

循環フレームワークから読み解く血行動態

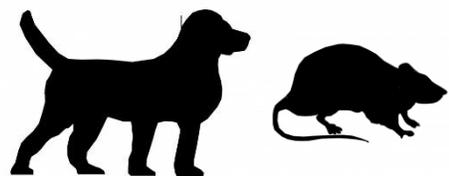
—PV loopと循環平衡を操る臨床工学技士になろう!—

国立循環器病研究センター 朔 啓太

自己紹介



砂川先生



“Research for saving patient”



連続血圧計による
循環器疾患のリス
ク予測研究

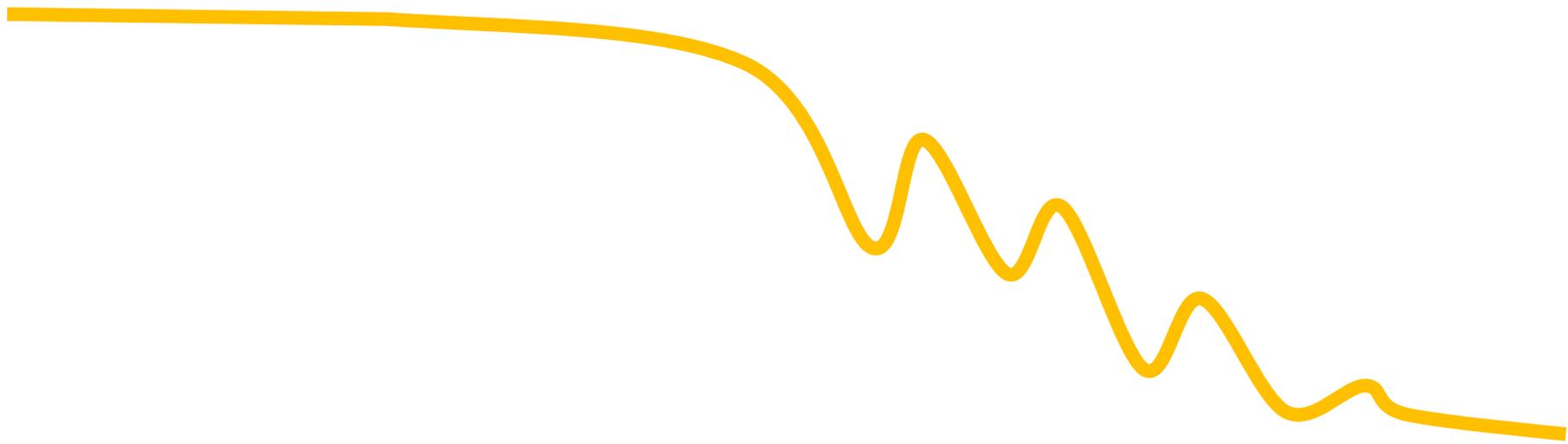
臨床に使える血行
動態シミュレー
ターの開発

左室アンロードに
関する研究・デバ
イス開発や血行動
態教育コンテンツ
の作成

循環器疾患を治療
する自律神経刺激
デバイスの開発

Agenda

- 循環動態の歴史
- 心機能フレームワーク
- 心機能から循環動態へ
- 循環動態フレームワークによる循環補助装置総復習
- 取り組んでいるシミュレーター開発

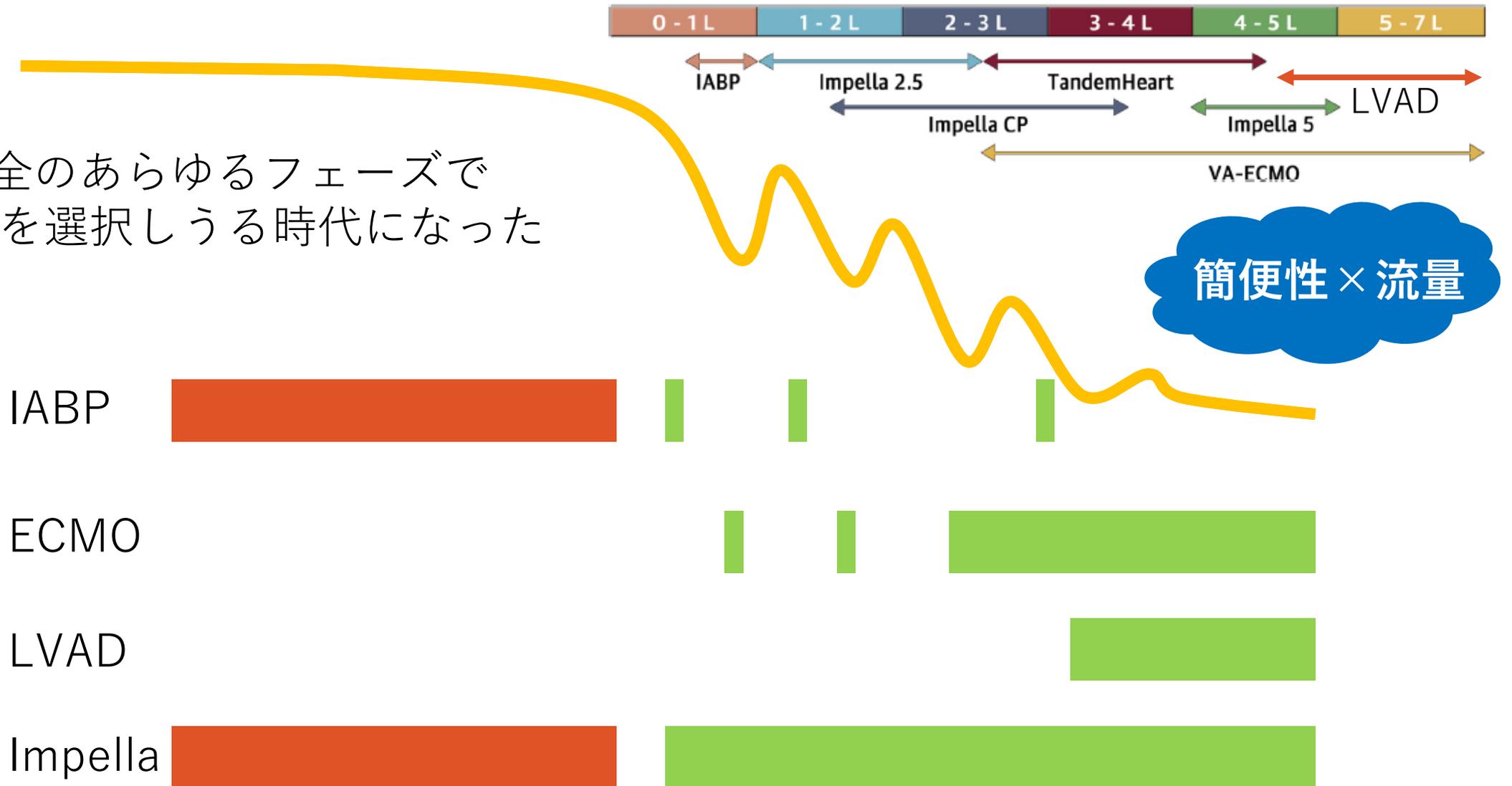


心不全病みの軌跡



補助循環が必須の時代

心不全のあらゆるフェーズで
MCSを選択しうる時代になった



とっても複雑な時代だ！



ACE阻害薬、ARB

β遮断薬

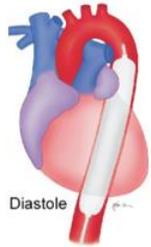
薬物療法

利尿薬、ジギタリス製剤、経口強心薬

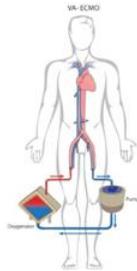
抗アルドステロン薬

静注強心薬、h-ANP

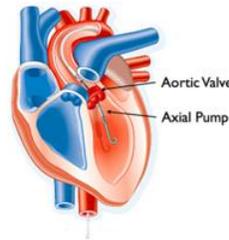
IABP



VA-ECMO



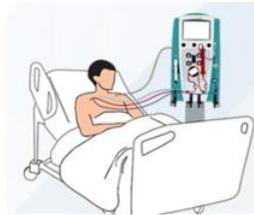
経皮的LVAD



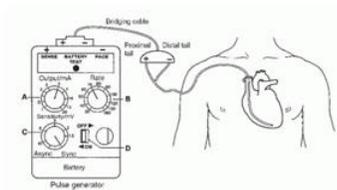
LVAD



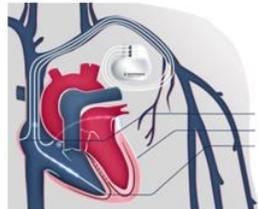
CHDF



Pacemaker



CRT

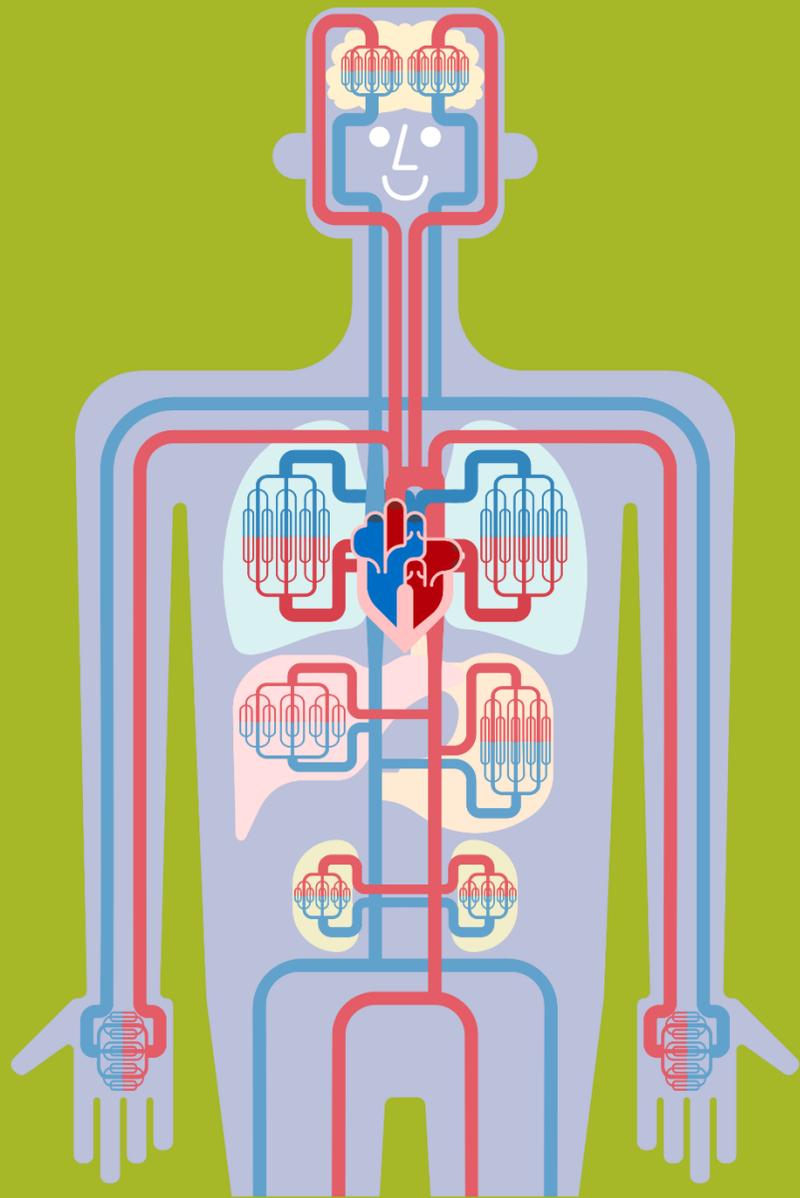


Mitra-Clip



TAVR





循環研究の歴史

Back to Basic

血液循環説



PV loop



心拍出量曲線と心臓仕事

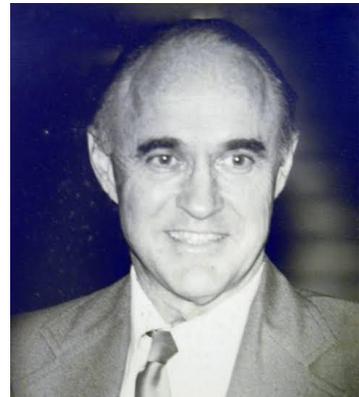


Sagawa

Suga

Sunagawa

→ 3S/SG



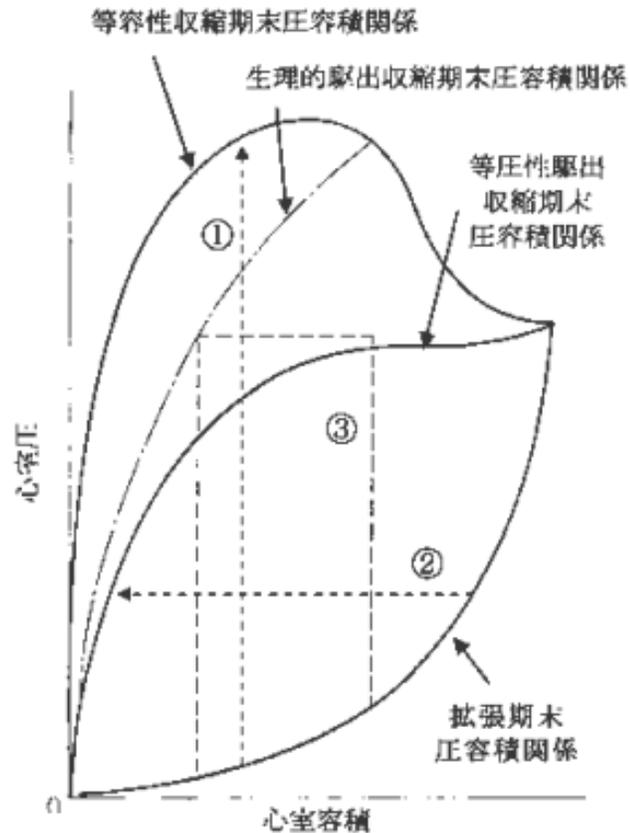
循環平衡



PV loopと心機能、カップリング



PV loopの始まり！ Otto Frank



- 摘出した心臓に任意の圧負荷を加える実験を行った
- 心室の機能を圧と容積および時間で記述した
- 心室の充満度合が増すと外的仕事量が増すということを観察した
- PVA = 酸素消費という概念の基礎を作った
- その他（心拍出の測り方、血圧計の問題点）

参考論文

Sagawa et al. Translation of Otto Frank's Paper.

JMCC 1990

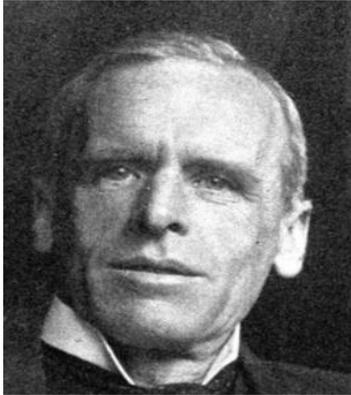
Rediscovery of Otto Frank's contribution to Science.

JMCC 2018

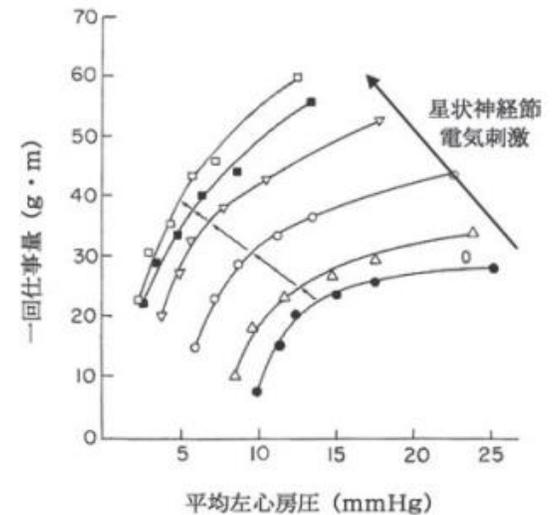
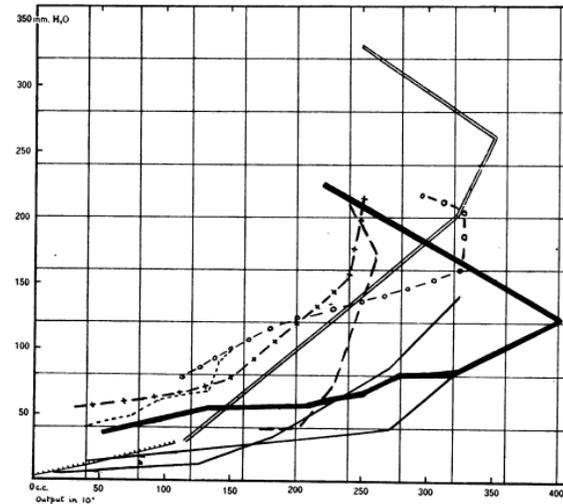
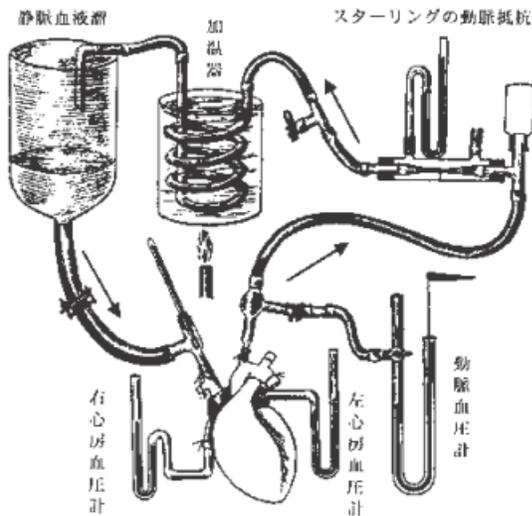
1895年

カエルの心臓で心室圧容量関係を示した

フランクスターリング曲線



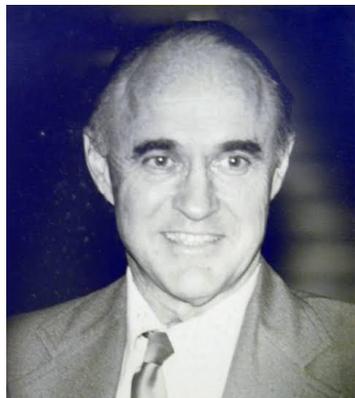
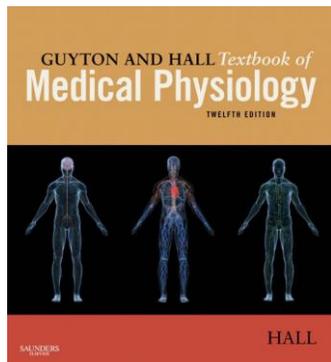
- 右心房の平均充満圧を増して行くに連れて心臓の拍出量が増加してゆくことを見いだした (cardiac output curve)
- 収縮性により、心室機能曲線 (ventricular function curve) が変わることを示した



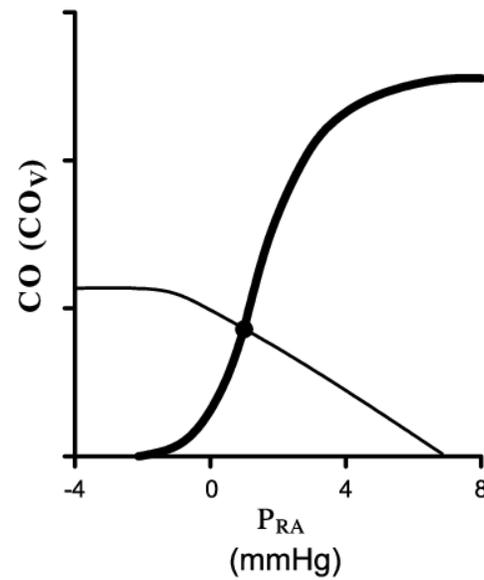
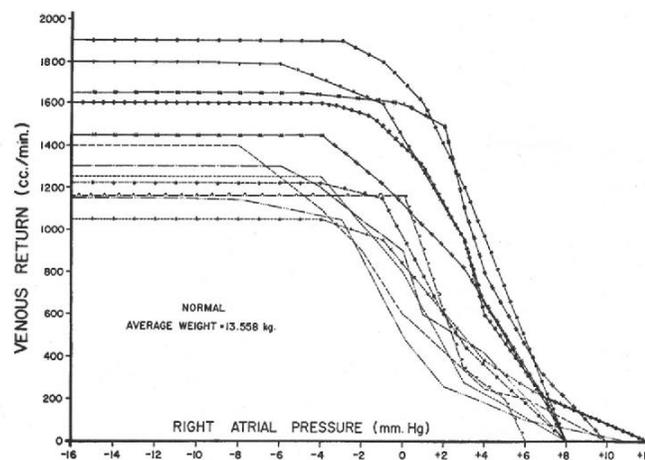
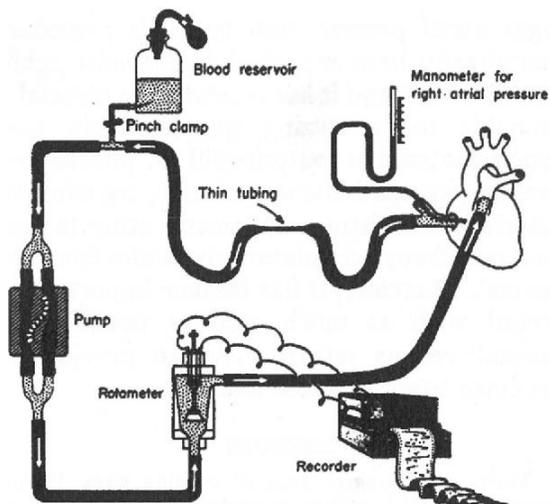
心臓の外的仕事が前負荷の関数となる

1920～1950年

循環平衡 Arthur Guyton



- 平均循環充満圧を起点とした静脈還流曲線をみごとな実験系で示した
- 心臓を止めて、循環中の圧が一定となった圧を平均循環充満圧と定義し、右房圧を下げたときに、血液が流れ込んでくる量をプロットすると静脈還流曲線が表れる。
- 循環の動作点は心機能曲線と静脈還流曲線の交差点であることを示した

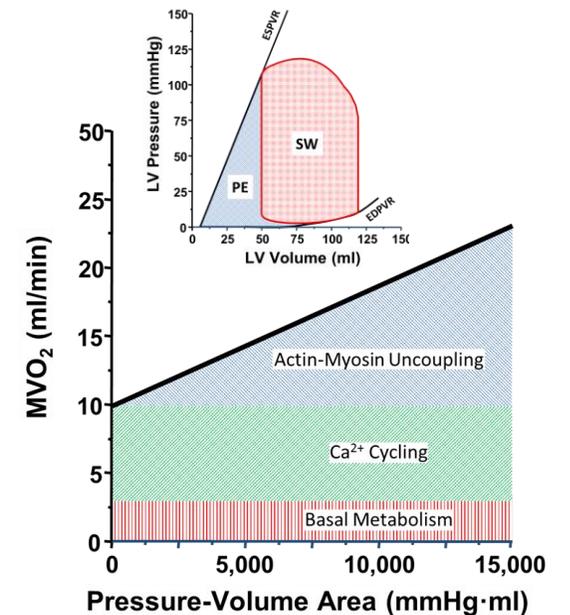
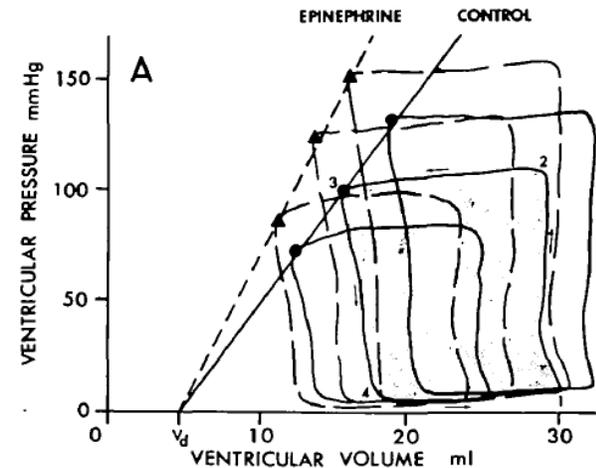
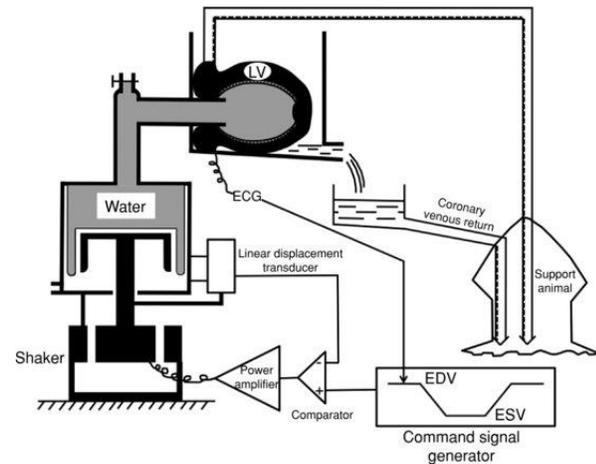


循環平衡により循環動態を明快に記述

Deep dive into PV loop: Sagawa/Suga



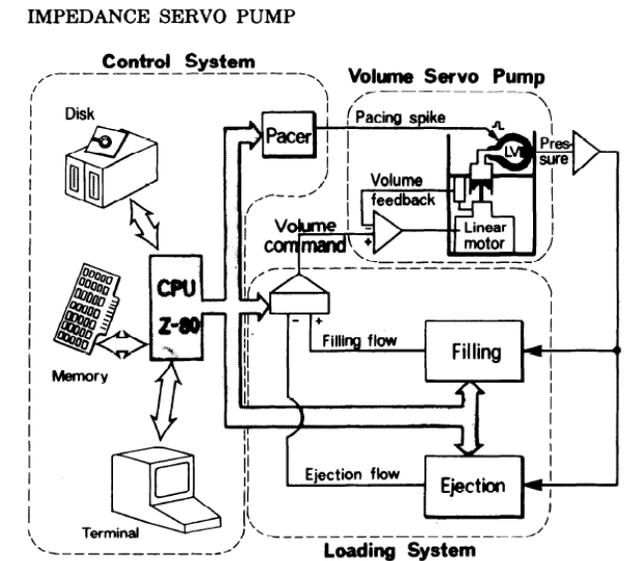
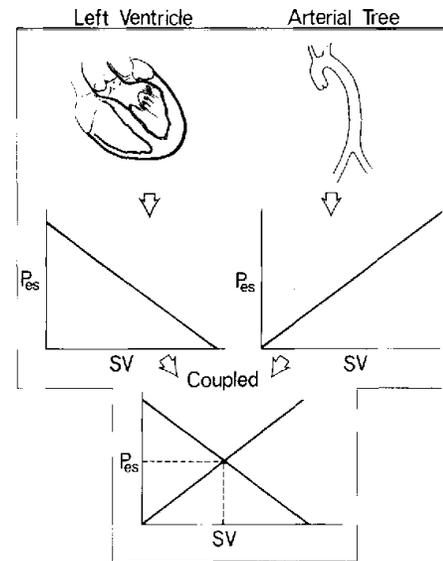
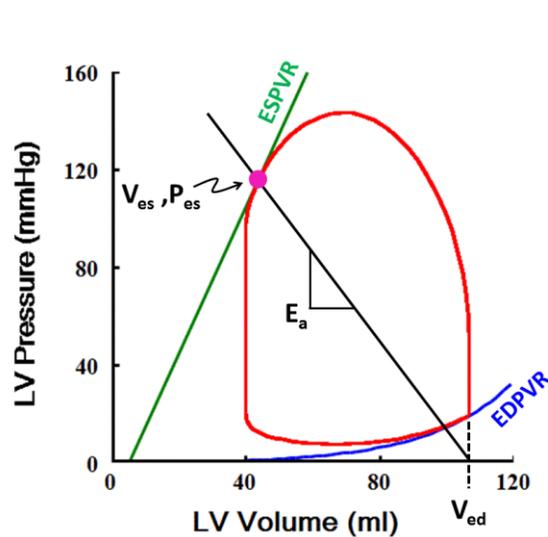
- 哺乳類では負荷様式非依存に収縮末期圧容積関係の直線がひける (ESPVR)
- 心室時変弾性特性
- ESPVRの傾き (E_{max}) は収縮性を示す
- PV loopの酸素消費量への展開



