

- 1 . Ono M, Itoda Y, Panthee N, Ando T, Sakuma I: A new suture for distal coronary artery anastomosis which eliminates knot-tying. 2014 Annual Scientific Meeting of International Society for Minimally Invasive Cardiothoracic Surgery. May 28-31 2014, Boston, USA
- 2 . Itoda Y, Panthee N, Tanaka T, Ando T, Sakuma I, Ono M: Novel suturing device for distal coronary artery anastomosis: A preclinical results from swine off-pump coronary bypass model. 28<sup>th</sup> European Association for CardioThoracic Surgery. Oct 11-15 2014, Milan, Italy
- 3 . 近藤良一、井戸田佳史、ニルマル・パンティー、乾 明敏、尾崎晋一、木下 修、益澤 明広、月原弘之、高岡哲弘、木村光利、山内治雄、縄田 寛、平田康隆、小野 稔、佐 久間一郎: 新しい冠動脈半自動吻合デバイスの研究 - 内視鏡下ウサギ頸動脈モデルに おける中間報告 . 第 45 回日本心臓血管外科学会学術総会 . 2015 年 2 月 15 ~ 18 日 京 都
- 4 . 芦葉 裕, 安藤岳洋, 小林英津子, 近藤良一, 月原弘之, 小野 稔、佐久間一郎: かしめ 縫合デバイスの設計指針の検討 . 2015 年度精密工学会春季大会 . 2015 年 3 月 17 ~ 19 日 東京
- 5 . 小野 稔: 本邦心臓血管外科の現状と近未来 . 第 31 回日本医工学治療学会学術大会 . 2015 年 3 月 27 ~ 29 日 広島

# A new suture for distal coronary artery anastomosis

Minoru ONO, Yoshifumi ITODA, Panthee NIRMAL,  
Takehiro ANDO, Ichiro SAKUMA

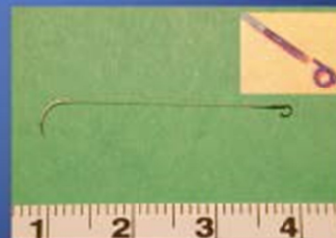
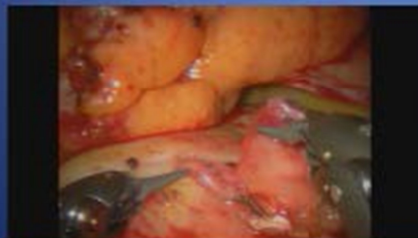
Department of Cardiac Surgery  
& Scholl of Engineering  
The University of Tokyo, Tokyo, Japan



1

## Background

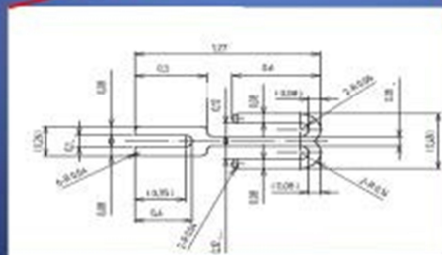
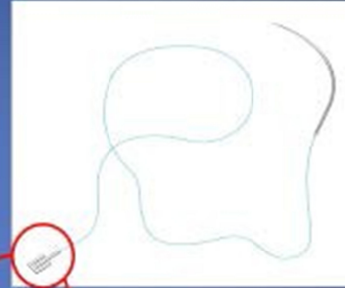
Several distal anastomotic devices have been introduced to facilitate endoscopic/robotic coronary artery anastomosis. U-Clip had been widely applied for this purpose, but withdrawn from the market. C-Port connector is an only device used clinically. We developed a suture for distal coronary anastomosis, which eliminates knot tying after continuous anastomosis.



## Suture device

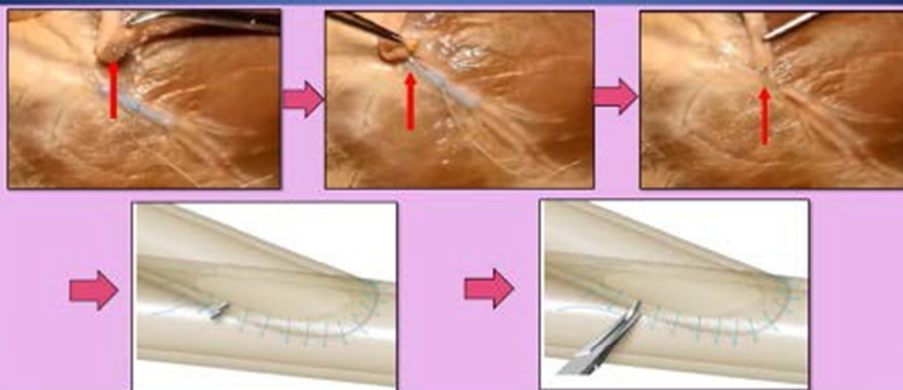
8-0 polypropylene suture  
+  
Anchor-shaped mechanism

- Biocompatible SUS316L stain-less steel
- YAG laser manufacturing upon CAD
- $1.3 \times 0.5$  mm in size



3

## How to conduct anastomosis



4

## Characteristics of this suture device

- Easy to manufacture
- Low cost
- No complicated or bulky mechanism
- Simple use (no specific instruction-for –use)
- Enables hand-sewing
- Continuous, interrupted suture, or whatever
- Eliminates knot tying
- Enables distal coronary anastomosis in a limited space

5

## Chronic animal model

- ✓ Miniature swine (BW 25-30 kg)
- ✓ Off-pump CABG (LITA-LAD & RIMA-RCA)
- ✓ New suture device (n = 11) vs. Regular 8-0 (n = 3)
- ✓ Timing of evaluation: 1, 3, and 6 months
  1. Survival and adverse events
  2. Graft patency by angiogram
  3. Device failure
  4. Histopathology: inflammatory reaction & invasiveness of anchor mechanism

6

## Graft patency by FitzGibbon criteria

	1 mo model		3 mo model		6 mo model		% of A
	LITA-LAD	RITA-RCA	LITA-LAD	RITA-RCA	LITA-LAD	RITA-RCA	
Device (A/B)	5/0	5/0	4/0	4/0	2/0	2/0	22/22 (100%)
Control (A/B)	1/0	1/0	1/0	1/0	1/0	1/0	6/6 (100%)
% of A	6/6 (100%)	6/6 (100%)	5/5 (100%)	5/5 (100%)	3/3 (100%)	3/3 (100%)	28/28 (100%)

## Summary of results

- No operative death or late death
- No adverse events
- 100% patency in all anastomoses
- No device fracture or vessel wall invasion
- Similar common inflammatory change
- No thrombus formation at an anastomosis

## Conclusion

Safety, feasibility and durability of this new suture device were shown in chronic miniature swine OPCAB model. This may be a promising distal suture device for CABG in a limited space, such as endoscopic or robotic CABG.

9

# Novel suturing device for distal coronary artery anastomosis: Preclinical results from swine off-pump coronary bypass model

Yoshifumi Itoda<sup>1</sup>, Nirmal Panthee<sup>1</sup>, Tsuruhito Tanaka<sup>1</sup>, Takehiro Ando<sup>2</sup>,  
Ichiro Sakuma<sup>2</sup>, and Minoru Ono<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Cardiac Surgery, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

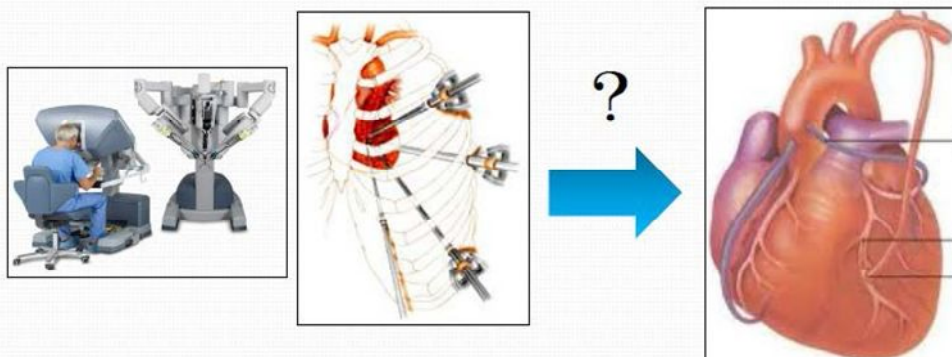
<sup>2</sup> Faculty of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan



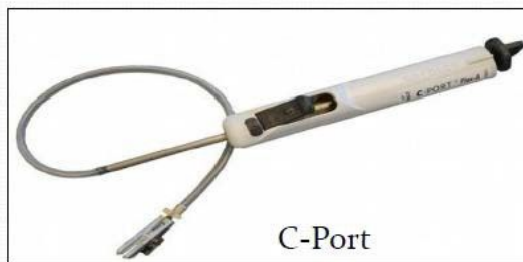
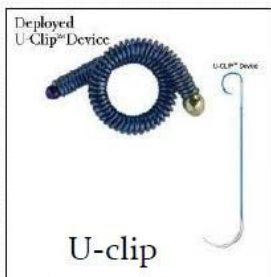
2014 10/13 28th EACTS @ Milan, Italy

## Background

- Minimally invasive surgery for CABG...

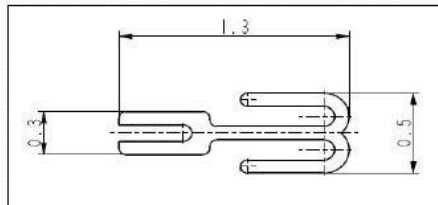
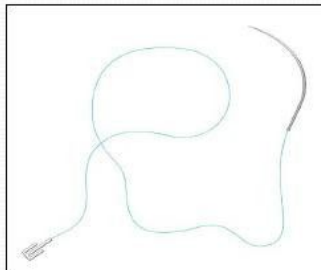


## Background



## Device design and concept

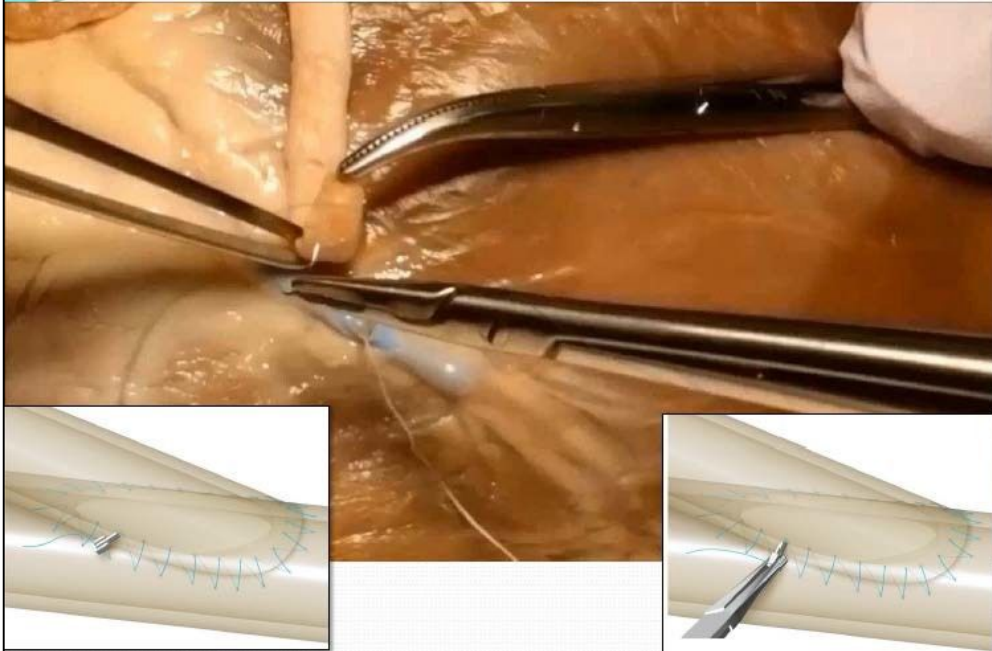
- ✓ Easily manufactured by laser molding according to CAD
- ✓ This suturing device facilitates running suture which is the most familiar to surgeons.
- ✓ Allow omitting knot tying
- ✓ Allow Various suturing techniques (running, interrupted)
- ✓ Enable running suture in a limited space



