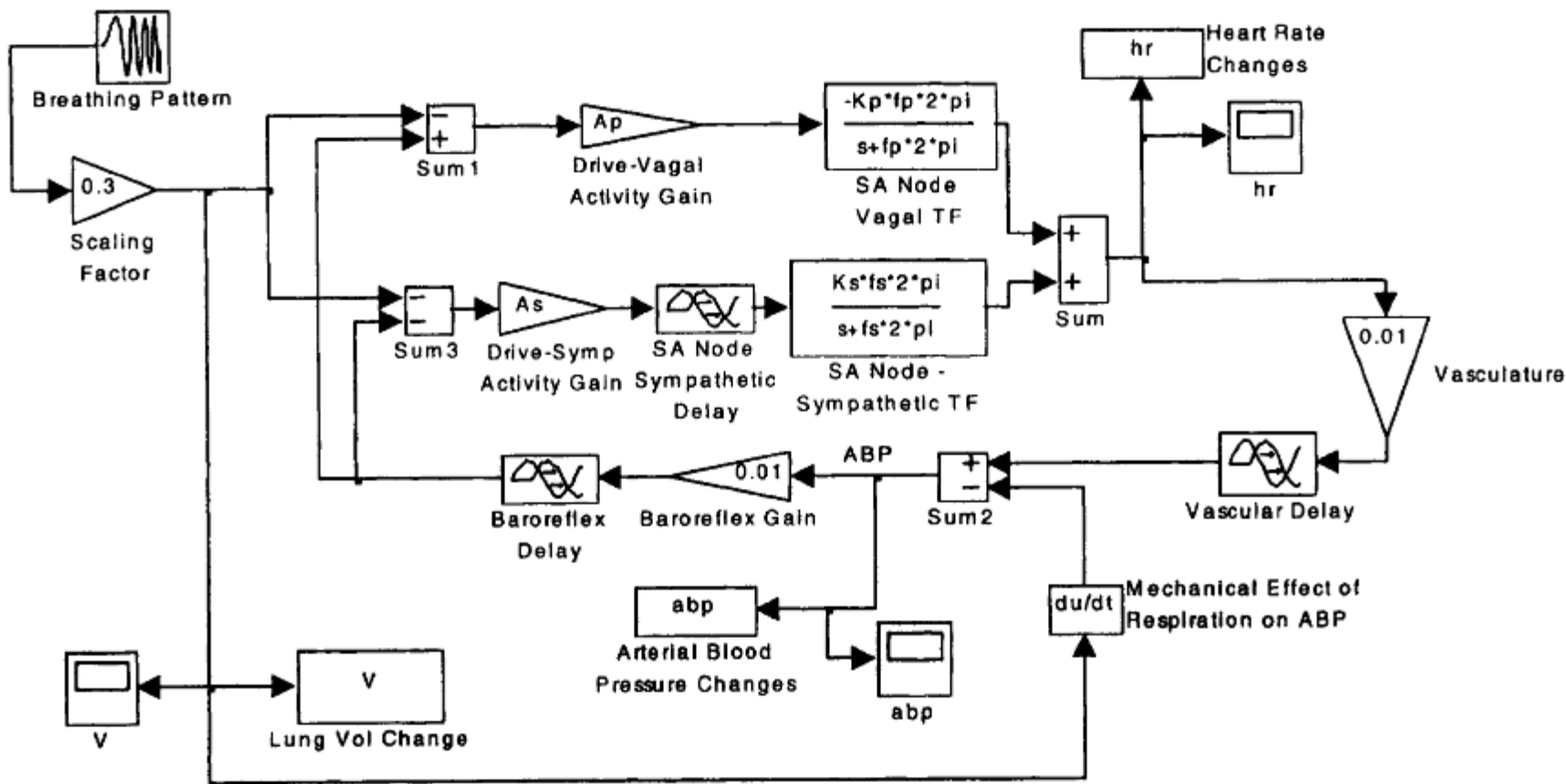


Figure 5.13 SIMULINK model of circulatory control that accounts for the effect of respiration on heart rate and arterial blood pressure.

Frekvenční analýza modelů fyziologických systémů

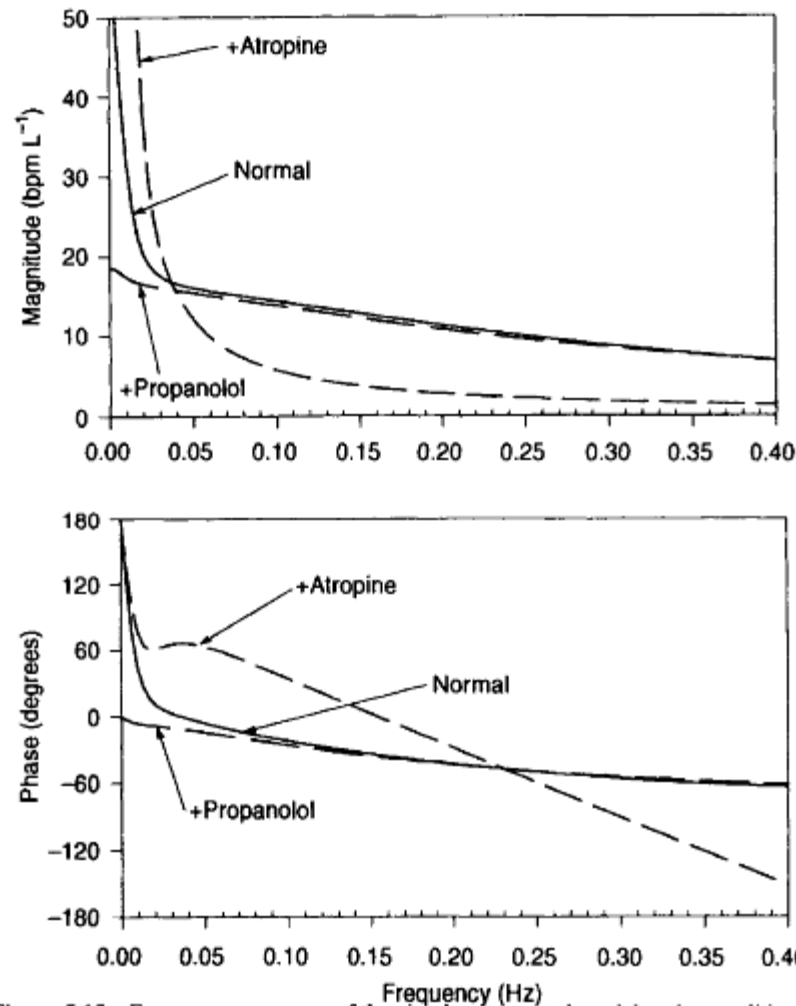
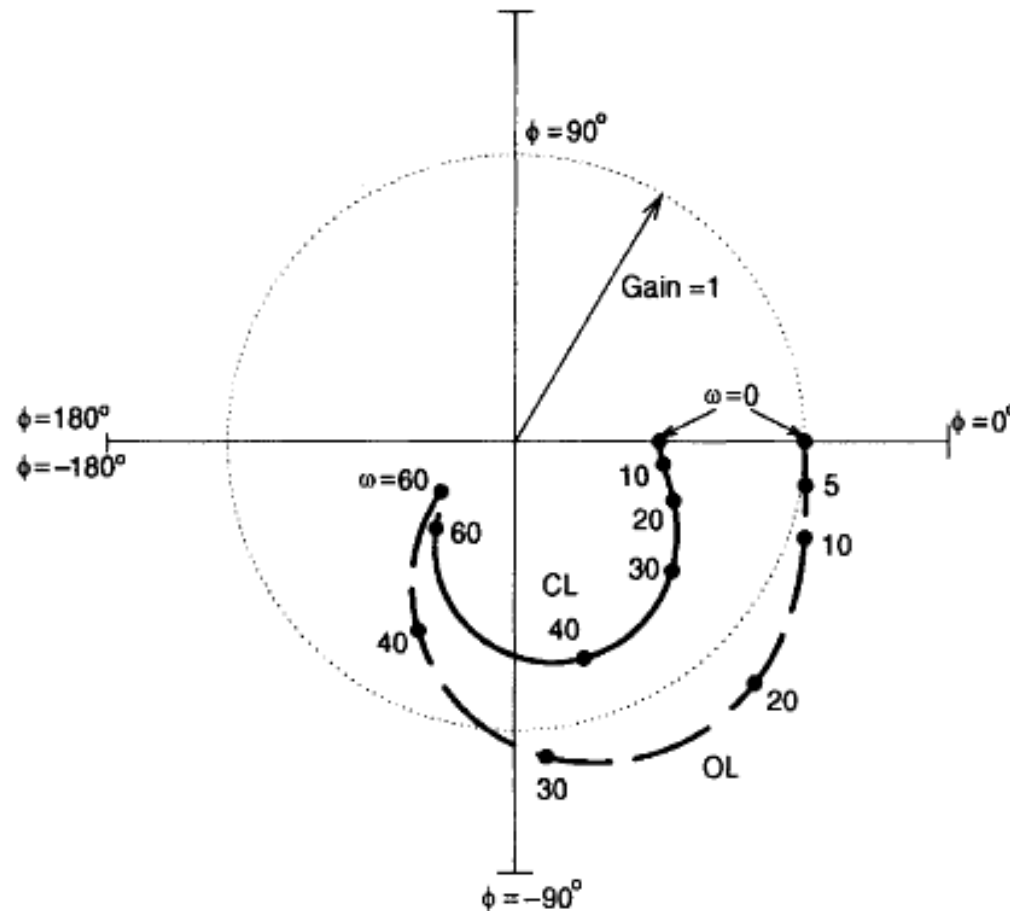


Figure 5.15 Frequency responses of the circulatory control model under conditions that simulate normal heart rate control, complete β -adrenergic blockade (" + Atropine"), and complete parasympathetic blockade (" + Propranolol").