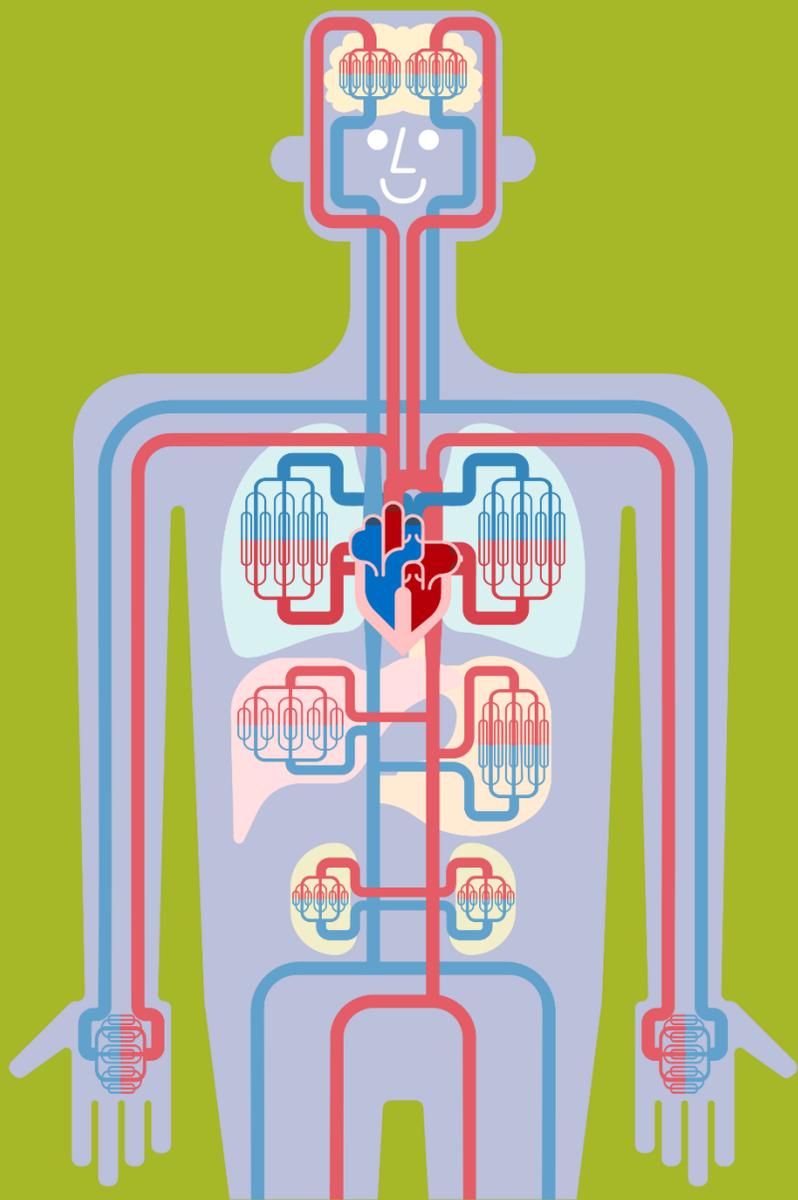
心収縮性と心臓仕事を決定的に定義づけた

Afterloadは心拍出を決定: Sunagawa

- 心室の後負荷としての実効動脈エラスタンスのコンセプトを提唱
- さまざまな血管特性を心室にloadできる仕組みを作り同コンセプトを証明
- (拡張ガイドンモデルを提唱)

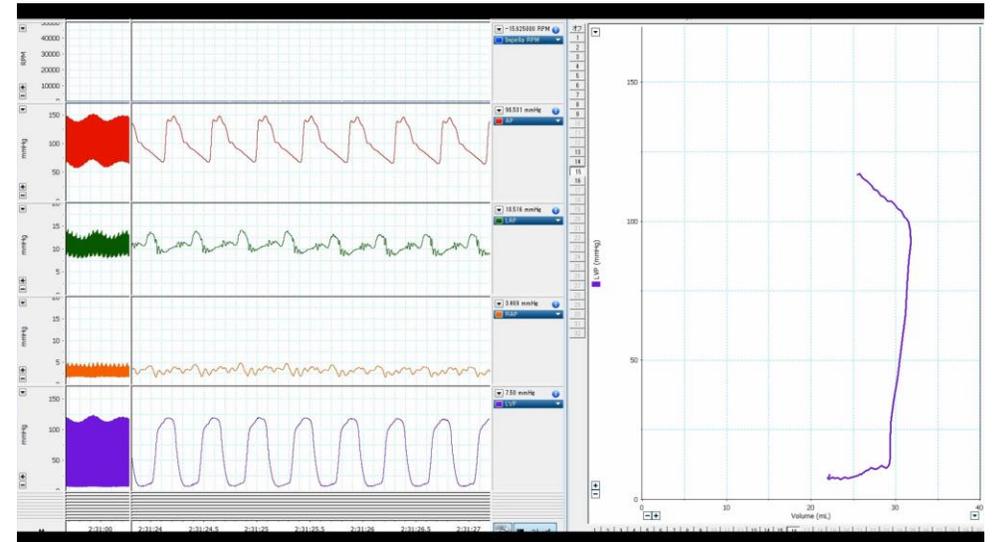
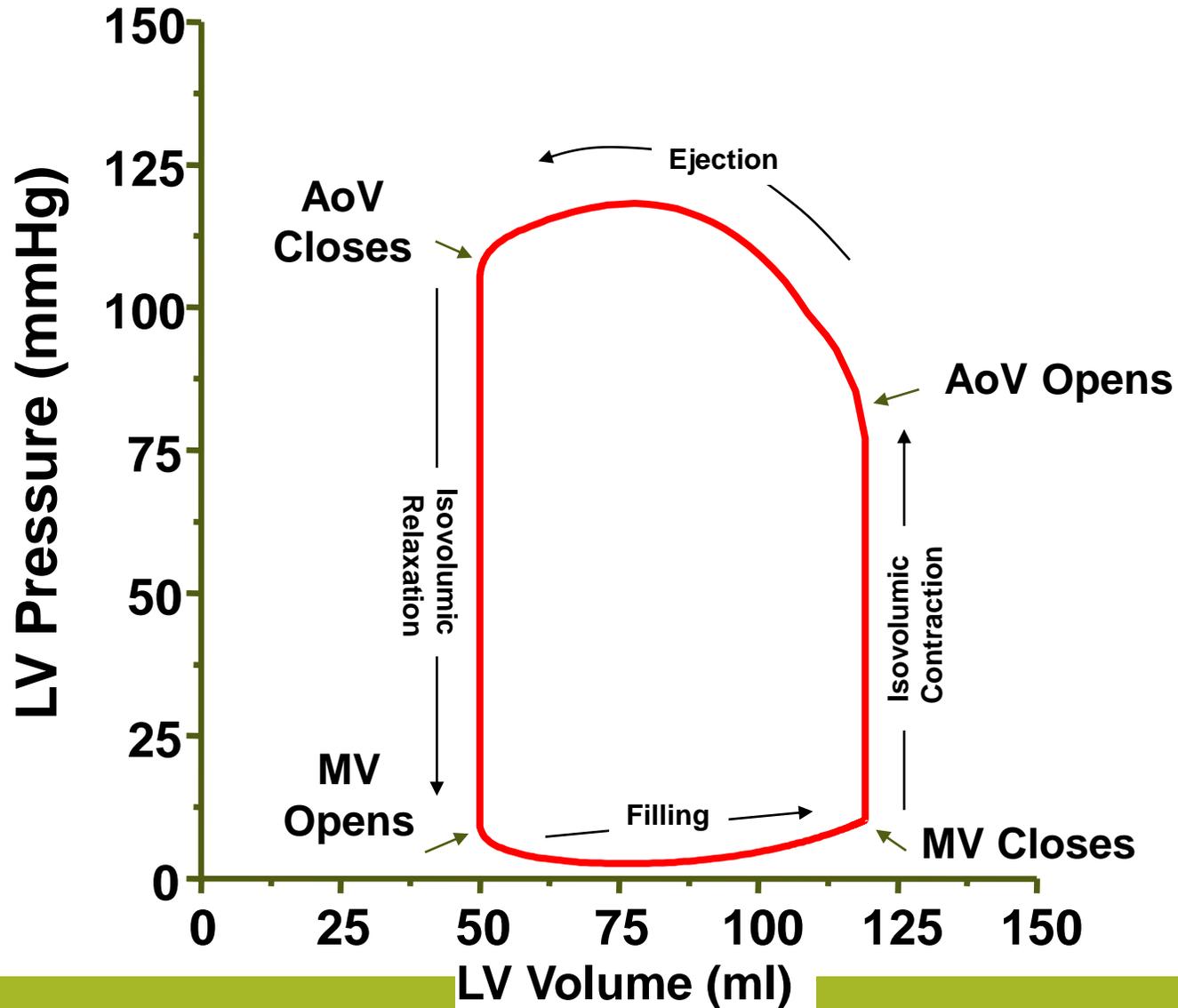


1心拍における後負荷を定義し、SVの決定機構を説明

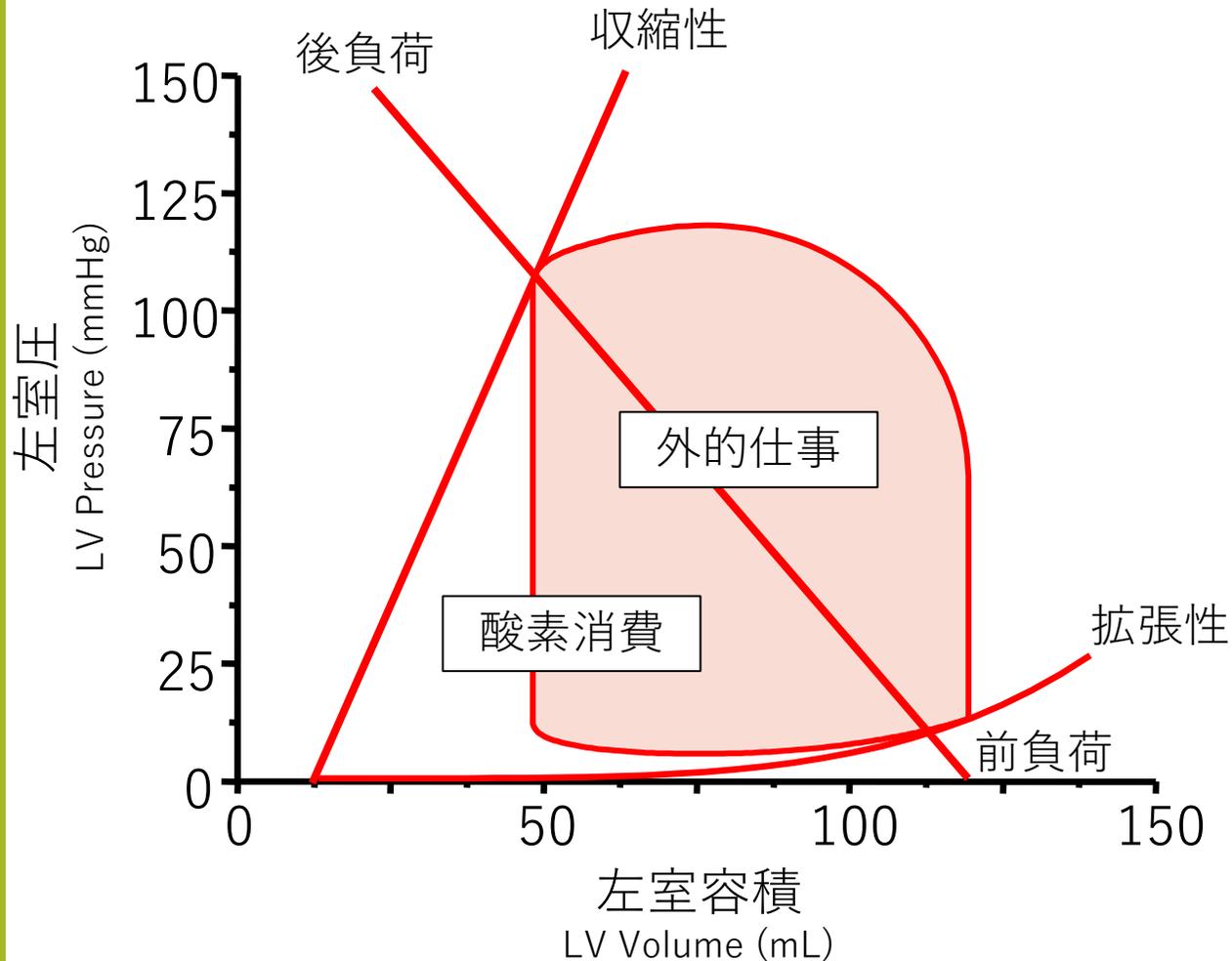


心機能

PV loopとは？

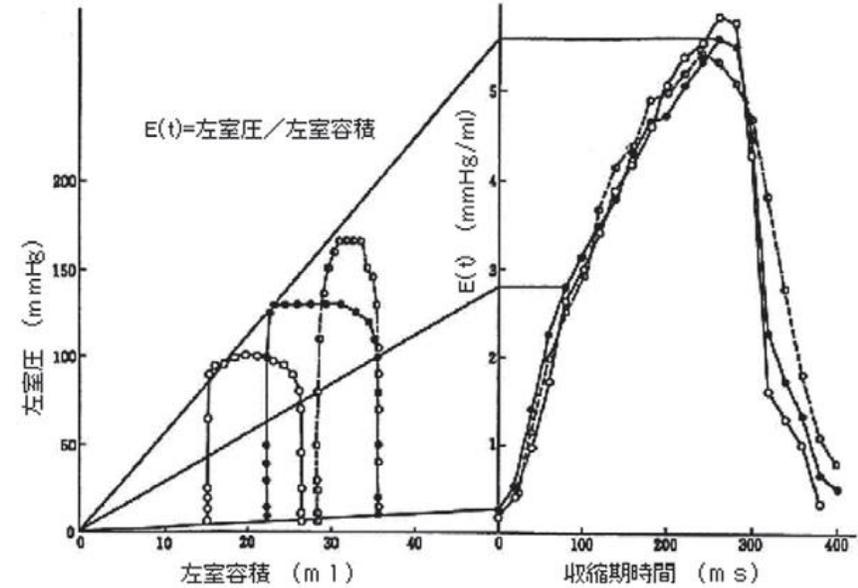
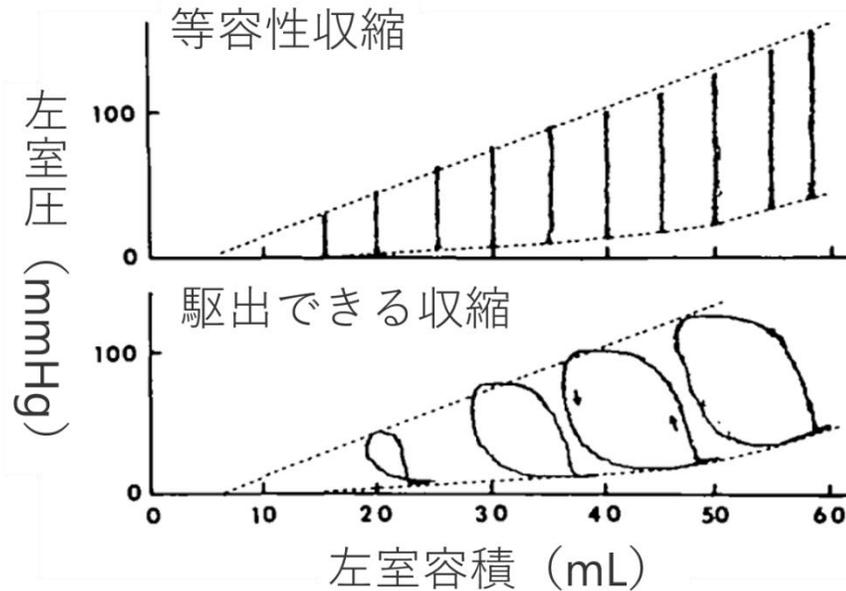


心機能が透けて見えるか？



- 心臓の収縮性と拡張性
- 心臓の前負荷と後負荷
- 心臓の仕事量

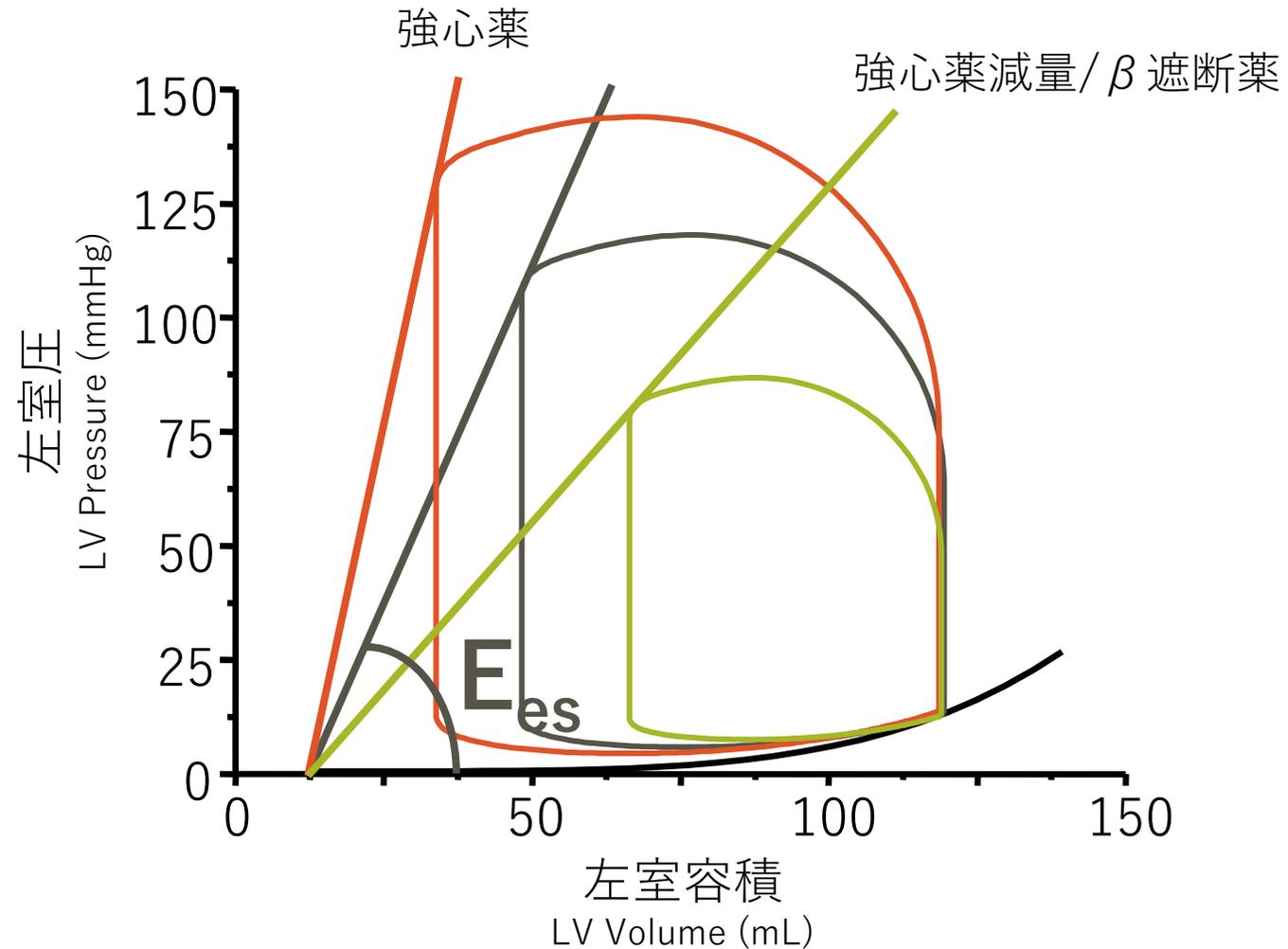
ESPVR=収縮性



- 負荷様式を変えても最大の収縮期圧容量関係が変わらず直線が引ける。
- 心室の硬さが心周期内で変わることに着目し、時変弾性モデルへと展開させることで、見事に「心機能」を記述した。

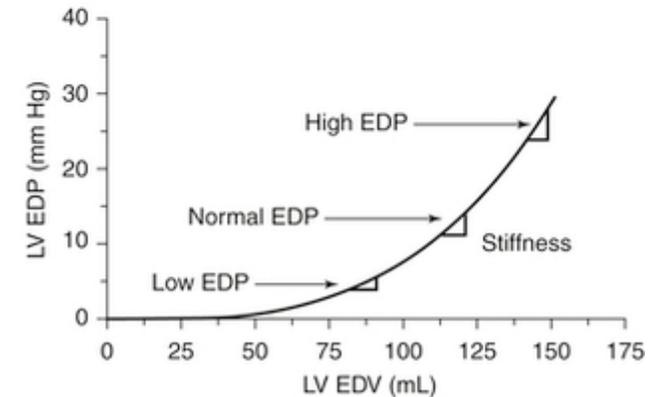
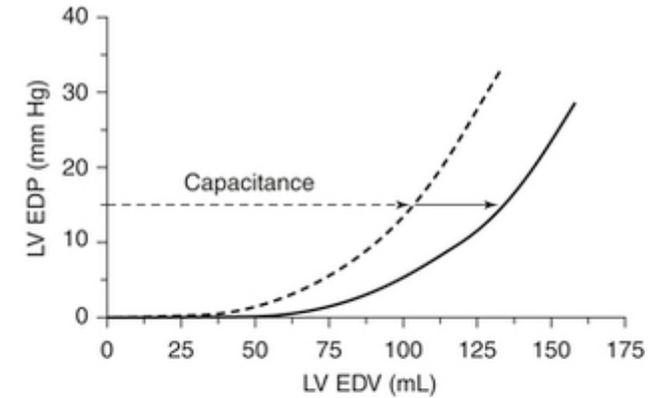
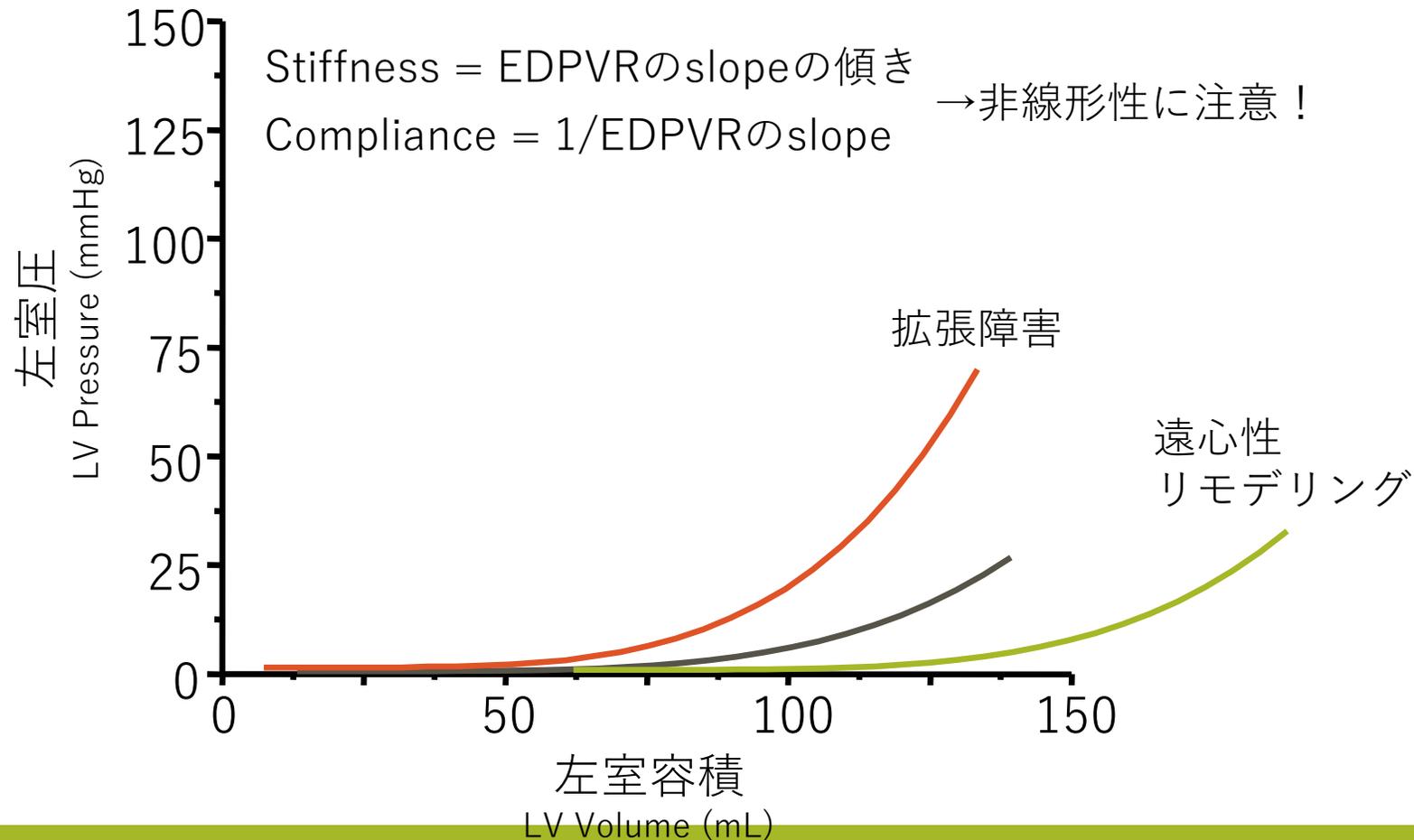
ESPVR=収縮性

※敢えてEDVが同じ場合

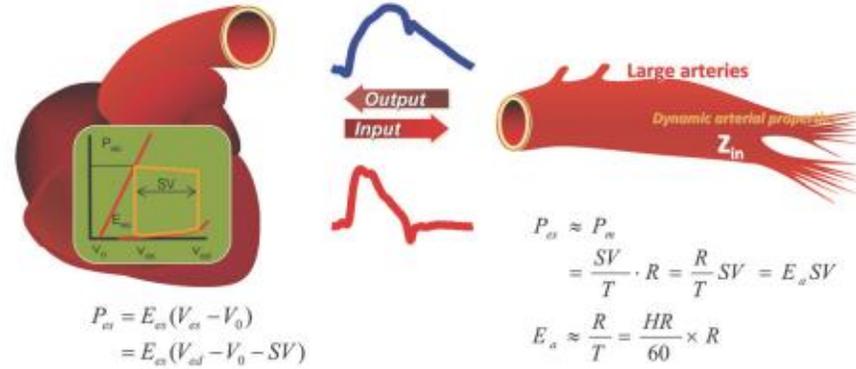
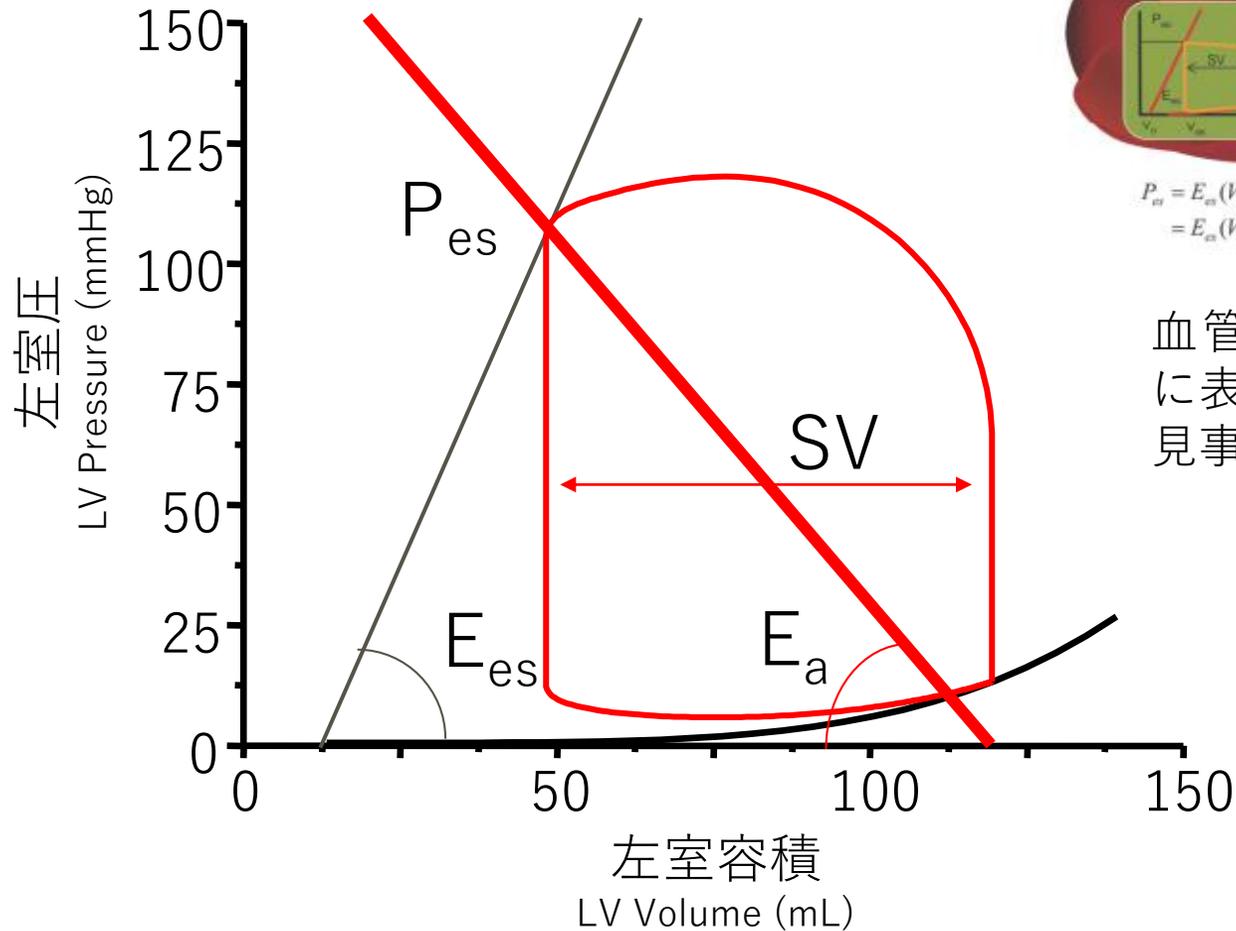


