基礎医学と臨床を結ぶマルチスケール心臓シミュレータ

UT-HEART

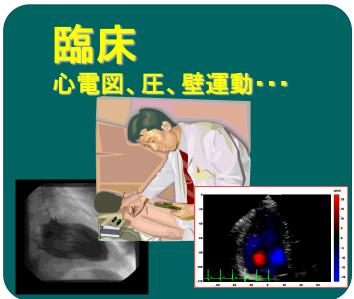
杉浦清了

東京大学院新領域創成科学研究科 http://www.sml.k.u-tokyo.ac.jp/



何故マルチスケール心臓シミュレーションが必要か



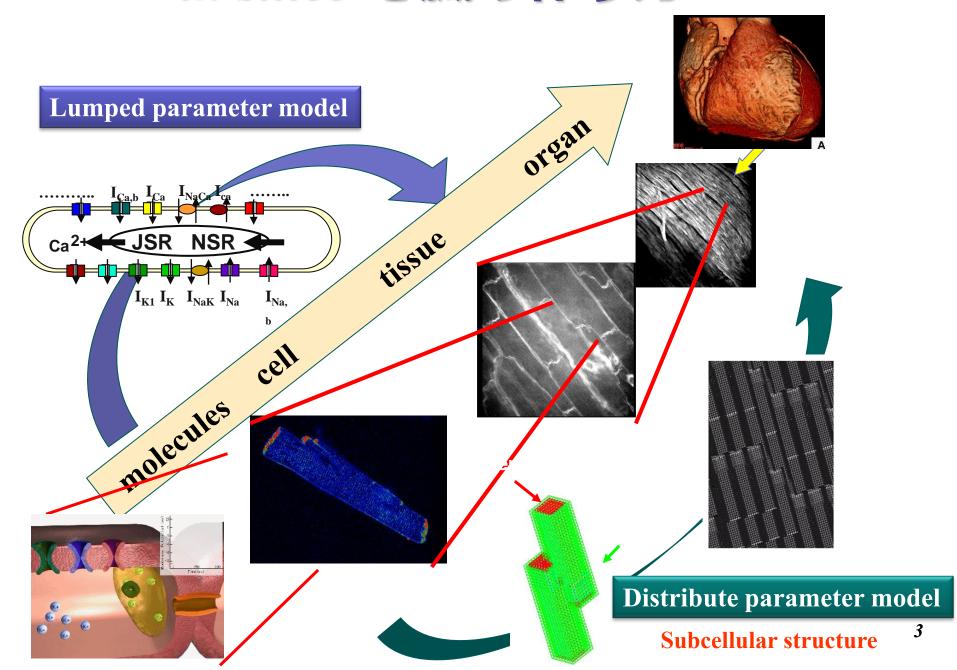




膨大な量の知識、複雑な要素間の関係

- →コンピュータを活用し単なるデータベースを越えて知識を統合
- →本物の心臓をコンピュータ内につくる

in silico 心臓の作り方



心筋細胞モデルから組織の物性へ

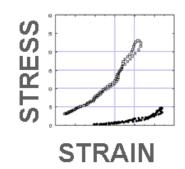
標準モデル

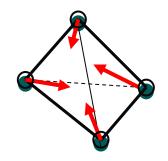
Lumped model

心筋組織の構成式(巨視的応力・歪関係式)