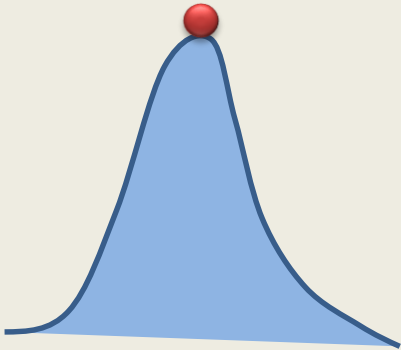
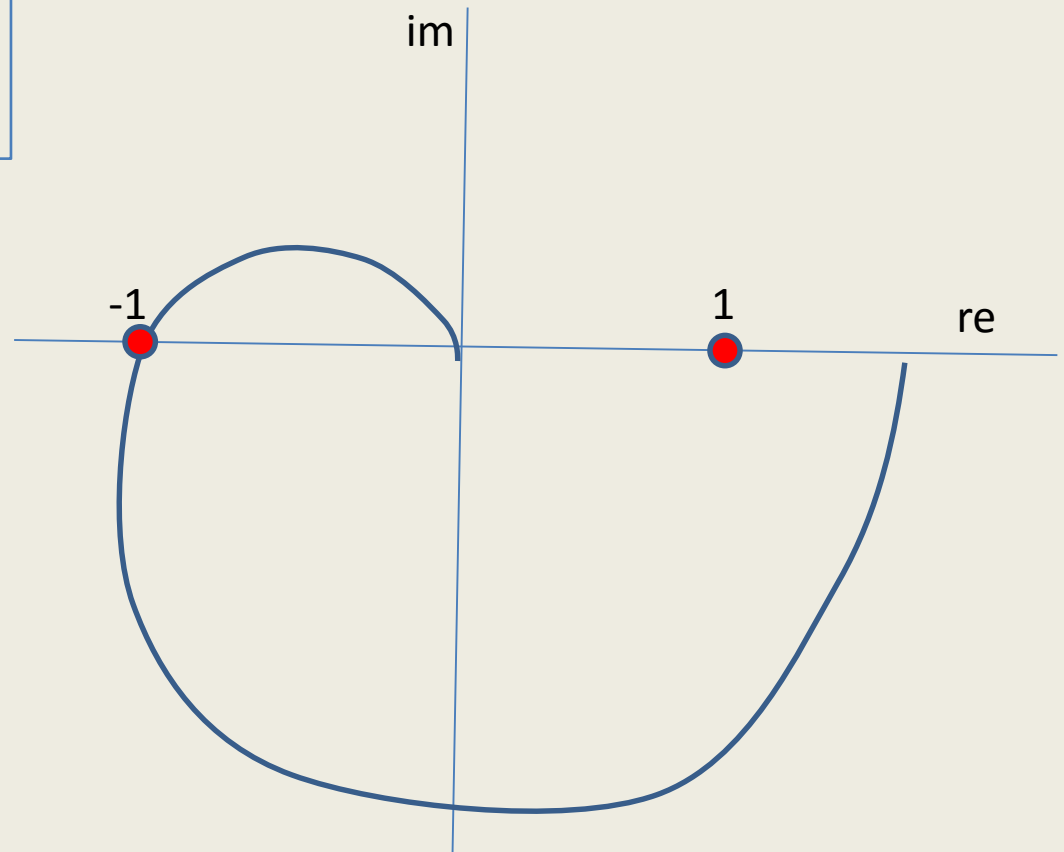
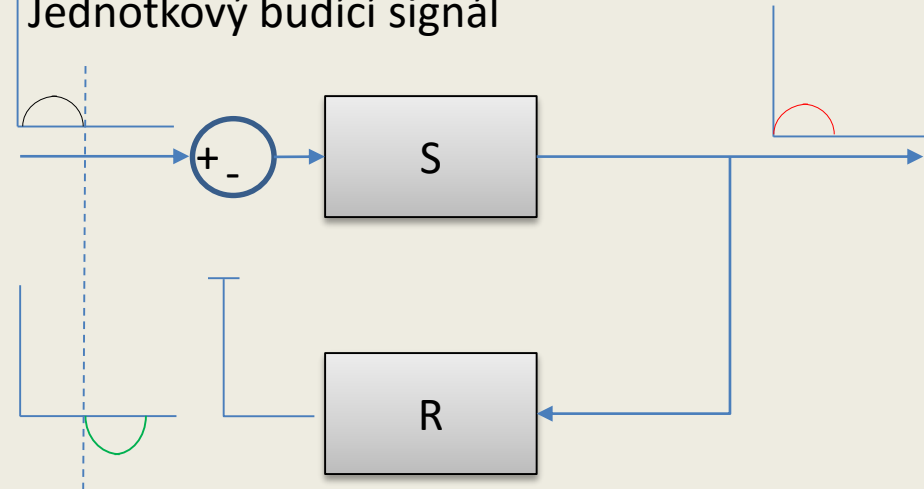
Nyquistovy diagramy



Viz: [Khou: Physiological Control Systems](http://patf-biokyb.lf1.cuni.cz/wiki/cvut/mos_materialy) *Analýza systémů na fyziologických příkladech*
http://patf-biokyb.lf1.cuni.cz/wiki/cvut/mos_materialy
http://www.uamt.feec.vutbr.cz/~richter/vyuka/0809_BRR1/texty/brr1.pdf

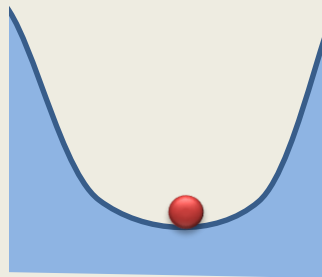
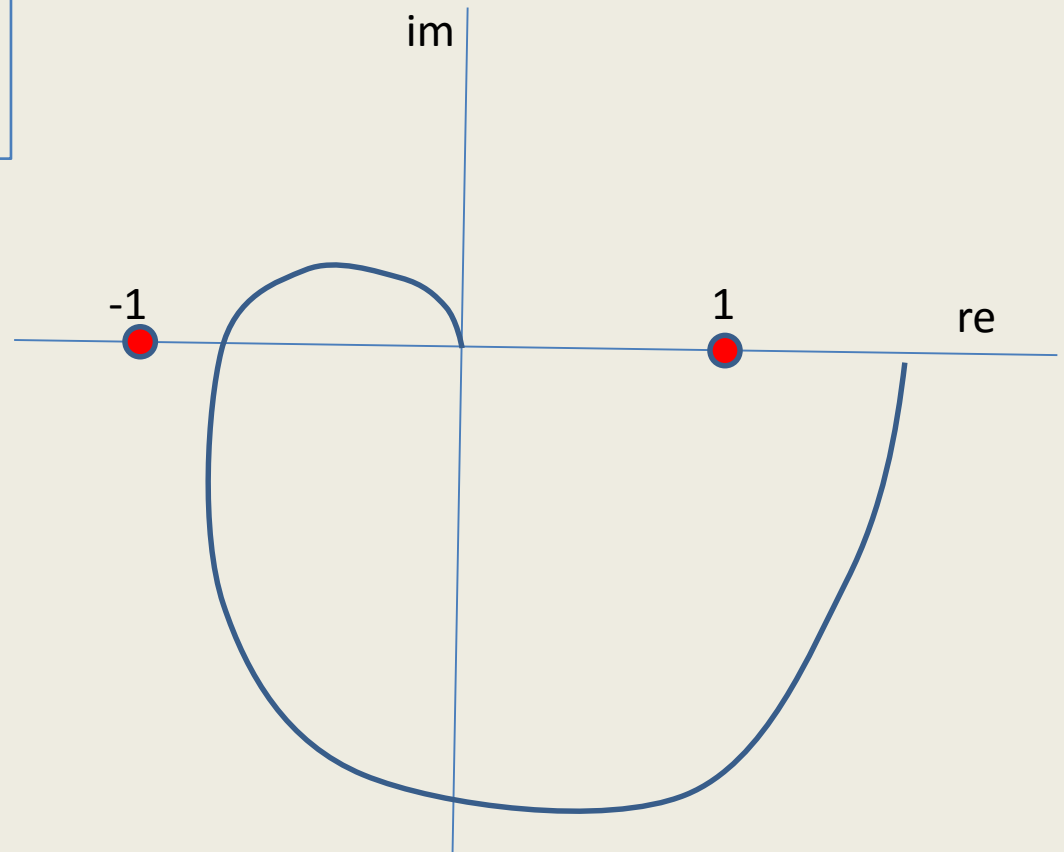
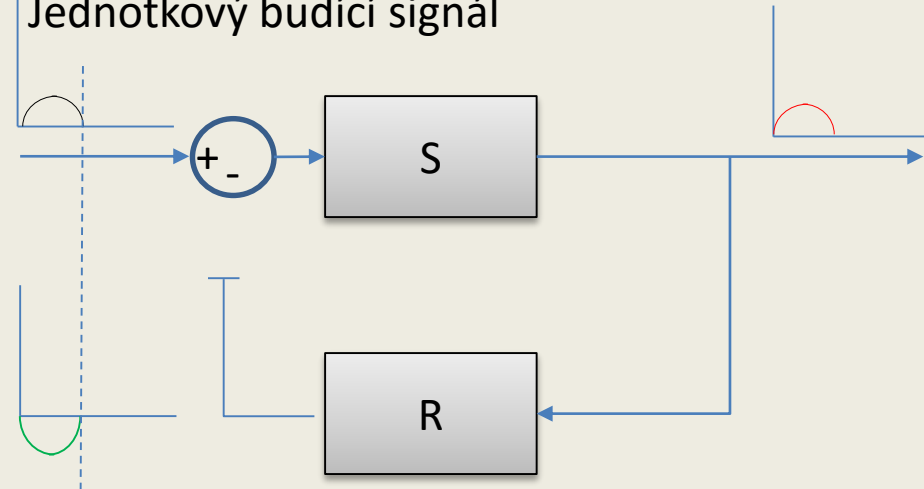
Niquistovo kritérium stability