- SUS316L stain-less steel
- Anchor shaped mechanism



## Anastomotic method



## Experimental protocol

- To evaluate safety and feasibility of the device
- Clawn miniature pig, 25-30kg, male
- Harvesting bilateral ITAs
- Off-pump CABG, LITA-LAD and RITA-RCA
- Device group n=11
- Control group (7-0 Prolene®) n=3
- Number of animals

	1 month	3 months	6 months
Device	5	4	2
Control	1	1	1

## Experimental protocol

- Operative evaluation
  - suturing time
  - graft flow
- Chronic evaluation (1, 3, 6 mos)

angiography

### FitzGibbon criteria

A: stenosis under 50%

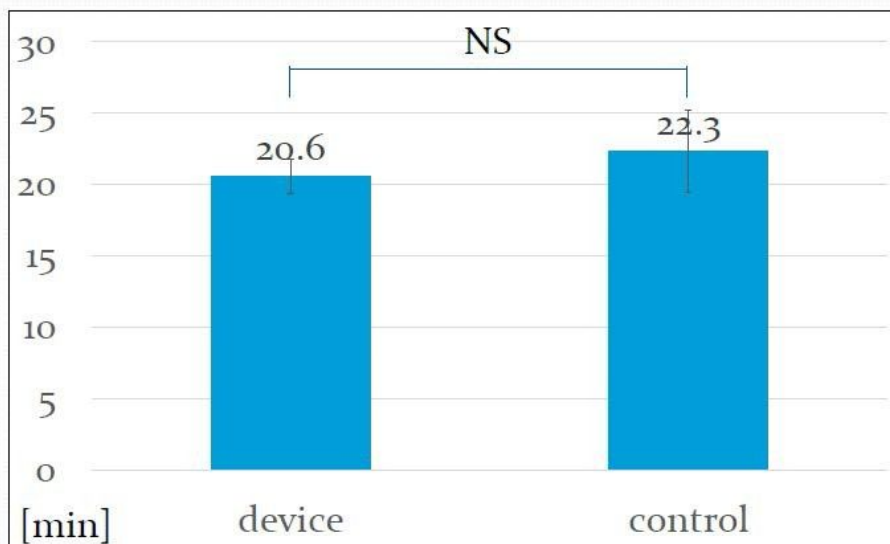
B: stenosis upper 50%

C: occlusion

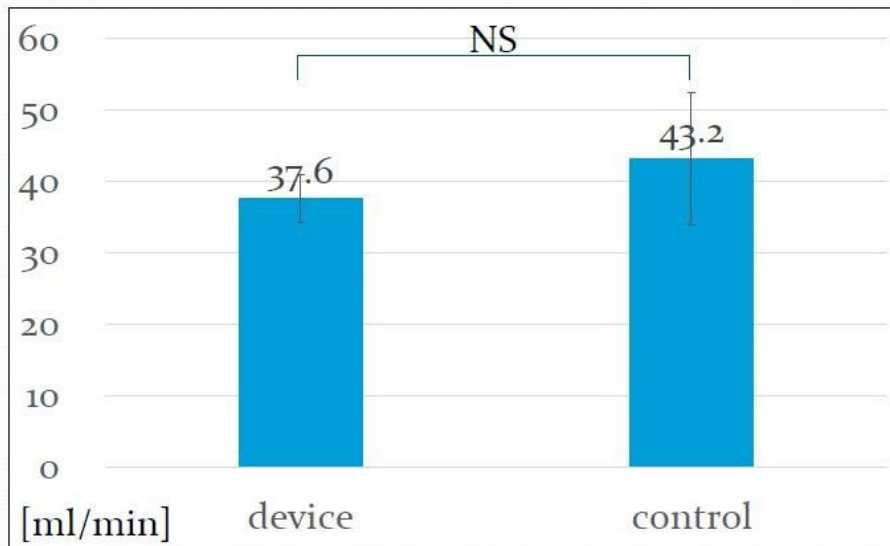
histopathology



## Results - suturing time -



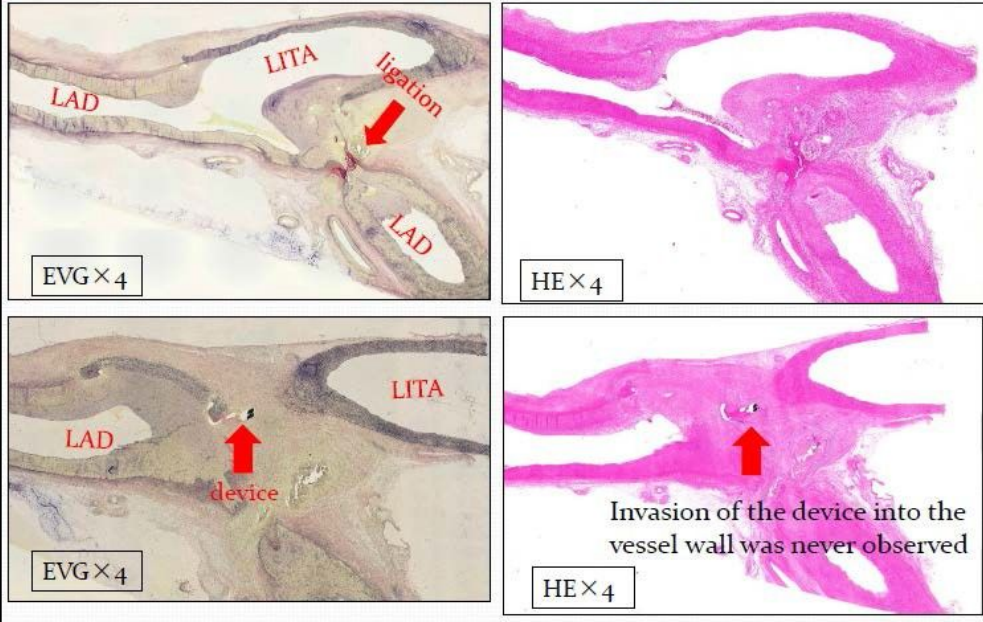
## Results - graft flow -



## Results - Angiography -

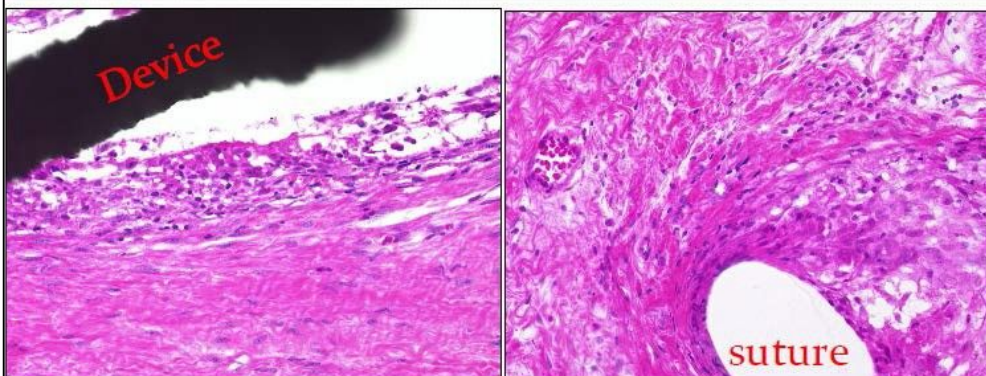
	1 mo		3 mo		6 mo		% of A
	LITA-LAD	RITA-RCA	LITA-LAD	RITA-RCA	LITA-LAD	RITA-RCA	
Device	5	5	4	4	2	2	22 / 22 (100%)
Control	1	1	1	1	1	1	6 / 6 (100%)

## Results -histopathology-

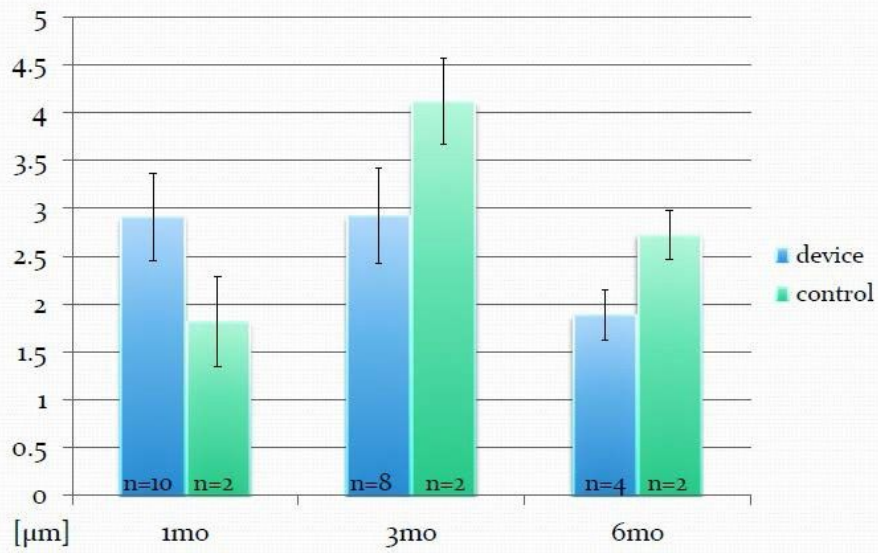


## Results -histopathology-

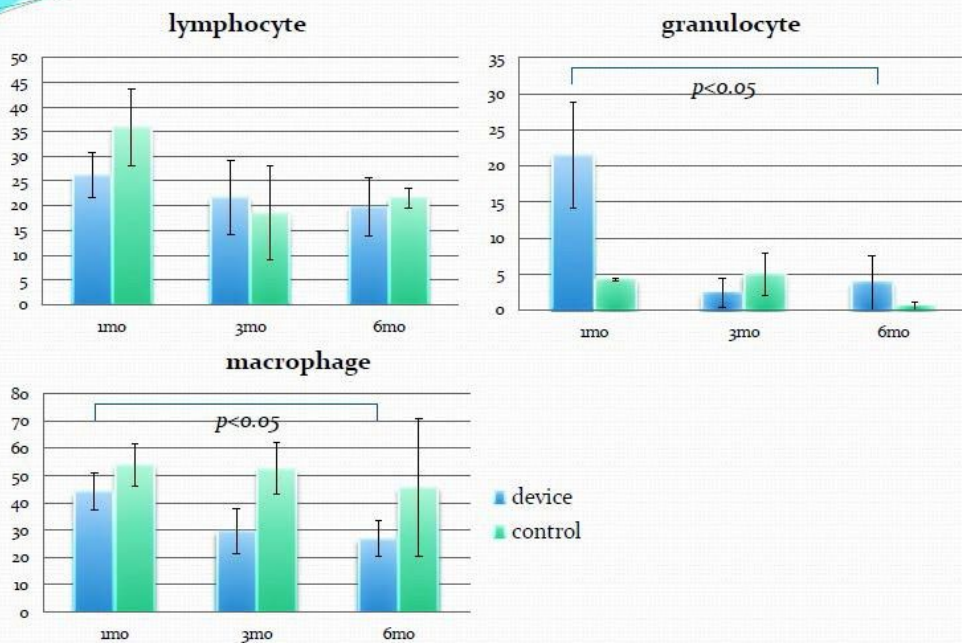
Device group HE (× 40)      Control group HE (× 40)



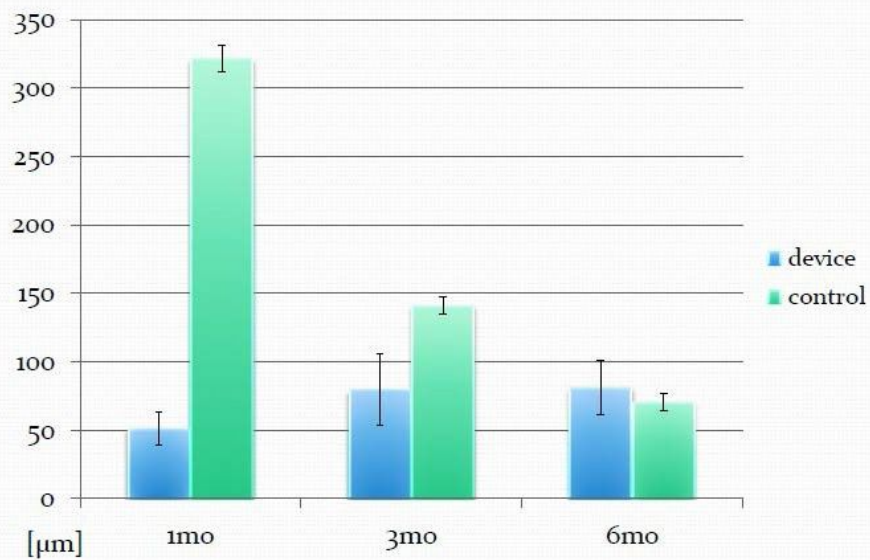
## Results -intimal hyperplasia-



## Results -inflammatory cell infiltration-



## Results –fibrosis-



## Conclusion

- In this study, safety and feasibility of this suturing device were showed in the swine off-pump CABG model.
- Angiography showed perfect mid-to-long term graft patency in the device group.
- Histopathological examination showed non-specific inflammatory change in the device group.
- Clinical application of this suturing device, including minimally invasive surgery, can be justified.