EDPVR=拡張性

- 左室の拡張末期圧容量関係は非線形



Ea = 後負荷



血管特性もエラスタンスのように表記し、PV loop内で後負荷を見事に表現した！！！！



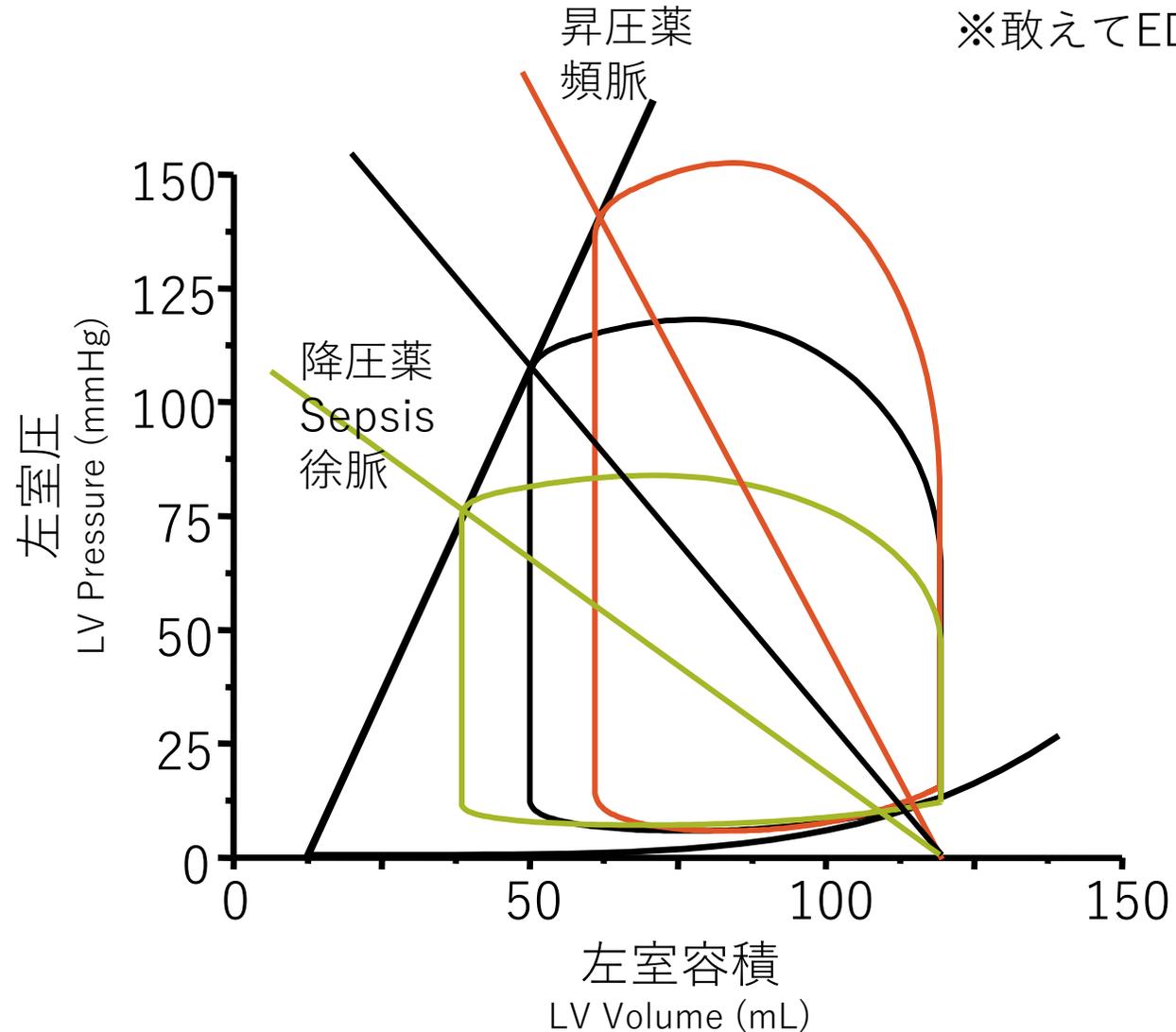
Ea = 後負荷

Eaとは心臓が送り出す先の血管などの特徴を端的に近似したもの

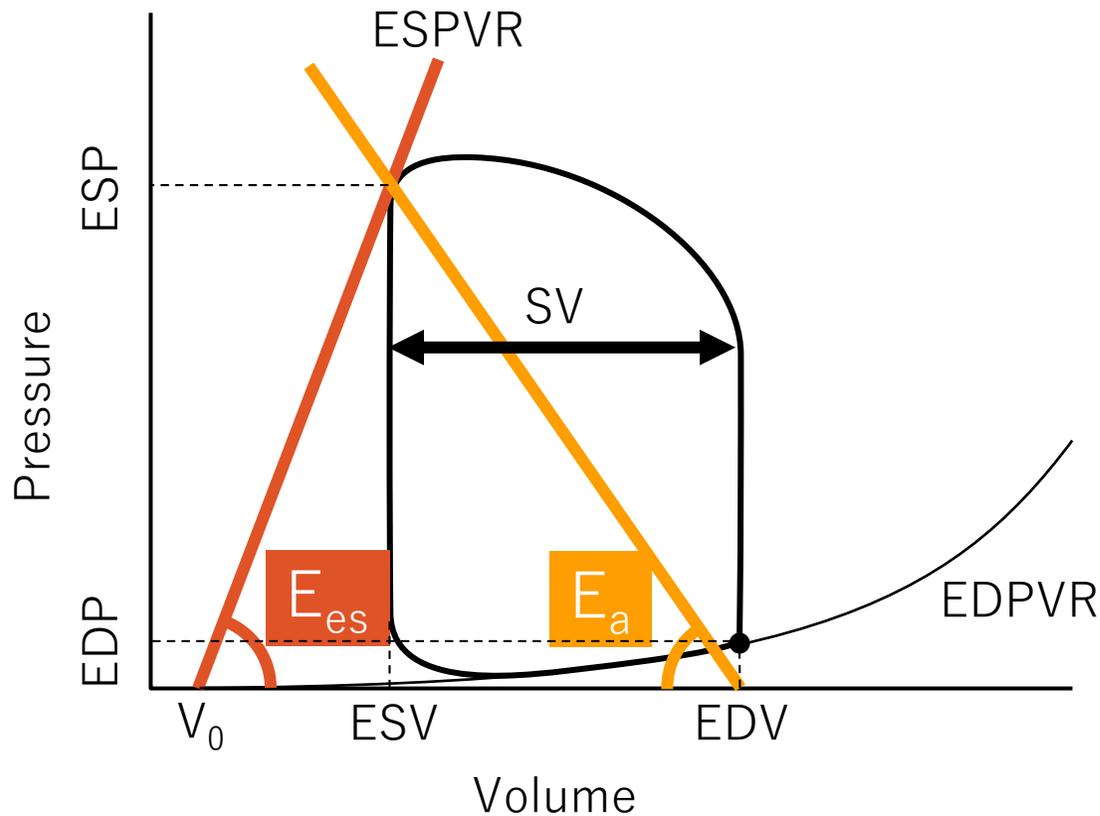


EaとEesのバランスで1回心拍出量は決まっている！！

※敢えてEDVが同じ場合

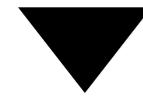


EFとは何か？



E_{es} , E_a , SVは

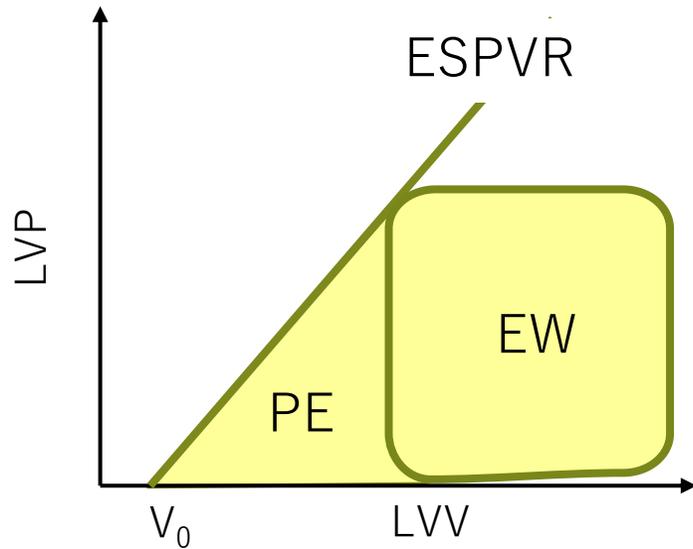
$$\left\{ \begin{array}{l} E_{es} = \frac{ESP}{ESV - V_0} \\ E_a = \frac{ESP}{SV} \\ SV = EDV - ESV \end{array} \right.$$



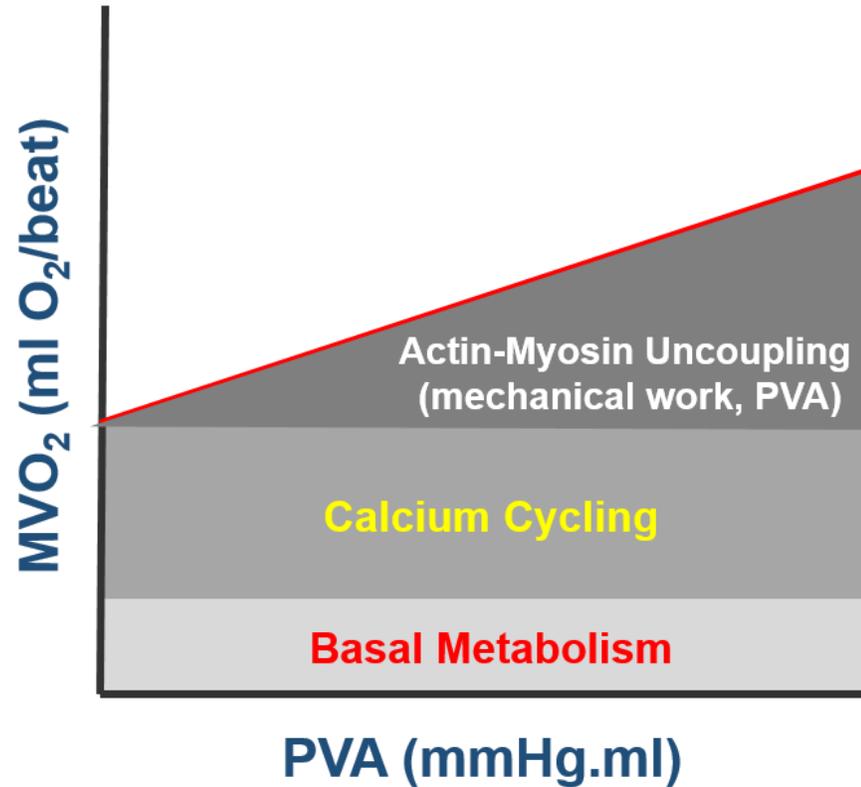
$$SV = \frac{E_{es}}{E_{es} + E_a} (EDV - V_0)$$

実効的な駆出率 (EF_e)

酸素消費を表す



EW : External work, 外的仕事
PE : Potential energy
PVA=EW+PE



PVAは心室の酸素消費 (/beat) を反映する
= PVAをみれば酸素消費がわかる！

エネルギー効率

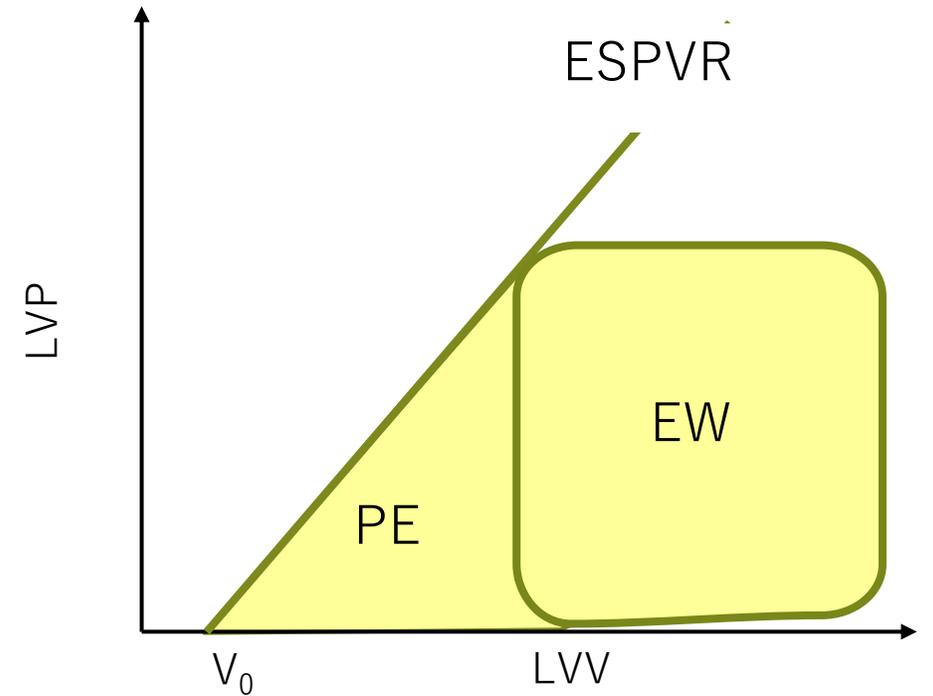
少ないエネルギーで外的な仕事
(Stroke work: SW) がもっとも多
くなるようにした方がよいはず？

効率にもいろいろ定義がある

「酸素消費中のSW」

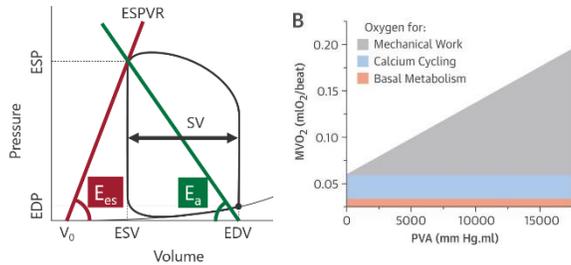


燃費みたいなイメージ

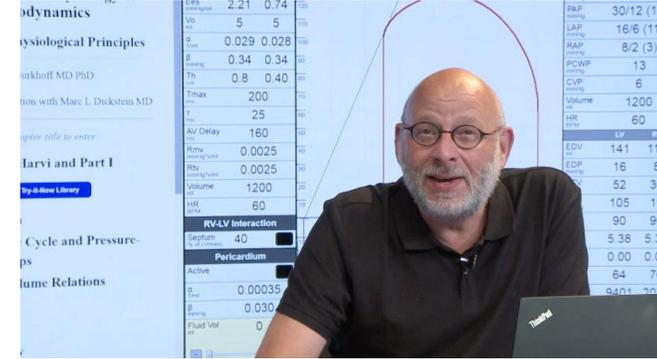


エネルギー効率がよいEesとEaの関係

Ventricular efficiency predicted by an analytical model

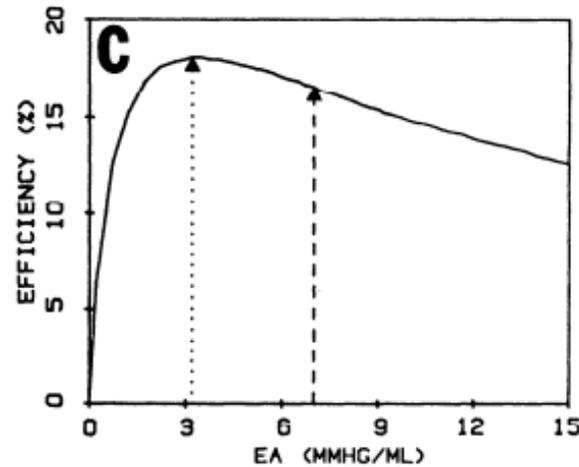
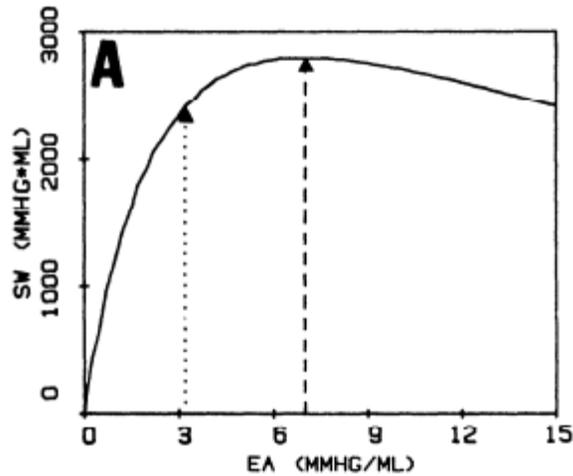


PVA, SW, MVO2
を数式で表して
効率を検証



Eesを7に固定したとき

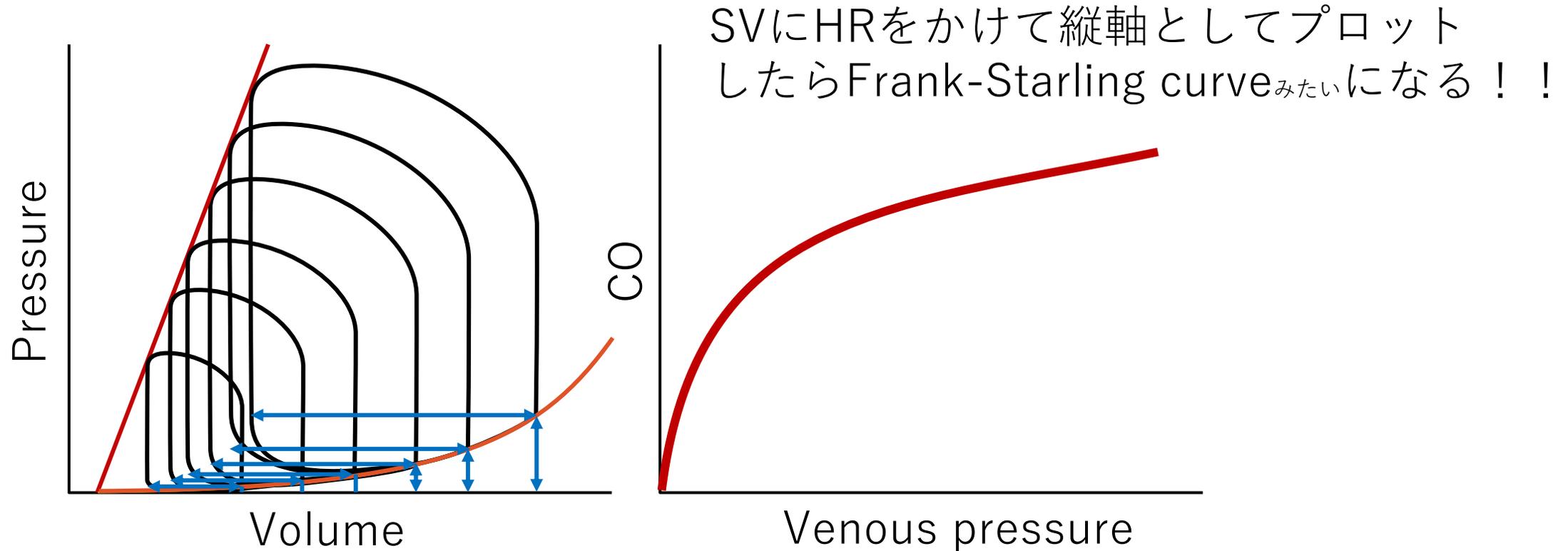
$$\frac{E_{es}}{E_a + E_{es}}$$



酸素消費に対してのSWの割合はEes:Eaが2:1くらいのときにもっとも最大化される。

→実際のEFは60-70%であり、至適効率を保っている！

心拍出曲線の成り立ち

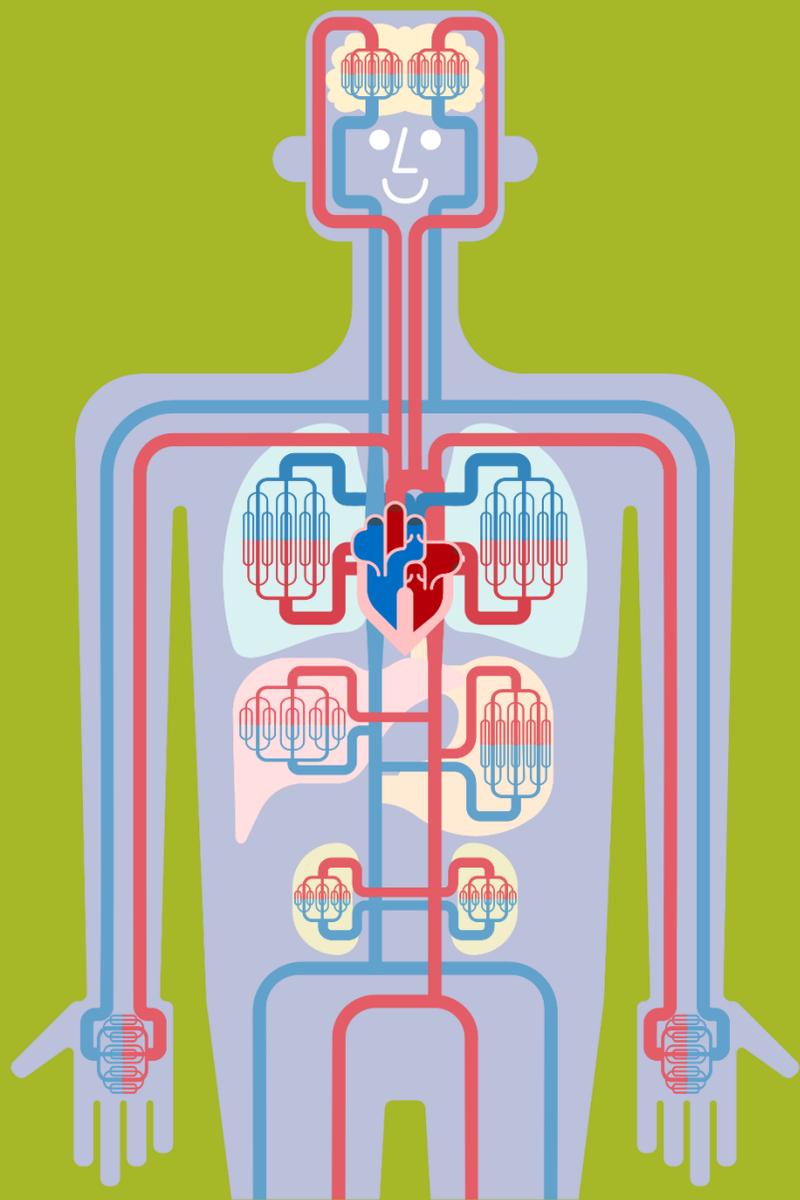


SVはPV loopで定義される

👉 SVは収縮性、拡張性、後負荷と前負荷で決まる

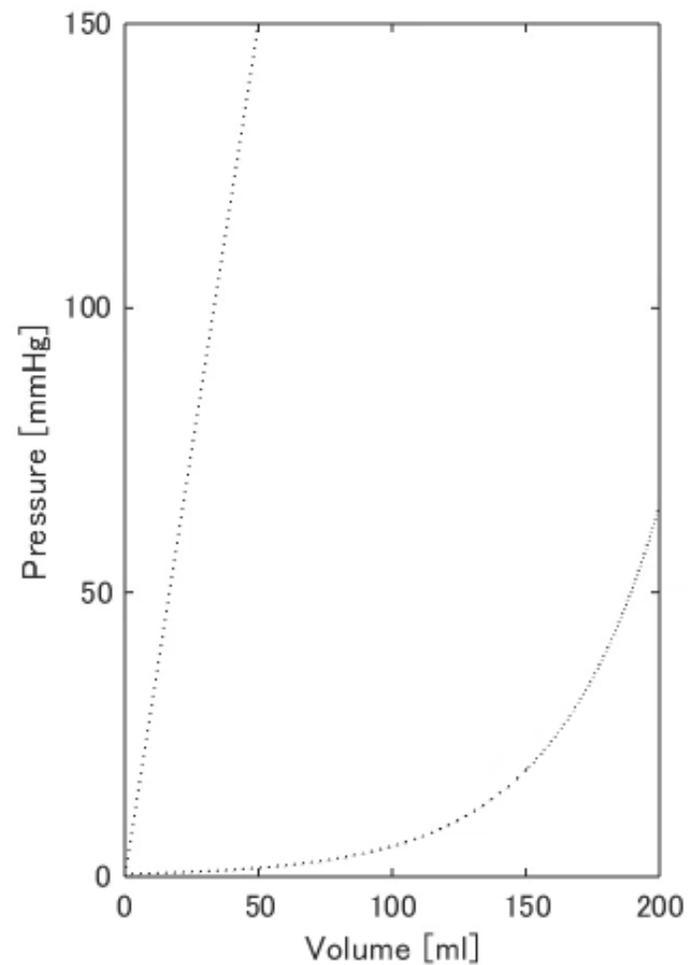
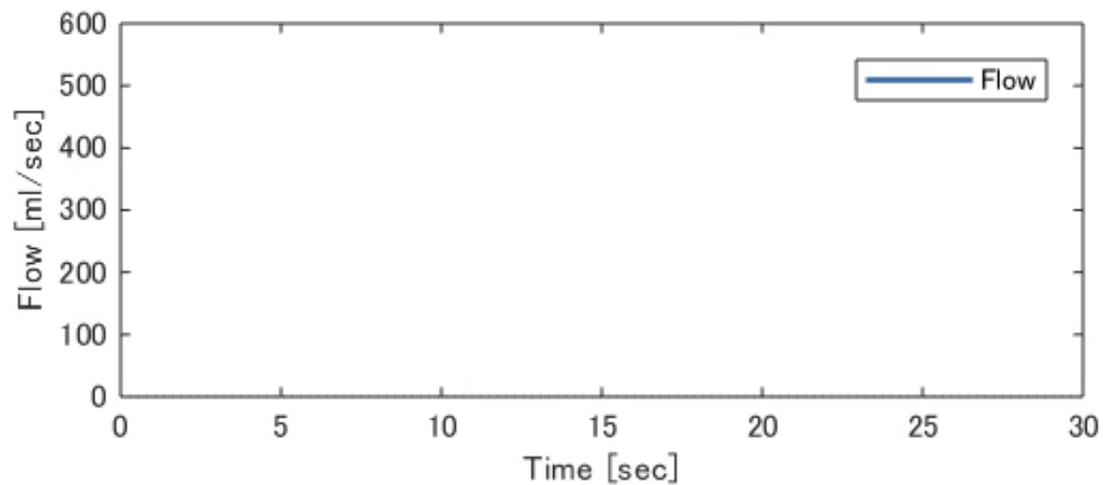
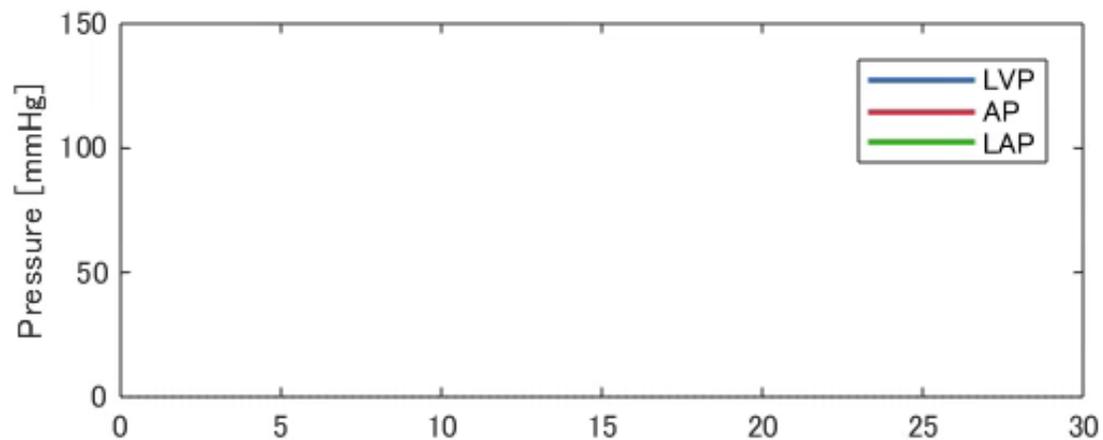
👉 COは収縮性、拡張性、後負荷、前負荷と心拍数で決まる