Jednotkový budící signál



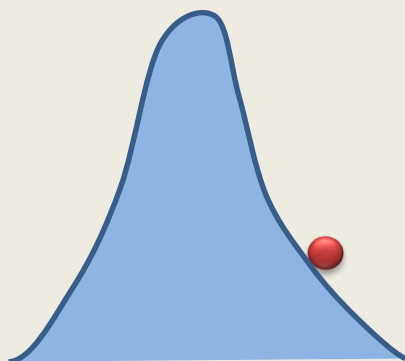
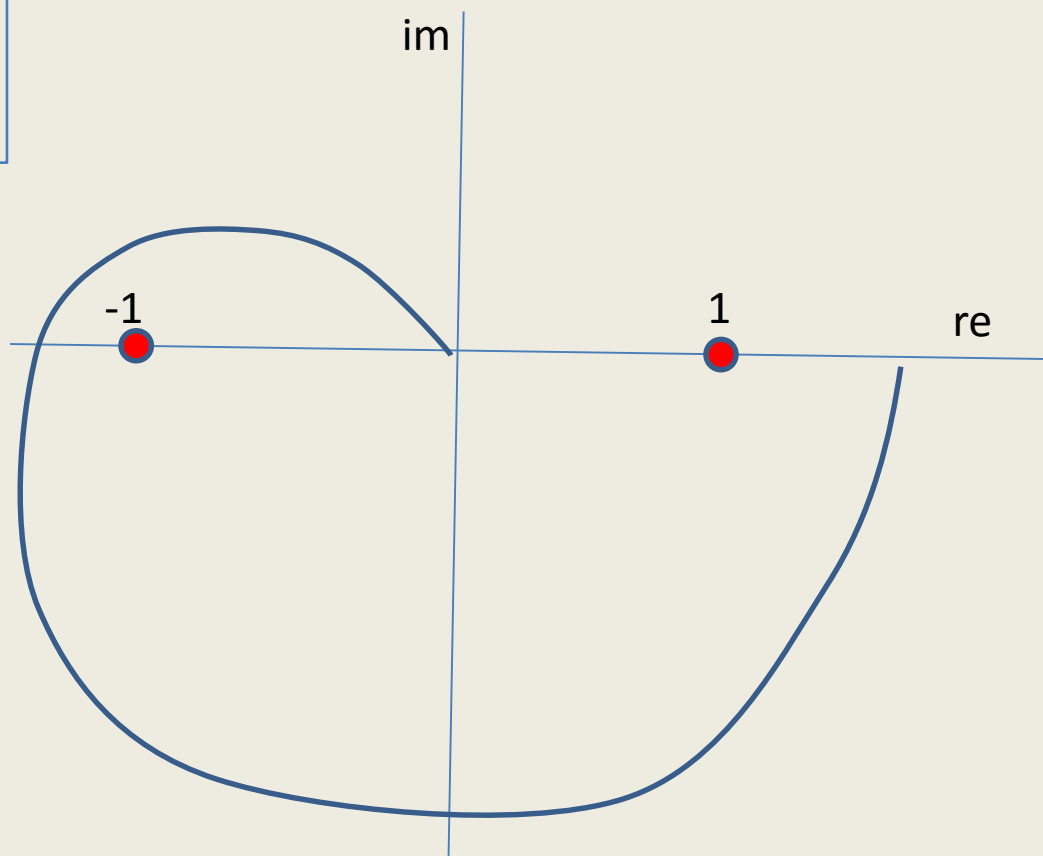
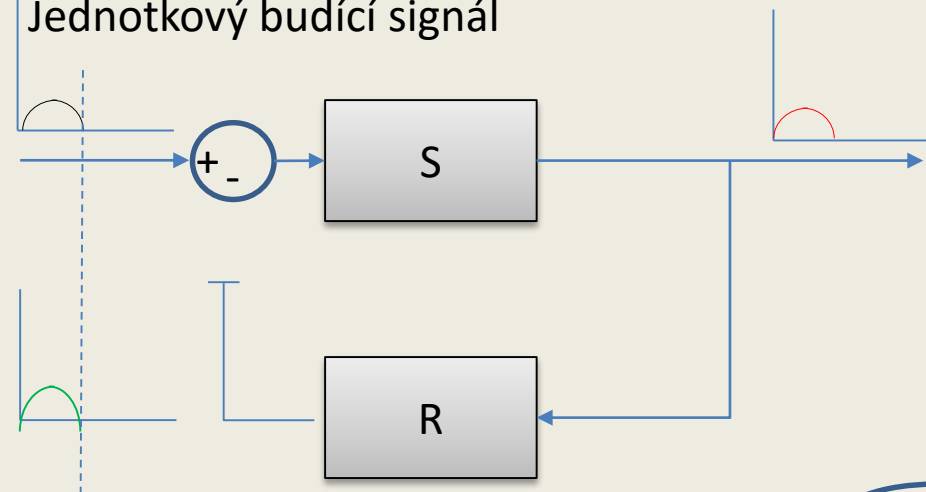
Niquistovo kritérium stability

Jednotkový budící signál



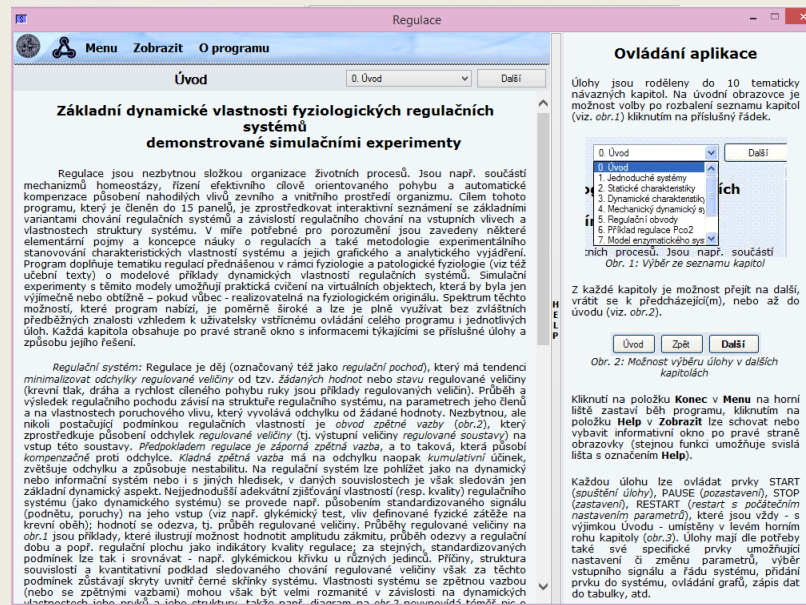
Niquistovo kritérium stability

Jednotkový budící signál



Regulace a stabilita ve fyziologických systémech

Studijní materiály



<http://physiome.cz/atlas/sim/RegulaceSys/>



4. Mechanický dynamický systém

Úvod

Zpět

Další

Buzení

Počáteční vychýlení

FB -5 0,00

skok -5 2,00

sinus 0 0,10

Parametry systému S

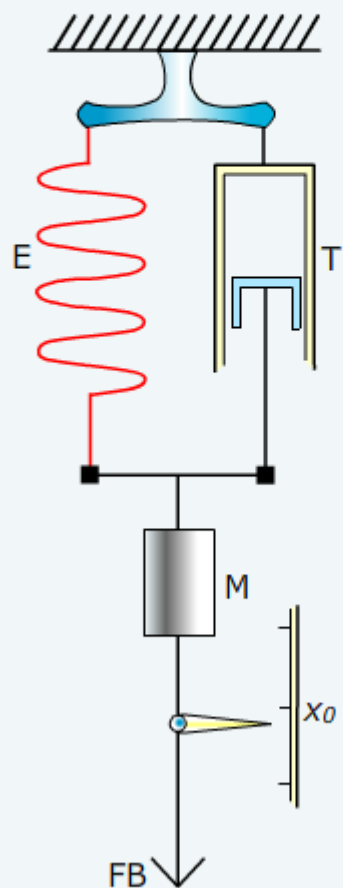
ϵ	0,05	3	1,88
τ	0,05	3	1,51
μ	0,05	3	2,08

Volba úlohy:

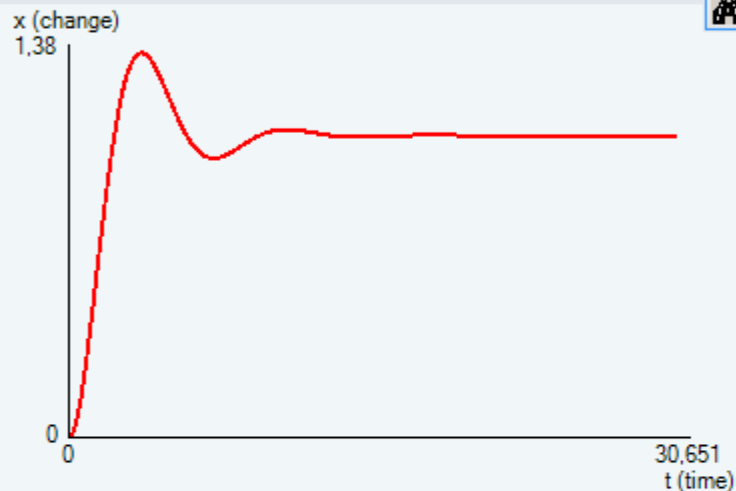
System (ETM)

$$\epsilon \cdot x + \tau \cdot x' + \mu \cdot x'' = FB$$

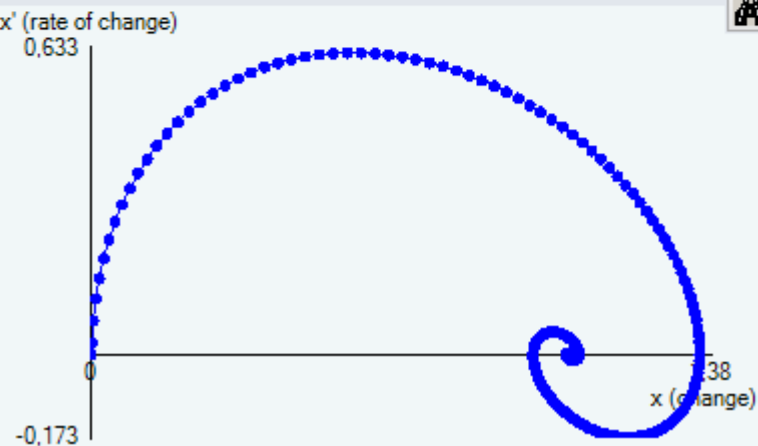
Schéma systému S

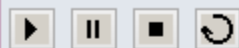


Časový průběh



Trajektorie





5. Regulační obvod

Úvod

Zpět

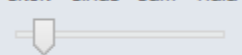
Další

5.1 Regulace

5.2 Regulace

Vstupní signál

skok
 sinus
 šum
 nula



Amplituda = 1

Soustava

1.řád
 2.řád

A1	0,1	2	1,37
A2	0,1	2	0,90

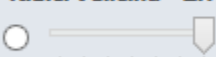
Zpětná vazba - ZV

P	0,1	15	9,0
I	<input checked="" type="checkbox"/>	0,1	30
D	<input checked="" type="checkbox"/>	0,1	1