THE UNIVERSITY OF TOKYO

## 新しい冠動脈半自動吻合デバイスの研究 内視鏡下ウサギ頸動脈モデルにおける 前臨床試験中間報告

○近藤 良一<sup>1</sup>、井戸田 佳史<sup>1</sup>、田中 鶴人<sup>1</sup>、Nirmal Panthee<sup>1</sup>、月原 弘之<sup>1</sup>、縄田 寛<sup>1</sup>、  
芦葉 裕<sup>1</sup>、安藤 岳洋<sup>1</sup>、小林 英津子<sup>1</sup>、佐久間 一郎<sup>2</sup>、小野 稔<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>東京大学医学部附属病院 心臓外科  
<sup>2</sup>東京大学工学部 精密工学科

2015 Feb. 18 45<sup>th</sup> The annual meeting of JSCVS in Kyoto

### 【背景】

- 低侵襲手術として、鏡視下手術は外科分野に広く導入されている。
- しかし、心臓外科領域においては、鏡視下手術は現状さほど普及しているとは言い難い状況である。
- 特に、冠動脈バイパス手術は繊細な操作を要求され、鏡視下手術は非常に困難である。

## 【目的】

- 鏡視下吻合の簡易化を目指し、東京大学工学部との連携により、冠動脈半自動吻合デバイスを開発した。
- 本研究では、内視鏡下ウサギ頸動脈モデルを用いて、冠動脈半自動吻合デバイスの有効性を評価した。

## 〔デバイス概要〕

- 針付ポリプロピレン縫合糸の針の対側に、ステンレス製の錨状の器具を装着した構造。





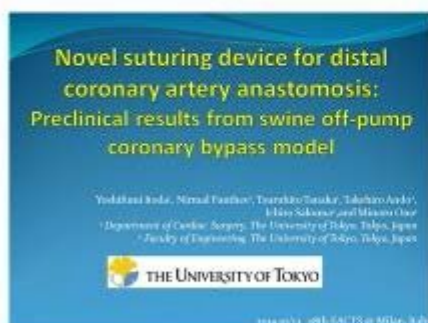
## 〔デバイス吻合方法〕

- パラシュート法で吻合を開始し、連続縫合を行う。
- 結紮の代わりに錨状部分の溝に糸を挟み、持針器でつまむことで糸と錨状部分を固定する。



## 〔直視下デバイス吻合実験〕

<28<sup>th</sup> EACTS>



- Clawn Mini-pigに対して直視下で、デバイス、7-0ポリプロピレン糸を用いてCABGを施行。
- 吻合時間、血液流量、血管造影にて非劣性が示された。
- 病理評価にてデバイスに特異的な内膜変化はなく、安全性が示された。

## 〔鏡視下デバイス吻合実験〕

- New Zealand white rabbitを使用した。
- 9羽にはデバイスを、9羽にはコントロールとして8-0ポリプロピレン糸を用いた。



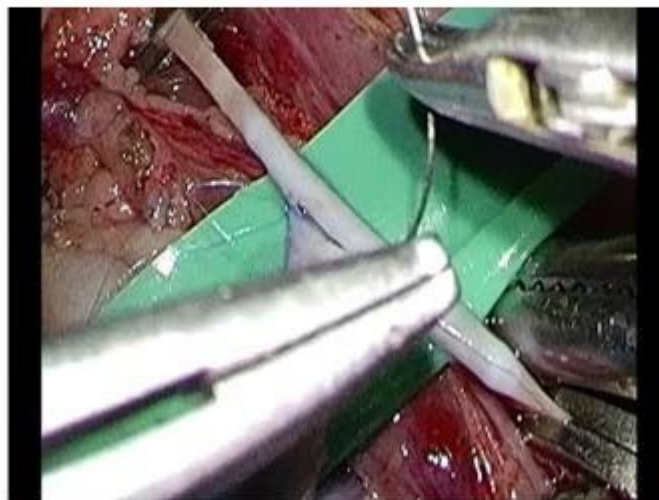
- 右側頸動脈に右側頸静脈をブリッジ状に吻合した後、頸動脈は離断した。
- 中枢側及び末梢側吻合時間、手術時間、血液流量を比較した。



- 静脈採取、動脈露出は直視下で行い、吻合の段階で内視鏡ボックスで覆い、鏡視下手術環境を再現した。

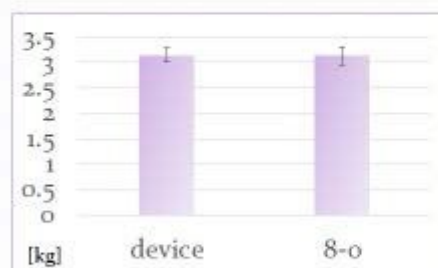


### 〔手術動画〕



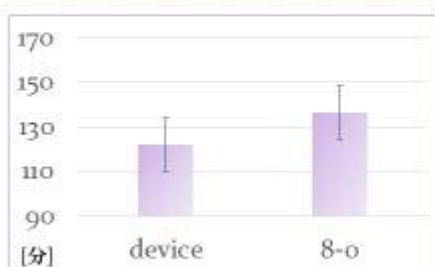
## 【結果】

### 〔体重〕



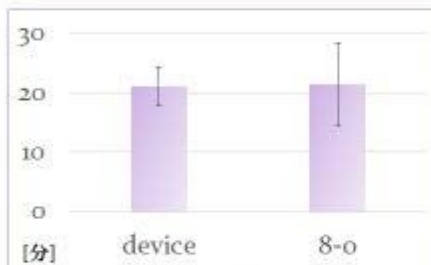
device:  $3.14 \pm 0.13$ kg  
8-o :  $3.13 \pm 0.18$ kg  
( $p=0.89$ )

### 〔手術時間〕



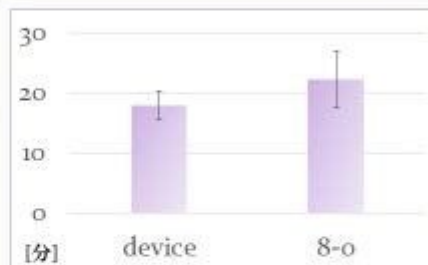
device:  $121.89 \pm 11.90$ 分  
8-o :  $136.56 \pm 11.80$ 分  
( $p=0.025$ )

### 〔中枢側吻合時間〕



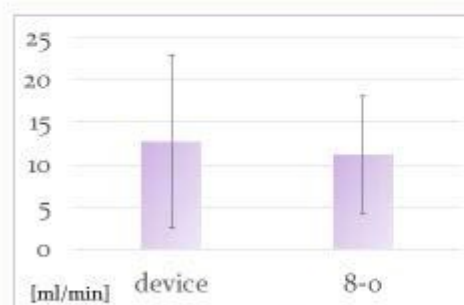
device :  $21.11 \pm 3.28$ 分  
8-o :  $21.33 \pm 6.99$ 分  
( $p=0.94$ )

### 〔末梢側吻合時間〕



device :  $18.00 \pm 2.40$ 分  
8-o :  $22.33 \pm 4.78$ 分  
( $p=0.036$ )

### 〔血液流量〕



device :  
 $12.78 \pm 10.20$ ml/min  
8-o :  
 $11.22 \pm 6.92$ ml/min  
( $p=0.73$ )

※Veri-Q®を用いて測定

## 【結語】

- 冠動脈半自動吻合デバイスを使用することで、鏡視下手術において手術の質を低下させることなく、有意に手術時間と吻合時間を短縮することができた。
- 今後、慢性モデルを作成して、慢性期流量測定、血管造影、病理評価を行う予定である。

## 加締め縫合デバイスの設計指針に 関する検討

○芦葉裕\*1 安藤岳洋\*2 小林英津子\*2  
近藤良一\*3 月原弘之\*3 小野稔\*3 佐久間一郎\*2

\*1 東京大学工学部 \*2 東京大学工学系研究科  
\*3 東京大学附属病院



**BMPE Lab.**

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory  
The University of Tokyo

### 錨型加締めデバイス

- 錨型加締めデバイス[1]
  - サイズ: 0.48mm × 1.27mm × 0.5mm
  - 材質: SUS316L
- 糸
  - 太さ: 7-0 (0.05mm ≤ 直径 < 0.07mm)
  - 材質: プロリオン、モノフィラメント
- 冠動脈末梢側吻合に用いる

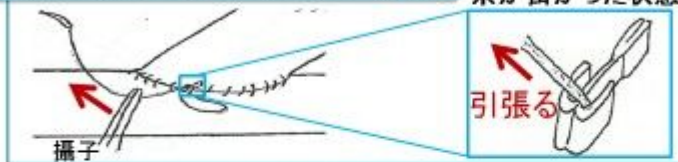
デバイスの概要図



[1] Yoshifumi Itoda, J Artif Organs, 17 (2014)

## 使用法

### 1. 糸を引っ掛け、テンションをかける

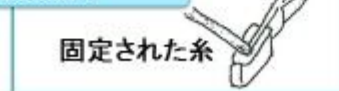


### 2. 持針器で錨を加締める



鏡視下で使用している様子

### 3. 縫合完了



## 錨型加締めデバイスの課題

- 糸のサイズ: 7-0 ( $0.05\text{mm} \leq \text{直径} < 0.07\text{mm}$ ) 用でしか開発されていない
  - 錨部分が特定の糸と持針器以外には適応困難
  - 糸が引っ掛けられない & 持針器の把持力が弱(or強)すぎる
- 糸と持針器には多くの種類が存在
  - 行う手術の種類や、作業環境、術者の好みに応じて使用する器具が変わってくる。
- それぞれに適した錨を提供する必要がある



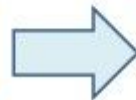
## 目的

### 加締め縫合デバイスの適応範囲の拡大

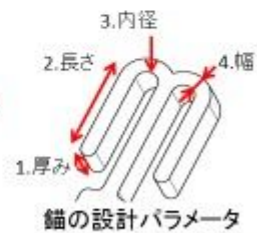
- 適切な錨の設計手法に関する検討
  - 使用する持針器と糸に依るもの
  - 糸の保持力が高い錨

#### 設計条件

- 持針器
- 糸



条件に適した加締めデバイス



## 設計手法

#### 設計条件

- 持針器
  - 加締め力
- 糸
  - 直径(太さ)