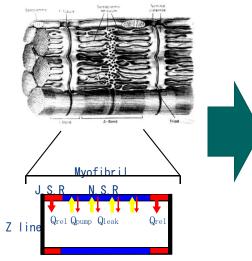




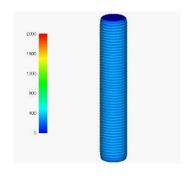


(真の)マルチスケールモデル: seamless integration

細胞内構造を再現したモデル





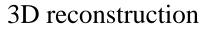




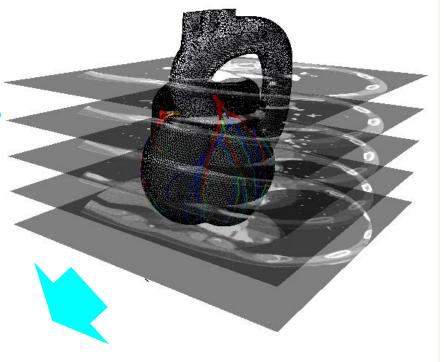


組織から臓器へ

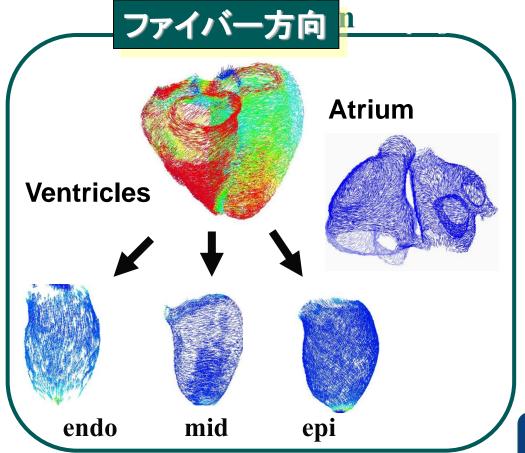
CT images



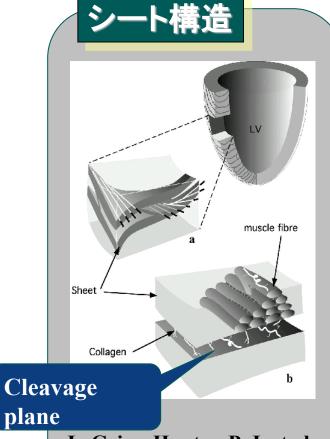




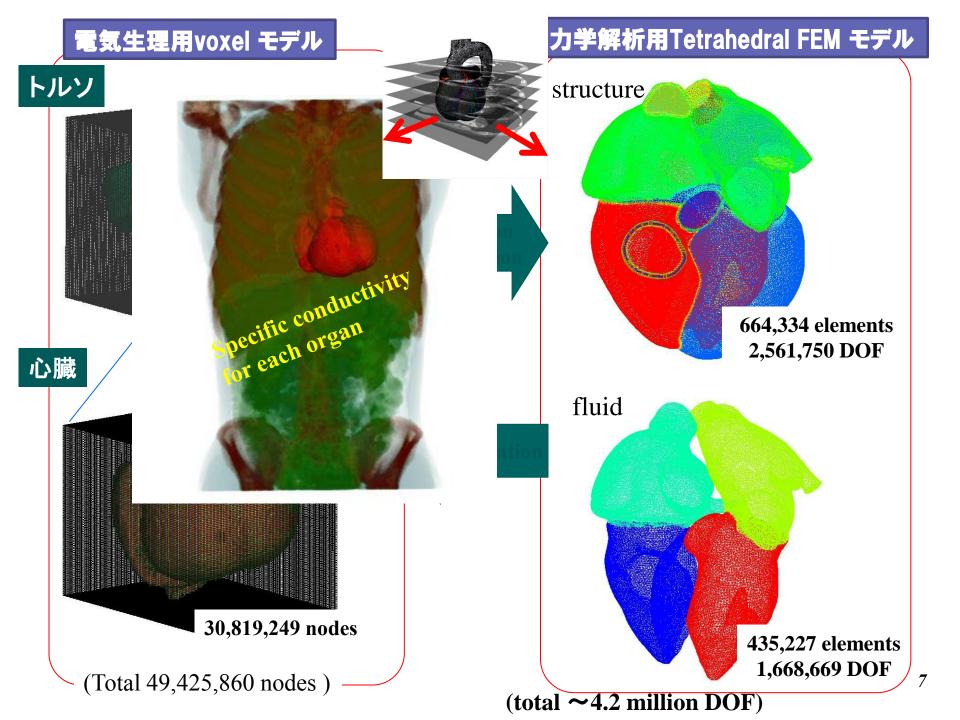
Finite element method



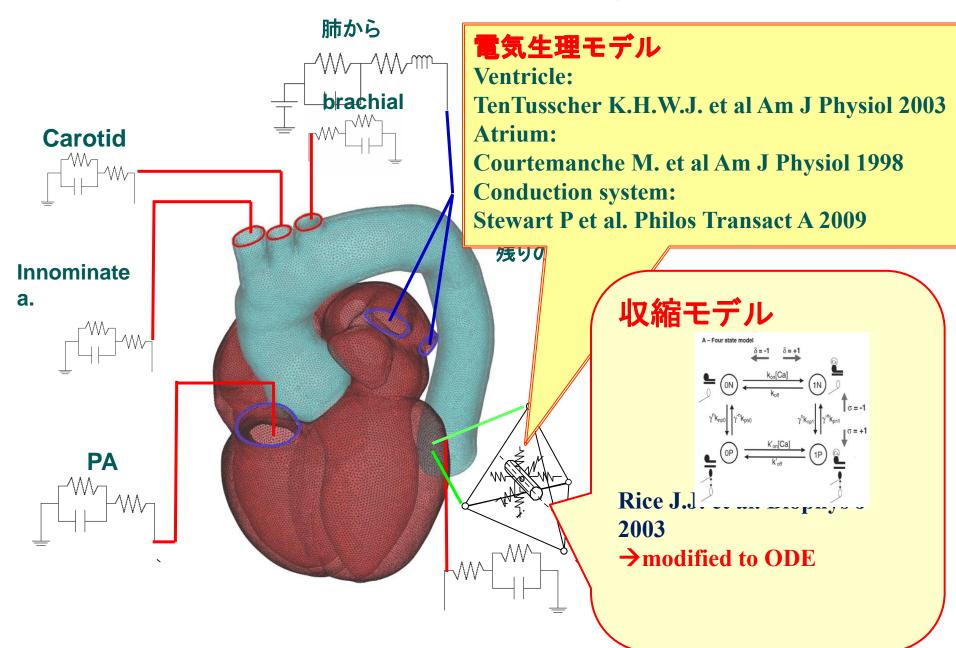




LeGrice, Hunter, P. J. et al. Am. J. Physiol.1995.