Zařazení dynamického prvku do ZV

A1	0,1	2	1,00
----	-----	---	------

Řídící veličina - ŽH

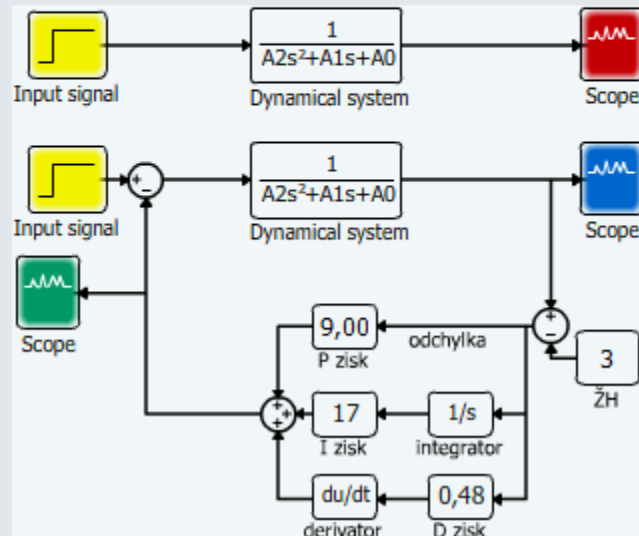


funkce skok

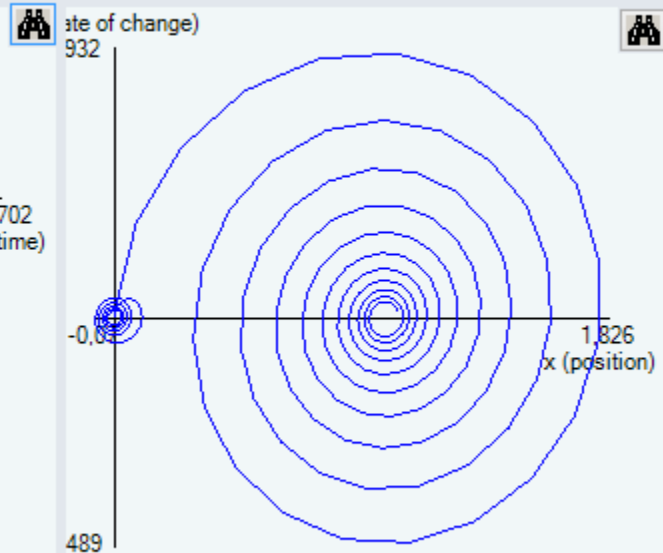
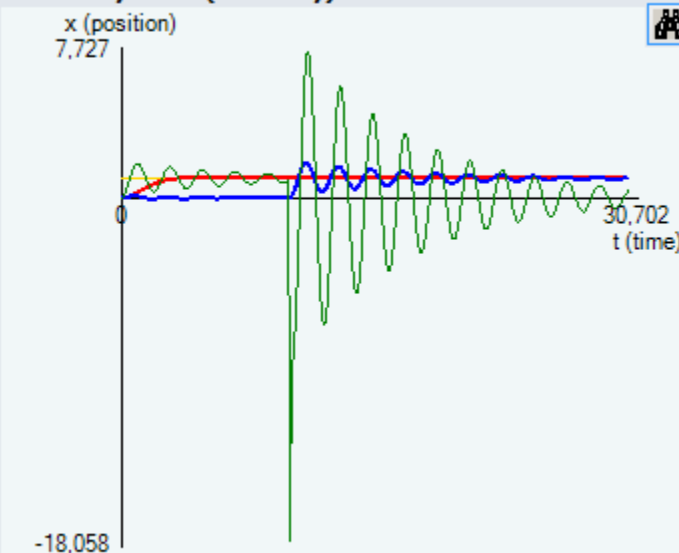
funkce rampa

Rozpojení ZV

OFF



Reakce systému (viz. barvy)





6. Příklad regulace Pco2 -

Úvod

Zpět

Další

6.1 Popis systému

6.2 Ustálený stav systému

Změna Pco2

Délka trvání vychýlení

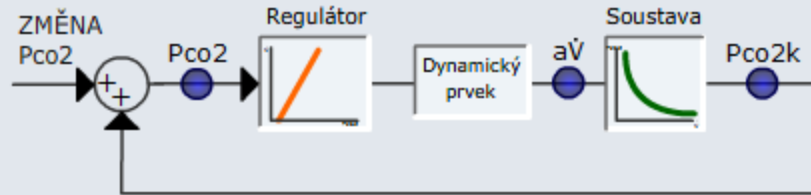
T	300	50
---	-----	----

Velikost vychýlení Pco2

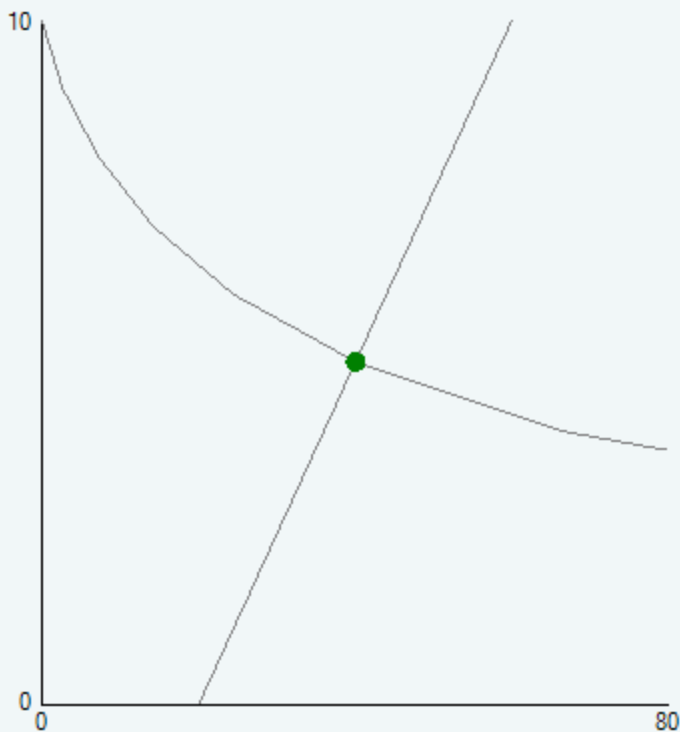
x	-10	10	0
---	-----	----	---

OK

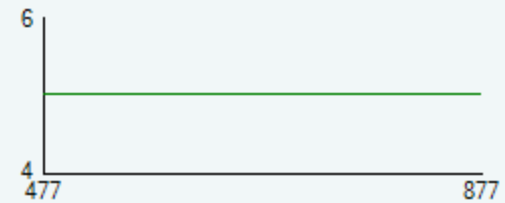
Rychlost běhu programu



I -



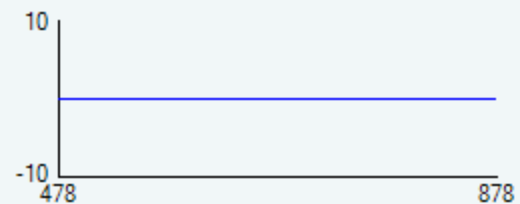
II - průběh V



III - průběh Pco2



IV - průběh Zmeny Pco2



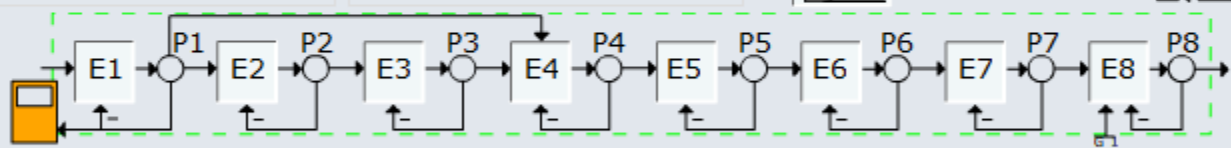
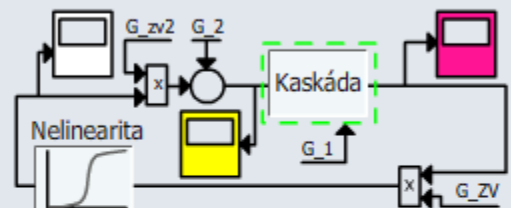
Vstupní hodnoty

G 1	0	4	0,00
G 2	-2	2	1,00
G zv2	0,1	4	2,00
G ZV	-8	1	1,00

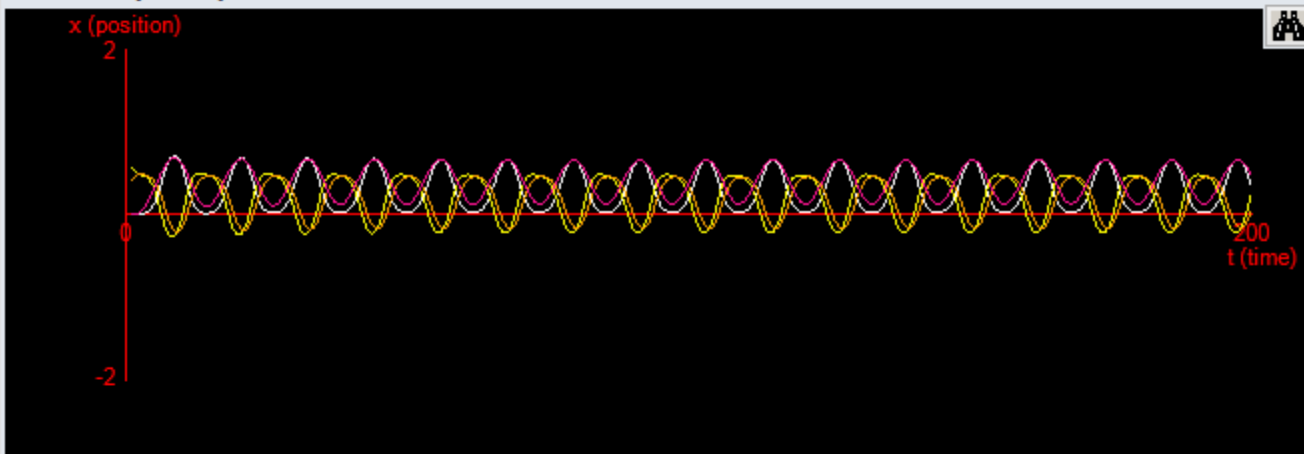
Systém - nelinearita

saturace
 inhibice
 satur-inhib
 kreslit externě

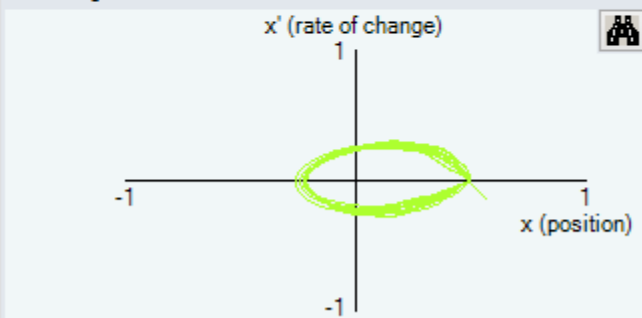
Počet zapojených členů kaskády enzymů



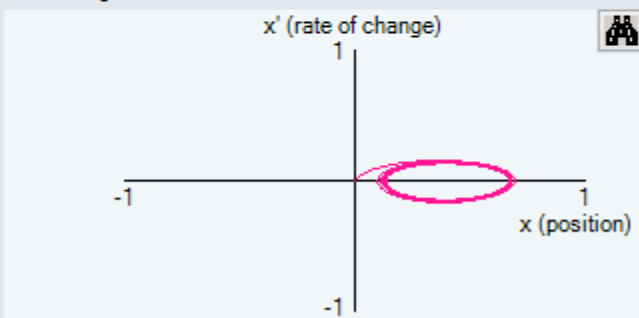
I - časové průběhy



II - trajektorie



III - trajektorie

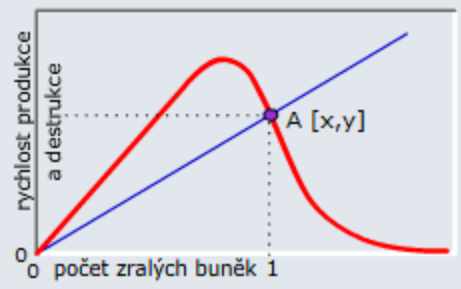


8. Model regulace leukocytů Úvod Zpět Další

Vstupní parametry

TD	0	30	20,71
----	---	----	-------

$$\frac{dx}{dt} = \frac{\beta \Theta^n x(t - T_d)}{\Theta^n + x(t - T_d)^n} - \gamma x(t)$$