Size: 錨のサイズ

N: 糸に掛かる圧力

T: 抗張力

糸をしっかり保持できる錨

$$N=f(\text{Size})$$

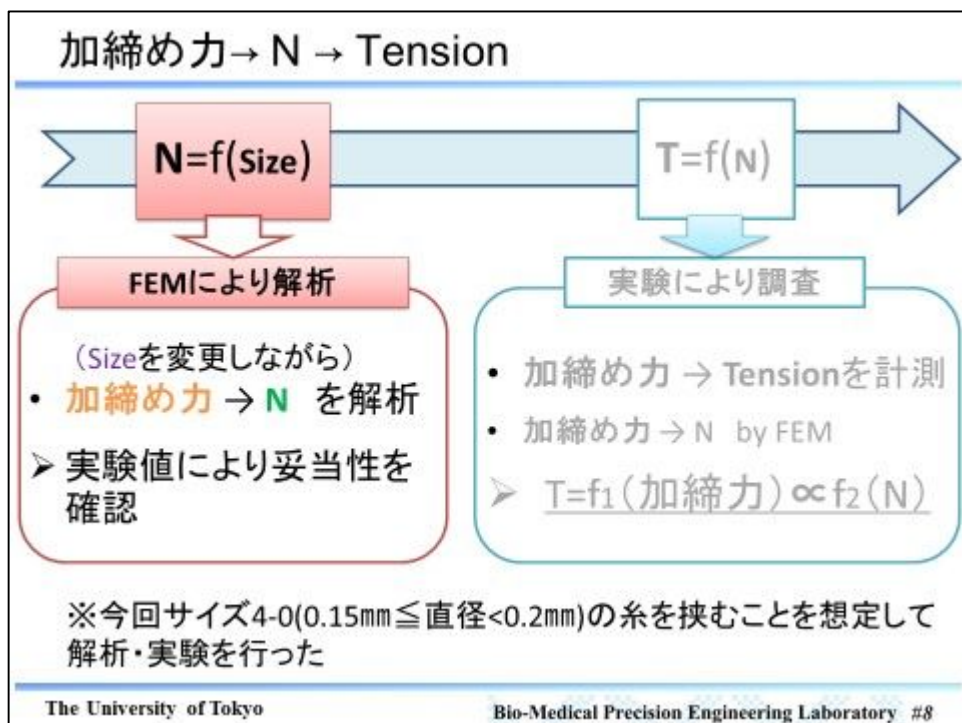
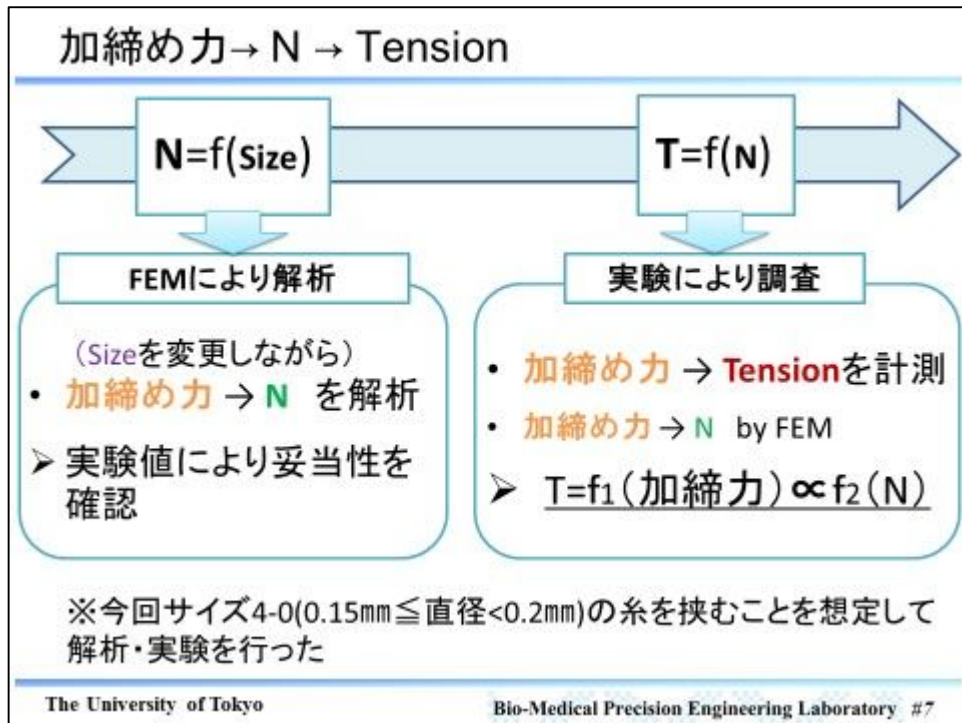
$$T=f(N)$$



“加締め力 → N → Tension”の流れが解明できれば、それぞれの条件に適したSizeの錨を設計できる

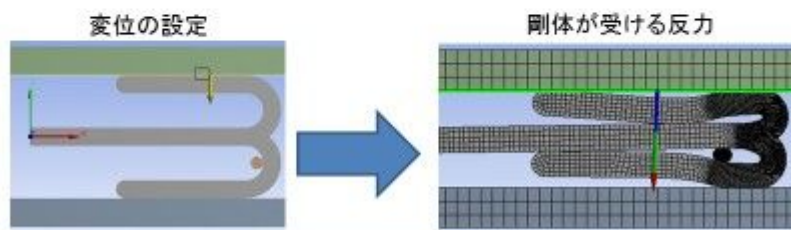
↓ 糸が固定される原理 ↓





## FEM解析

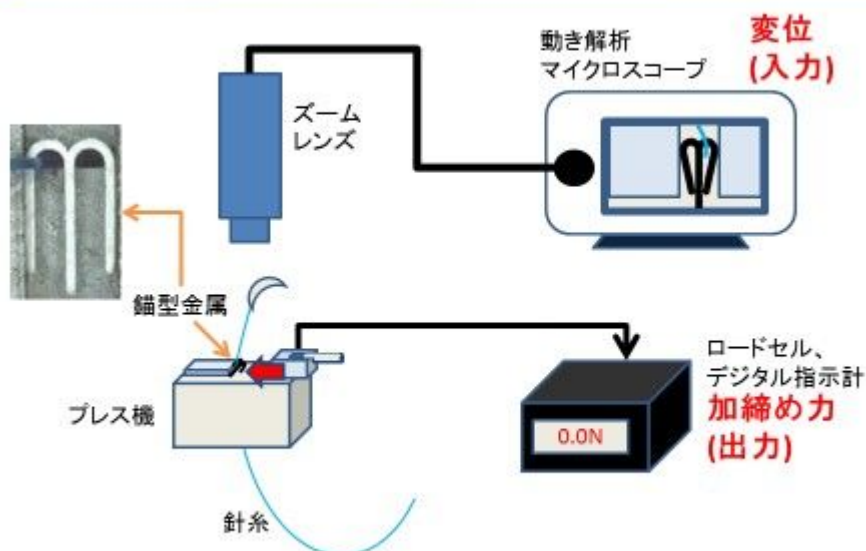
- 上からプレスされるときの、糸を挟んだ錨の弾塑性変形を解析
  - 錨を弾塑性体として定義(ヤング率193GPa、ポアソン比0.31、降伏強さ210MPa他、応力ひずみ線図の2直線近似、等方硬化則)
  - 糸は完全弾性体としてモデル化した(ヤング率1.5GPa、ポアソン比0.4他)
  - 実際の挙動に合わせるよう、拘束条件やメッシュを設定した
  - 剛体に強制変位を与え、その反力が結果として得られた



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #9

## FEMの妥当性の評価: 加締め力 vs 変位

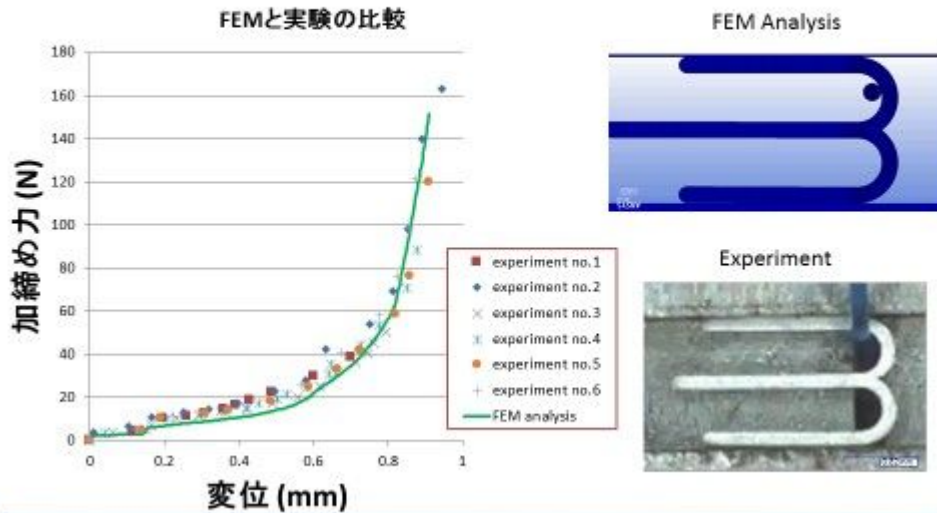


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #10

## 結果: 加締め力 vs 変位

- FEMと実験値が良く一致していた



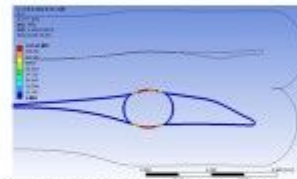
The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #11

## 考察

- FEMにより、ある力によって起きる錨型金属の変形が推測可能であることが分かった
  - 糸に掛かる力も、金属の歪みで起きる変形に因るので妥当と言える

糸が圧迫されている様子→  
by FEM

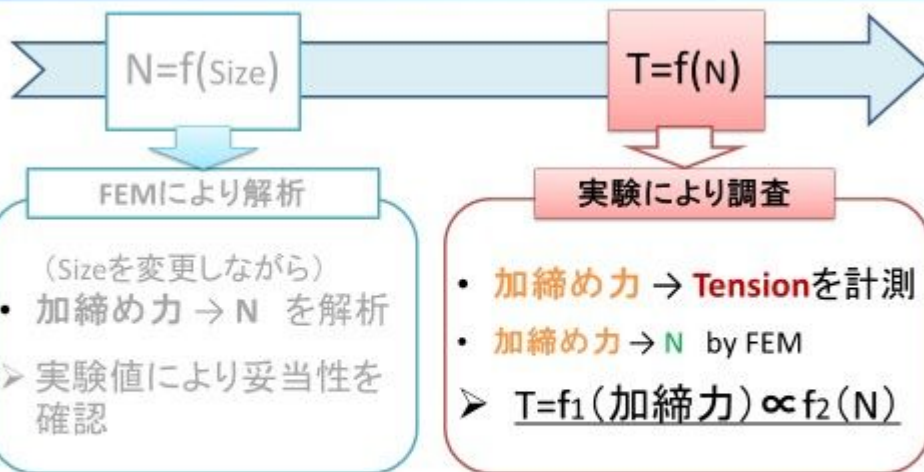


- 除荷後に関しては解析が難しい
  - 糸が粘弾性として挙動し、一定のひずみに対して時間と共に応力が減少していく (モデル化が難しい)
  - 除荷したときの挙動はモデルの拘束条件が少なく、数値計算の収束が難しい
  - 妥当性を調べるのも難しい (錨が小さく、糸に掛かる力計測が困難)

The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #12

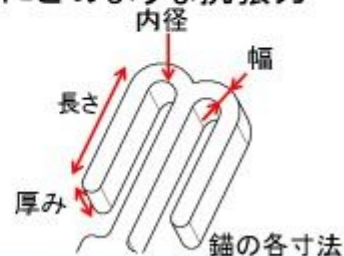
## 加締め力 → N → Tension



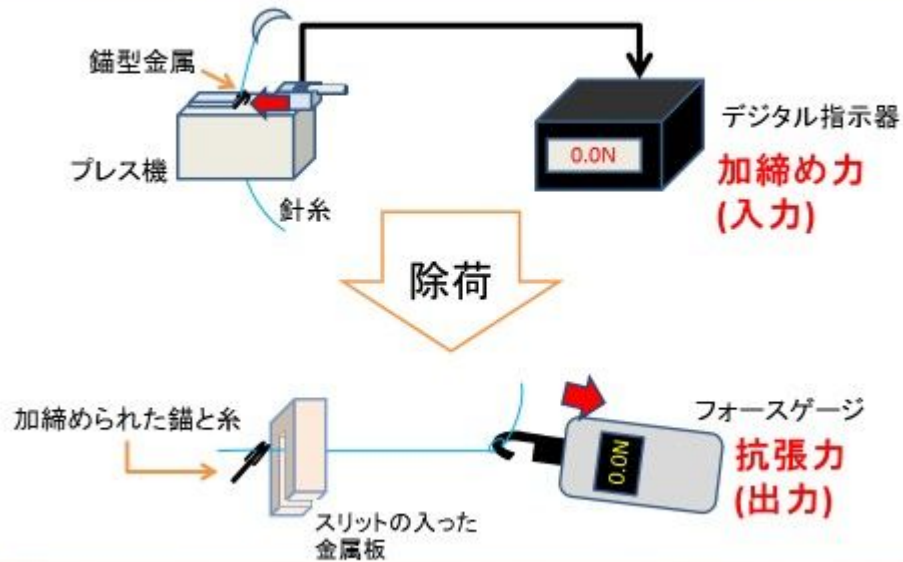
※今回サイズ4-0(0.15mm ≤ 直径 < 0.2mm)の糸を挟むことを想定して解析・実験を行った