細胞モデルと境界条件

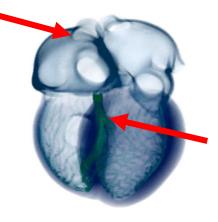




洞房結節

右房

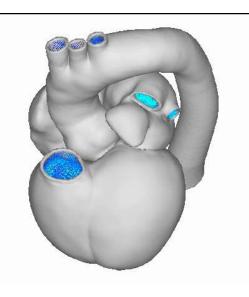
右室

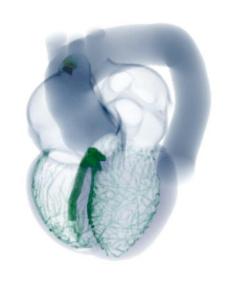


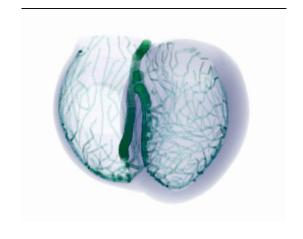
左房

Purkinje fibers

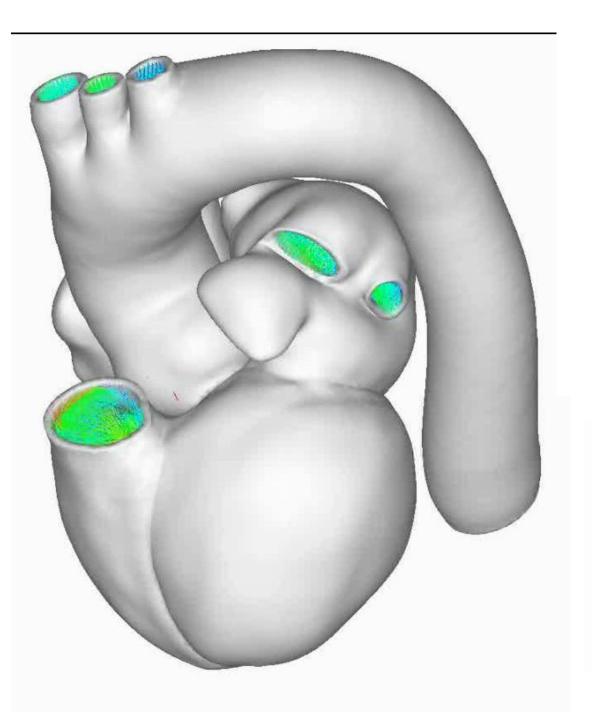
左室

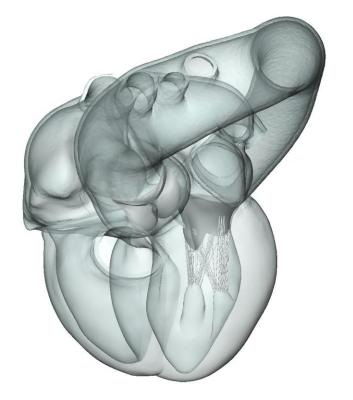


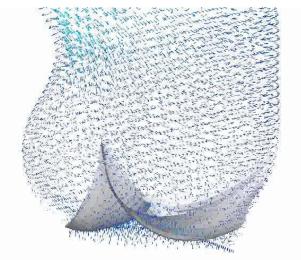




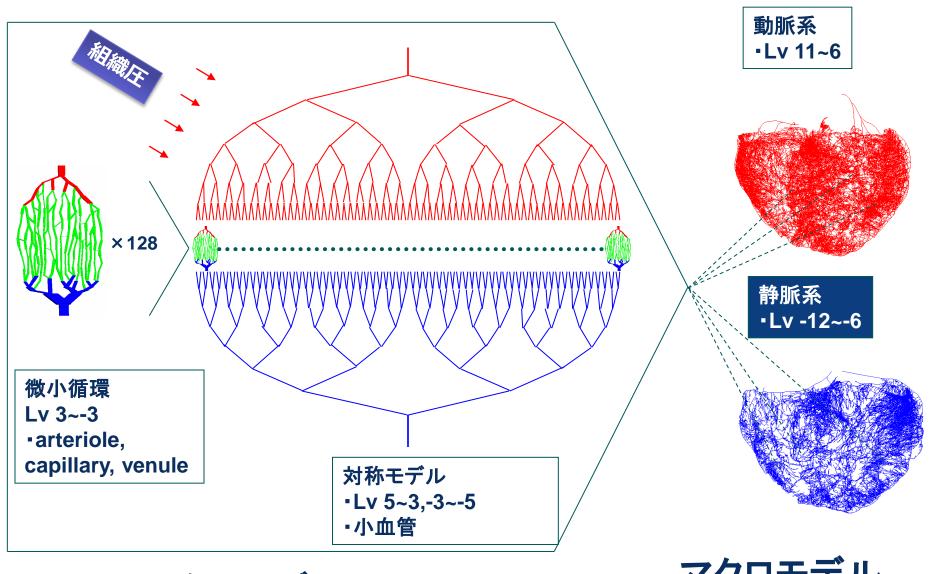
slow motion







冠循環のマルチスケールモデル



ミクロモデル

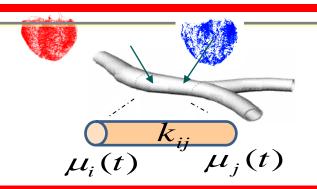
マクロモデル

圧-流量関係

マクロモデル血管の流

れの式

$$Q_{ij}(t) = \frac{\pi D_{ij}(t)^4}{128\mu L_{ij}} (\mu_i(t) - \mu_j(t))$$



ミクロモデル

・血管の容量成分も考慮

圧 vs. 半径 ⁽¹⁾β: コンプライアンス

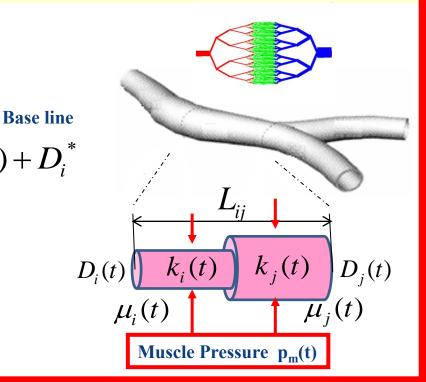
$$D_{i}(t) = \beta \cdot ((\mu_{i}(t) - p_{m}(t)) - (\mu_{i}^{*} - p_{m}^{*})) + D_{i}^{*}$$