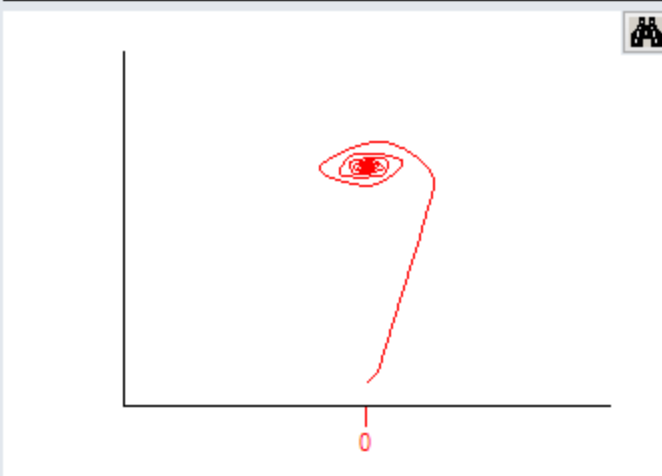
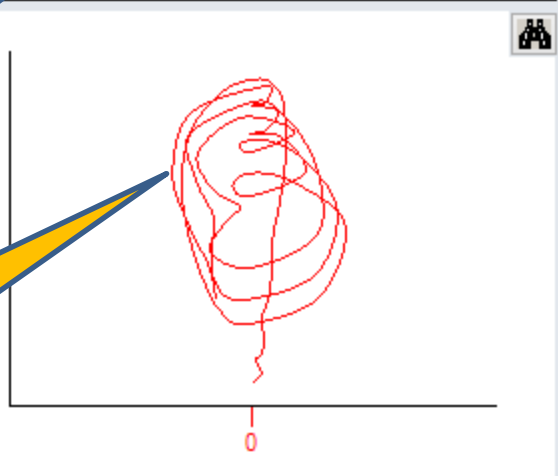
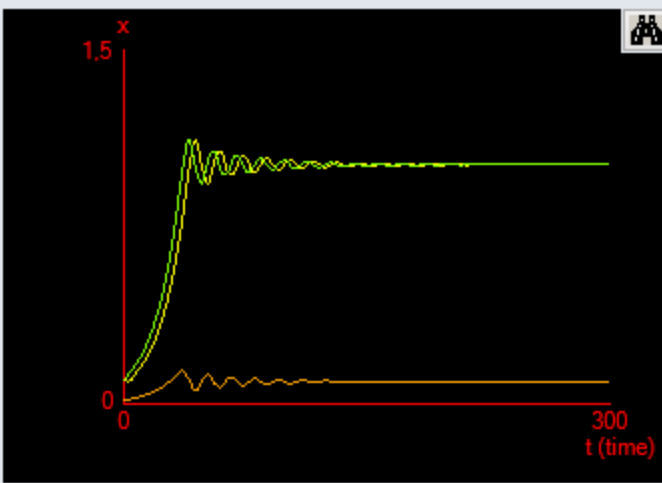
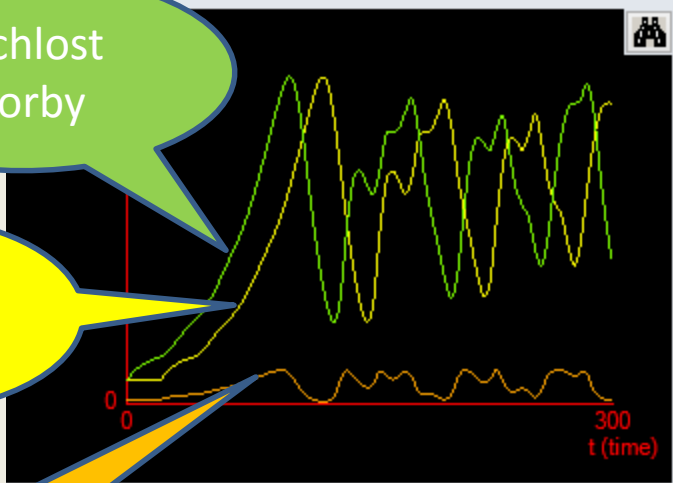


Rychlost tvorby

Rychlost zániku

Počet neutrofilů

Počet neutrofilů





Menu

Zobrazit

O programu



9. Model oběhové regulace

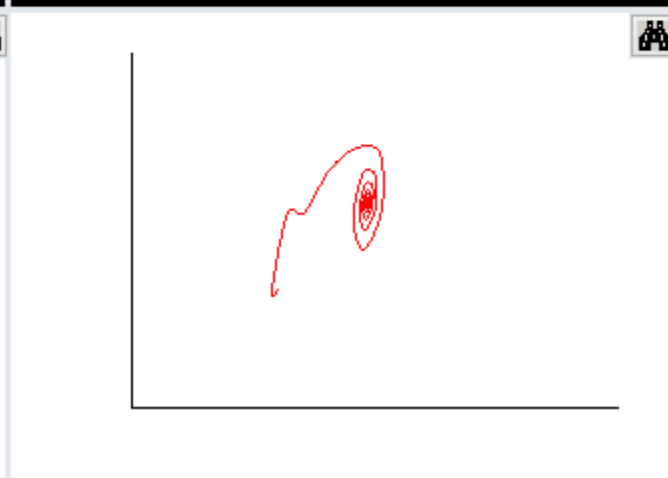
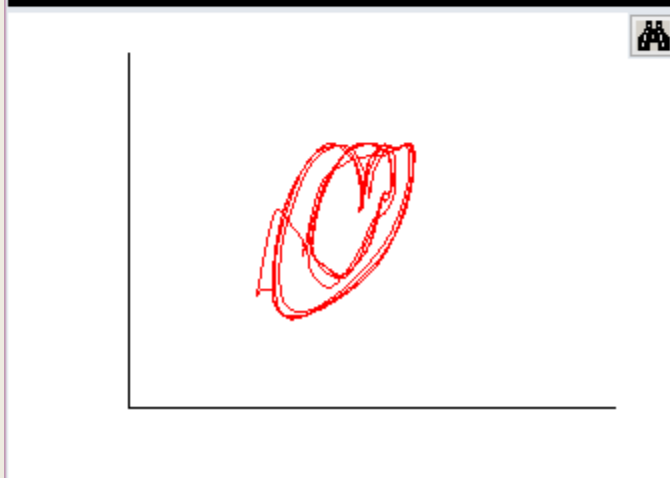
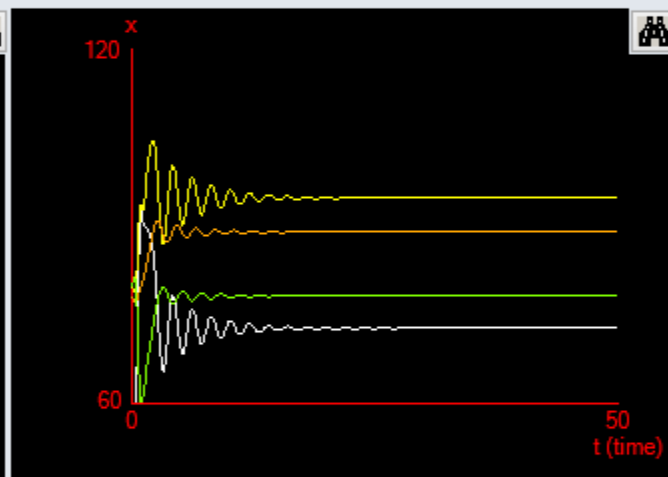
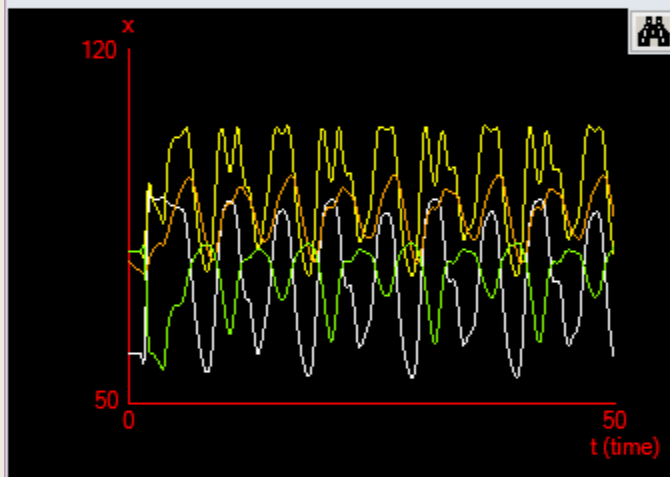
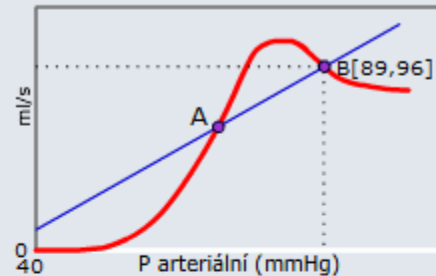
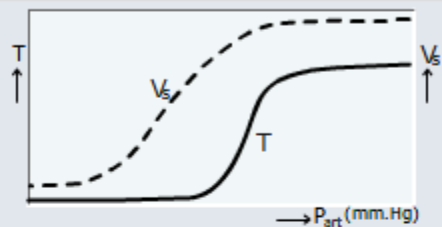
Úvod