## 加締め力と抗張力の検証実験

- 金属幅と厚みを変えた4種類の錨を用意
  1. 金属幅0.08mm 厚み0.5mm
  2. 金属幅0.16mm 厚み0.5mm
  3. 金属幅0.32mm 厚み0.5mm
  4. 金属幅0.16mm 厚み1.0mm
- それぞれ除荷後、引張ったときにどのような抗張力が得られるか調査



## 実験: 加締め力 vs 系の抗張力



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #15

## 系のテンション

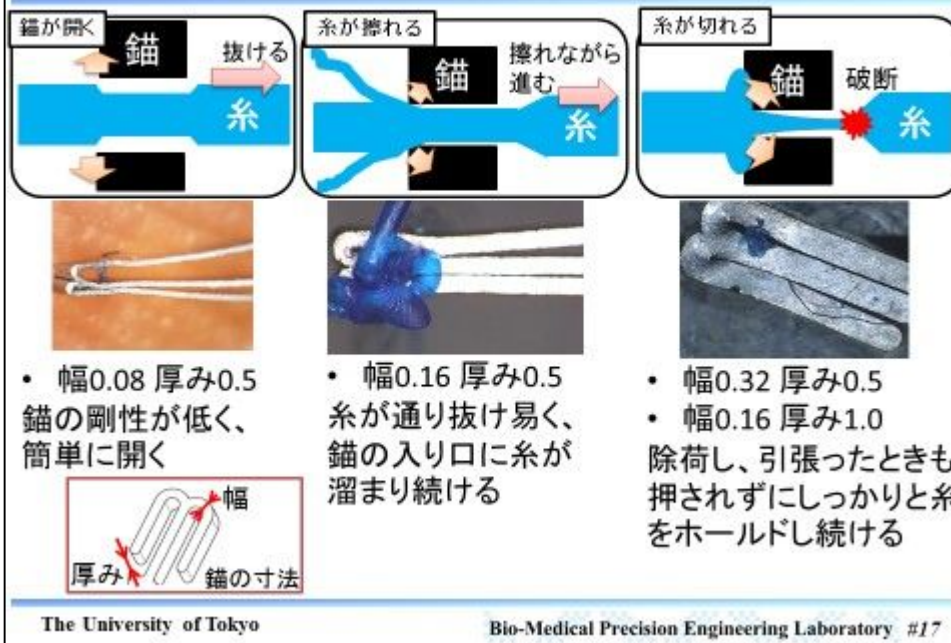
- 糸が滑る、もしくは破断するときにテンションが最大に  
- フォースゲージにより得られたその値を、最大抗張力として計測



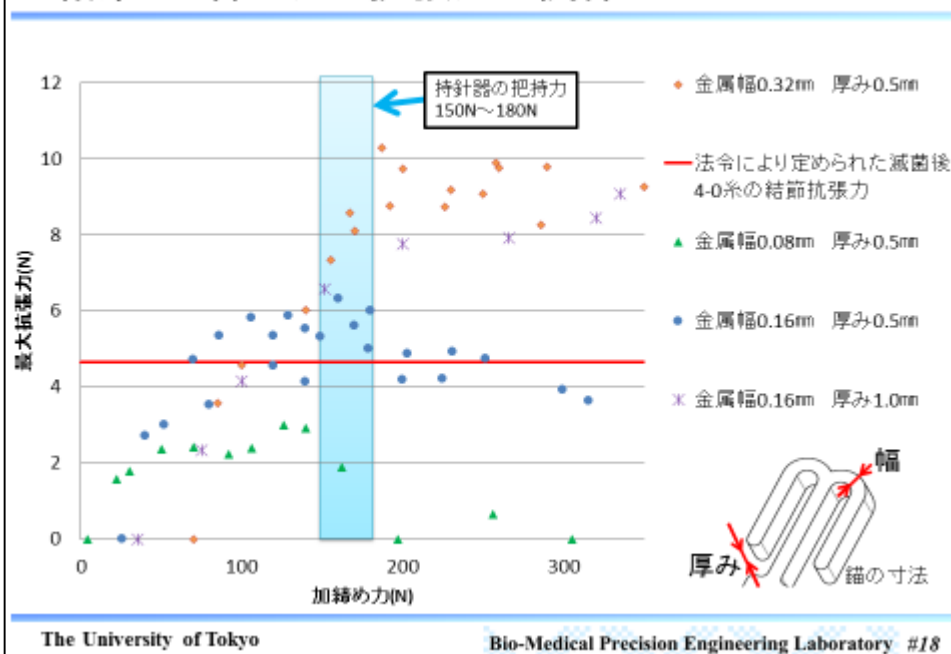
The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #16

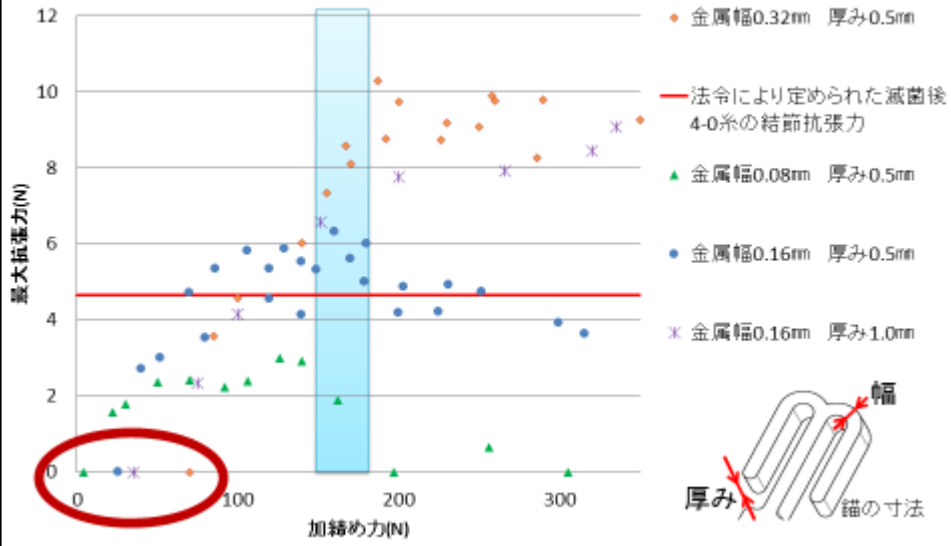
## 結果: 錨が糸を保持する様子



## 結果: 加締め力と抗張力の関係



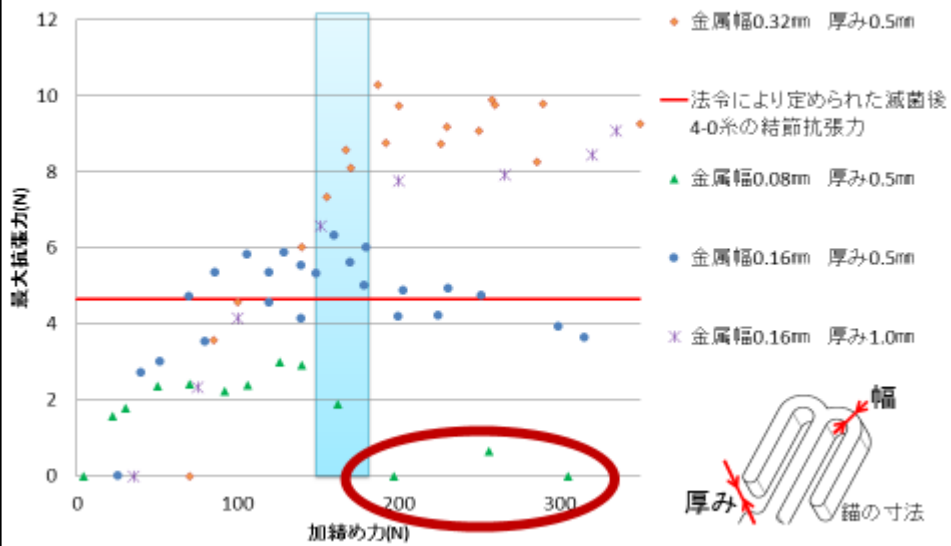
## 結果:加締め力と抗張力の関係



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #19

## 結果:加締め力と抗張力の関係

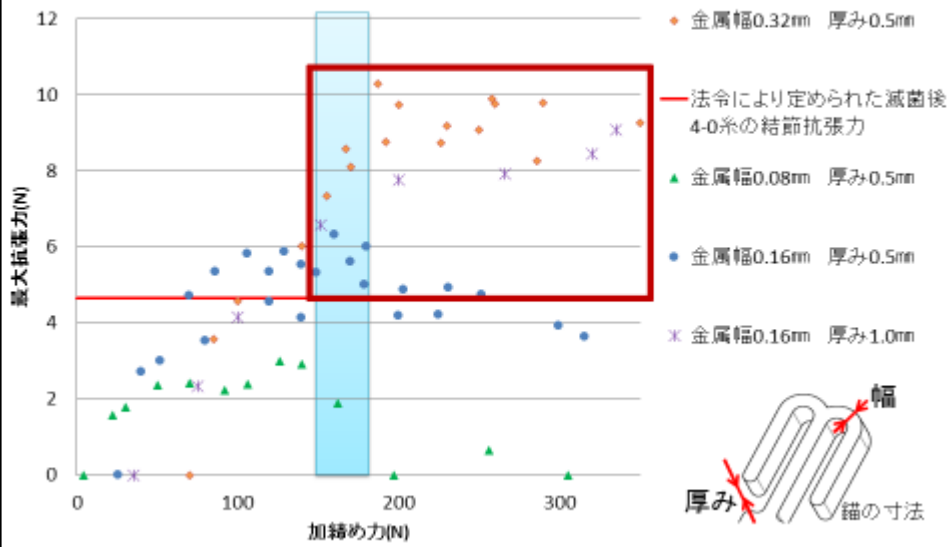


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #20



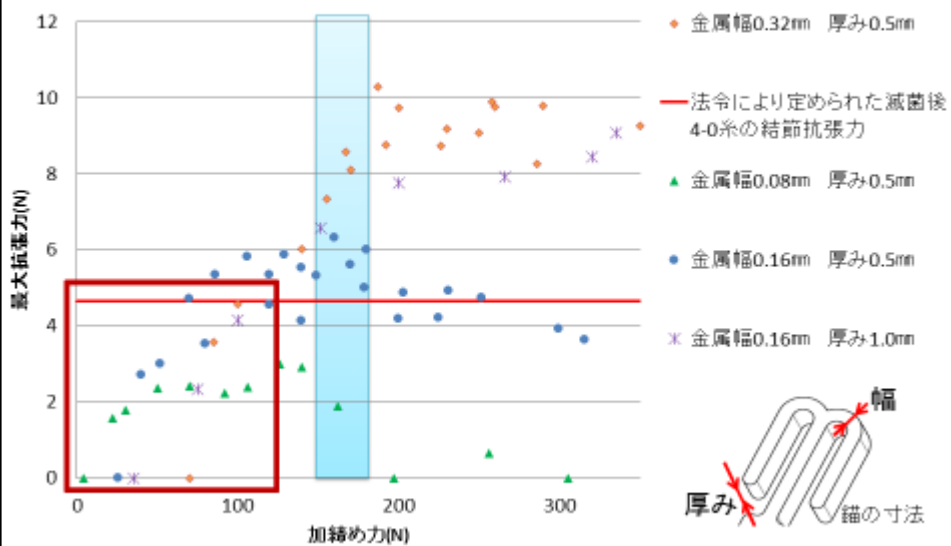
## 結果: 加締め力と抗張力の関係



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #21

## 結果: 加締め力と抗張力の関係



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #22

## 考察

- 錨の幅、厚みが大きくなると抗張力が増加
  - 幅: 錨の剛性に強く影響、太ければ糸に押し返されにくく、糸を保持し続ける
  - 厚み: 厚くなる分糸に掛かる力が増し、大きな摩擦が生じる
- 一方で両者の寸法を過剰に大きく設計すると、用いる持針器の加締め力では大きな抗張力が得られない
- 加締めるとき糸に過剰な力が掛かると切れてしまう