※後負荷には心拍数もかかわる



心機能→循環へ

まずはこちらを！

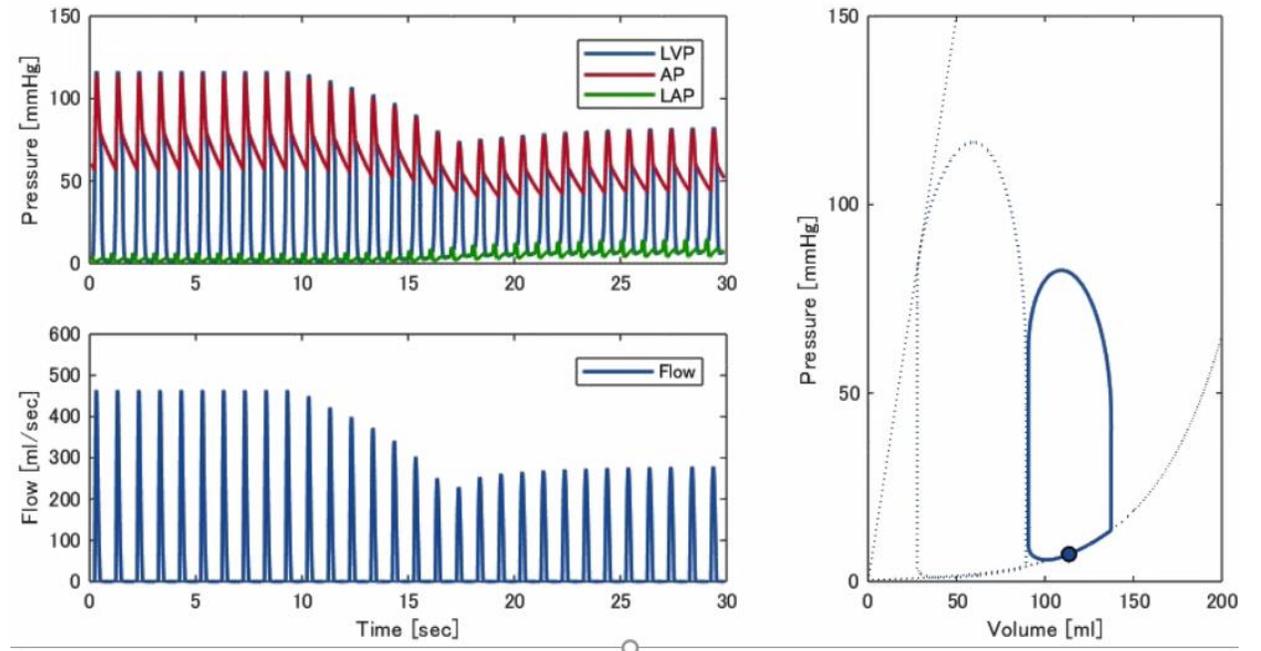


問題

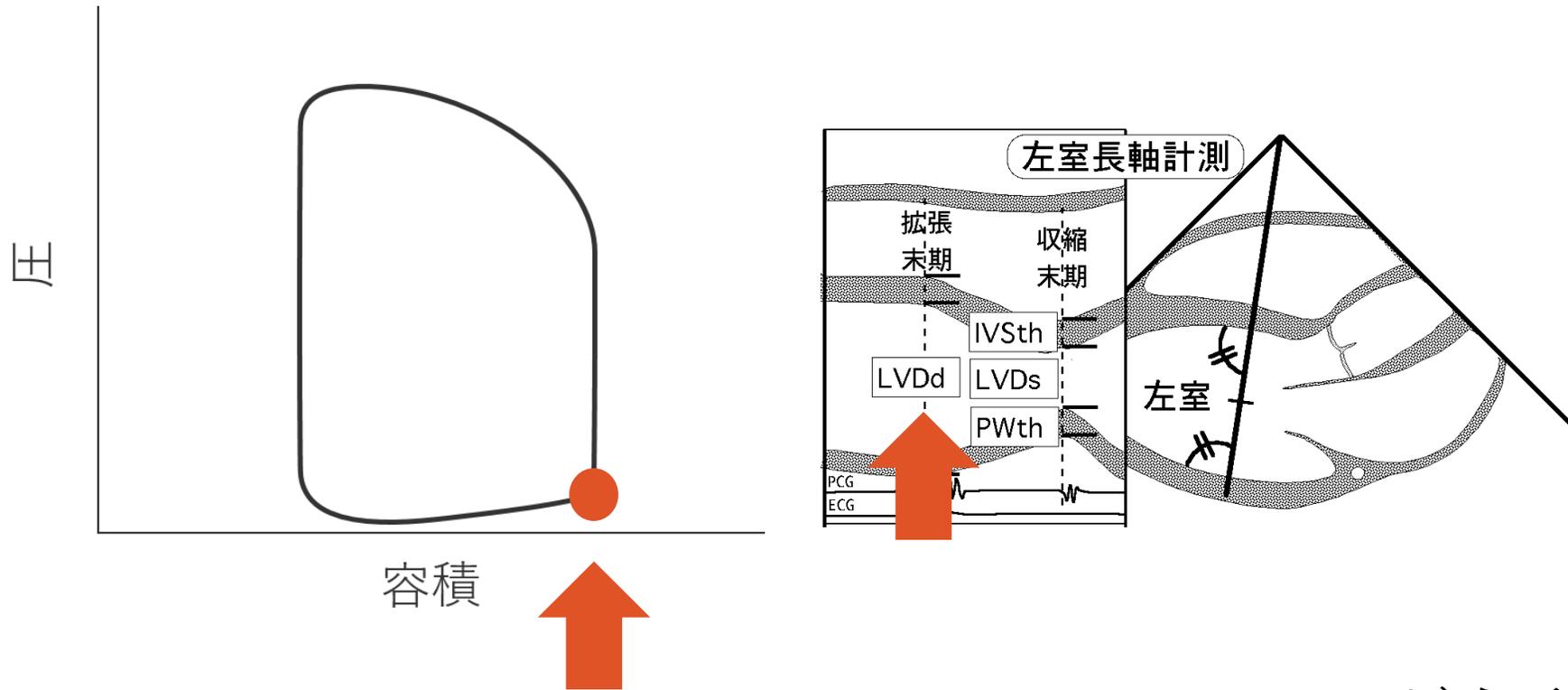
さきほどの動画は、心筋梗塞で急に心収縮能が低下した心臓です。

輸液などはしていませんが、LVEDV（拡張末期容量）が増加しています？

さて、理由は何でしょう？



前負荷を知るとは？

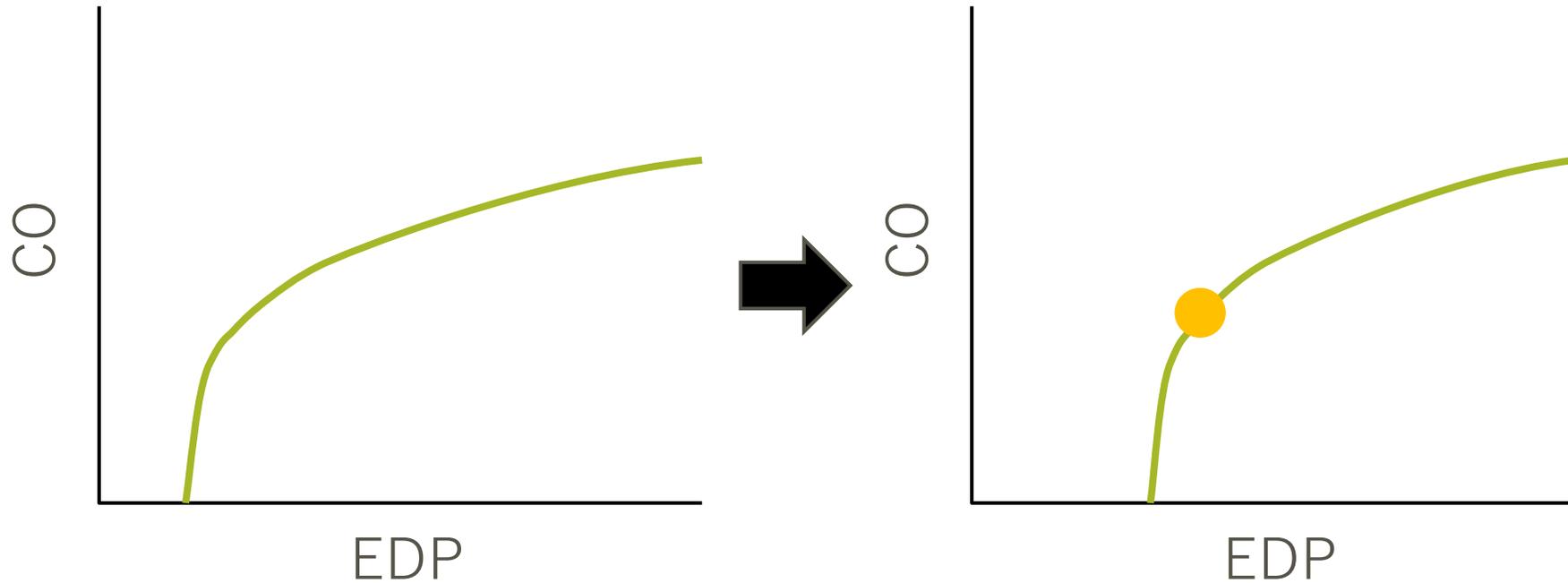


PV loopのここです

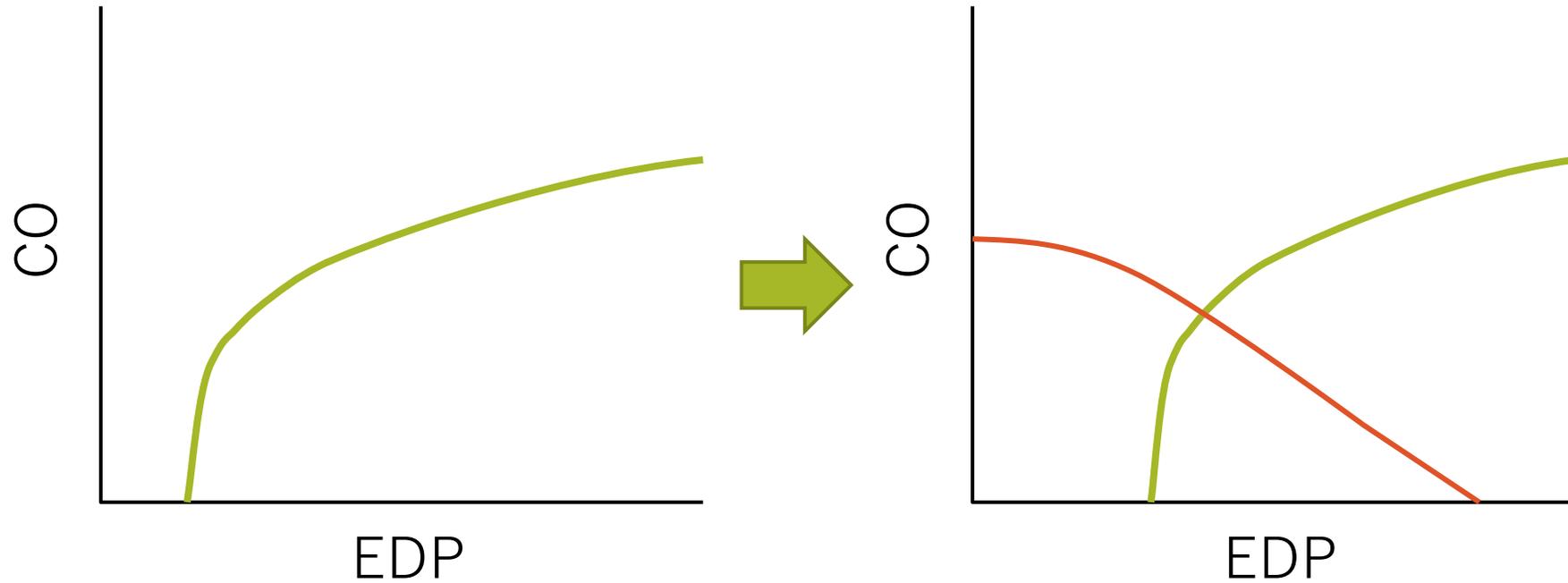
どうやってこの点が
決まっているのか？

その循環はどうやって決まっているのか？

この時点では前負荷は横軸！

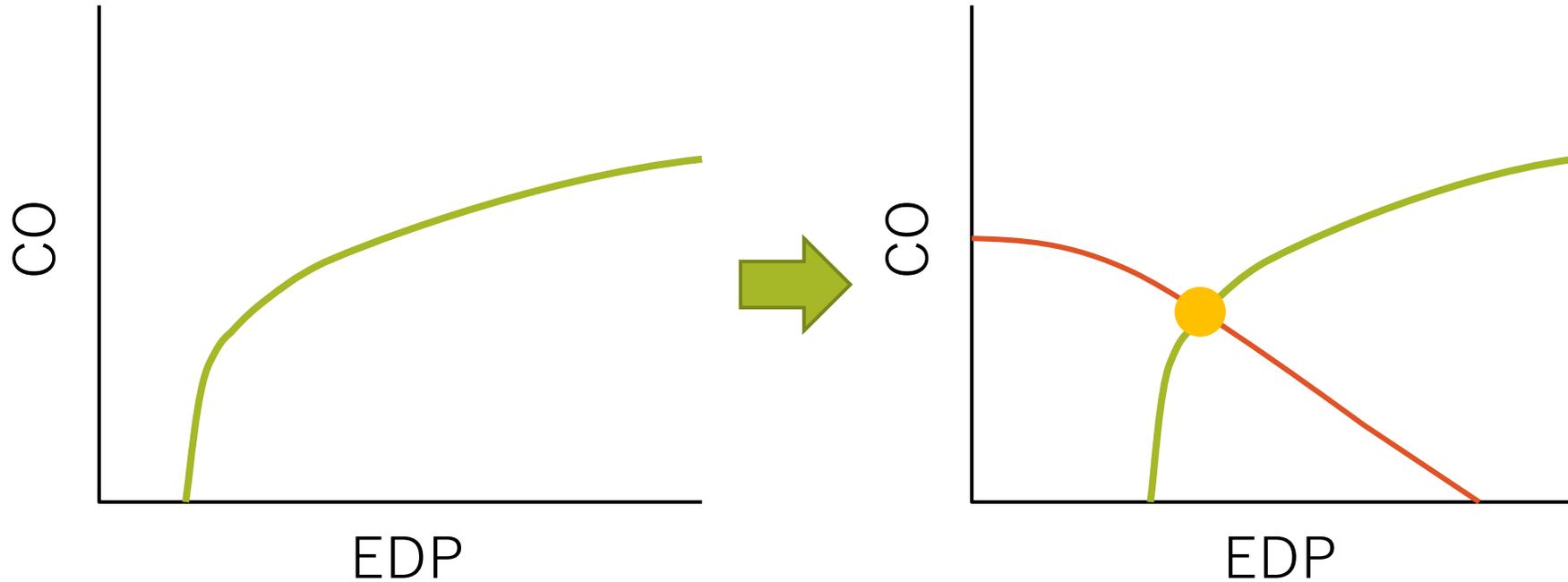


循環は心機能だけにあらず！

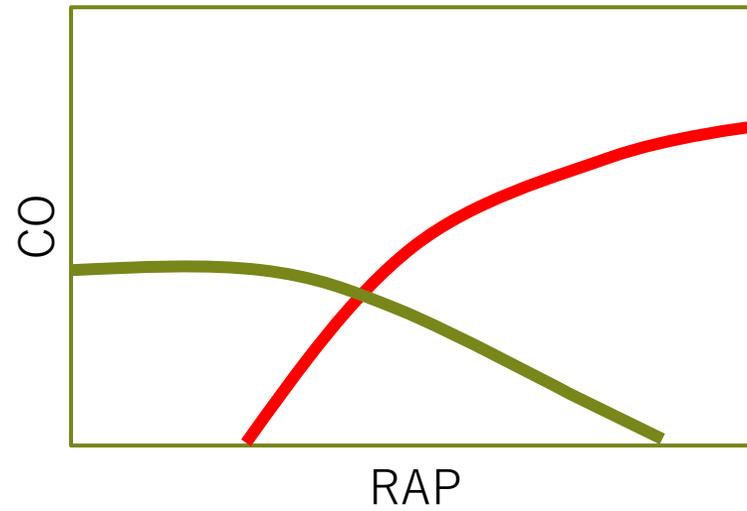
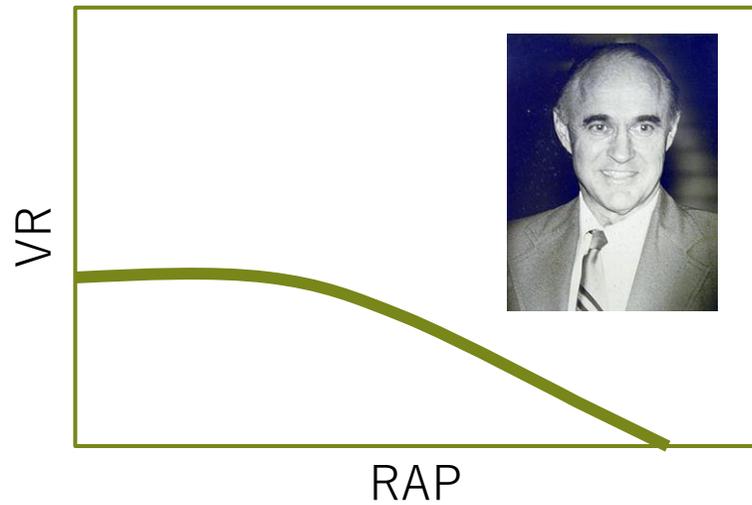
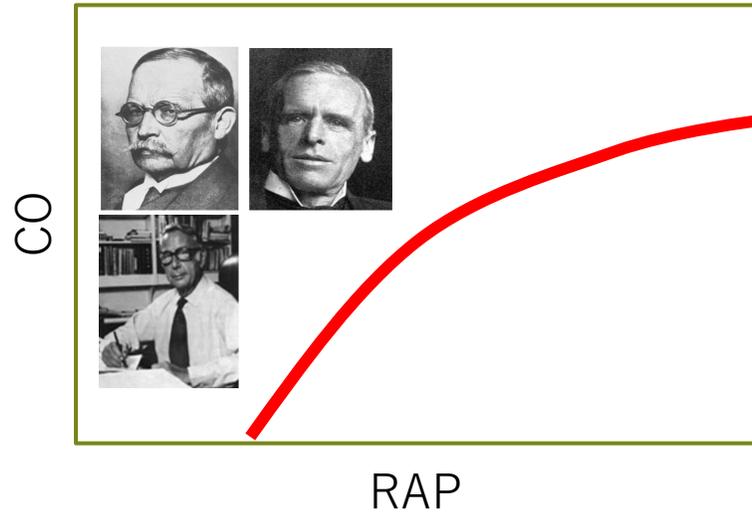


静脈還流を考えることが重要

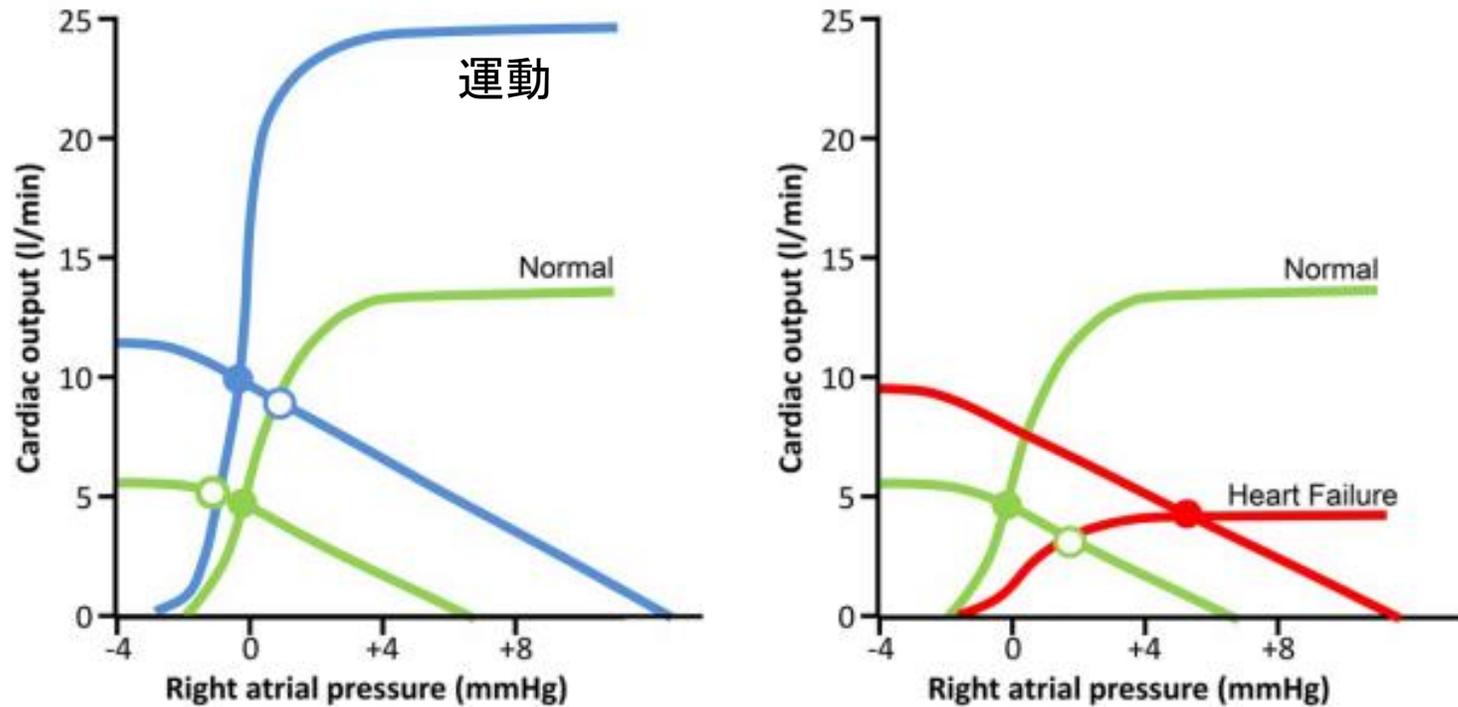
静脈還流が重なって動作点が決まり、任意の前負荷が決まる！



循環平衡

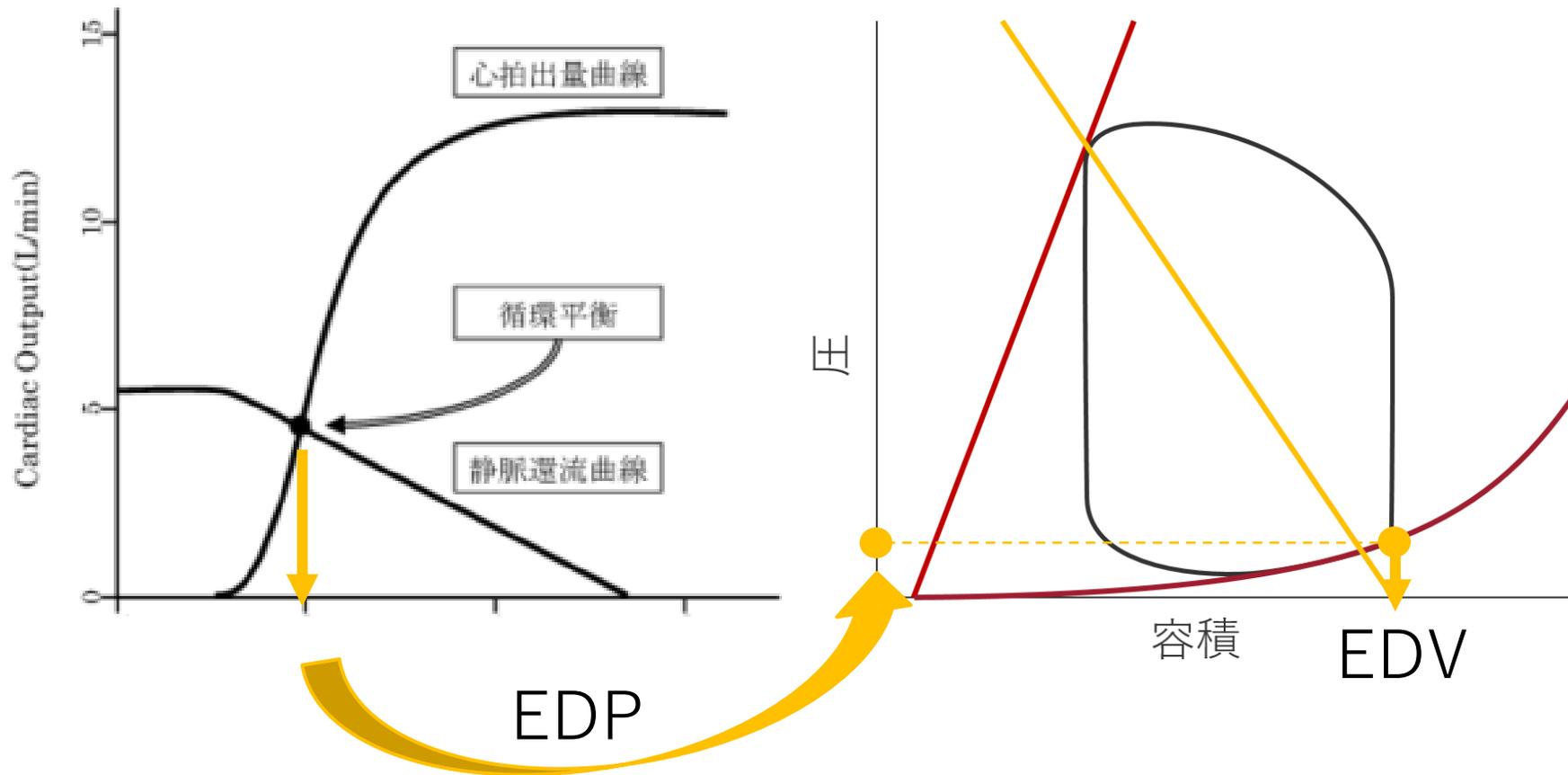


循環平衡がわかると前負荷が見える

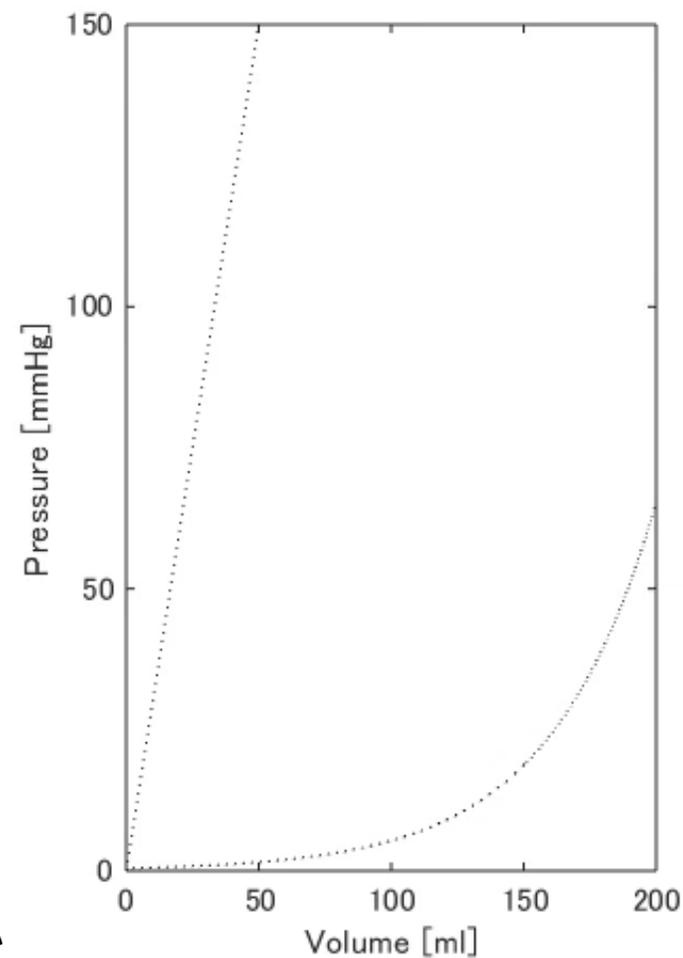
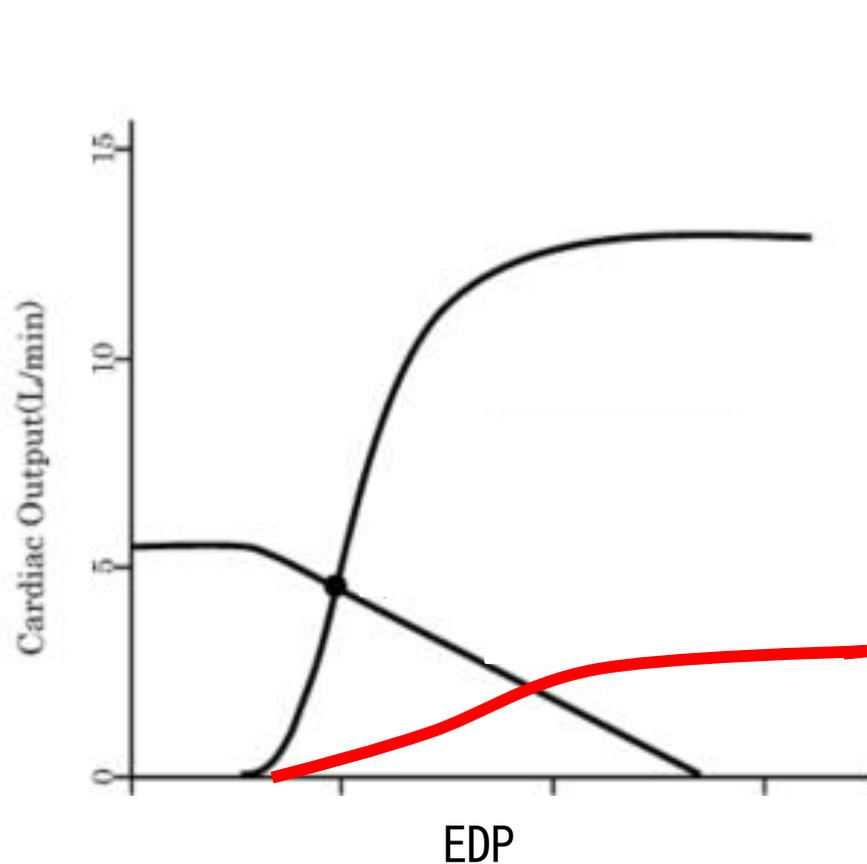