コンダクタンス

$$k_i(t) = \frac{\pi D_i(t)^4}{128 \, \mu I}$$

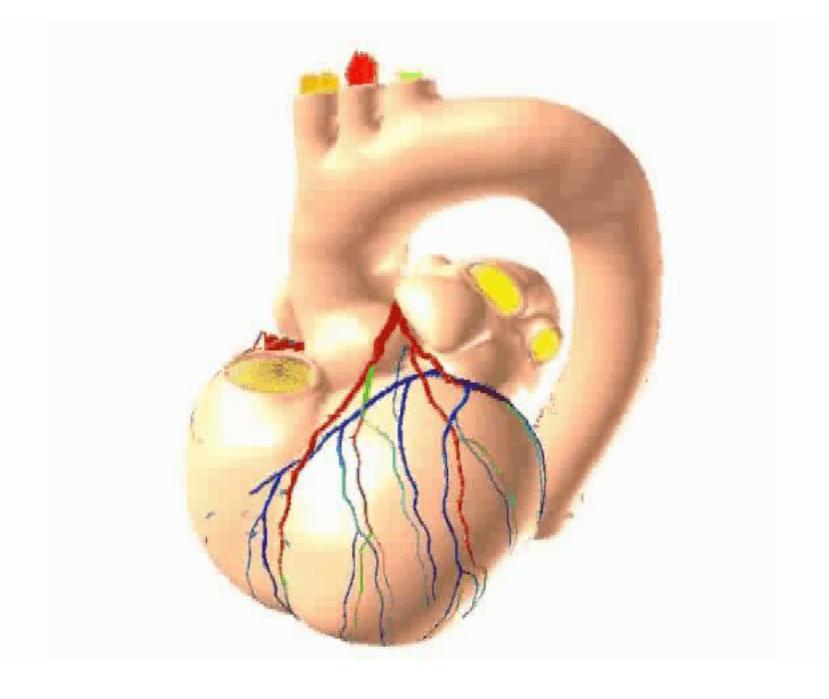
血管容量変化

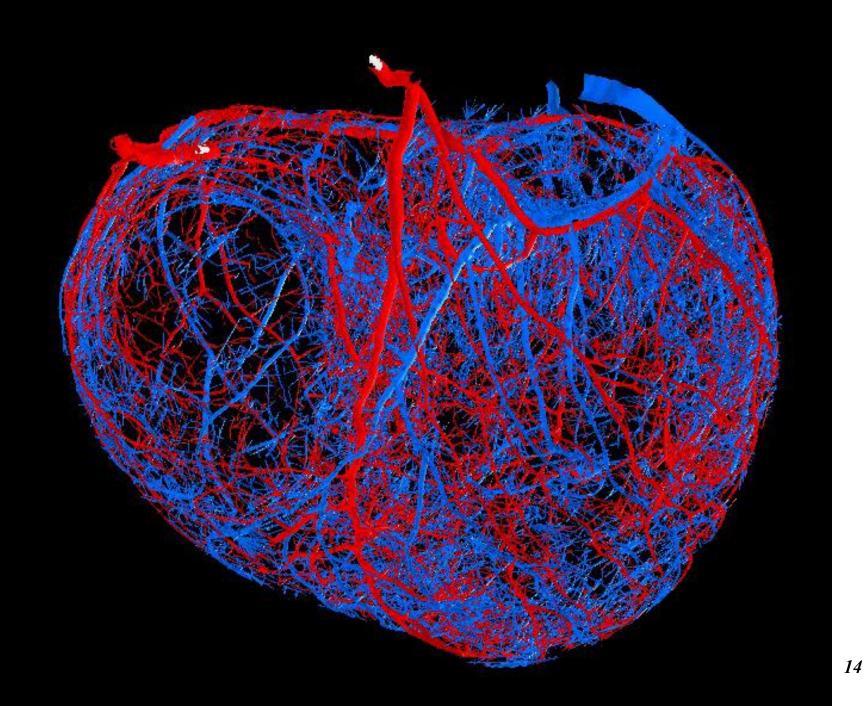
$$k_i(t) = \frac{\pi D_i(t)^4}{128\mu L} \qquad \frac{dV_i}{dt} = \frac{\pi L_{ij} dD_i(t)^2}{dt}$$



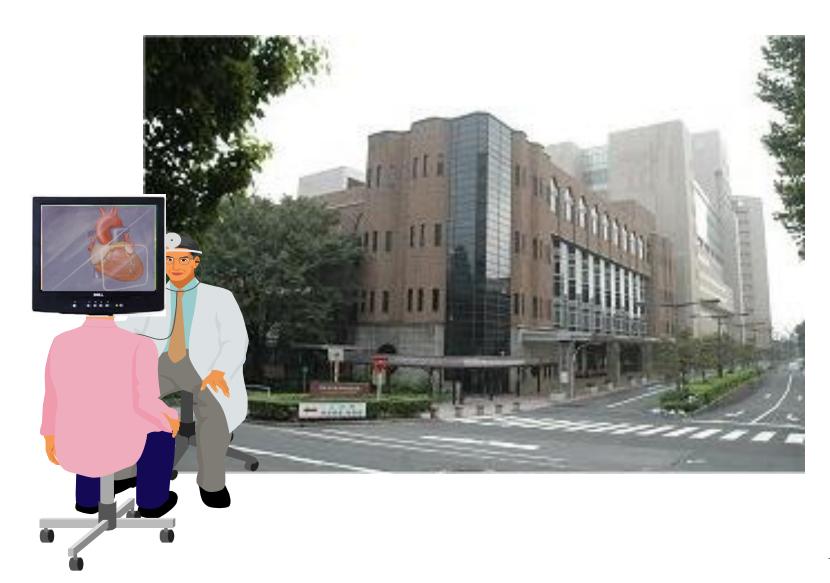
Huo and Kassab: American Physiological Society.107.500:505,2009

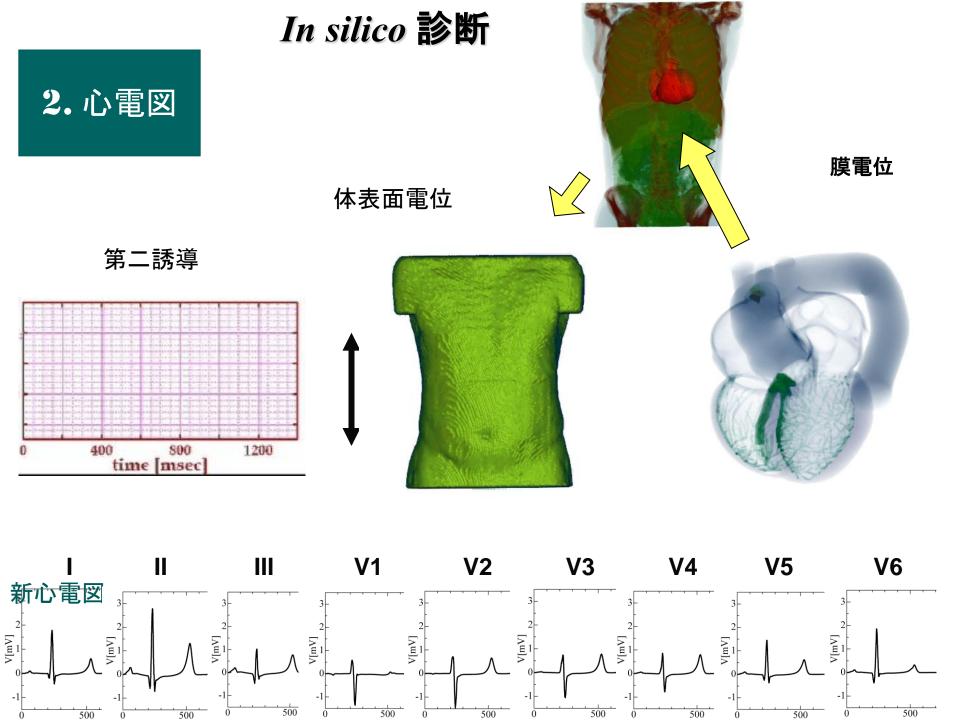
Algranati, Kassab, Lamir et al. . Am J Pysiol Heart Circ Physiol 298:H861-873, 2010.