Zpět

Další

Vstupní parametry

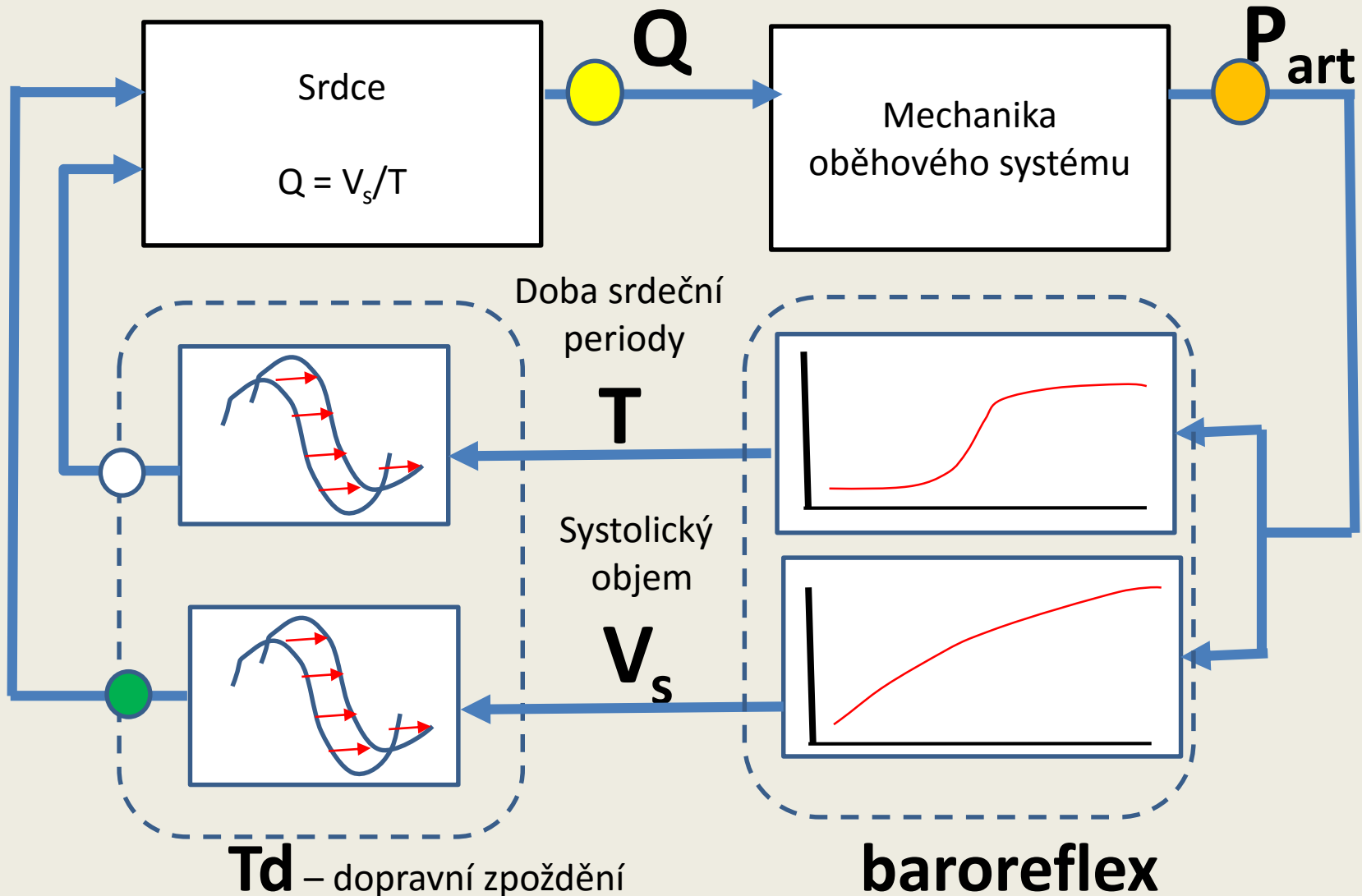
TD 0 3 1,81



Struktura regulačního systému

Minutový objem srdeční

Arteriální krevní tlak



10. Varianty

Úvod

Zpět

Další

10.1 Varianty

10.2 Varianty

10.3 Varianty

10. Některé varianty fyziologických regulačních systémů

Téma:

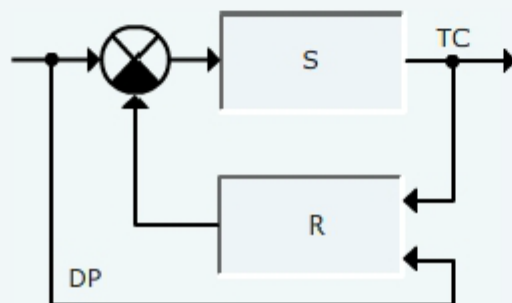
Organismus si lze představovat jako složitý systém subsystémů. Jednotlivé subsystémy lze za jistých více nebo méně zjednodušujících podmínek vyčlenit z kontextu vztahů v organismu a studovat pak jejich dynamické vlastnosti. Předcházející temata programu jsou stručným úvodem do elementárních pojmových a metodických nástrojů použitelných a používaných při analýze, rekonstrukci a zobrazování funkčních vlastností zmíněných systémů za pomoci modelů. Tento panel připomene některé častější zvláštnosti v uspořádání relativně jednodušších regulačních systémů.

Varianty:

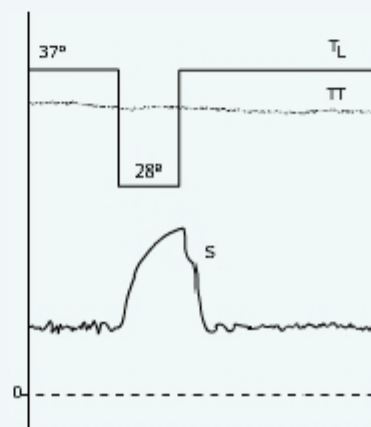
Z hlediska charakteristických vlastností organismu jsou významné varianty, které souvisejí s dynamickou stabilitou v měnících se podmínkách a s efektivním řízením (nebo také jinak: s cílově zaměřeným chováním). Základním prototypem systému s takovými vlastnostmi je regulační systém (viz panel Úvod, obr.1). Ve struktuře regulačních systémů musí být sice vždy alespoň jedna záporná zpětná vazba, ale jinak mohou ve srovnání se zmíněným prototypem existovat různé rozdíly ve vlastnostech prvků systémů (např. různé nelinearity; viz např. panel 7 a 8), ve složitosti struktury (např. adaptivní prvky s pamětí), v počtu a kombinaci zpětných vazeb (viz např. panel 9), v povaze a složitosti transformace informace (např. v obvodech CNS nebo na úrovni genetických systémů) apod. Zde uvádíme jen některé další varianty nepřilíš se odlišující od prototypu v úvodním panelu.

* V systému se zápornou zpětnou vazbou může být **víc záporných, ale i kladných zpětných vazeb** (viz např. panel 7 a dále obr.11 - viz varianta 10.3).

* Regulační výsledek může příznivě ovlivňovat **dopředná vazba** (viz obr.1), tj. když na vstup regulátoru působí nejen odchylka regulované veličiny, ale i poruchová veličina, která se uplatní s časovým předstihem. Příkladem je regulace teploty jádra (cetrální tělesná teplota), tj. teplota v oblasti hypotalamu, kde jsou také struktury působící jako čidla teploty. Teplota jádra je za fyziologických podmínek udržovaná velmi přesně, ale na tom se také podílejí termoreceptory v perifernějších částech organismu (receptory v kůži i v jiných částech organismu), které signalizují vnější tepelné změny dřív než se mění teplota působící na struktury hypotalamu.



Obr.1: Dopředná vazba. S - regulovaná soustava



11. Stabilita v biologických systémech

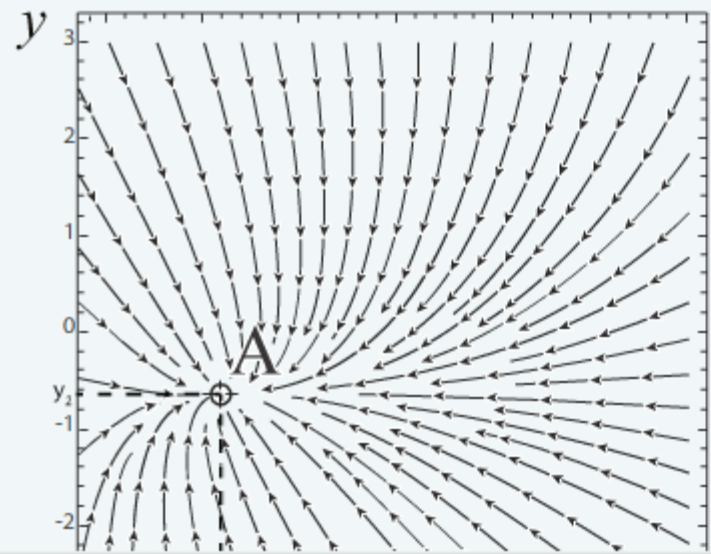
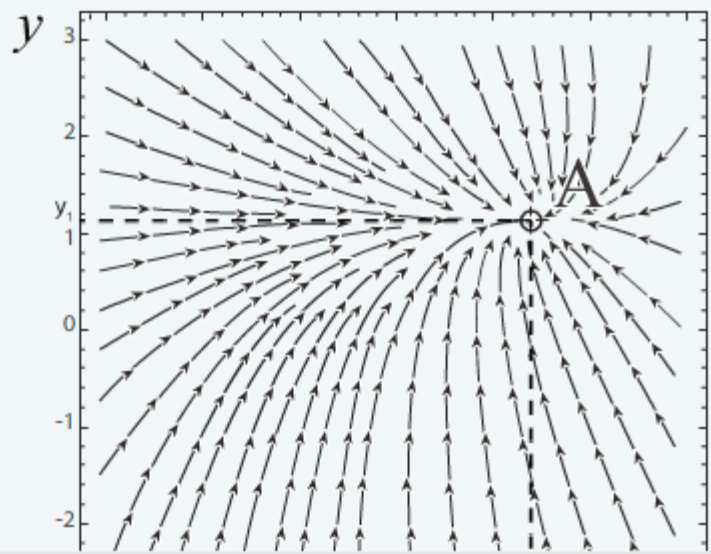
11.1	11.2	11.3
------	------	------