美しくシンプルに正常/病態が記述
→ガイドン最強説

循環平衡がわかると前負荷が見える

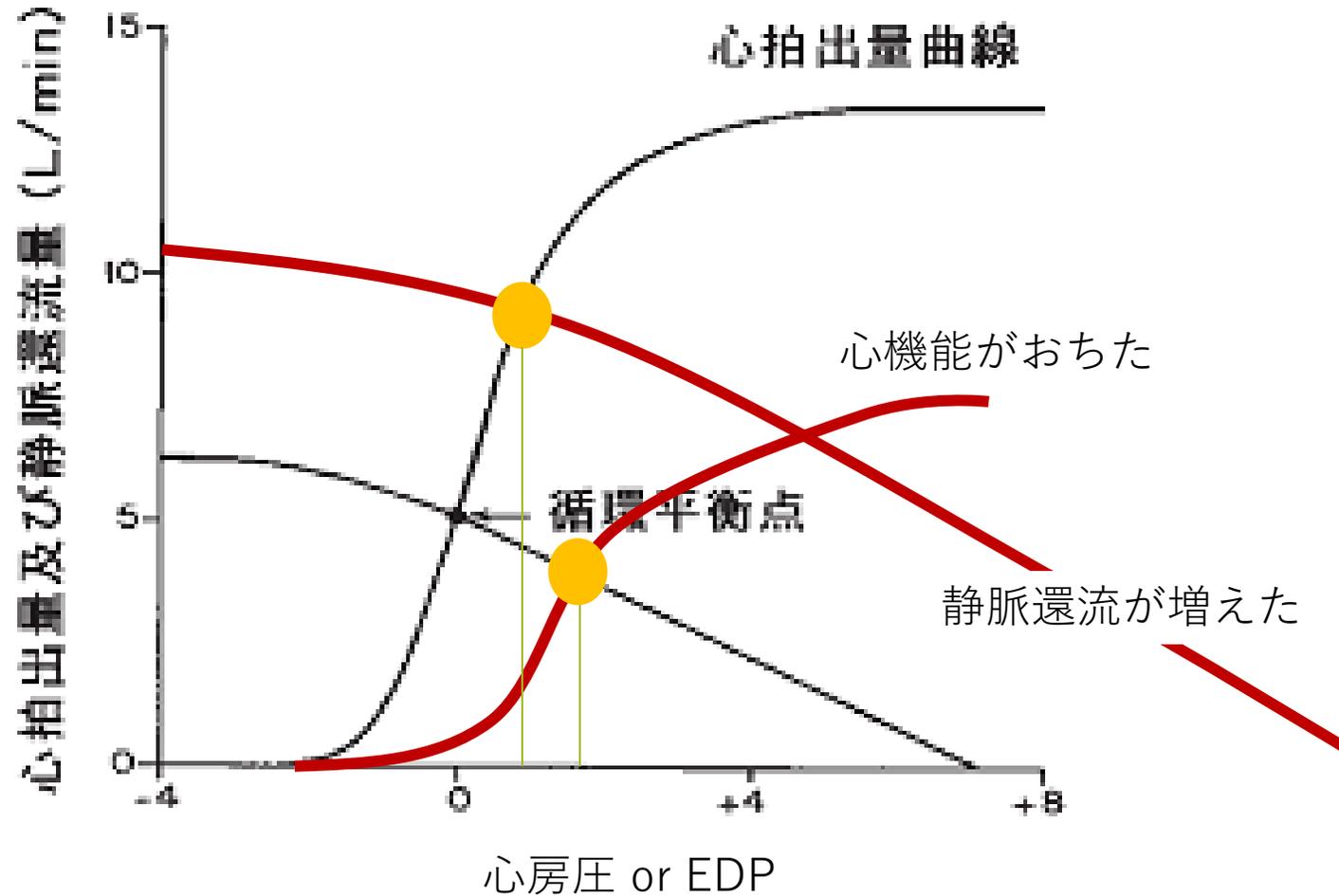


心機能が低下すると前負荷が増加

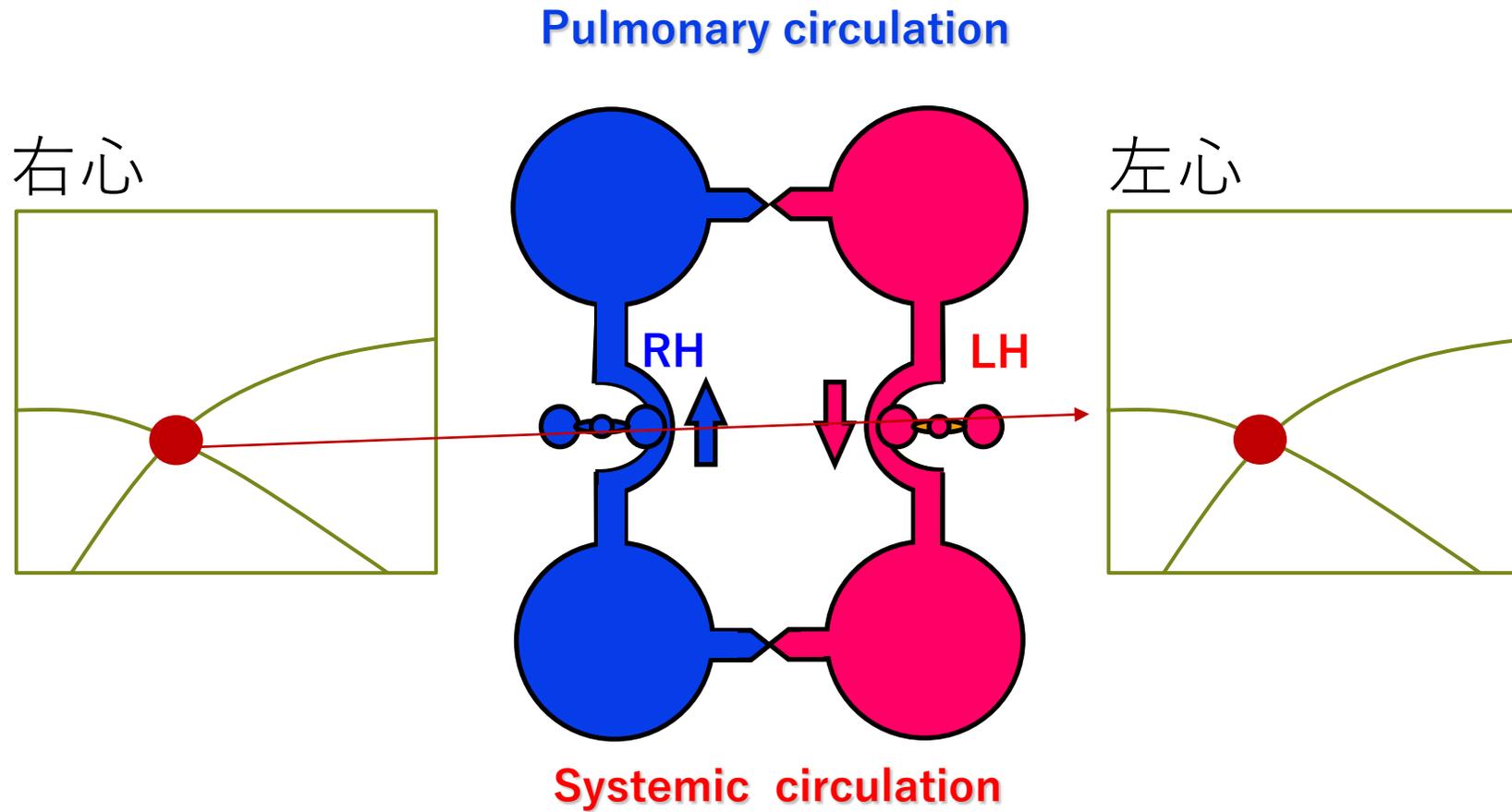


※X軸はわかりやすさのためにEDPと書いています。RAPでは？と思った人は素晴らしい！

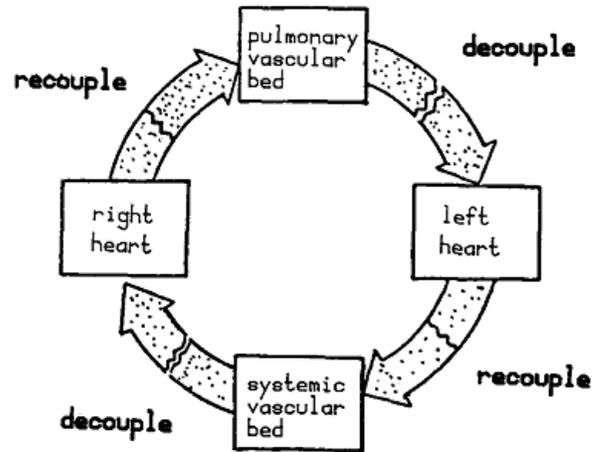
前負荷は輸液のことではない



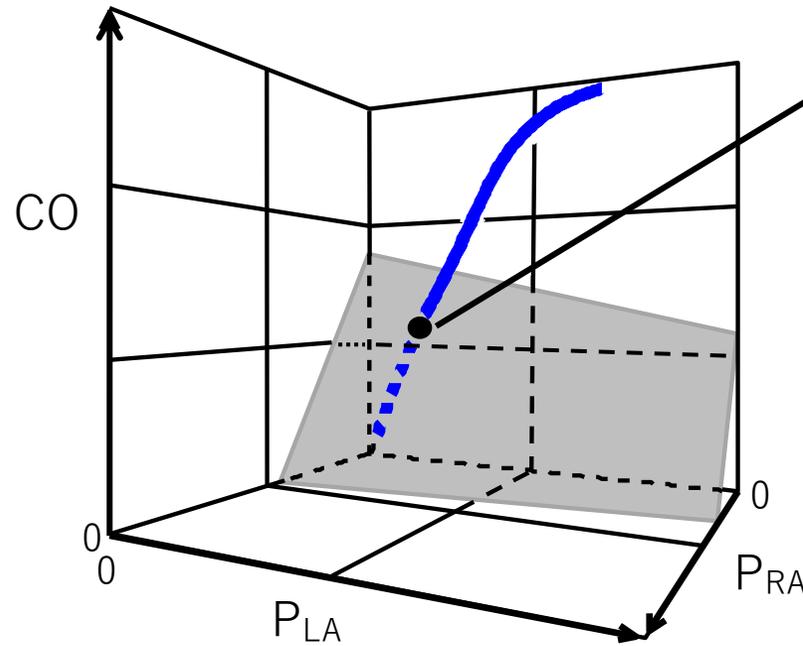
人体は2心室



2心室の循環を一気にモデル化



循環を体循環/右心/肺循環/左心の4つのコンパートメントにわけモデル化し、再構成する



循環平衡点

左心機能

$$CO_L = S_L \{ \log(P_{LA} - F_L) + H_L \}$$

右心機能

$$CO_R = S_R \{ \log(P_{RA} - F_R) + H_R \}$$

静脈還流平面

$$CO_v = VR_{\max} - 19.61P_{RA} - 3.49P_{LA}$$

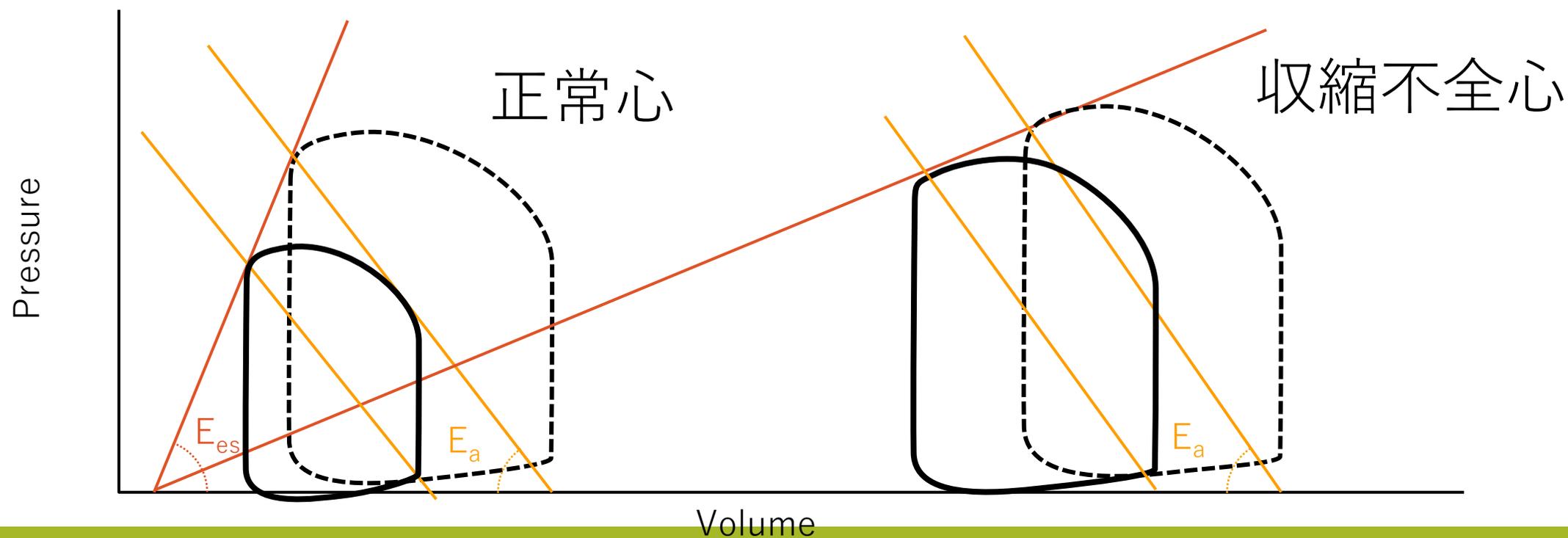
血行動態の理解とは3連立方程式を作り、それを解くことである！

いい心臓は前負荷依存で一回心拍出が増える

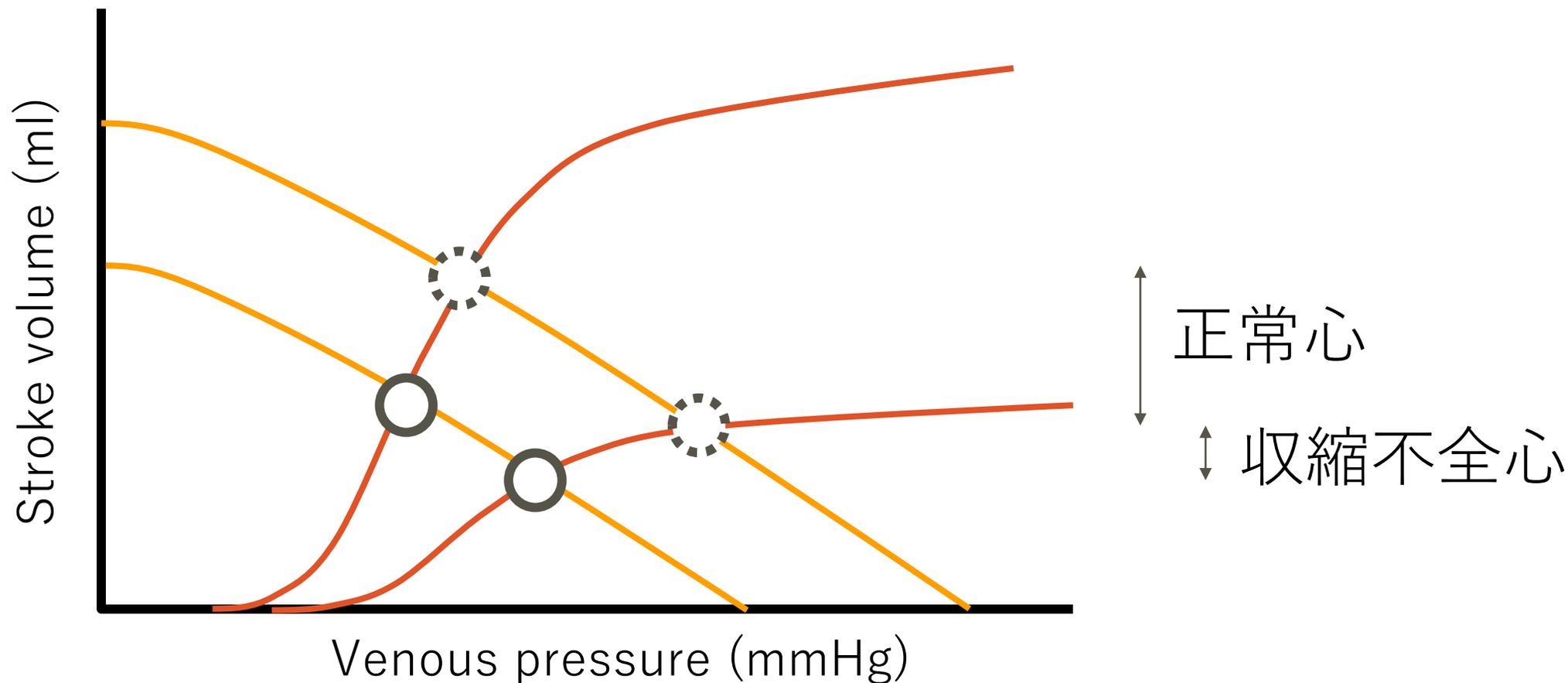
$$SV = \frac{E_{es}}{E_{es} + E_a} (EDV - V_0)$$

→ E_{es} が大きければ、前負荷でしっかりSVが変化する
 E_{es} が小さければ、前負荷でSVが変化しない

正常心ではSVが前負荷で大きく変わる



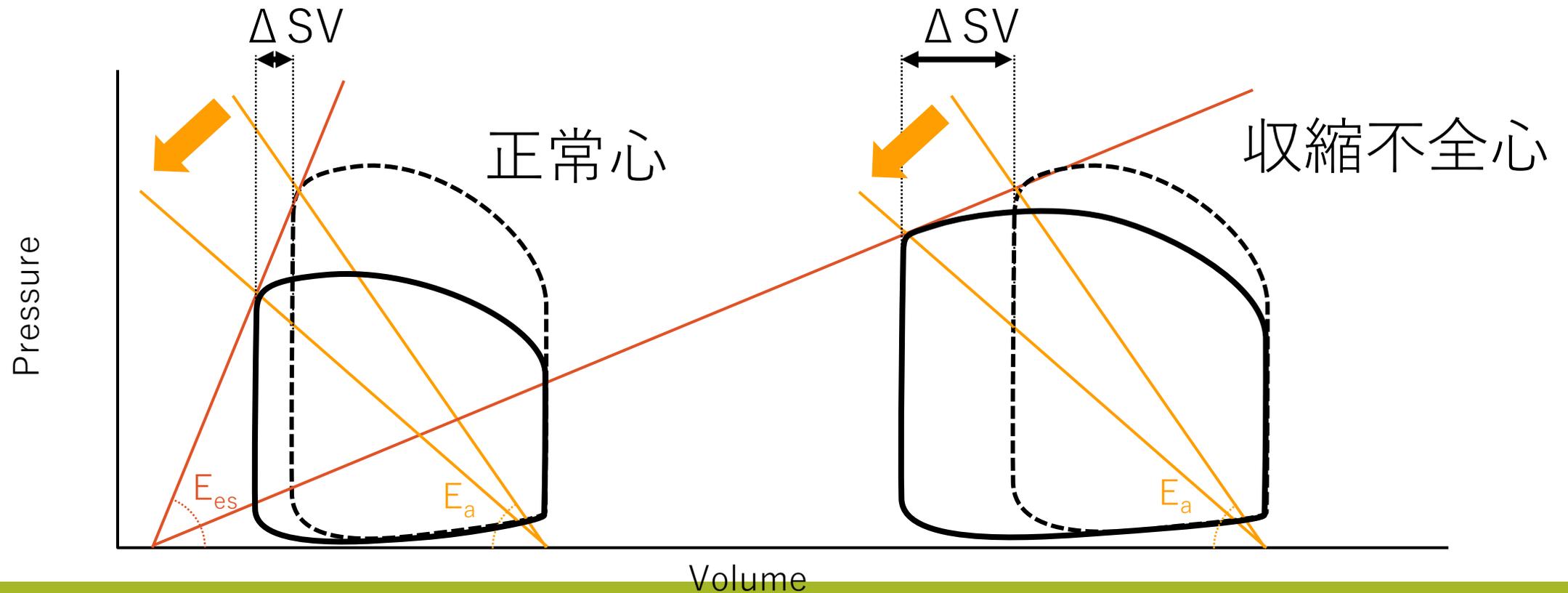
いい心臓は前負荷依存で一回心拍出が増える



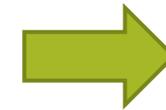
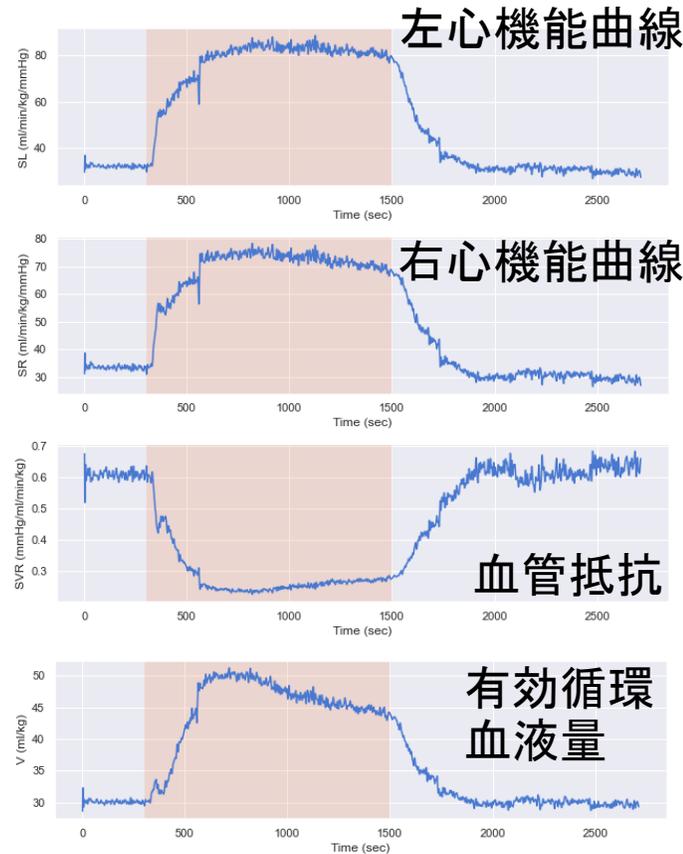
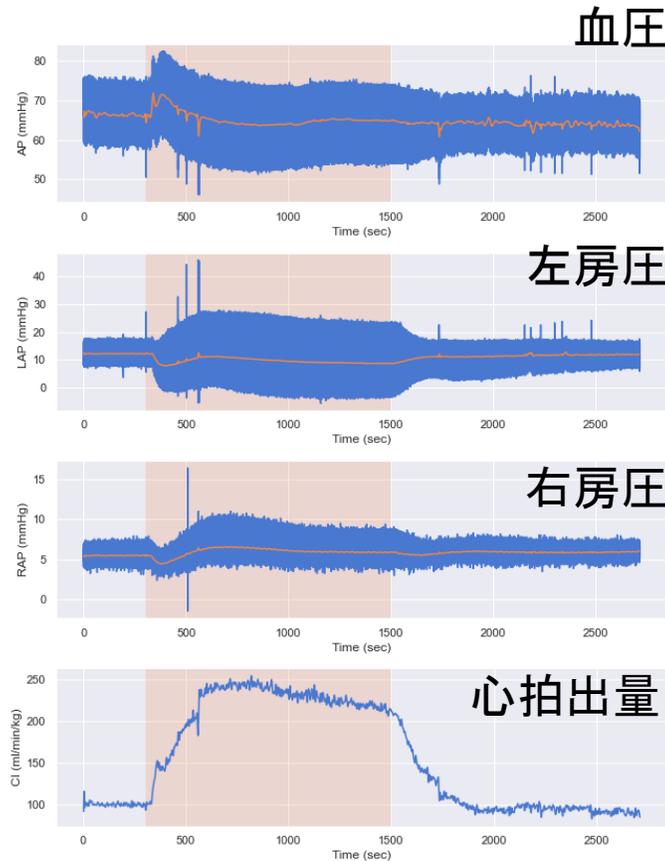
悪い心臓は後負荷依存で一回心拍出が減る

$$SV = \frac{E_{es}}{E_{es} + E_a} (EDV - V_0)$$

E_{es} が大きければ、 E_a の影響少ない
 E_{es} が小さければ、 E_a の影響大きい



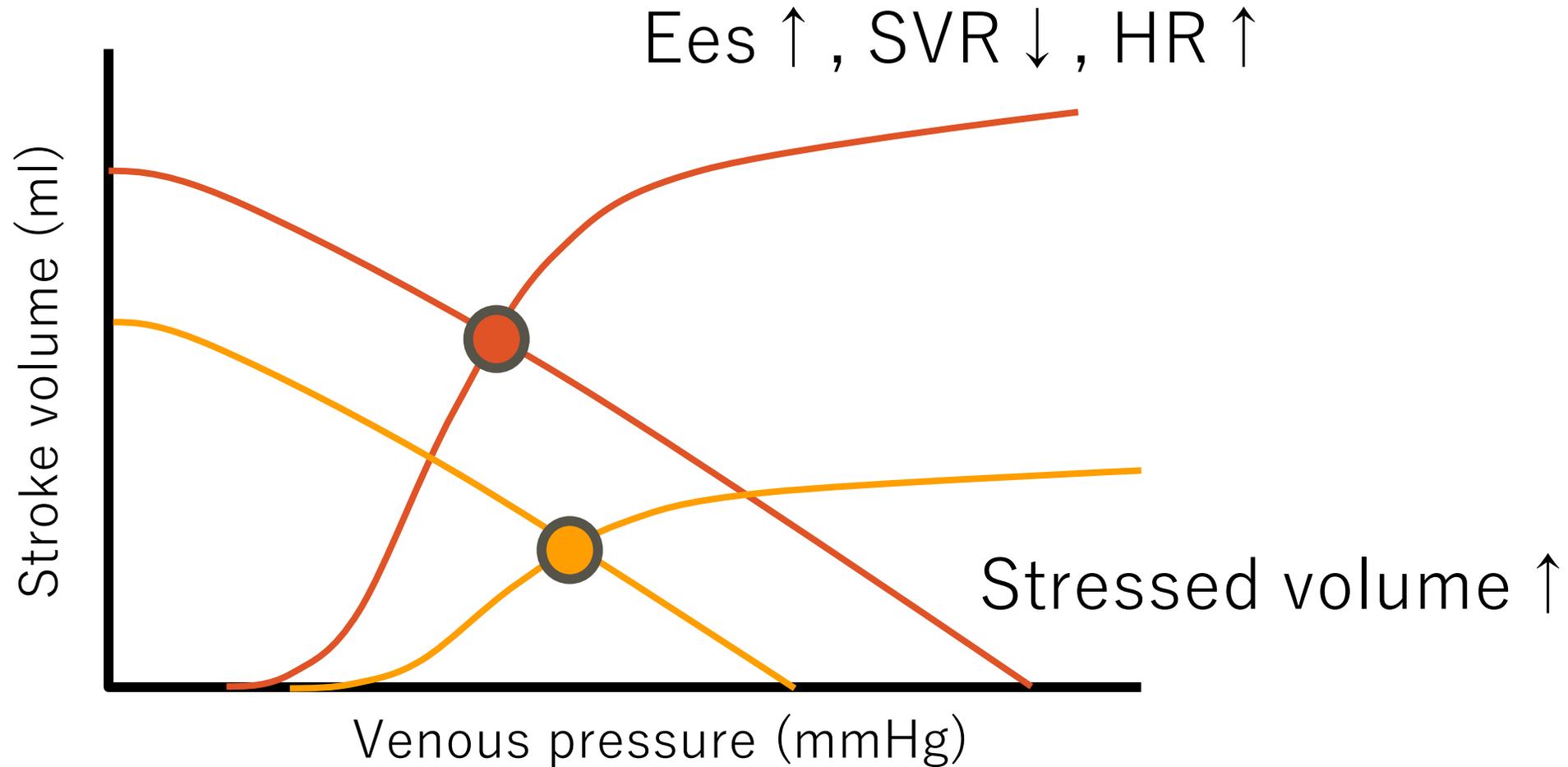
薬剤効果を循環平衡で理解する：DOB編



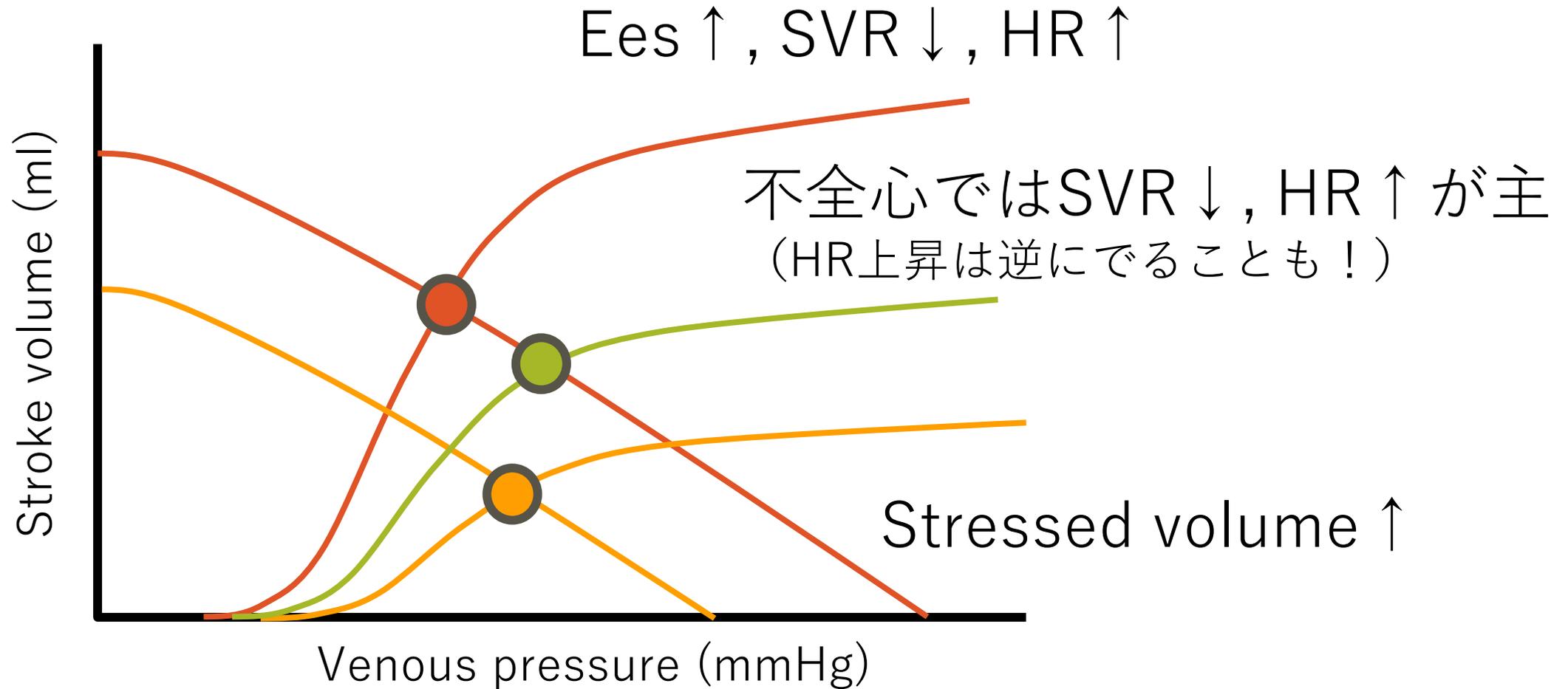
収縮性の増強
SVRの低下
(思ったより強い！)
Stressed volume
の増加