幅0.08の錨→  
加締め力200N



## 設計手法の検討における課題

- 弾塑性変形の解析 (荷重時)
- 錨の寸法変更が抗張力に与える影響を調査

➡ 除荷後の挙動に関する解析までは至らず  
除荷後の糸への圧力  $N$  が求められていない



## 錨と糸を分けた近似モデル

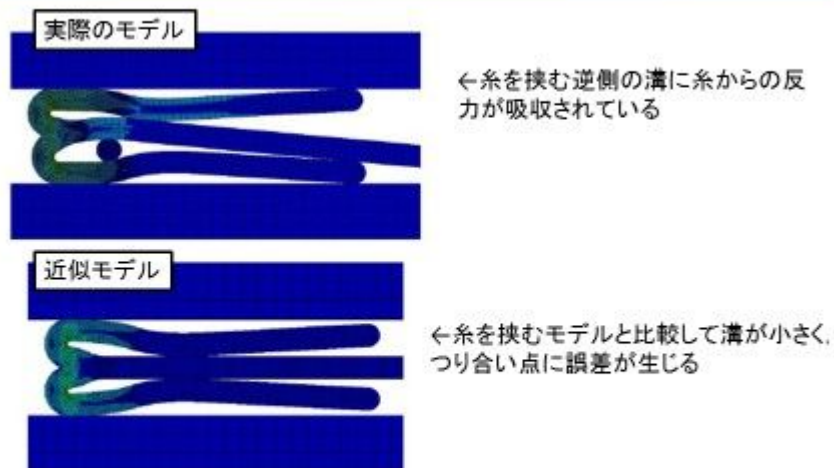
1. 糸が潰された時に押し返す反力
  2. 錨の溝が開く方向へ押されたときに抑えこむ力
- 以上2つが釣り合う点を考えることで、除荷後の糸に掛かる力を求める



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #25

## 近似モデルを比較

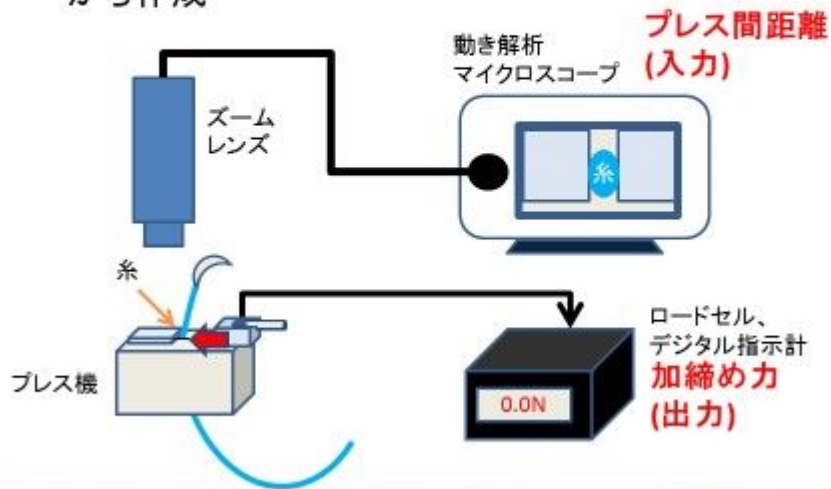


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #26

## 手法 - 糸 (実験)

- 糸が潰された時に押し返す力に関するグラフを実験から作成

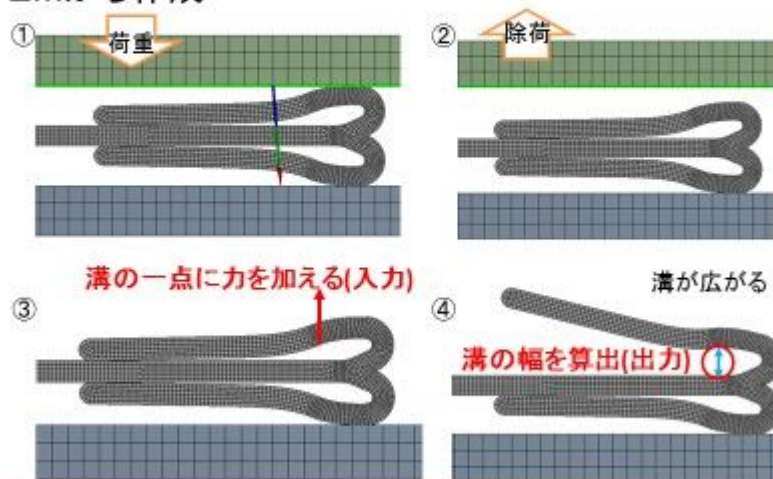


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #27

## 手法 - 錨 (FEM)

- 錨の溝が押された時に開く溝の幅に関するグラフをFEMから作成

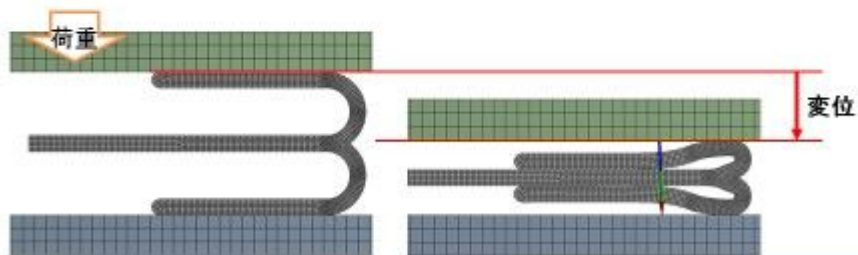
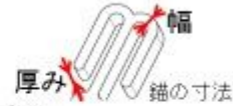


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #28

## 手法 – 除荷後の糸に掛かる力N

- 作成した2つのグラフを重ね合わせ、つり合い点を求める
- モデルに用いた錨
  - 幅0.16mm 厚み0.5mm 長さ1.68mm 内径0.24mm
  - 幅0.32mm 厚み0.5mm 長さ1.68mm 内径0.24mm
- 各錨に対し、それぞれプレスする変位を変化させた

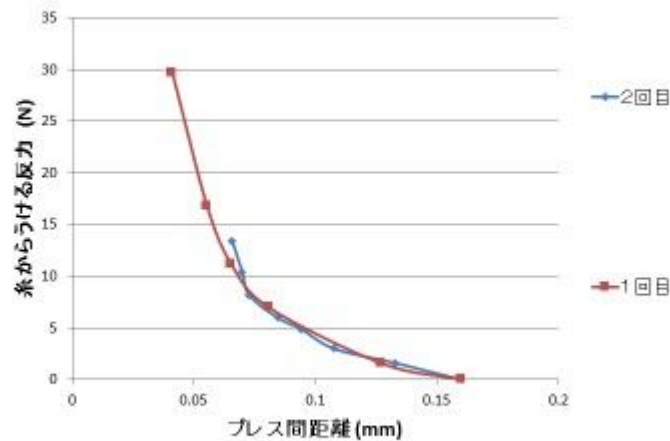


The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #29

## 結果 糸が押し返す力

プレス間距離と糸から受ける反力の関係



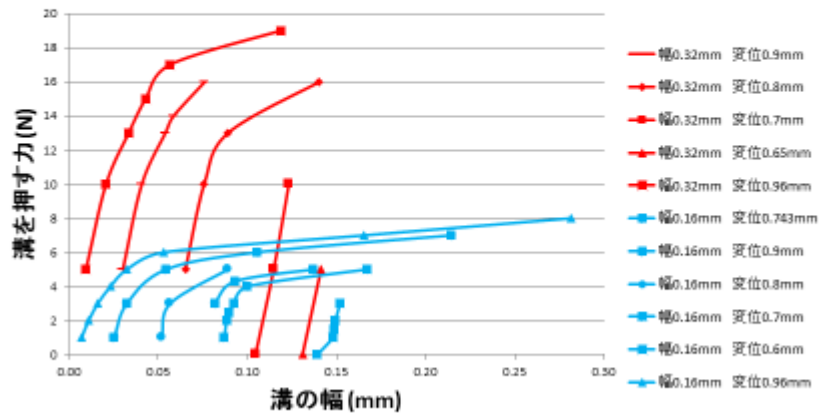
The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #30

## 結果 錨の抑えこみ

弾性域の立ち上がりは一致しているが、幅が増加すると降伏を始めるための力が非常に高くなる

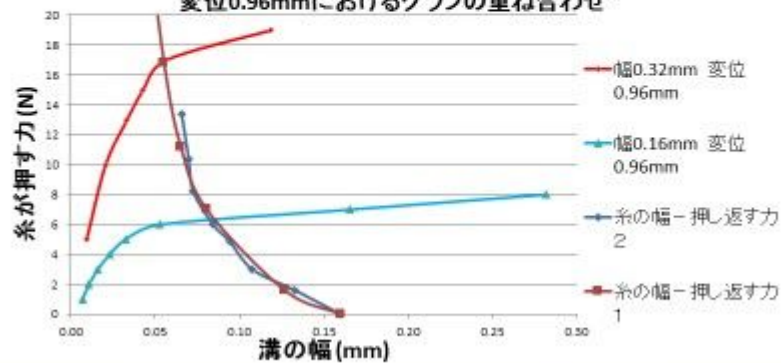
金属幅0.16mmと0.32mm 錨の溝を押す力と溝の幅の関係



## グラフの重ね合わせ： 錨幅による違い

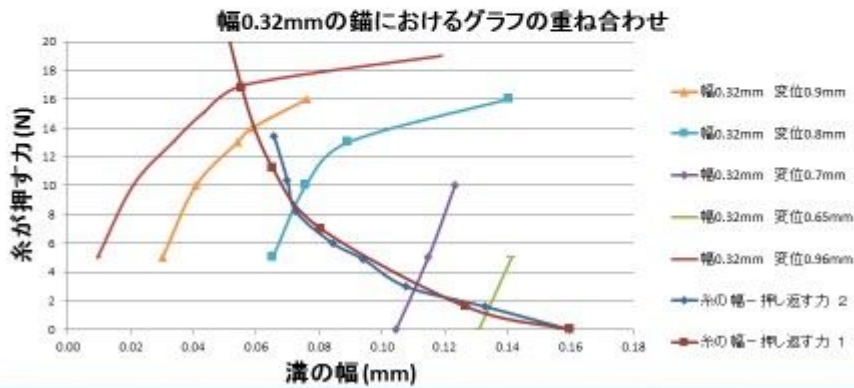
- 同じプレス変位(0.96mm)に対するつり合い点の比較
  - 幅0.32mm: 弾性域(17N), 抗張力高
  - 幅0.16mm: 塑性域(6.3N), 抗張力低

変位0.96mmにおけるグラフの重ね合わせ



## グラフの重ね合わせ： プレス変位による違い

- 同じ錨(幅0.32mm)に対するつり合い点の比較
  - 変位0.96mm: 17N, 抗張力高
  - 変位0.65mm: 1N程, 抗張力低



The University of Tokyo

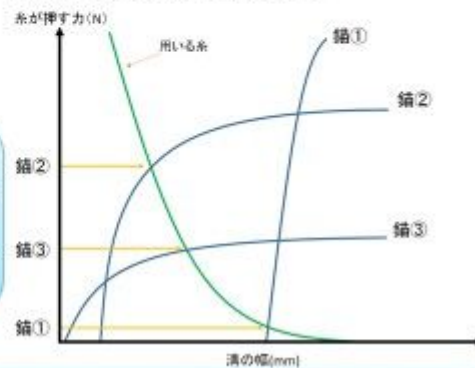
Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #33

## 考察

- 錨の寸法を変更すると、つり合い点が変わる
- プレスする変位(加締め力)は大きい程つり合い点が高い
- つり合い点が高くなると、得られる抗張力も高い



錨の寸法を様々に変化させ、持針器で加締めるとき錨②のようにつり合い点が高くなるような設計を行っていく



The University of Tokyo

Bio-Medical Precision Engineering Laboratory #34

## 結論

- FEMによってある加締め力に対して錨と糸に生じる変形の解析を行い、その妥当性を確認した
- 錨の幅と厚みを変え、加締め力と除荷後の抗張力の関係を調べた
- 近似的なモデルを用いて抗張力の高い錨を数値計算によって見積もりを行った
- 以上を踏まえ条件に対して適切な錨を設計するための指針を示した
  