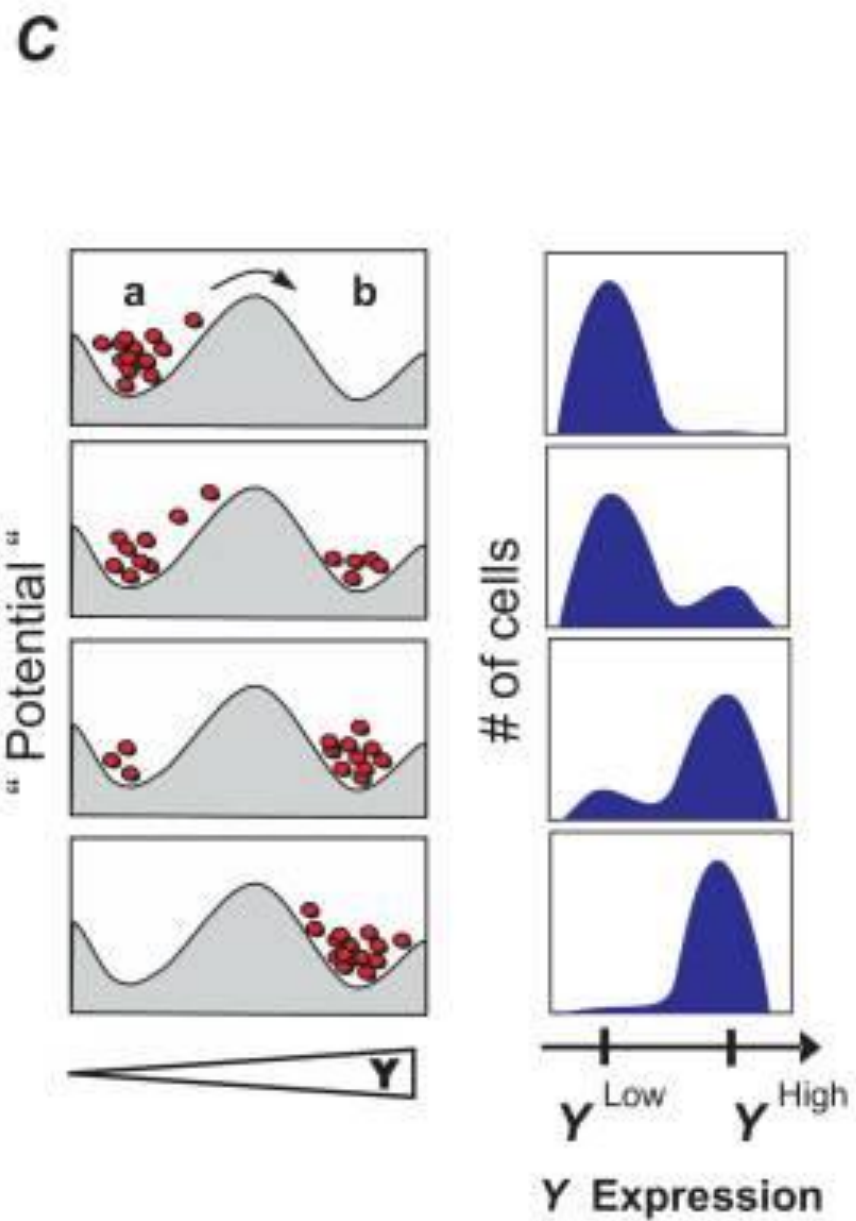
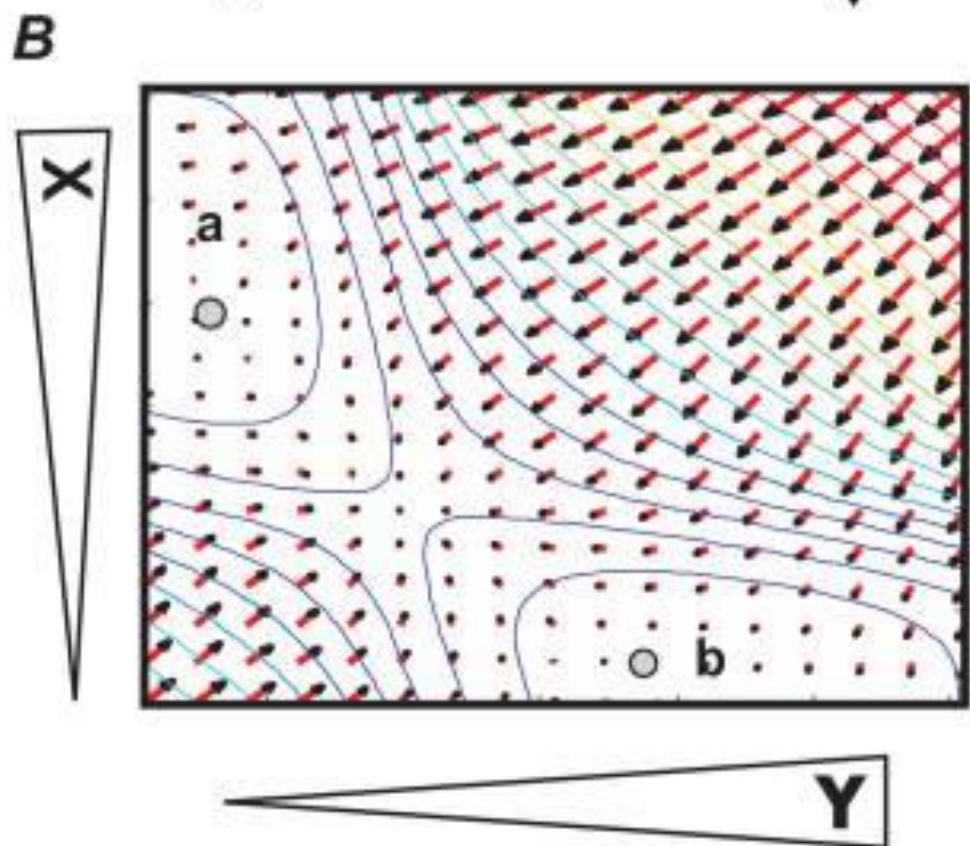
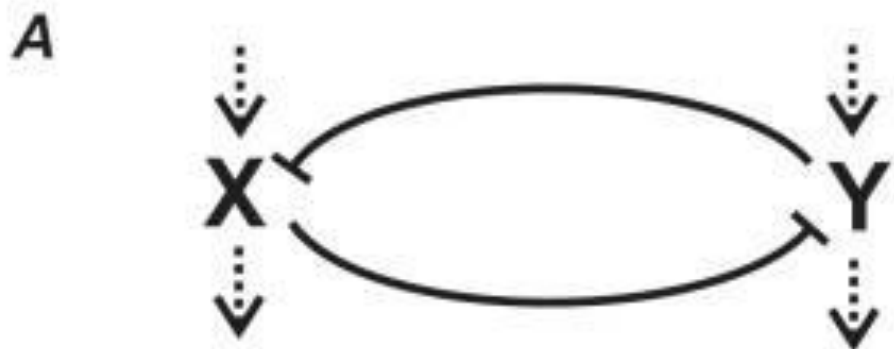
11. Regulace a stabilita v biologických dynamických systémech

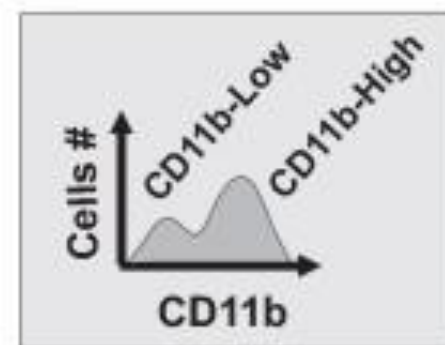
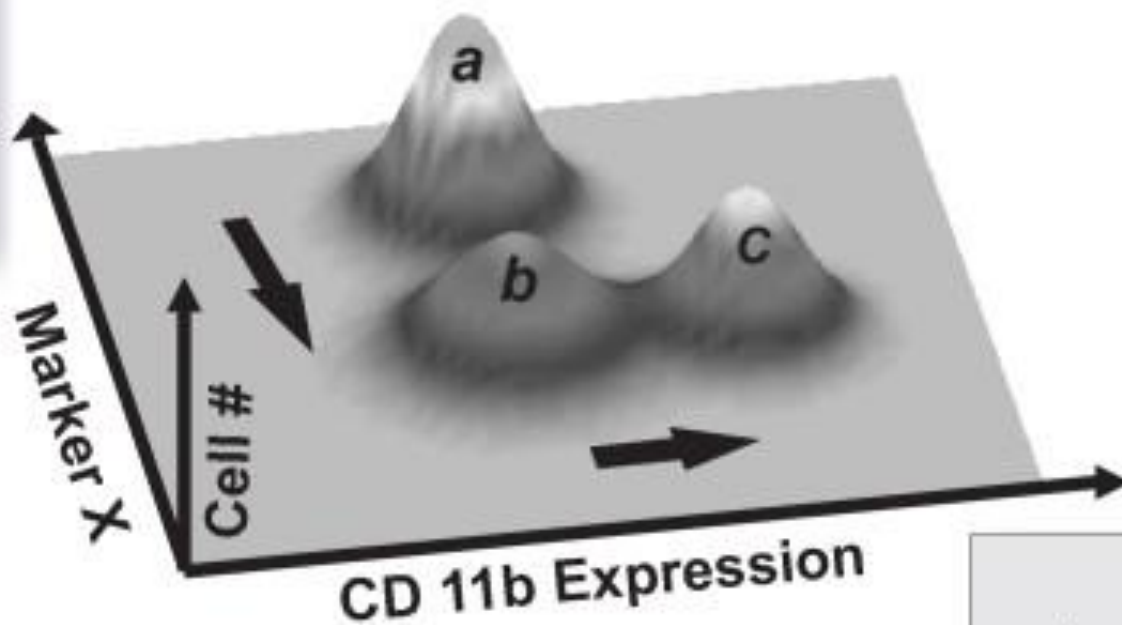
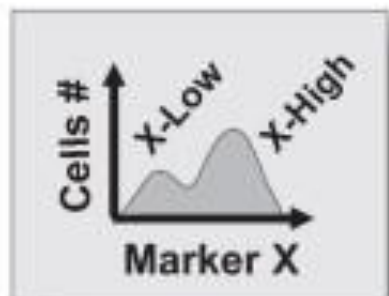
Struktura, stabilita a dynamické vlastnosti některých složitějších biologických systémů organismu.

Organizace dynamických struktur určujících průběhy chování i stabilitu biologických dějů nesestává pouze ze vzájemně samostatných funkčně izolovaných obvodů s jednou zpětnou vazbou nebo s jedním ustáleným rovnovážným stavem jako u systému, který byl popsán v předchozích odstavcích. Podmínky chování dynamického systému jsou sice popsány diferenciální rovnicí nebo soustavou rovnic a vlastnosti jednoduššího systému lze zviditelnit grafem časového průběhu výstupní veličiny (viz Regulace, úloha 4. a 5.), ale u složitějších struktur poskytuje potřebnou poněkud globálnější představu o vlastnostech systému zobrazení ve stavovém prostoru.