重要な血行動態パラメータにおける変化を把握しておく！

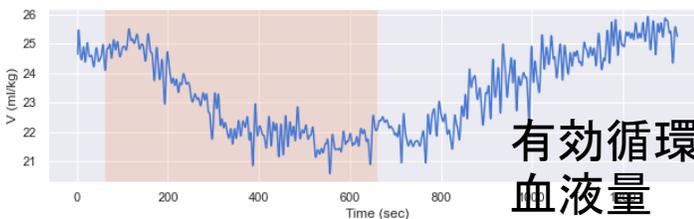
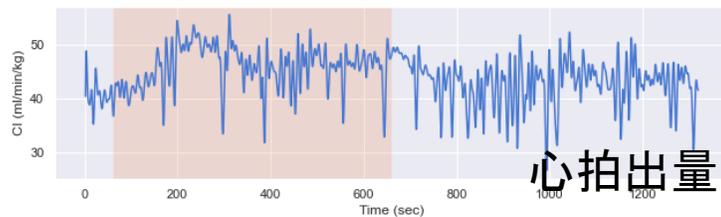
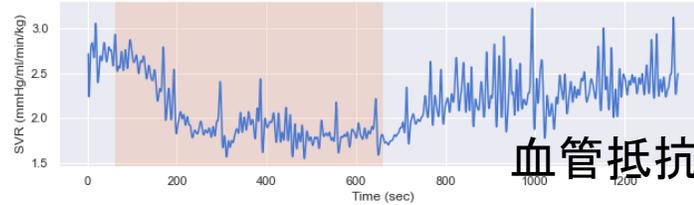
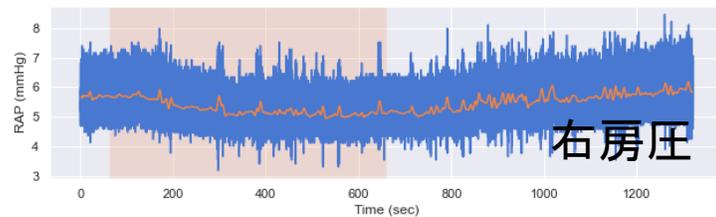
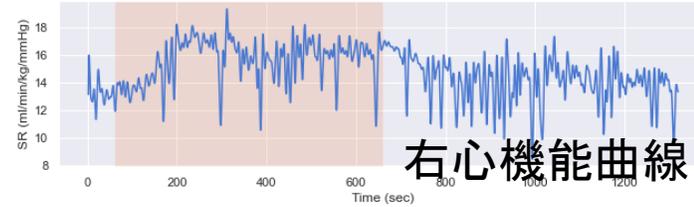
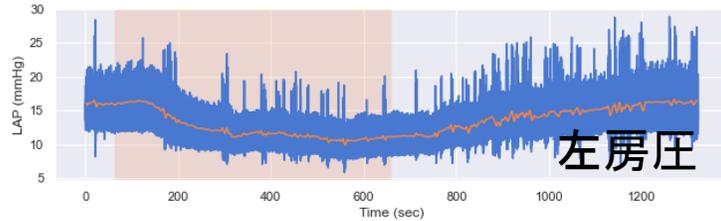
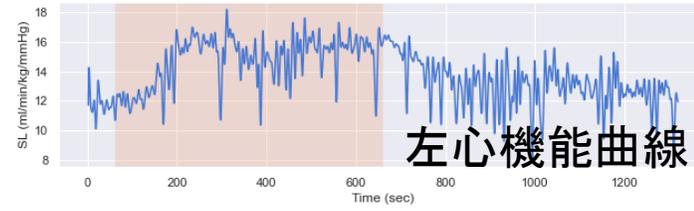
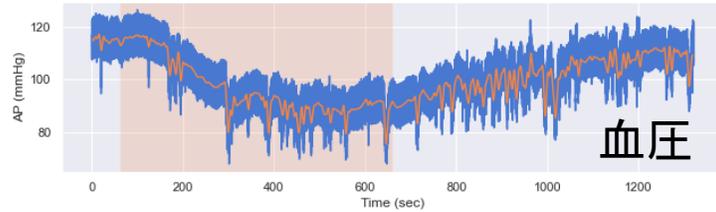
薬剤効果を循環平衡で理解する：DOB編



薬剤効果を循環平衡で理解する：DOB編



薬剤効果を循環平衡で理解する：SNP編

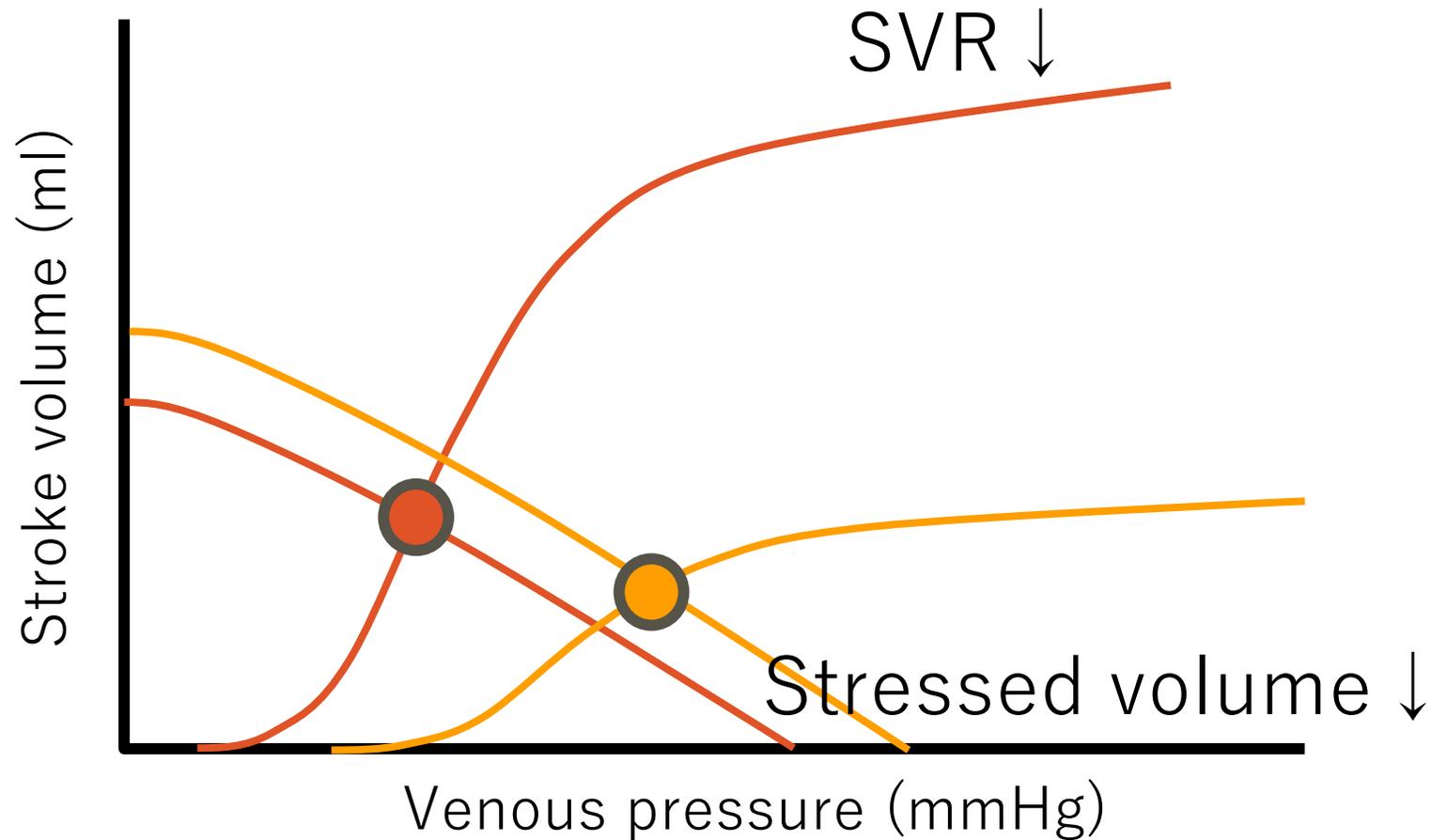


SVRの低下



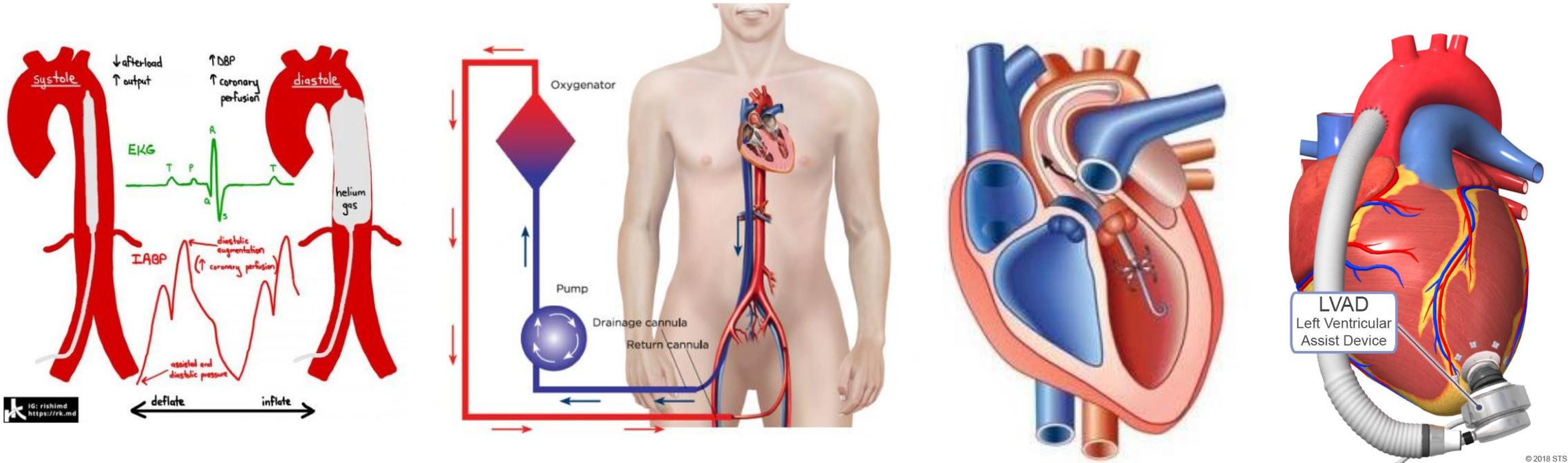
心拍出量曲線の上昇
Stressed volume
の低下

薬剤効果を循環平衡で理解する：SNP編

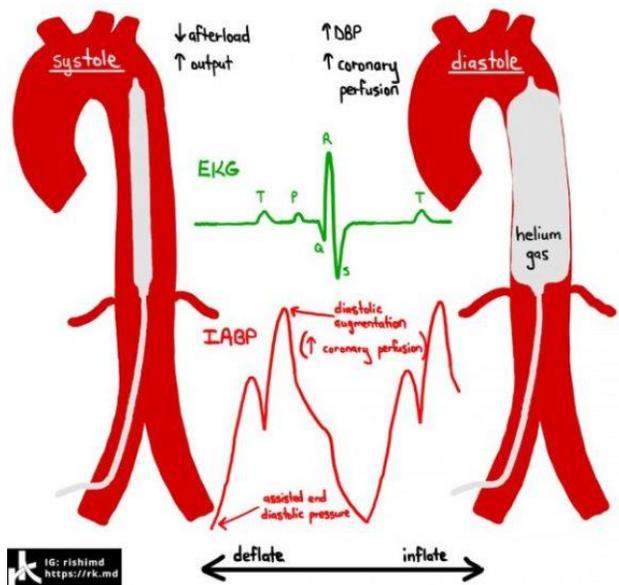


ここまでで循環の基礎を勉強してきました。

ここからは、これらのフレームワークの観点から補助循環の循環への影響を考えます！



IABP



収縮期：

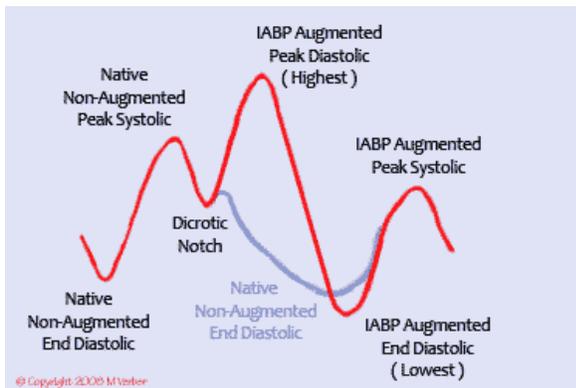
バルーンがしぼんだ分だけ圧がさがり、心室にとっての後負荷がさがる。

心臓に直接効果

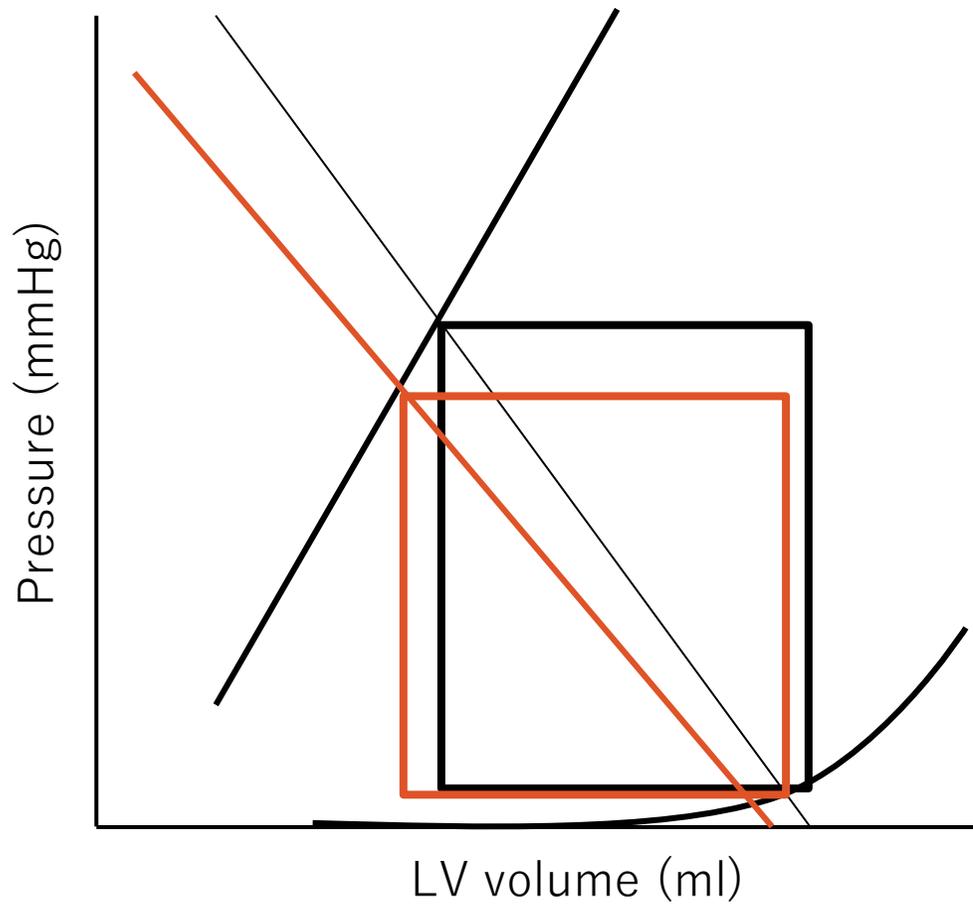
拡張期：

バルーンが開いた分だけ圧があがり、冠血流上昇もしくは維持を介した心機能に影響

冠血流と心機能の関係次第



IABPのsystolic unloading

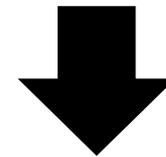


血管の特性は変わらないが、収縮期の血圧さがる。急性の瀉血をした感覚？

下がる血圧

= バルーン容量 × 血管の硬さ

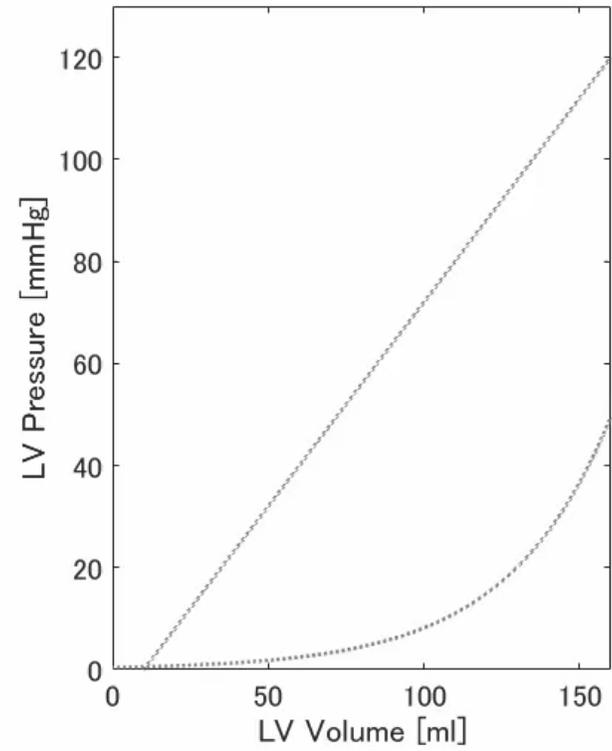
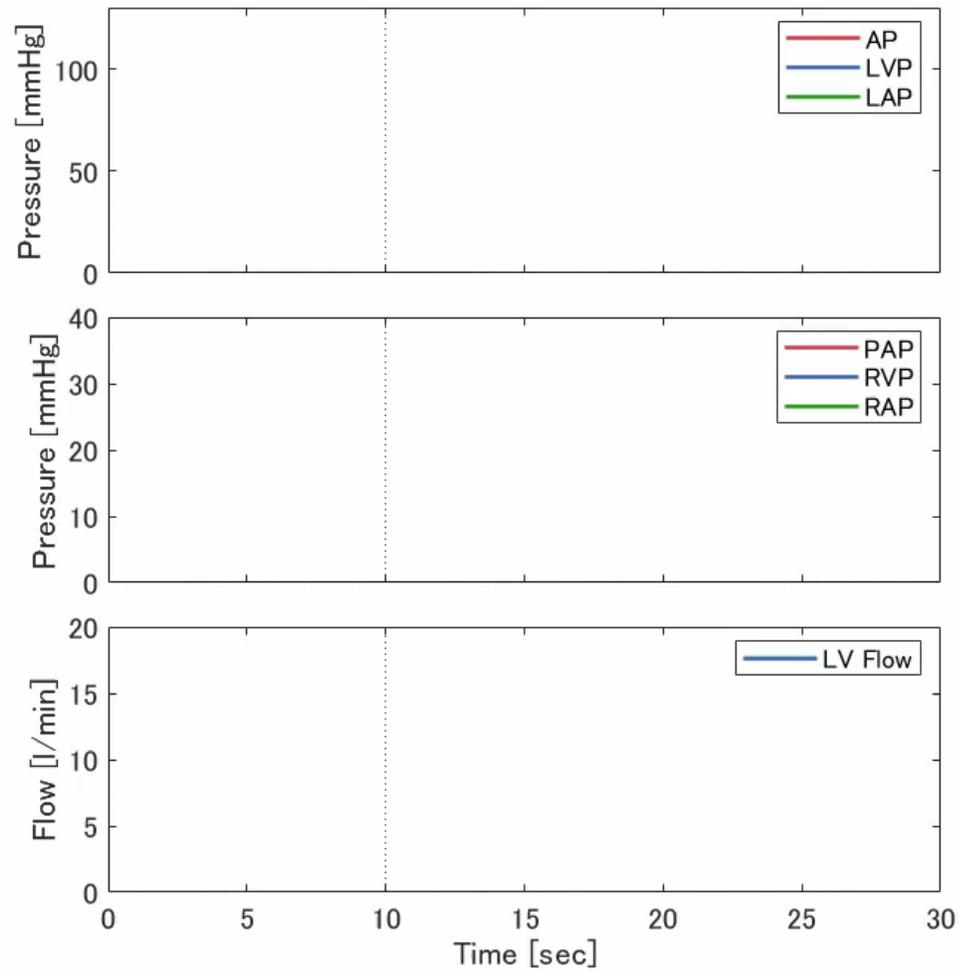
心室後負荷: E_a そのものの傾きは変わらないはずだが、バルーン分の血圧がさがるので、 E_a のラインは下へさがる。



全体としてわずかに心拍出増加があり、EDVも低下し得る。

※冠血流増加により心収縮: E_{es} が増加したら、さらに心拍出増加

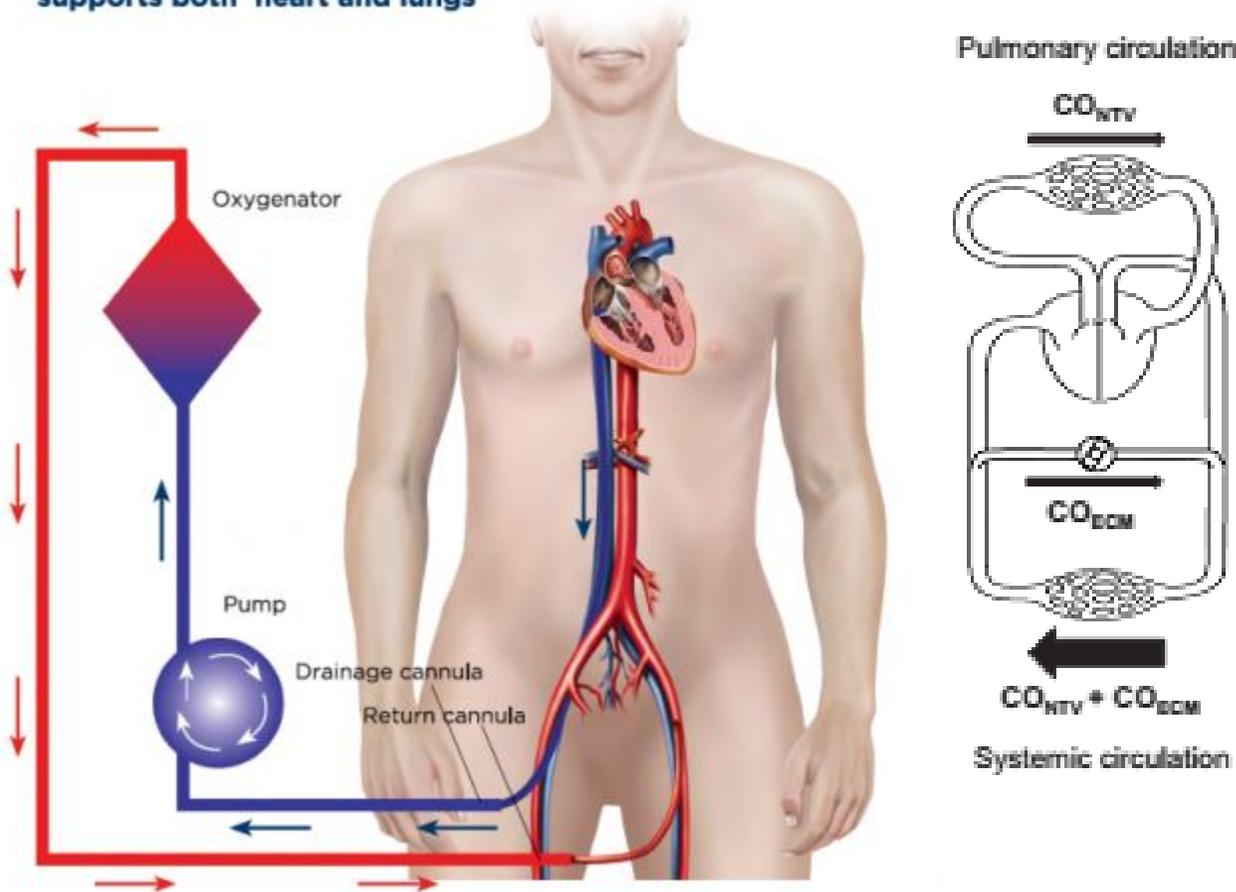
IABP



VA-ECMO

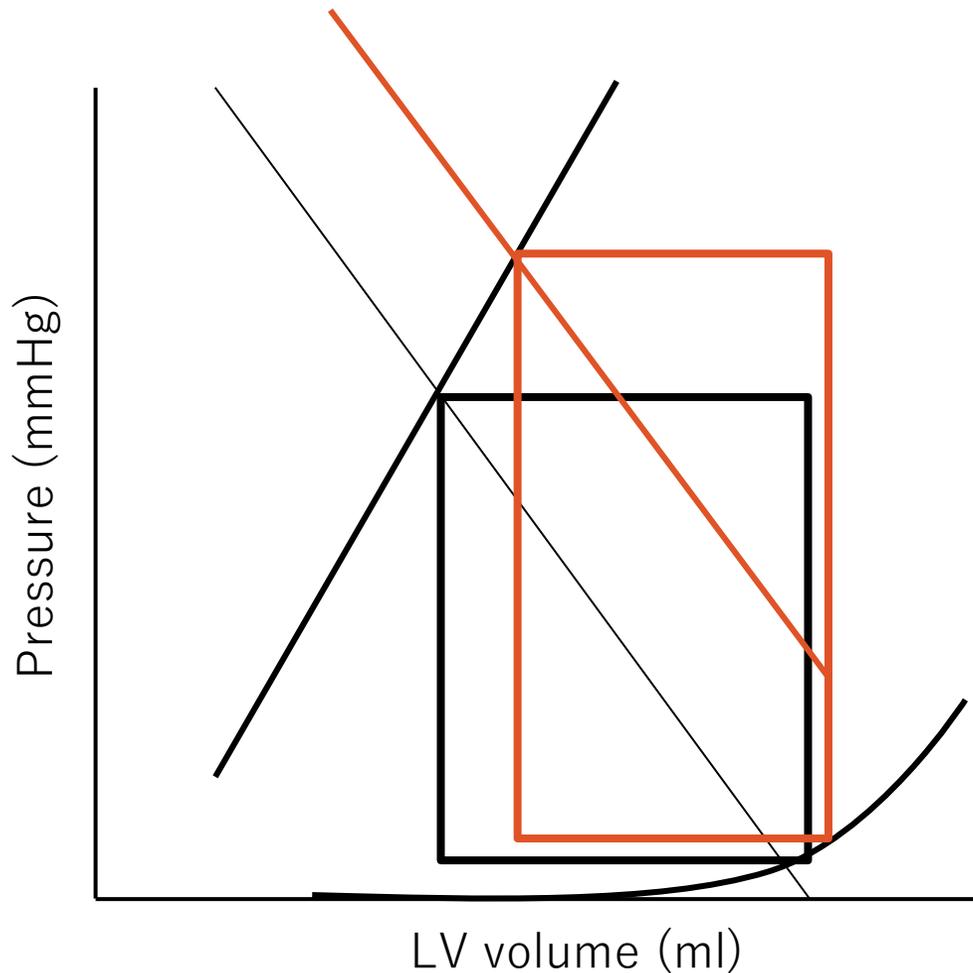
Veno-arterial (VA) ECMO

supports both heart and lungs



心臓には直接触らない！
心臓に入ってくる血液を抜いて、その血液を動脈へ送血

VA-ECMOは後負荷上昇

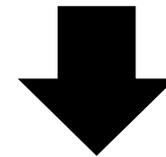


心臓には直接接触らない！

心臓に入ってくる血液を抜いて、その血液を動脈へ送血

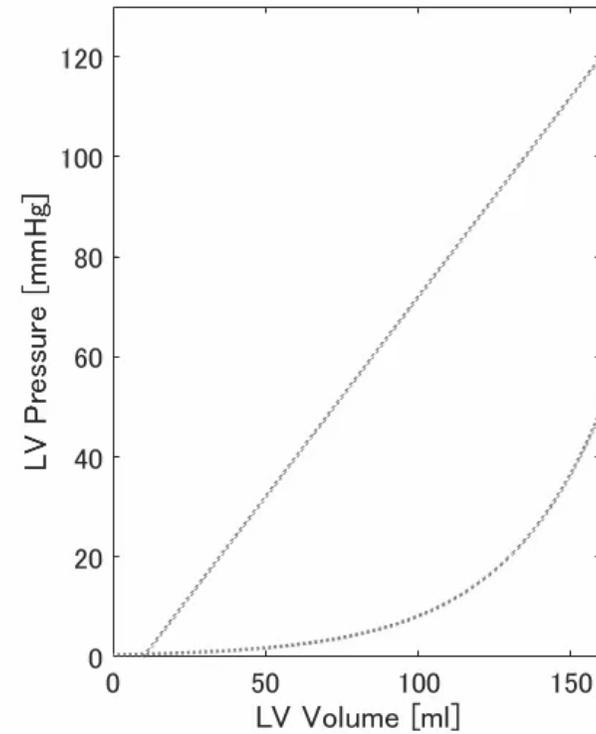
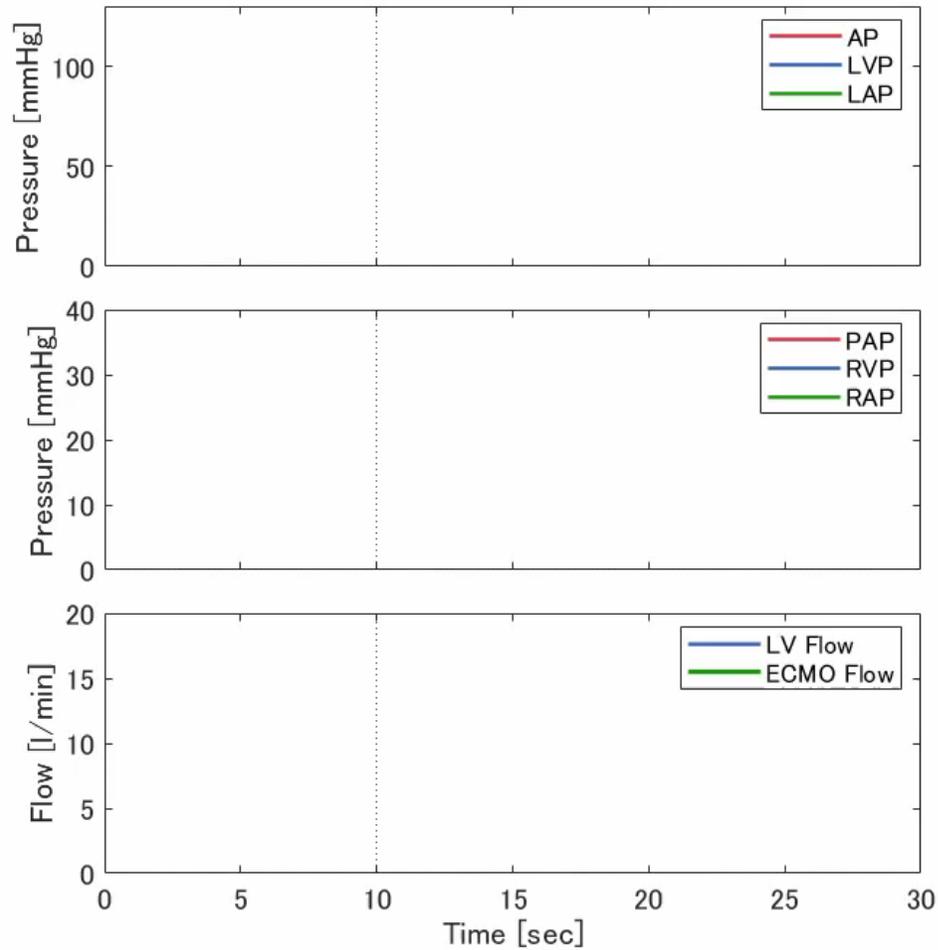
上がる血圧