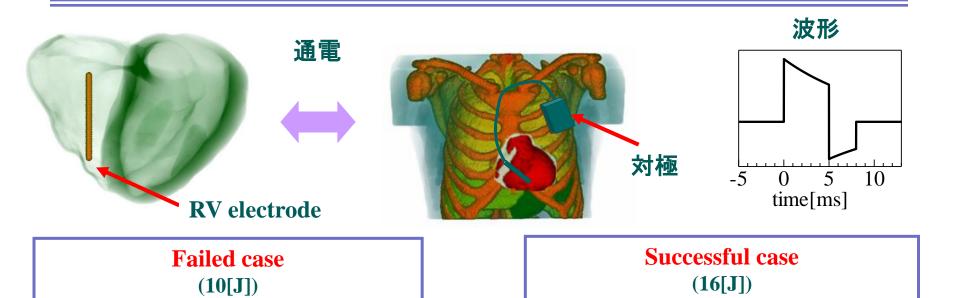


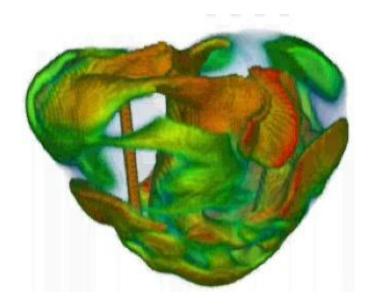
In silico 診断&治療

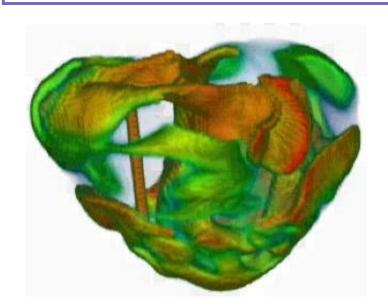




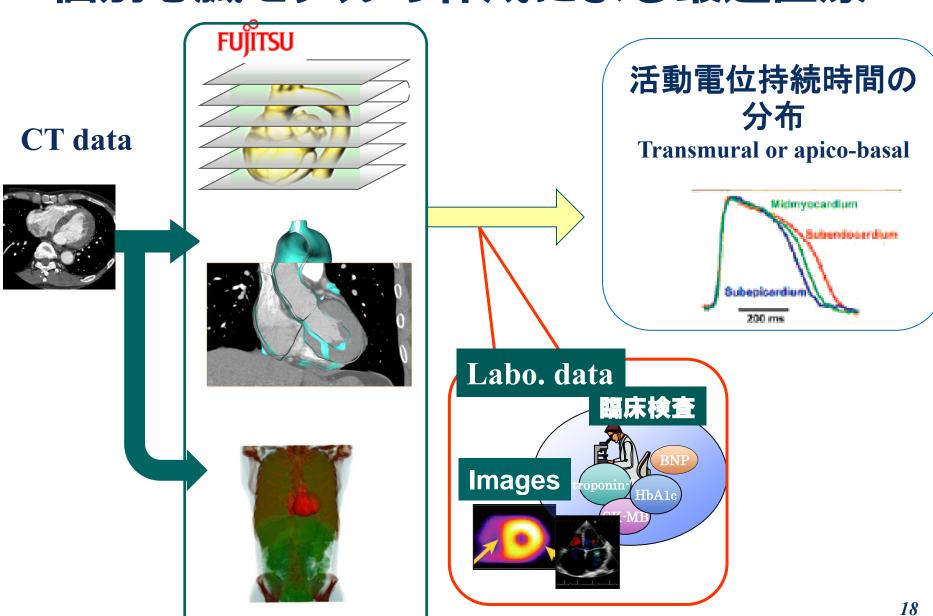
Implantable cardioverter and defibrillator (ICD)