- 今後の展望
  - 抗張力を数値計算で高精度に求める手法の確立
    - 使用する糸の物理特性の調査等
  - 医師との操作性の評価・改善



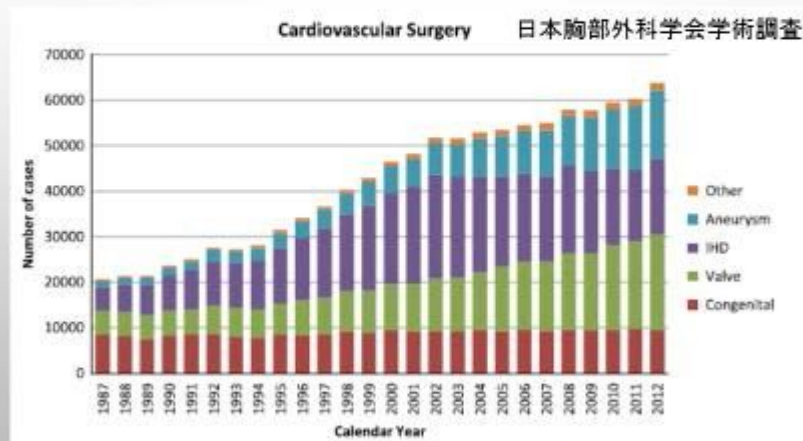
# よくわかる講座 本邦心臓血管外科の 現状と近未来

東京大学大学院医学系研究科心臓外科

小野 稔



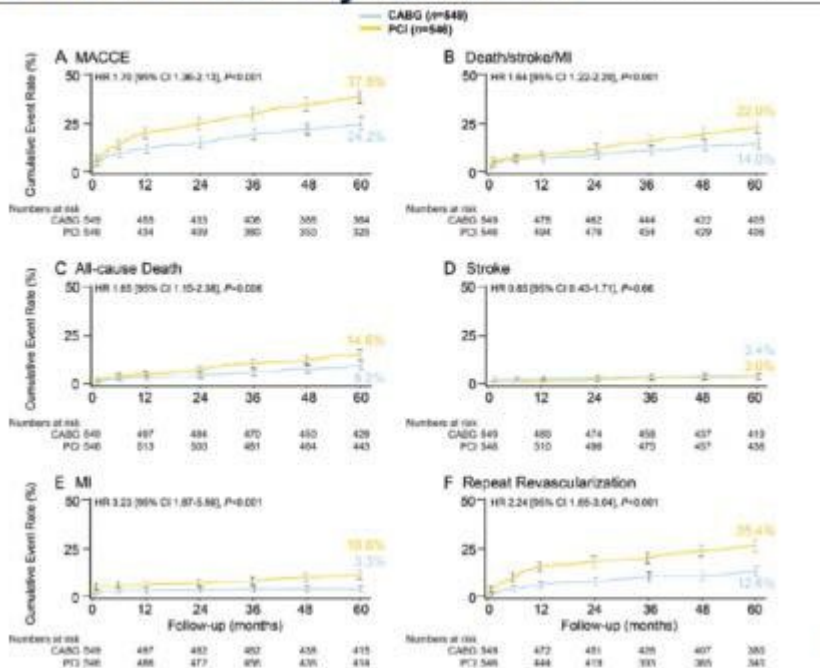
## 本邦における心臓大血管手術の推移



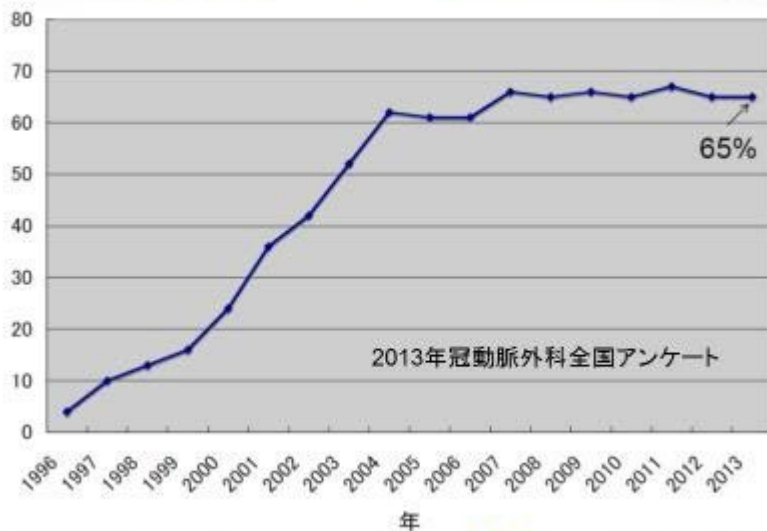
# 虚血性心疾患



## SYNTAX trial 5-year result *Eur Heart J 2014*

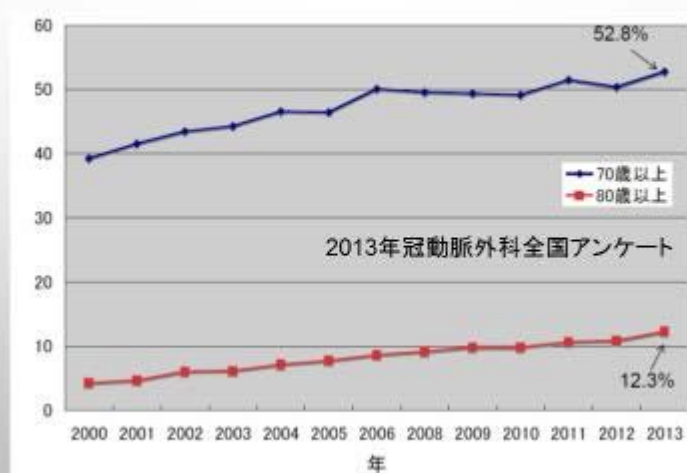


## 本邦におけるoff-pump CABGの動向



The University of Tokyo

## 高齢者CABGの増加



The University of Tokyo

## MIDCAB, Robo-CAB



 The University of Tokyo

## New suturing device



- SUS316L stain-less steel
- YAG laser manufacturing
- 0.9 × 0.5 mm anchor shape mechanism
- fixing with a suture by pinching by needle holder after running suture
- omitting manual knot tying



 The University of Tokyo



 The University of Tokyo

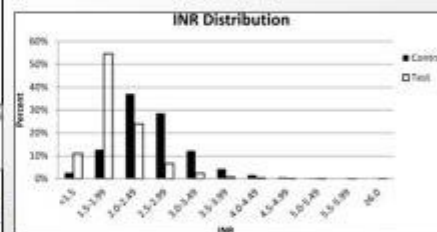
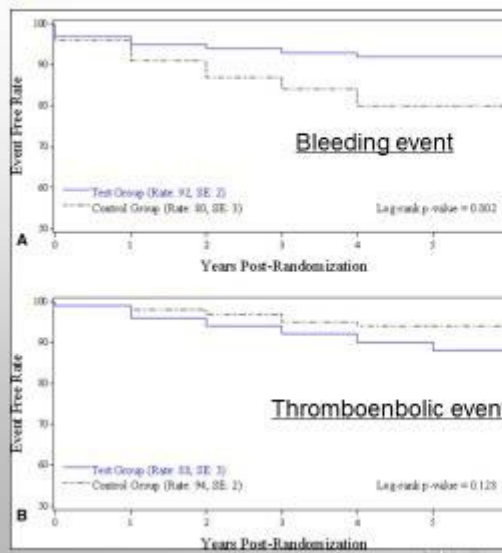
## CABGの現状と近未来

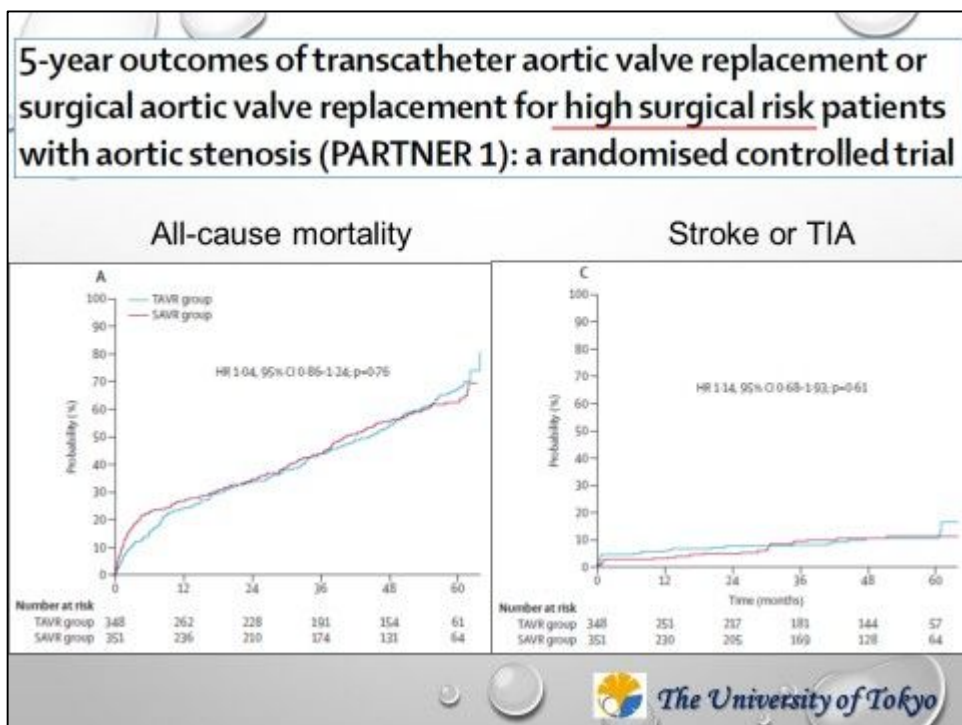
- SYNTAX trialにおける5年の結果によって、中等度以上の3枝病変と左主幹部病変では、CABGの優位性が証明された。
- CABGへのMICS-CABG (MIDCAB, Robo-cab) の導入は限定的である。
- Hybrid治療 (LITA-LAD + stenting) の本邦への導入はしばらく進まないであろう。
- 新しい縫合デバイスの登場は、MICS-CABGの導入を促進することが期待される。

 The University of Tokyo

# 心臓弁膜症

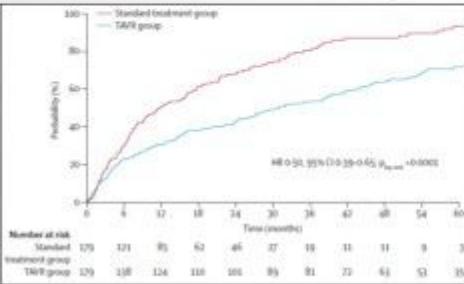
## PROACT trial results in elevated TE risk patients (On-X valve) *JTCVS 2014*



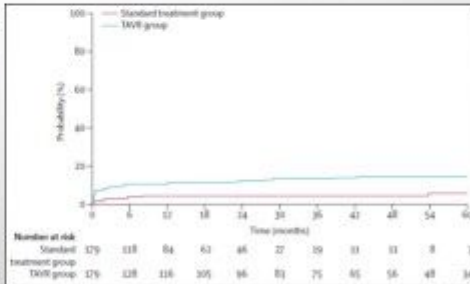


## 5-year outcomes of transcatheter aortic valve replacement compared with standard treatment for patients with inoperable aortic stenosis (PARTNER 1): a randomised controlled trial

### All-cause mortality



### Stroke



## Next-generation devices



A  
JenaValve



B  
Symetis Acurate



C  
Direct Flow Medical



D  
Portico



E  
Medtronic Engager



G  
Lotus Valve System



## Which bioprosthesis for aortic Valve in valve

### A. Stented

Perimount  
(Edwards Lifesciences)



Epic  
(St. Jude Medical)



Hancock II  
(Medtronic)



### B. Stented, Supraannular position

Magna  
(Edwards Lifesciences)



Mosaic  
(Medtronic)



### C. Stented, Externally Mounted Leaflets

Mitroflow  
(Sorin)