= ECMO Flow × 総血管抵抗

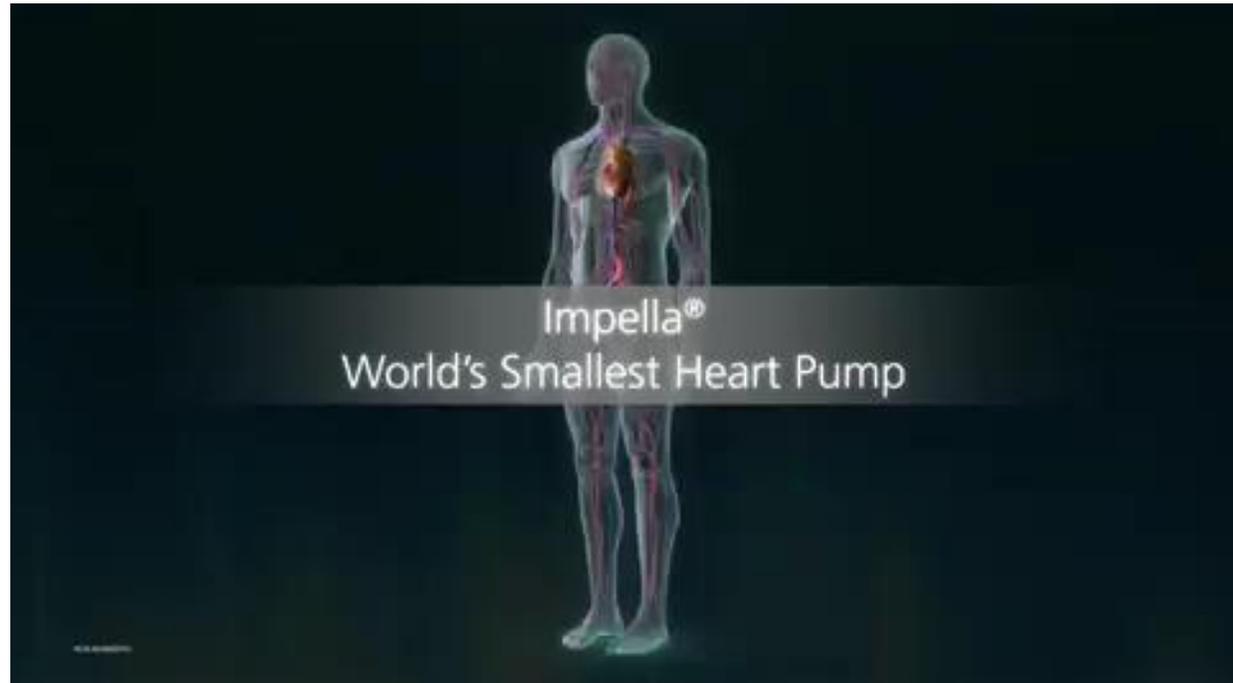
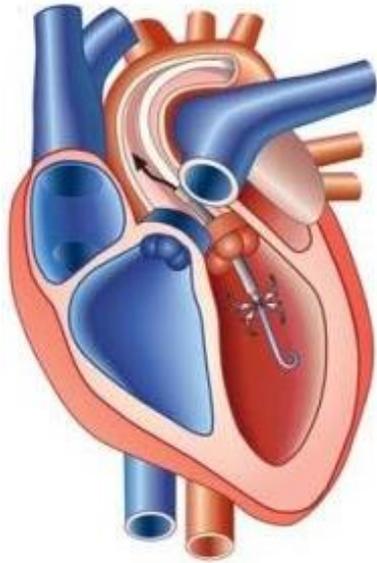


ECMO flow依存の後負荷上昇のために自己心拍出は低下するが、ECMO flowが足されるために血圧としては上昇する。

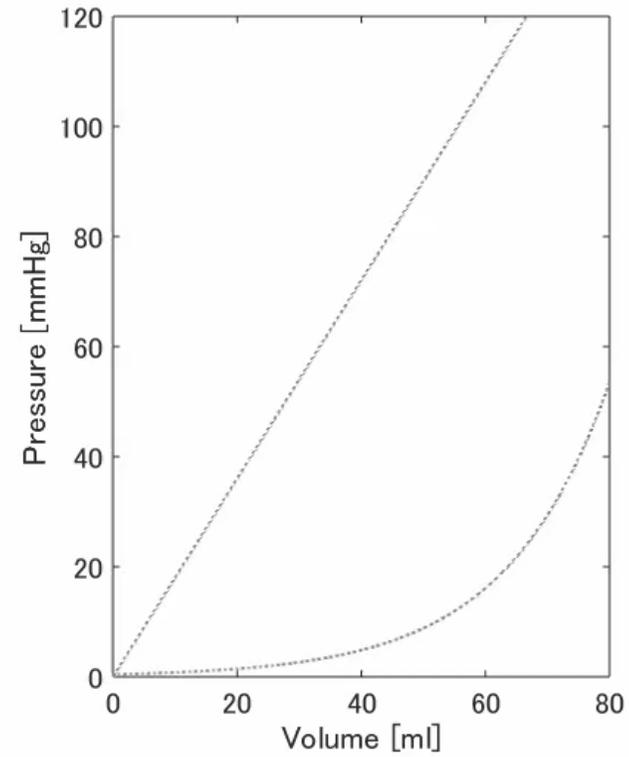
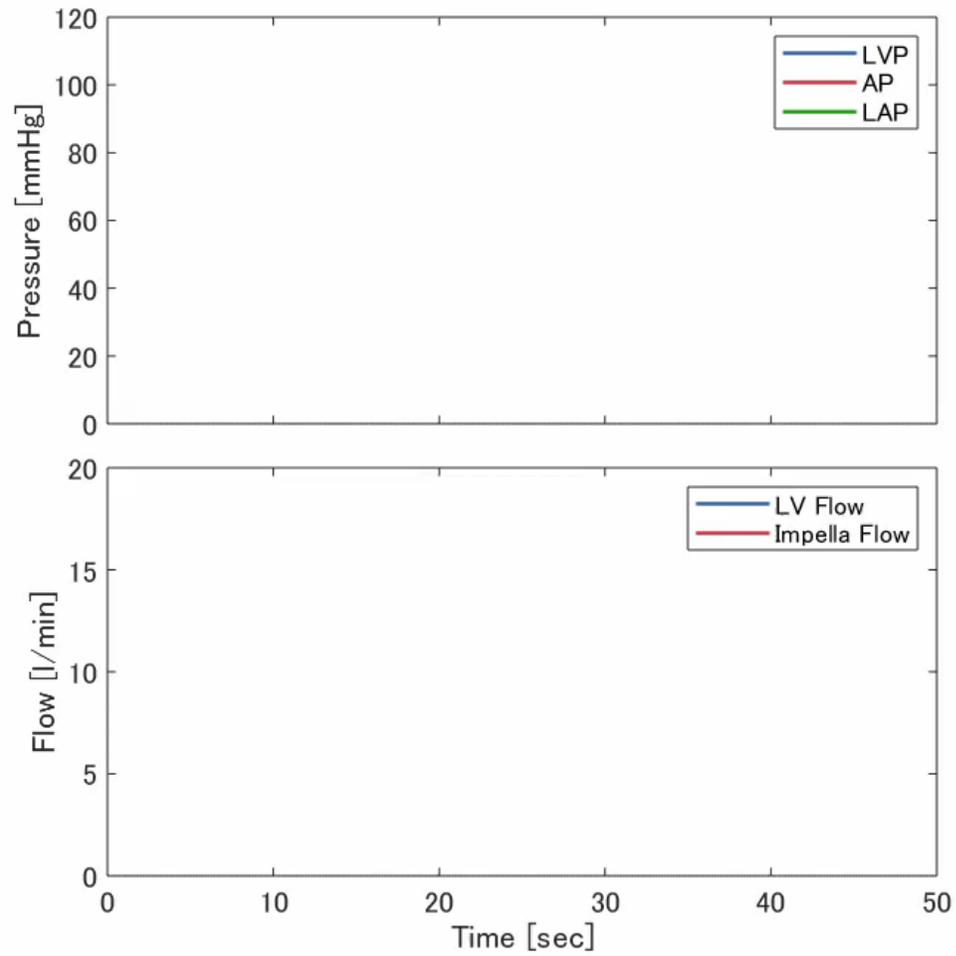
VA-ECMOは後負荷上昇



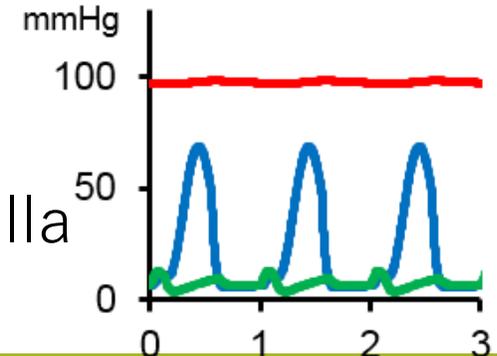
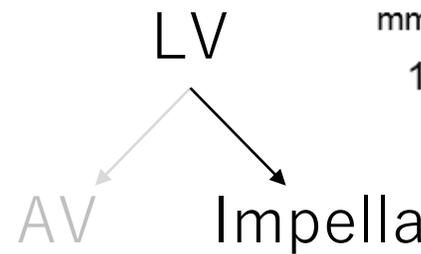
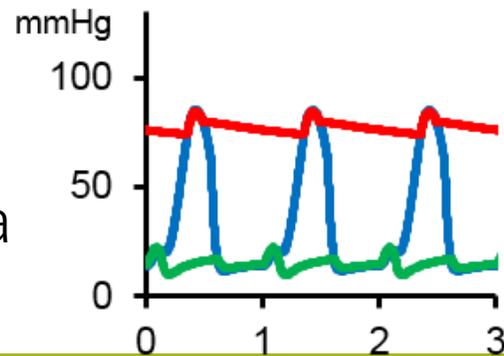
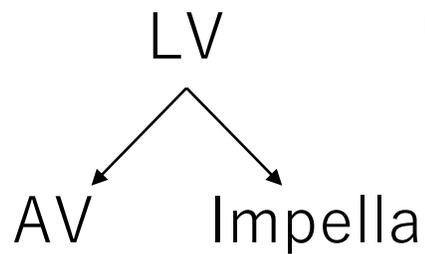
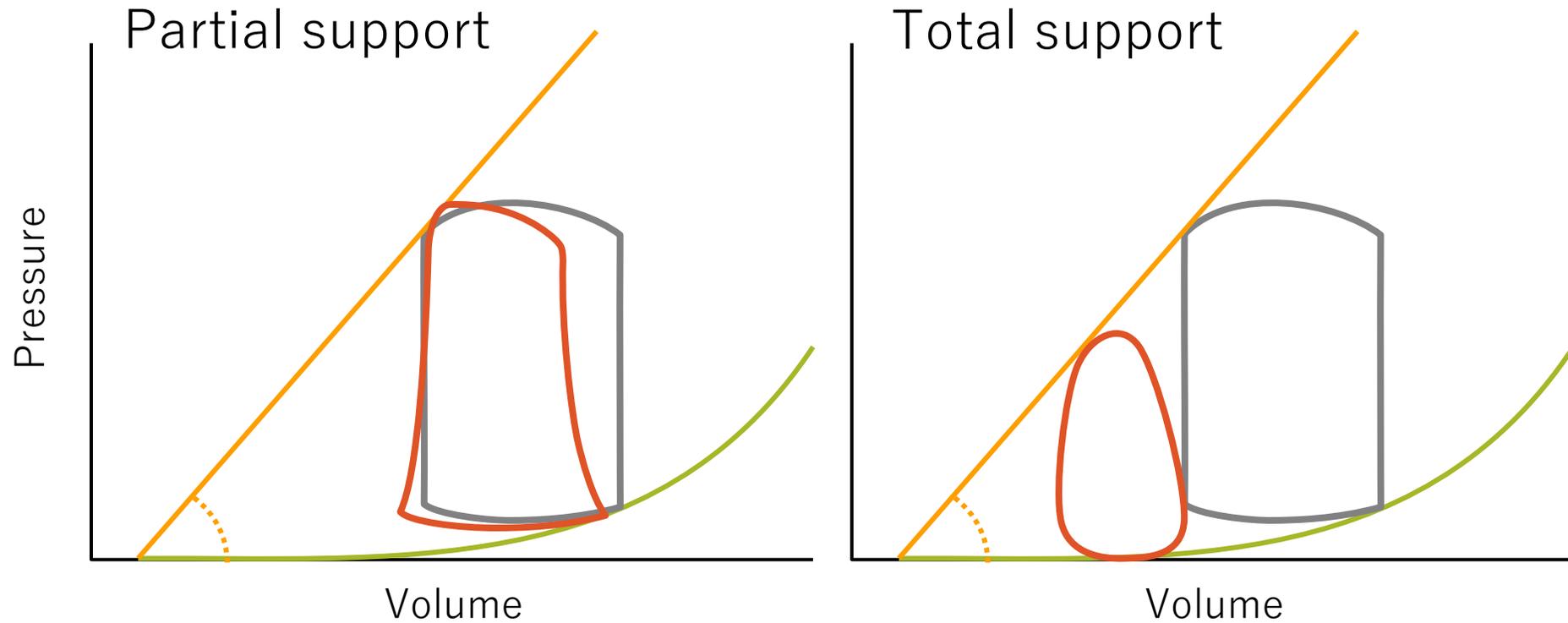
Impella



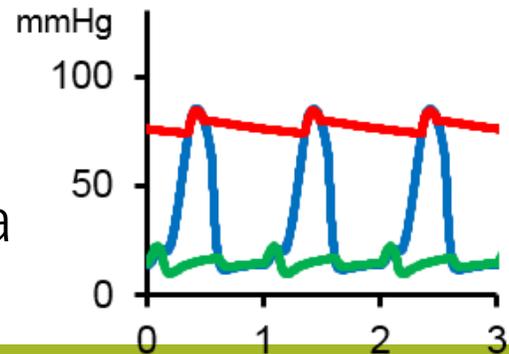
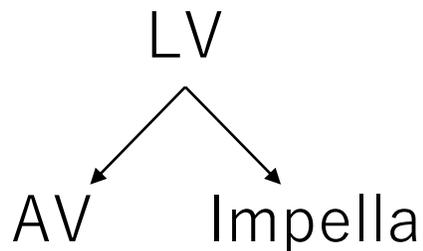
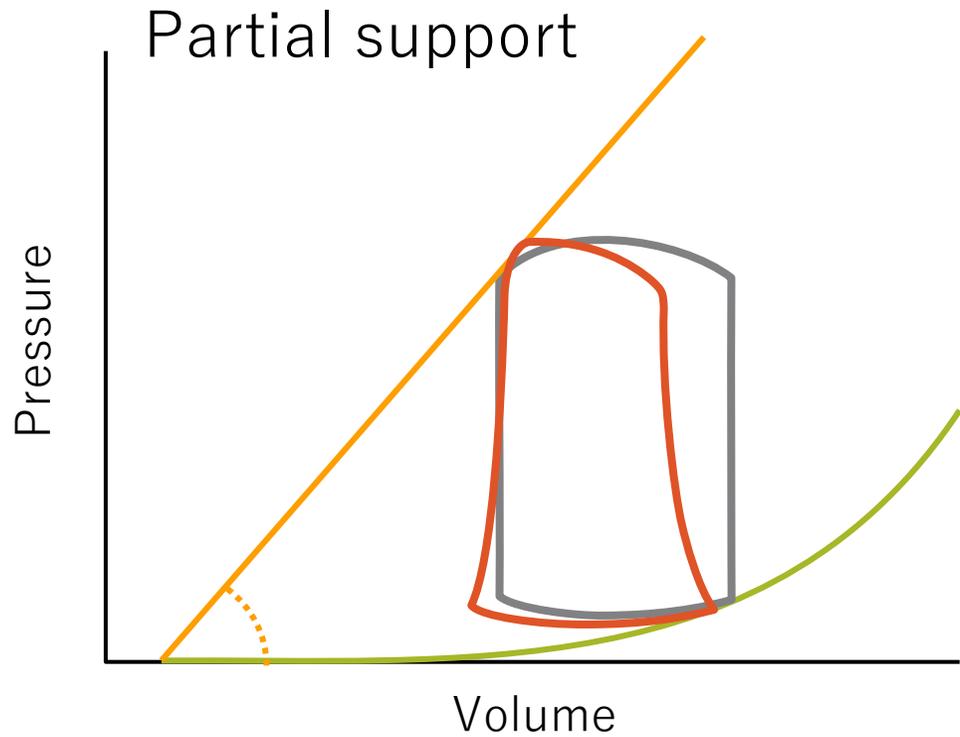
Impella



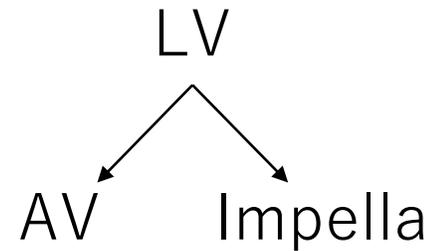
Impella



Impellaの理解で複雑な部分

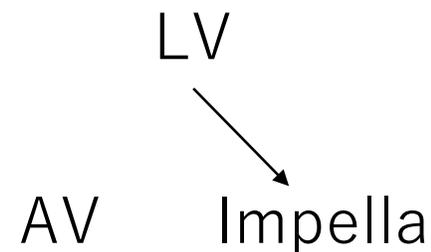


収縮期



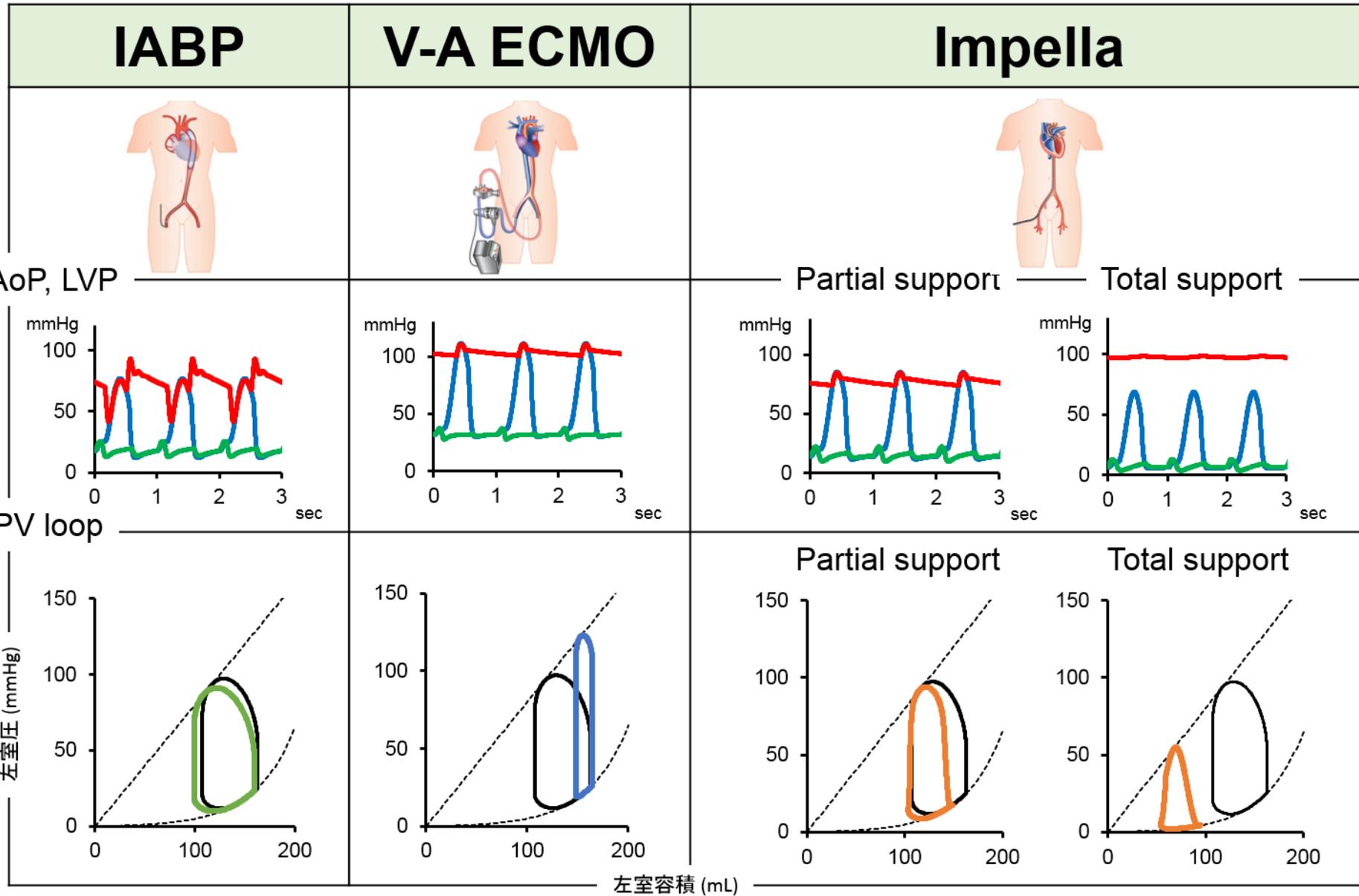
- LVはSystolic unloadされるのでSV（A弁から出す血流とImpellaに出す血流の和）が増える
- 総血流が増えているのでA弁側の血圧が増加する

拡張期



- 自己心拍出がなく、Impellaのみが血流を生み出す

収縮期は総血流増加によるA弁側のLoadとImpellaによるSys-unloadが同時におきる



左室容積 (mL)

次のうち、自己心拍出（A弁からの拍出）が低下しない補助循環デバイスはどれでしょう？

1.IABP

2.PCPS (ECMO)

3.植込み型LVAD

4.Impella

次のうち、自己心拍出（A弁からの拍出）が低下しない補助循環デバイスはどれでしょう？

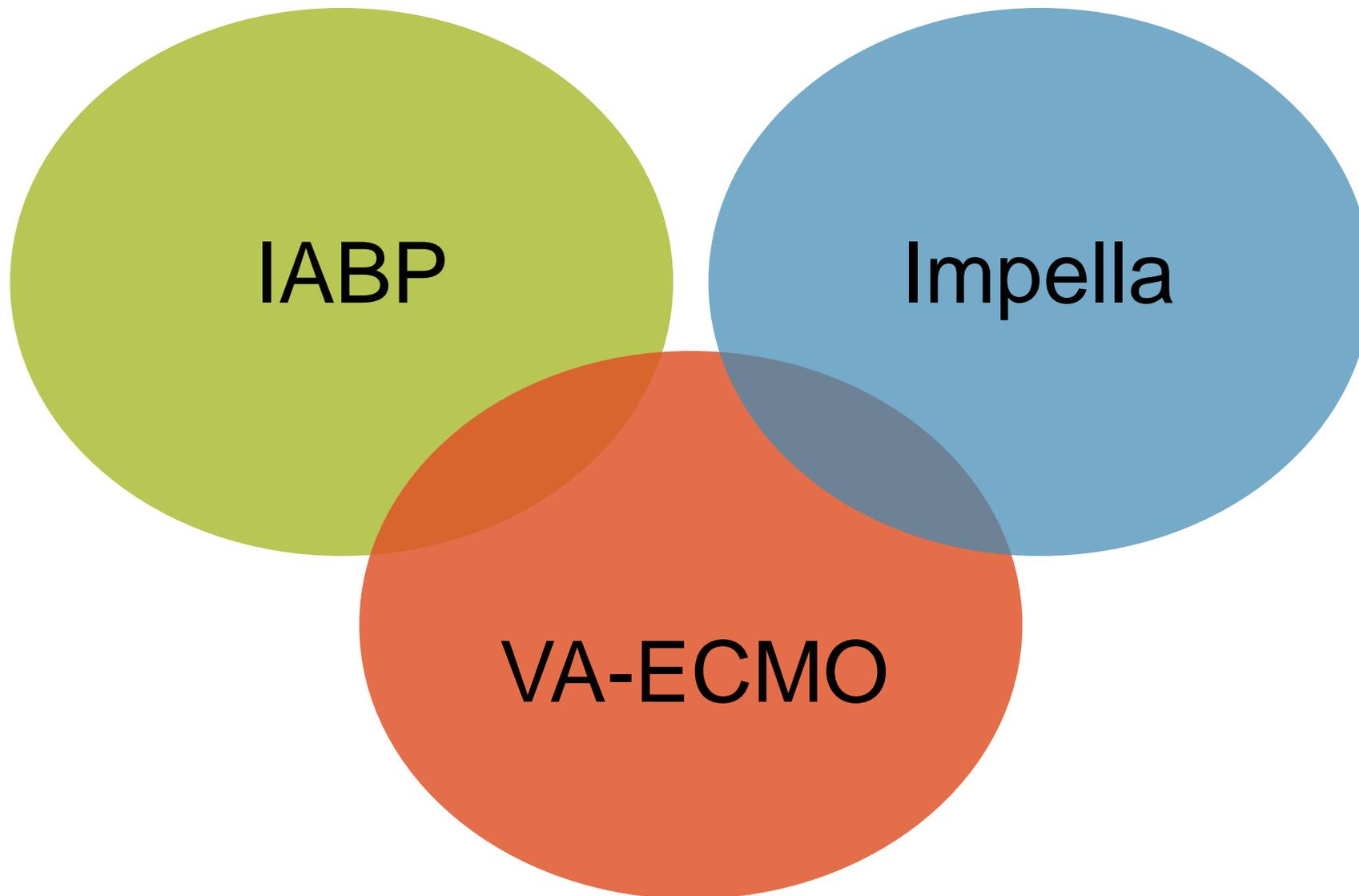
1.IABP

2.PCPS (ECMO)