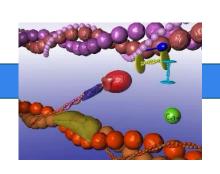


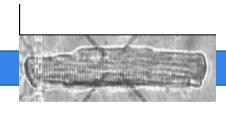


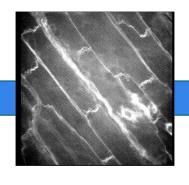
個別心臓モデルの作成による最適医療

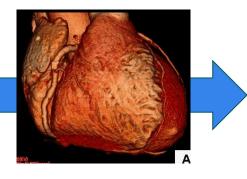


Basic science 心臓力学のマルチスケール解析









$$\sim 10^{-12} \text{N}$$

$$\sim 10^{-8} \, \text{m}$$

$$\sim 10^{-6} \text{N}$$

$$\sim 10^{-6} \text{ m}$$

$$\sim 10^{-3} \text{N}$$
 $\sim 10^{0} \text{N}$

$$\sim 10^{-3}$$
 m $\sim 10^{0}$ m

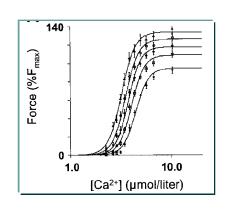
$$\sim 10^0 \mathrm{N}$$

$$\sim 10^0 \text{ m}$$

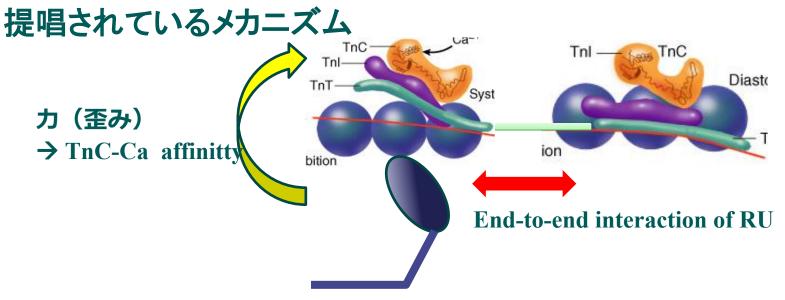
P21-24 非公開

収縮タンパクは独立に機能していない

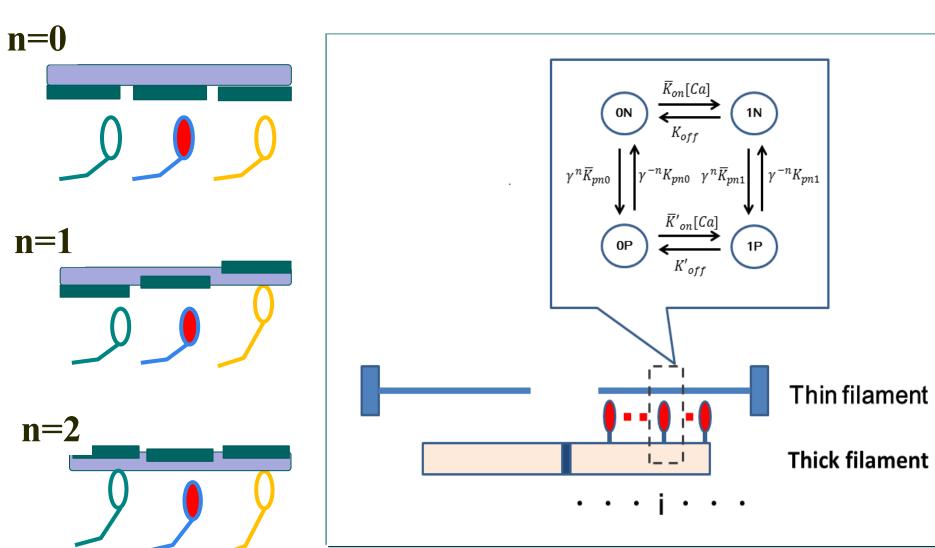
- 1. Ca ハンドリング
- 2. クロスブリッジ動態
- 3. 協調性



Dobesh et al. 2003 Hill coefficient >7.0

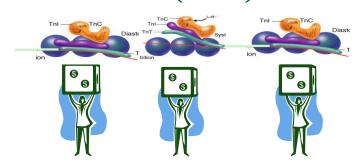


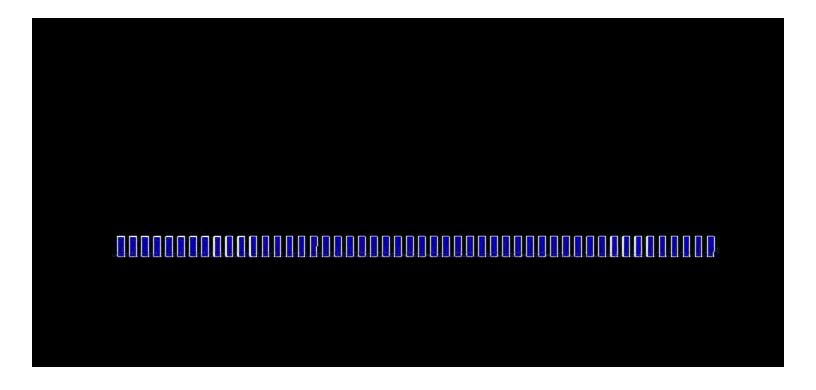
end-to-end interactionのモデル



Rice et al, 2003

サルコメにおける協調性 の Monte Carlo (MC) シミュレーション





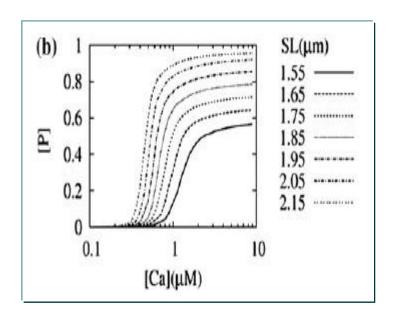
MC シミュレーションの常微分方程式近似



常微分方程式

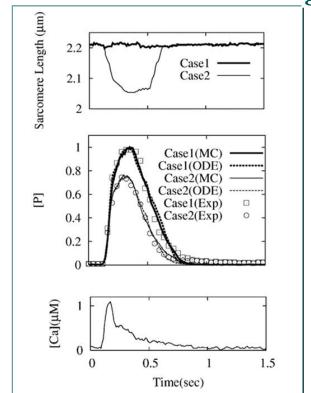
$$\frac{d^t \mathbf{p}_i}{dt} = \sum_{\xi, \eta = \mathbf{N}, \mathbf{P}} {}^t \mathbf{A}_i(\xi, \eta) \cdot {}^t \mathbf{p}_i^{\xi, \eta}, i = 1, \dots, nu.$$