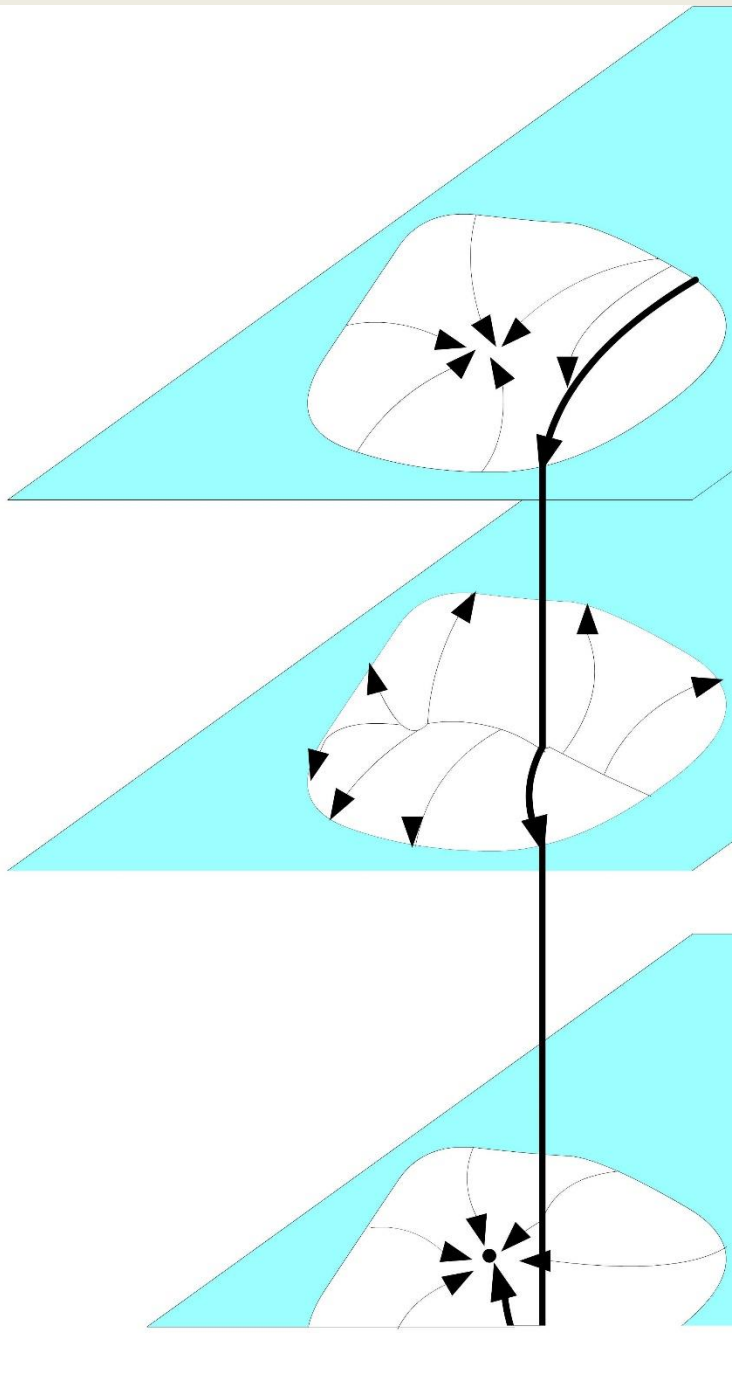
Stavový prostor je množina všech možných stavů dynamického systému; každému stavu systému **S(t)** odpovídá jeden bod ve stavovém prostoru. Stupni volnosti **n** dynamického systému odpovídá **n-rozměrný** stavový prostor, kde každému stupni volnosti odpovídá jedna osa souřadnic. Pro jednoduchost uveďme jako příklad dvourozměrný stavový prostor regulačního systému z úloh číslo 4 a 7, kde jde o veličiny **x** a **x'** a hodnota polohy bodu v tomto prostoru, odpovídá okamžitému stavu systému, vyjádřenému vektorem **S(t) = (x, x')**. Stav systému vizualizuje **vektorové pole** prostřednictvím orientovaných šipek jejichž poloha a směřování odpovídají hodnotám vektoru; tato vizualizace je vhodná (s ohledem na přehlednost) především pro prostor nejvýše třetího stupně volnosti. Dva příklady dvourozměrných vektorových polí při použití zobrazení vektorovými šipkami jsou na **obr.1.**

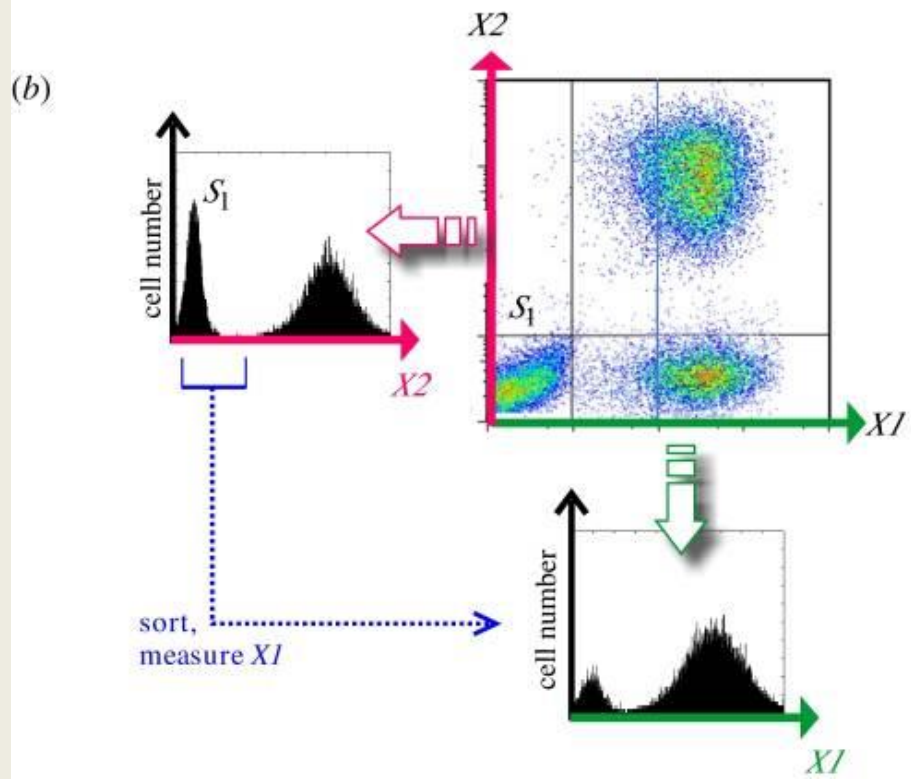
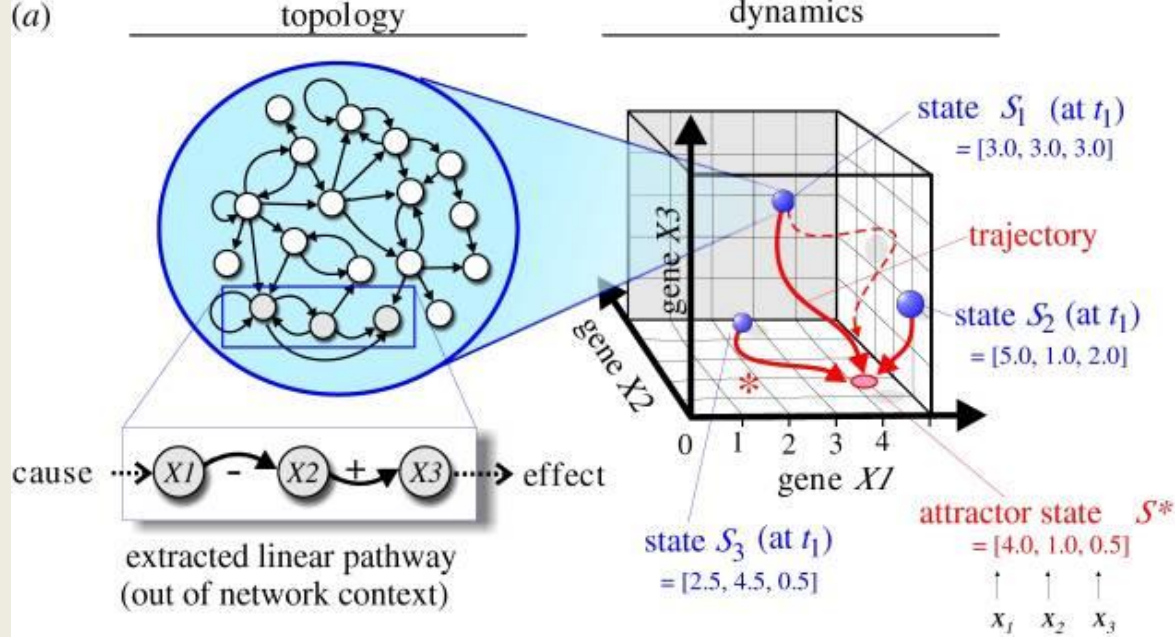


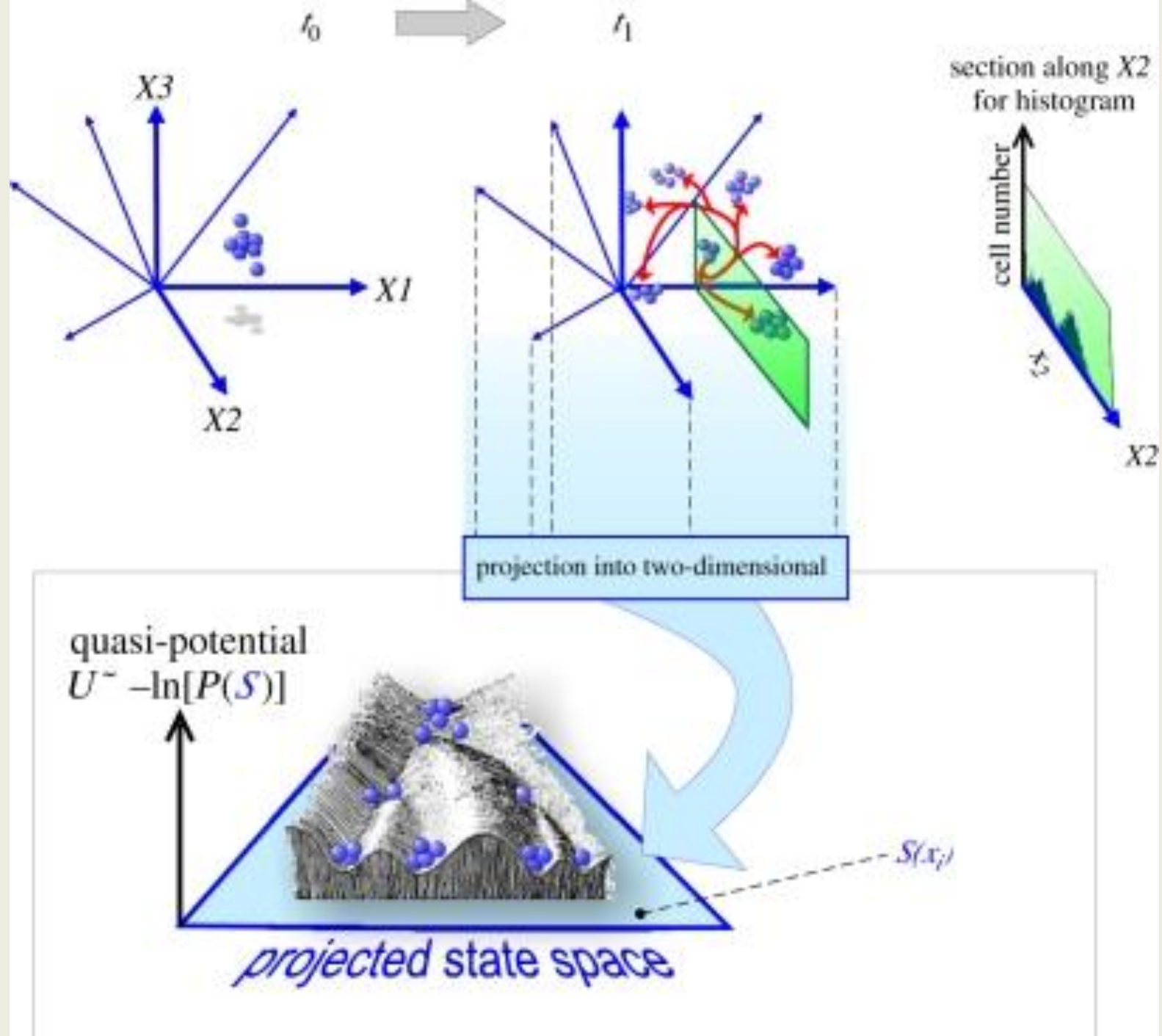




Trajektorie ultrastabilního systému







The core embryonic stem cell transcriptional circuit