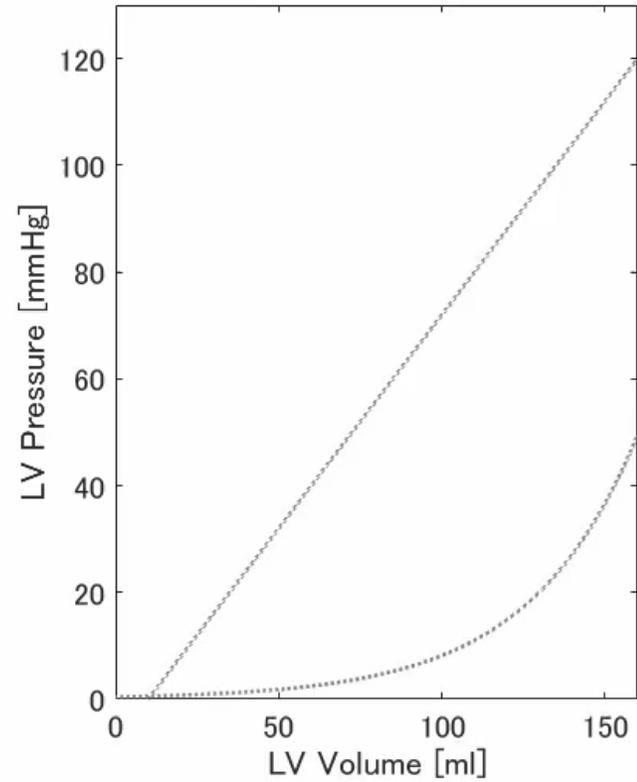
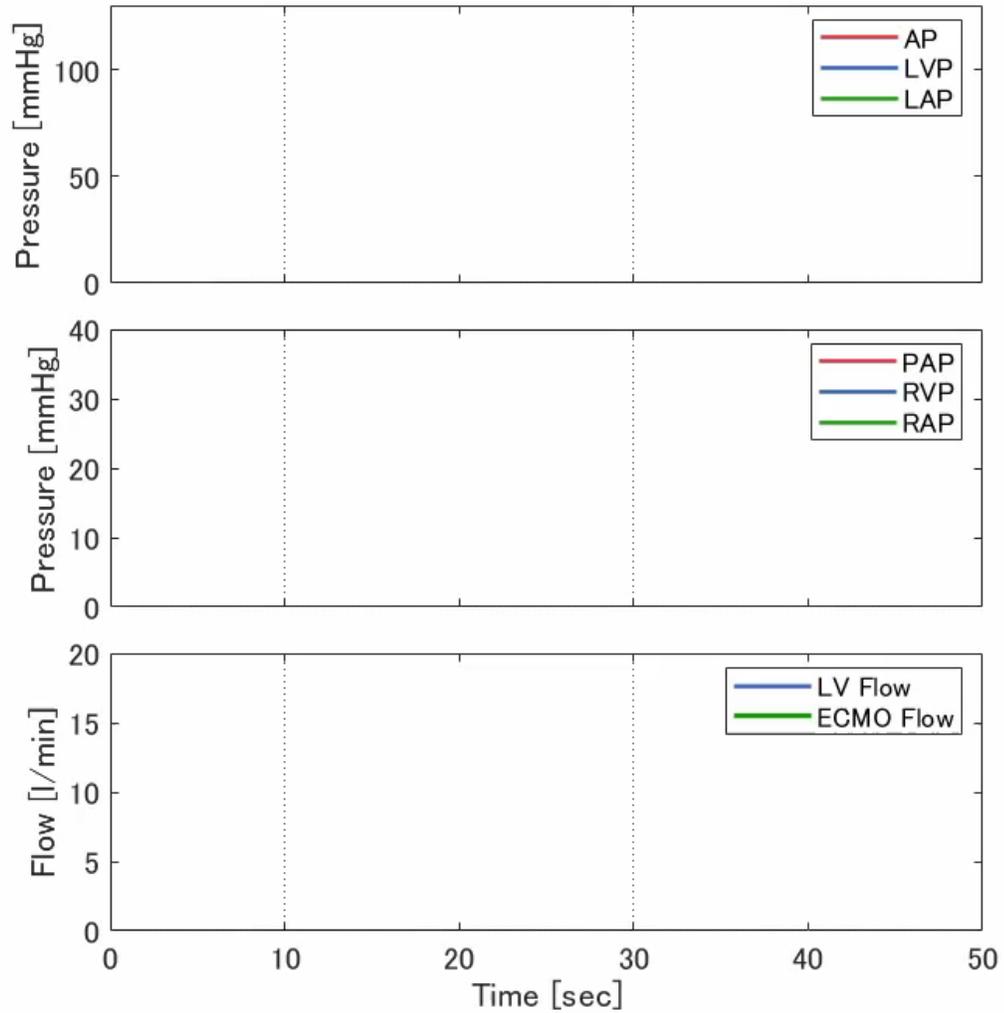
3.植込み型LVAD

4.Impella

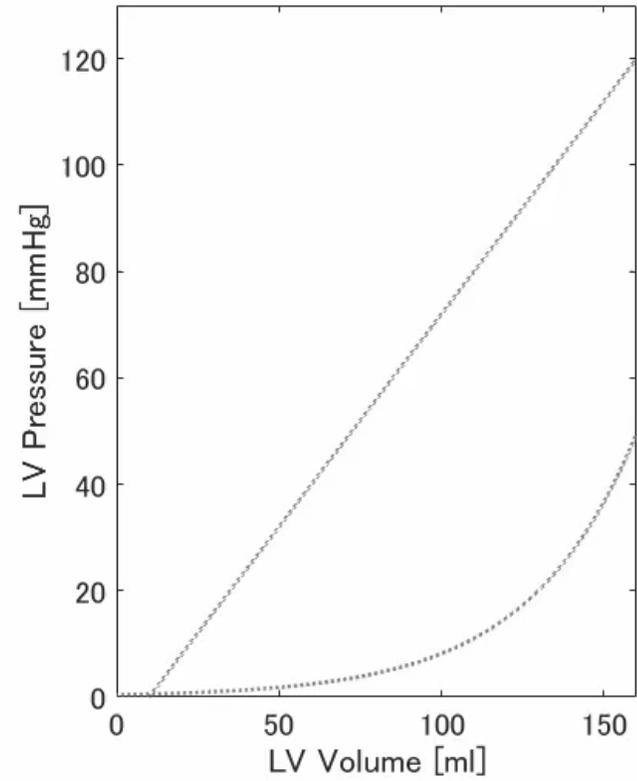
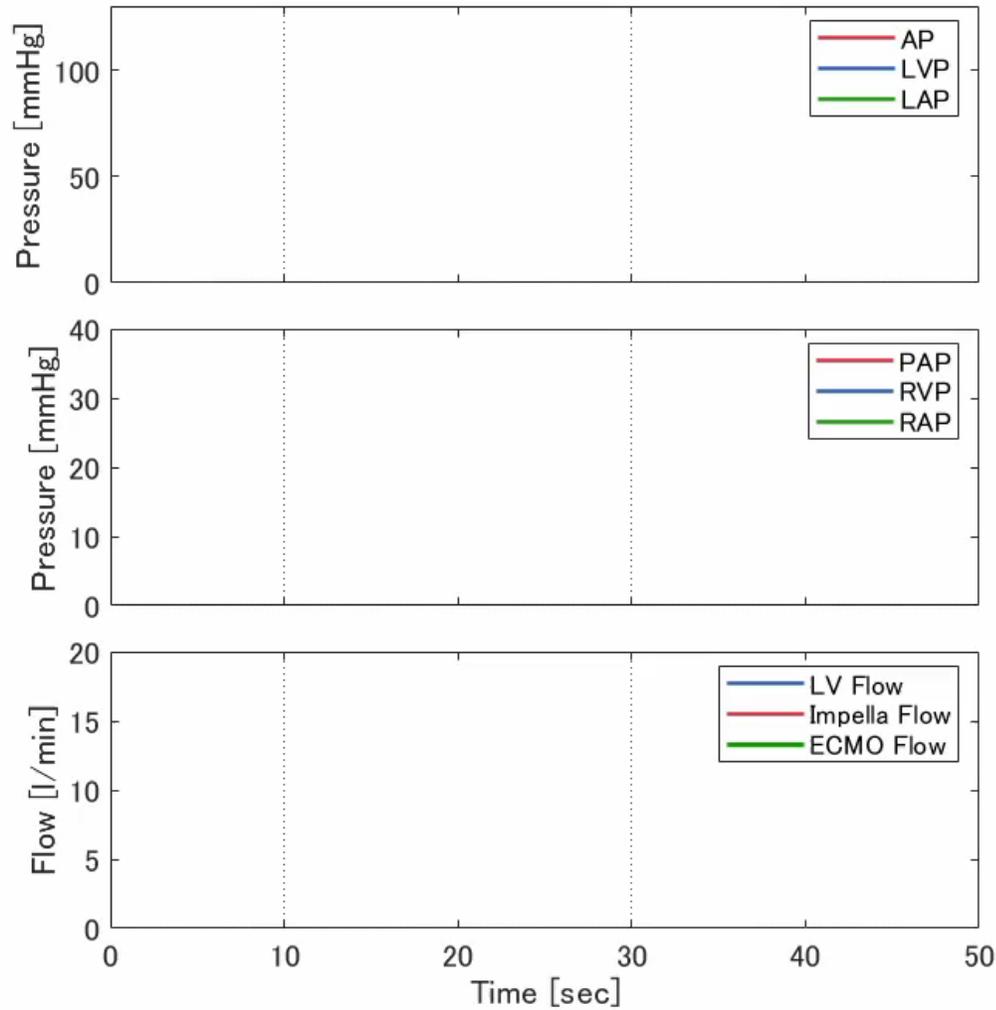
組み合わせ治療

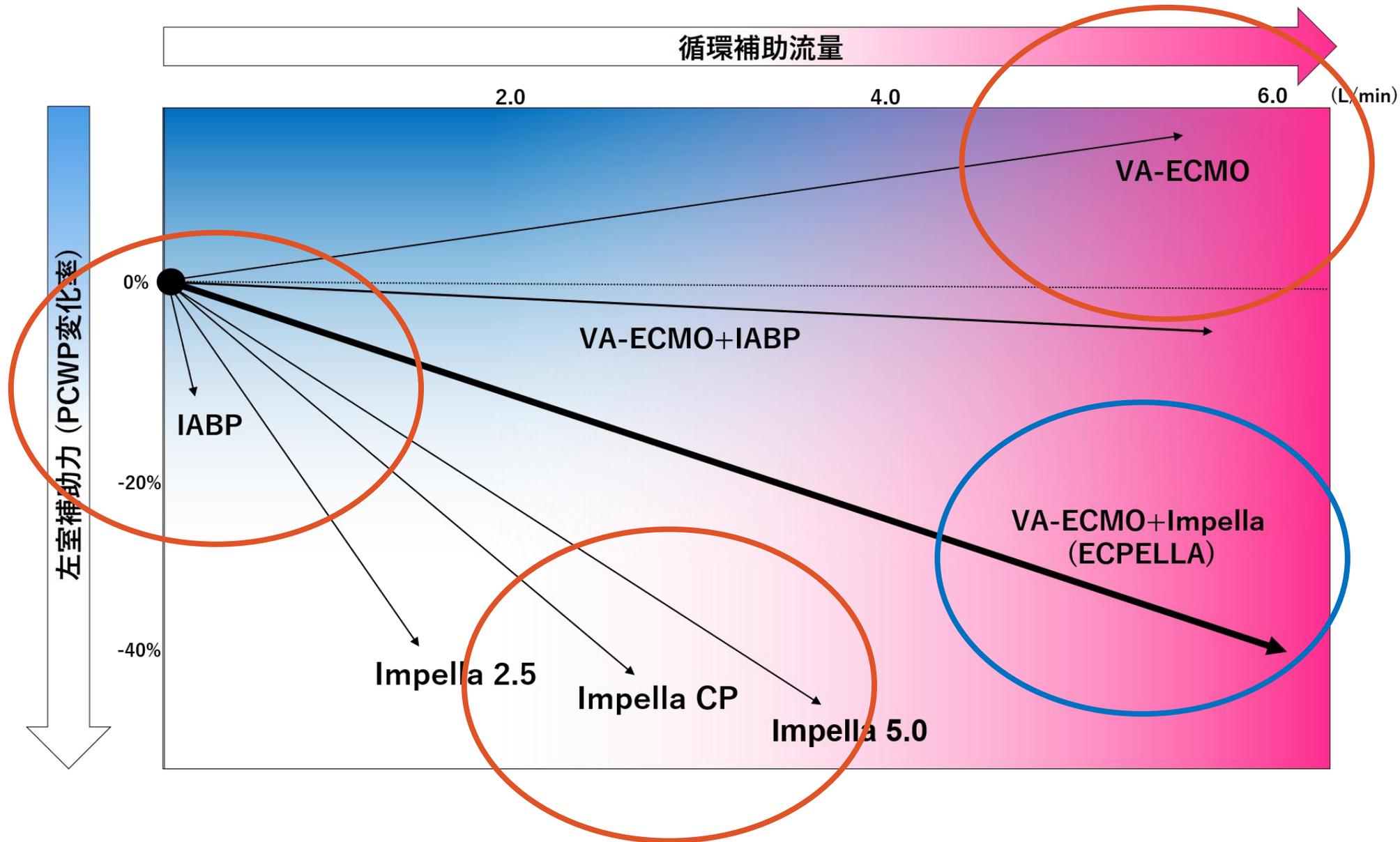


ECMO+IABP



ECMO+Impella

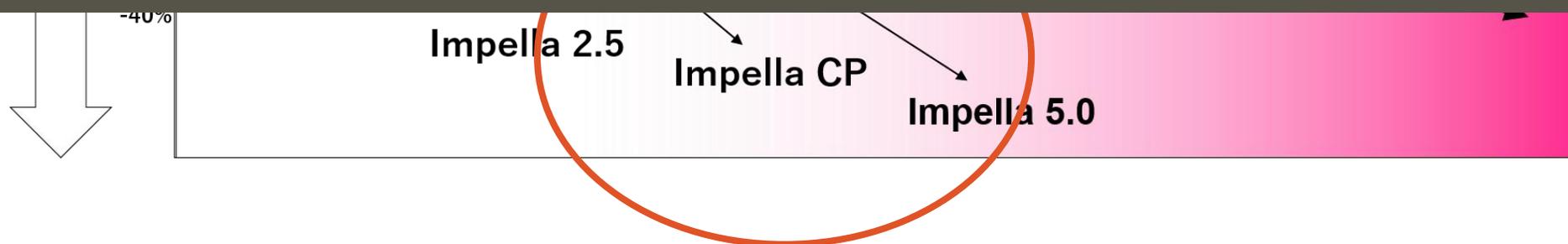






理論的に

One MCS does not fit all
=適切な出番や組み合わせがある



多様化する治療法において全ての
組み合わせの妥当性を治験や高レ
ベルの臨床デビデンスで検証する
ことは現実的に無理！

One evidence does not fit all
= 理屈と勇気も大事！

集学的治療による救済

A case report of advanced heart failure refractory to pharmacological therapy who was successfully recovered by combinatory usage of cardiac resynchronizing therapy, Impella and MitraClip

Mitsuo Sobajima *, Nobuyuki Fukuda, Hiroshi Ueno , and Koichiro Kinugawa

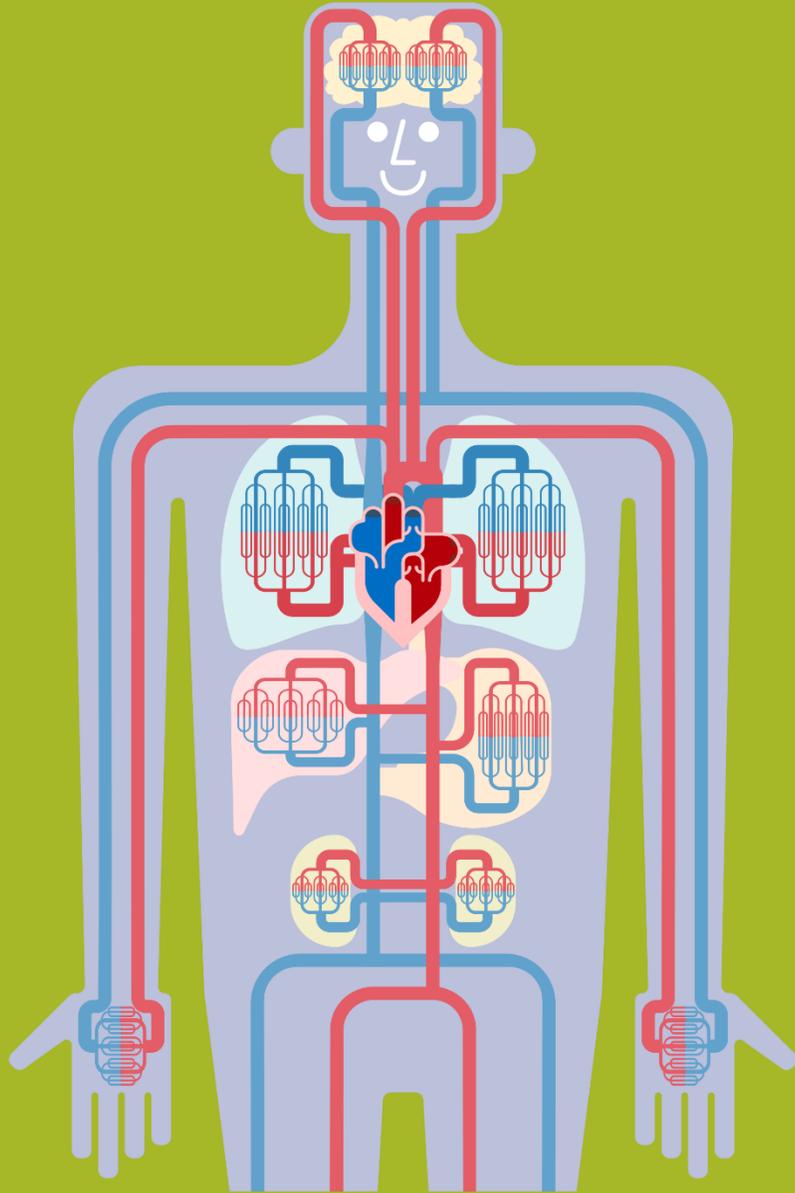
集学的治療により約1年の経過で退院可能となった重症心不全症例
71歳男性

富山大学循環器内科の症例

DOB, Mil, TLV開始するものの, Af, VT, 感染などを契機に腎機能悪化し一時CHDF
その後も血圧低値でNorが必要



1. IABP挿入下で全身麻酔してTEE
2. 血行動態安定のためImpella 5.0
3. CRT-Dにupgrade
4. Coaptation少し得られたらMitraClip
5. Impella離脱
6. カテコラミン離脱
7. GDMT強化



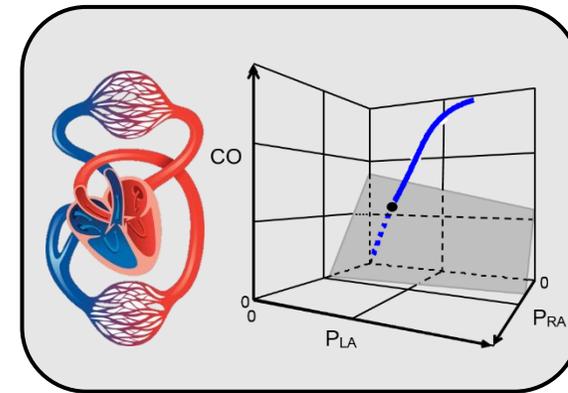
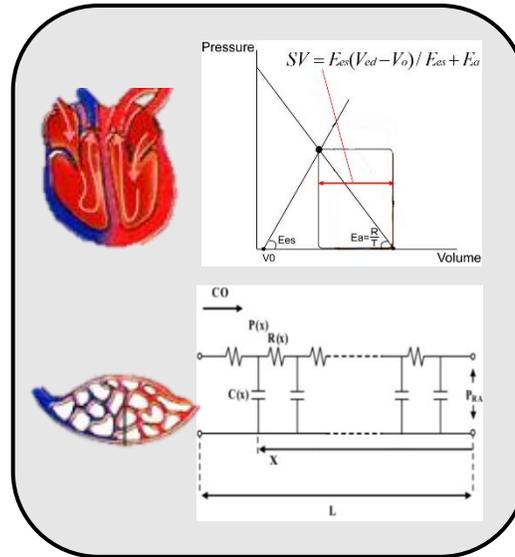
やっぱり循環動態？
最適治療への
道しるべ

モデル化→再現、可視化、予測

全体から要素へ



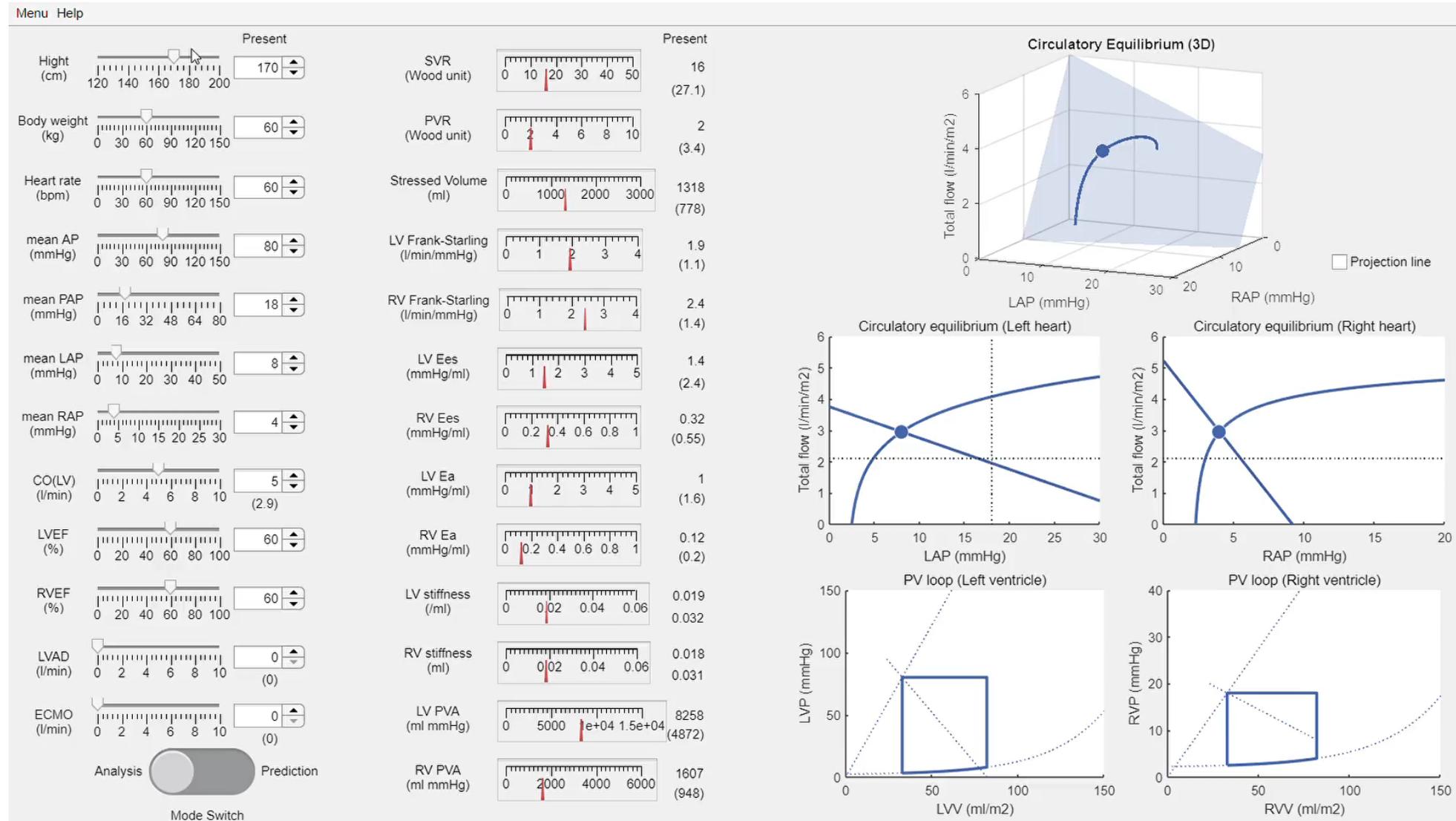
心収縮能
心拡張能
心拍数
血管抵抗
血管コンプライアンス
循環血液量



要素を積み上げて全体へ

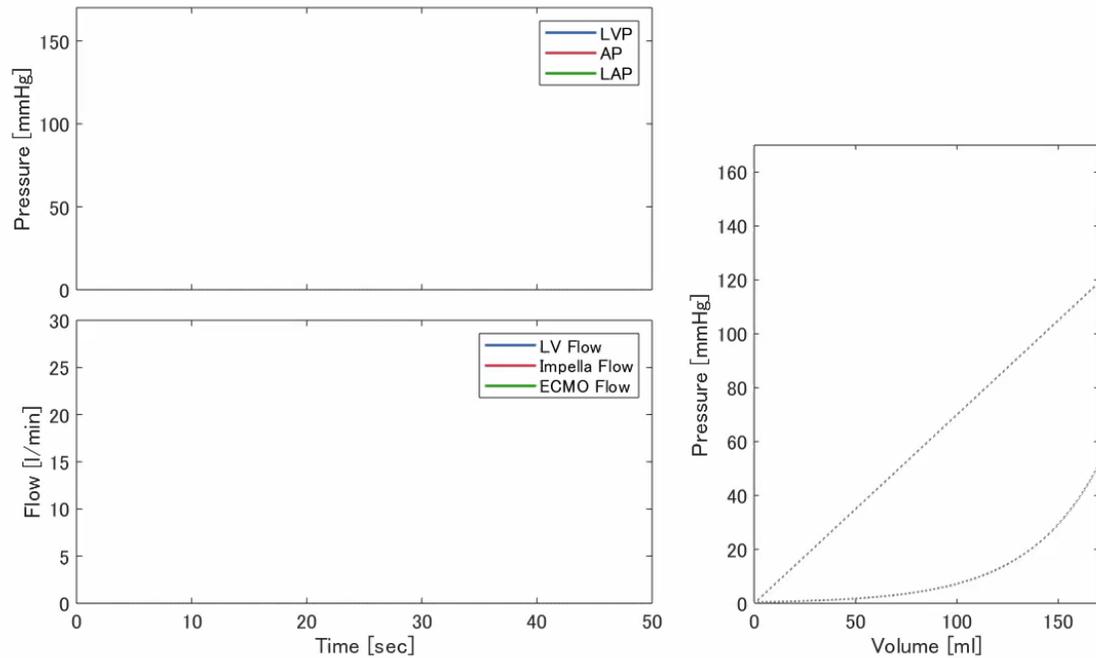


シミュレーションを用いた現状可視化

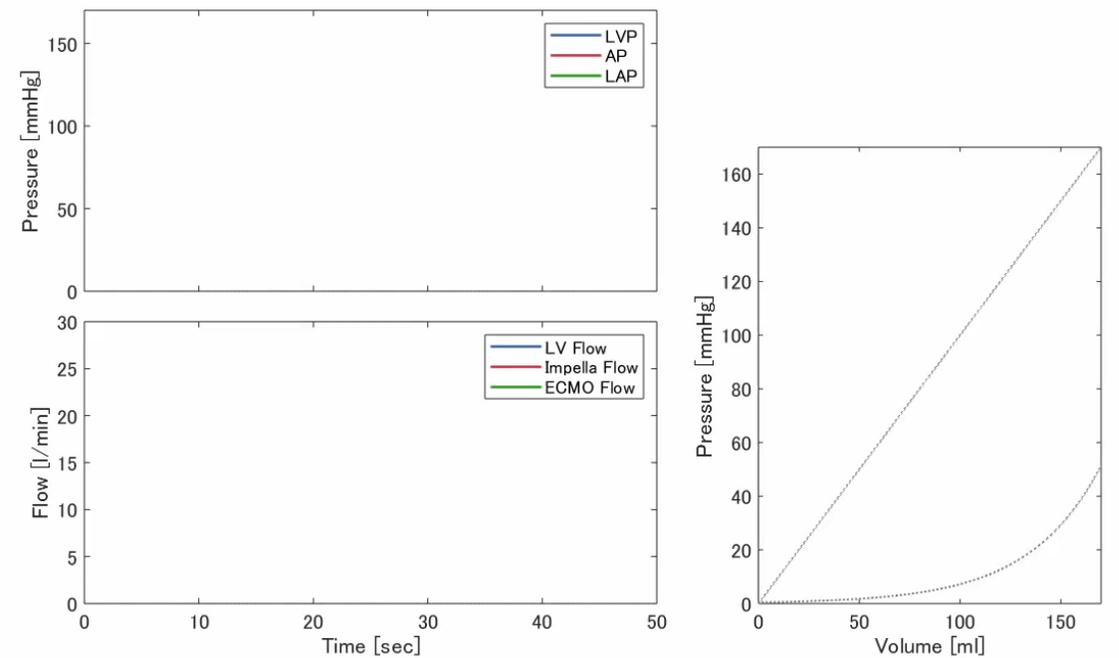


シミュレーションを用いた最適化

ECMO weaning



Impella weaning



循環動態の知識を駆使することで、定性的にも定量的にも患者が見えてくる！

最後に宣伝を2つ！

循環動態アカデミー SUMMER CAMP 2021

集え、循環動態オリンピックへ！

Save the date

日時 2021
7/2 [Fri.] ▶ 3 [Sat.]

参加費

医師・企業：6,000円
コメディカル：4,000円
学生：無料

会場

Online (e-casebook)

一緒にやりませんか？

- 論文作成のお手伝い可能！
- 学位取得可能！
- 研究員での雇用可能！
- 医療機器開発に参加可能！
- 大動物での手術可能！
- 臨床工学技士の研究員もいます！

半端ない立地！
半端ない施設！
半端ない経験！

ワンチャンあるよ