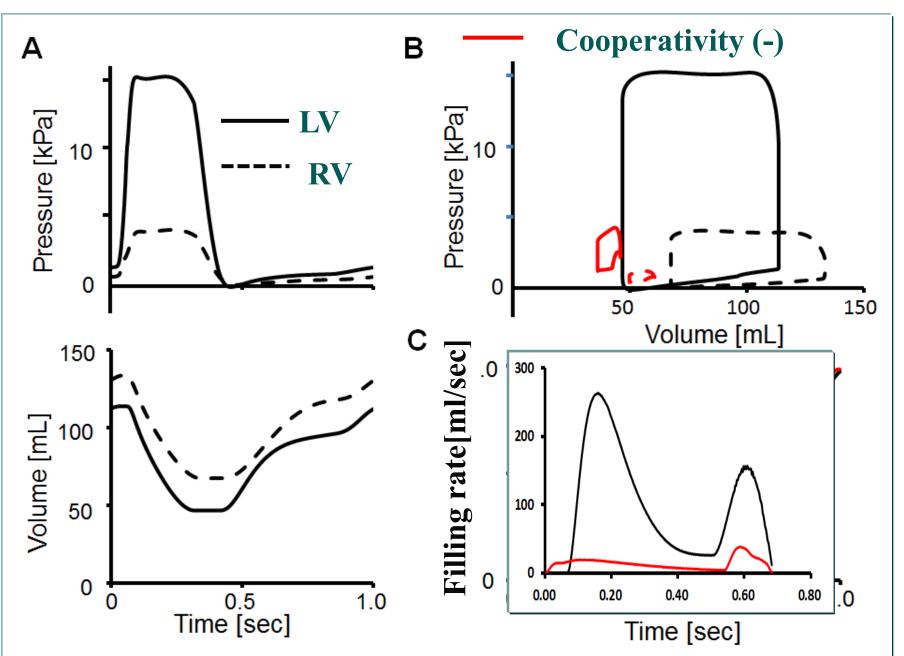
Force-[Ca] relation



Washio et al. 2011

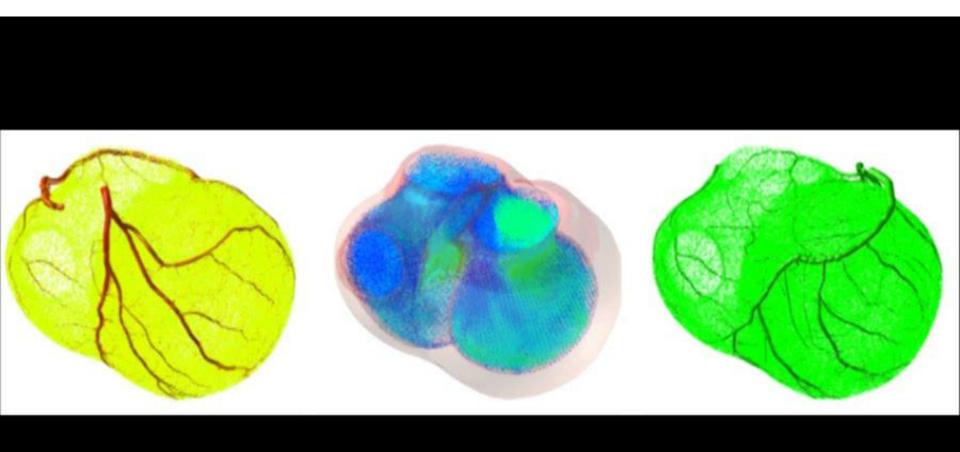
Isometric & shortening twitch



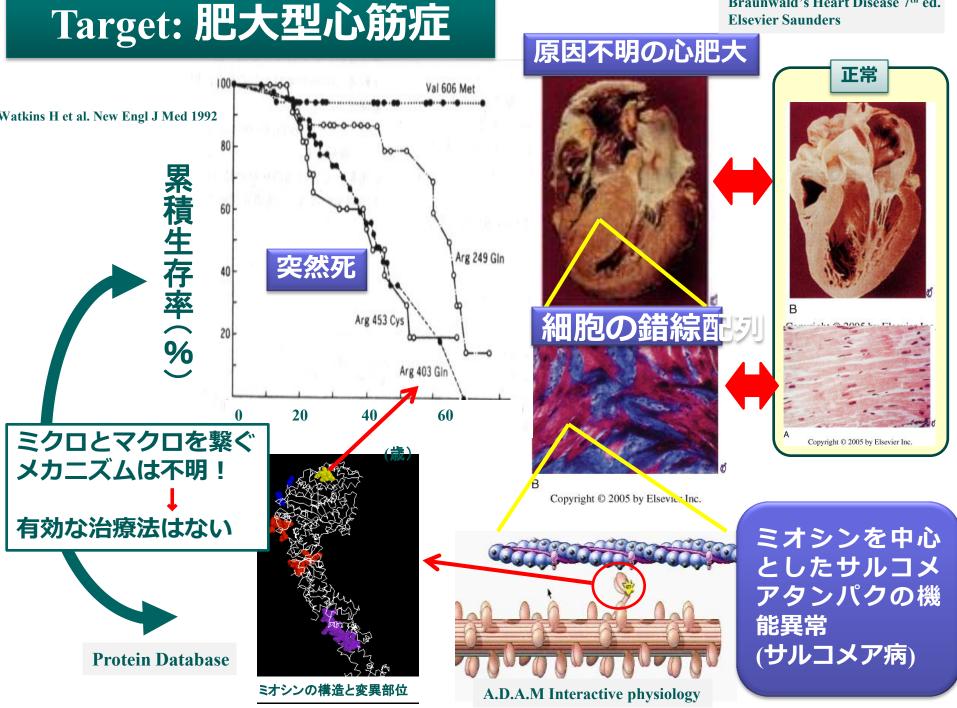


P31-37 非公開

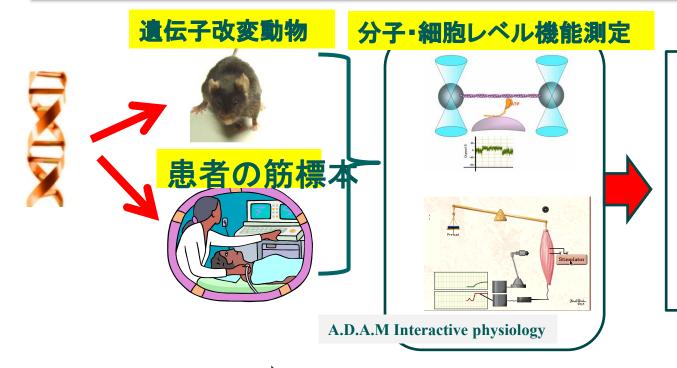
京による計算結果



Braunwald's Heart Disease 7th ed. **Elsevier Saunders**



メカニズム解明への実験的アプローチ(ミオシンの例)



明らかになったこと

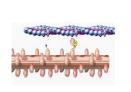
ミオシン ATPase活性 分子滑り速度 の変化

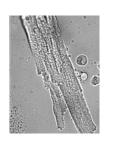


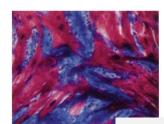
Cross-bridge 動力学の変化?

この先のGAPを実験でつなぐことが可能か?



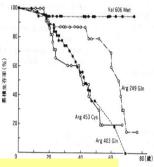








Braunwald's Heart Disease 7th ed.
Copyright © 2005 by Else
Elsevier Saunders



遺伝子 タンパク

細胞

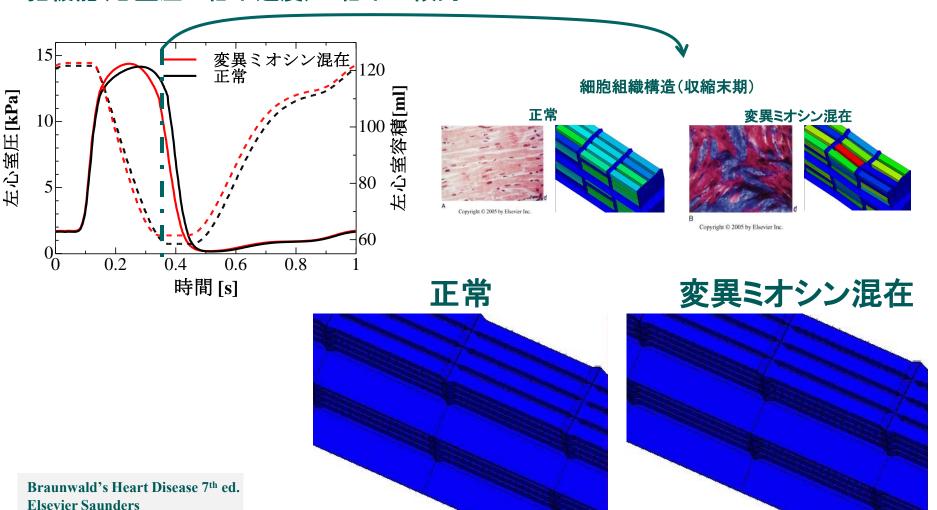
組織

臓器

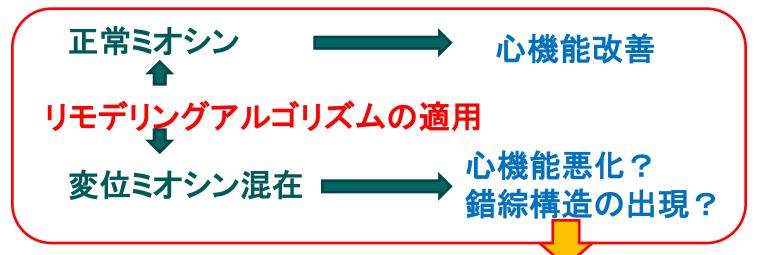
変異ミオシン細胞を50%の割合で混在させた例

- 一弛緩タイミングのずれから生じる弱い錯綜構造が出現
- 一心臓の拍出量および仕事量が低下の傾向
- 一弛緩能(心室圧の低下速度)が低下の傾向

典型的な病態形成につながる と考えられる変化を観察

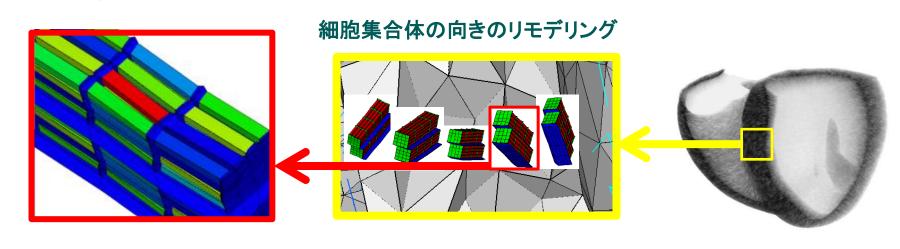


心筋リモデリングの肥大型心筋症への適用



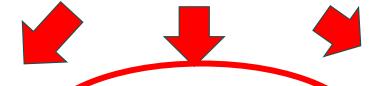
肥大化による機能代償

細胞集合体形状のリモデリング



京コンピュータ

利用回数は限定されるため研究としての利用となる



診断治療機器 の開発

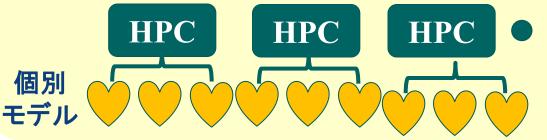
代表的疾患のシミュレーション

新薬の効果副 作用判定

メカニズムの解明+モデルのどの部分を簡略化できるか評価



小規模HPCによる個別化シミュレーション→臨床応用



HPC



新領域創成科学研究科 バイオメカニクス分野

医学部附属病院 循環器内科

山下尋史 保田壮一郎 假谷太郎 今井靖 永井良三**

* 研究代表者

** 自治医科大学



富士通㈱.

門岡良昌 細井聡 渡邊正宏 平原隆生 山崎崇史 岩村尚 中川真智子 畠中耕平 米田一徳 Vladmir Chalupecky 安宅正 中西誠

(株)富士通九州システムズ・

松永浩之



U-T Heart