Trifecta  
(St. Jude Medical)



### D. Stentless

Freedom  
(Sorin)



Toronto SPV  
(St. Jude Medical)



Freestyle  
(Medtronic)



The University of Tokyo

## Possible risk factor for coronary obstruction

### Anatomic Factors

- Low lying coronary ostia
- Narrow sinotubular junction / low sinus height
- Narrow sinuses of Valsalva
- Prior root repair (eg. root graft, coronary reimplantation)

### Bioprosthetic valve factors

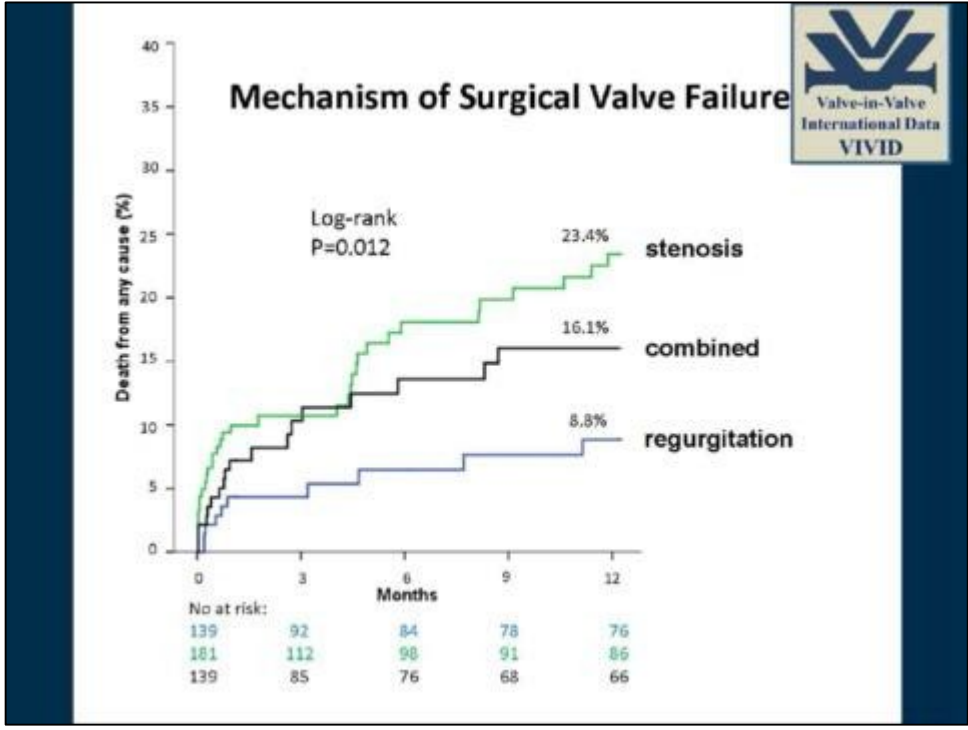
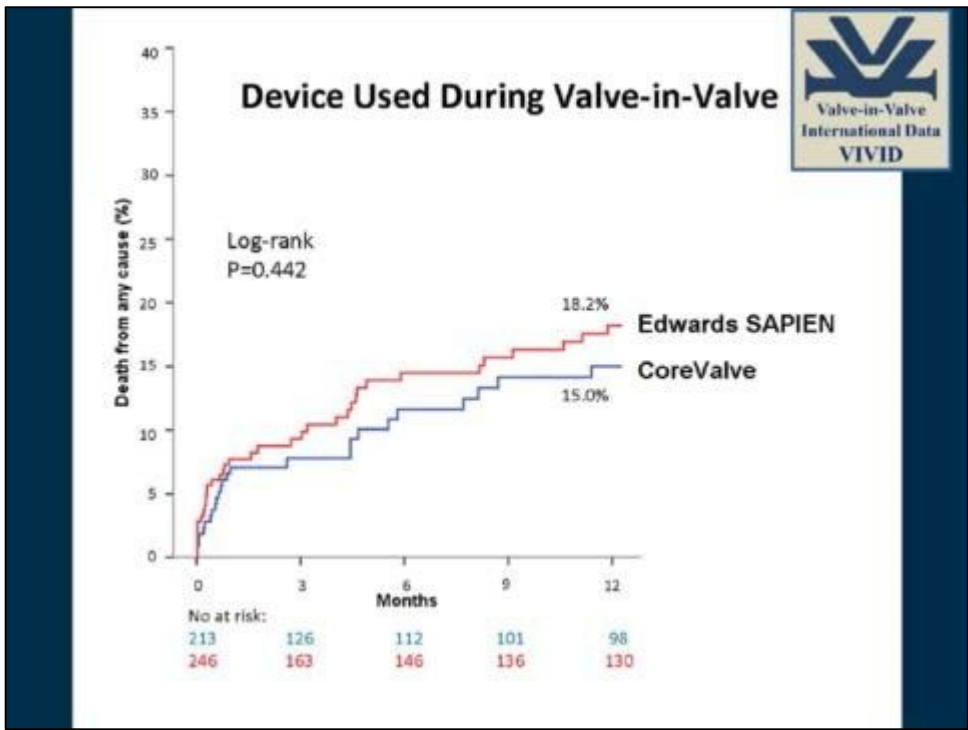
- Supra-annular position
- High leaflet profile
- Internal stent frame (eg. MitroFlow, Trifecta)
- No stent frame (homograft, stentless valves)
- Bulky leaflets

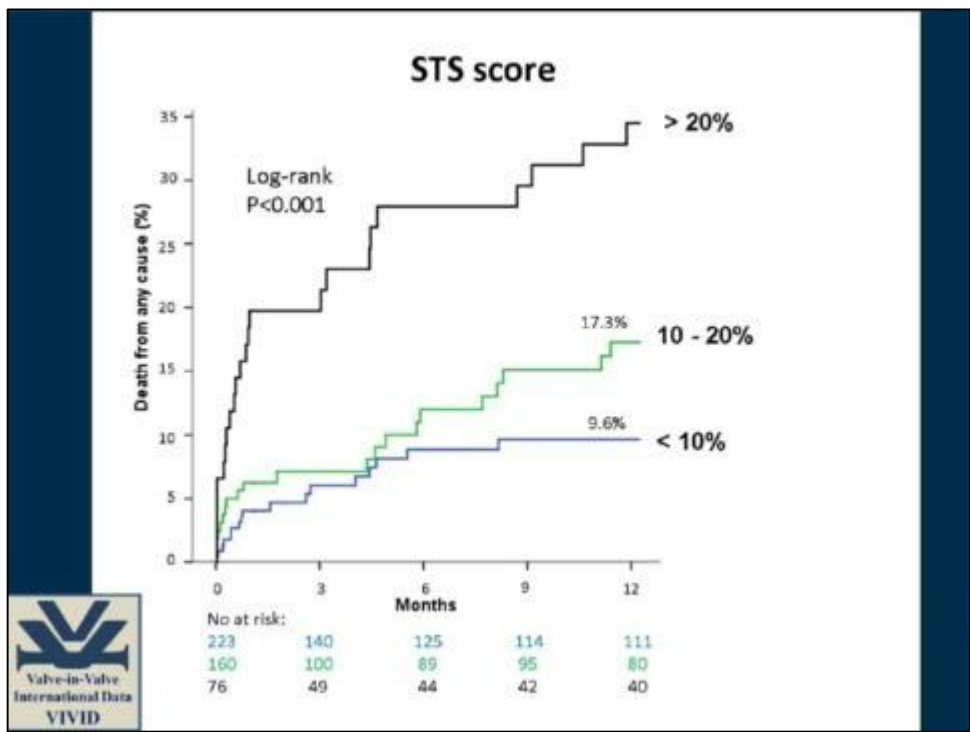
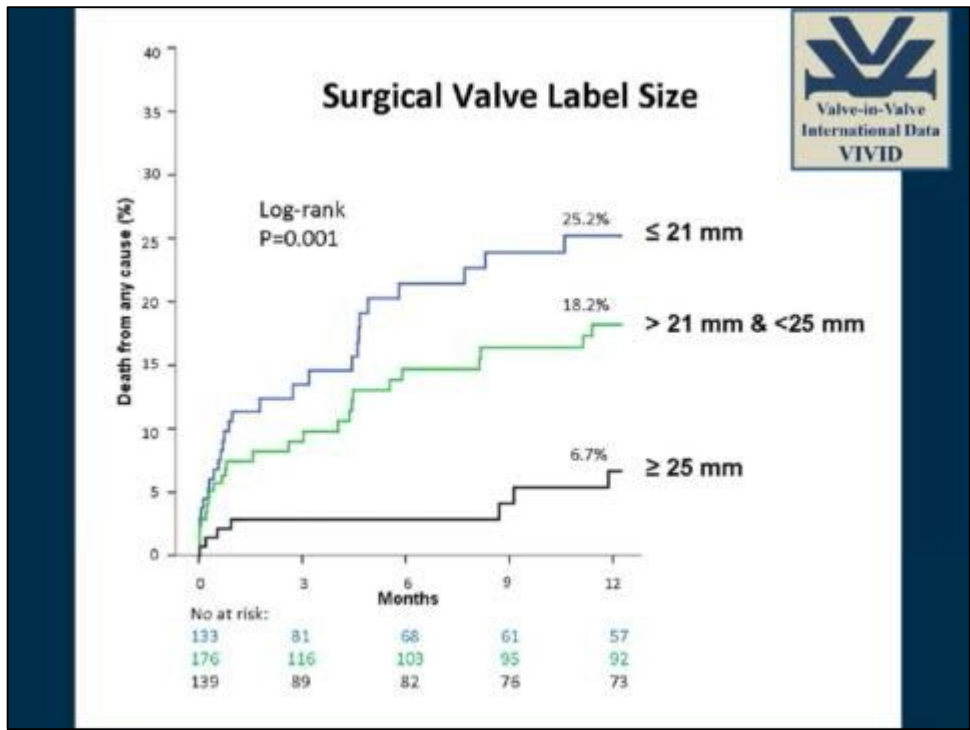
### Transcatheter valve factors

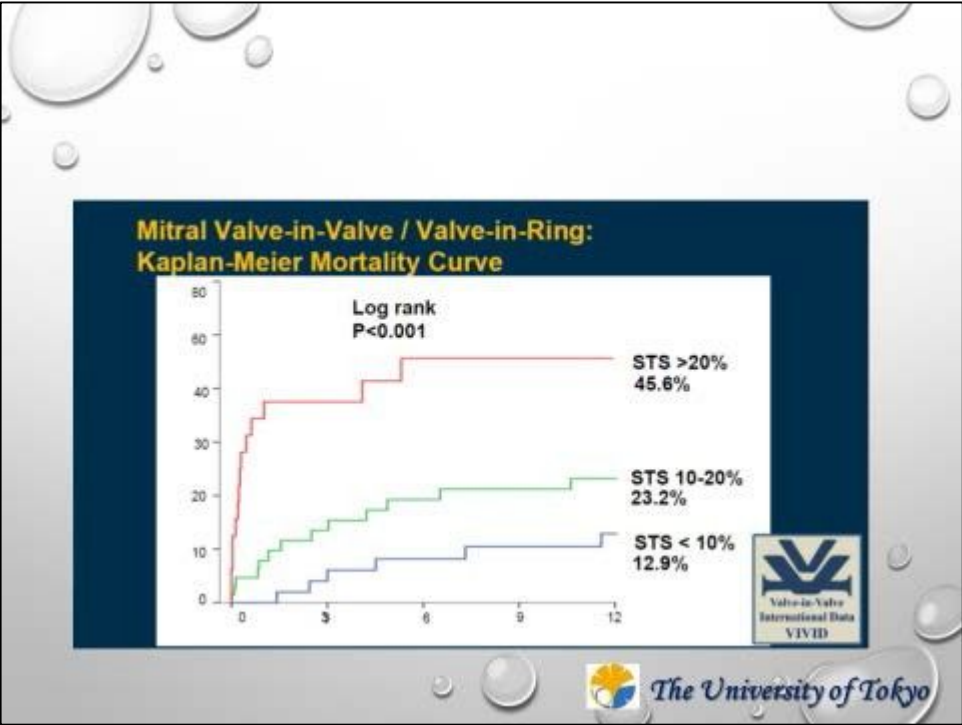
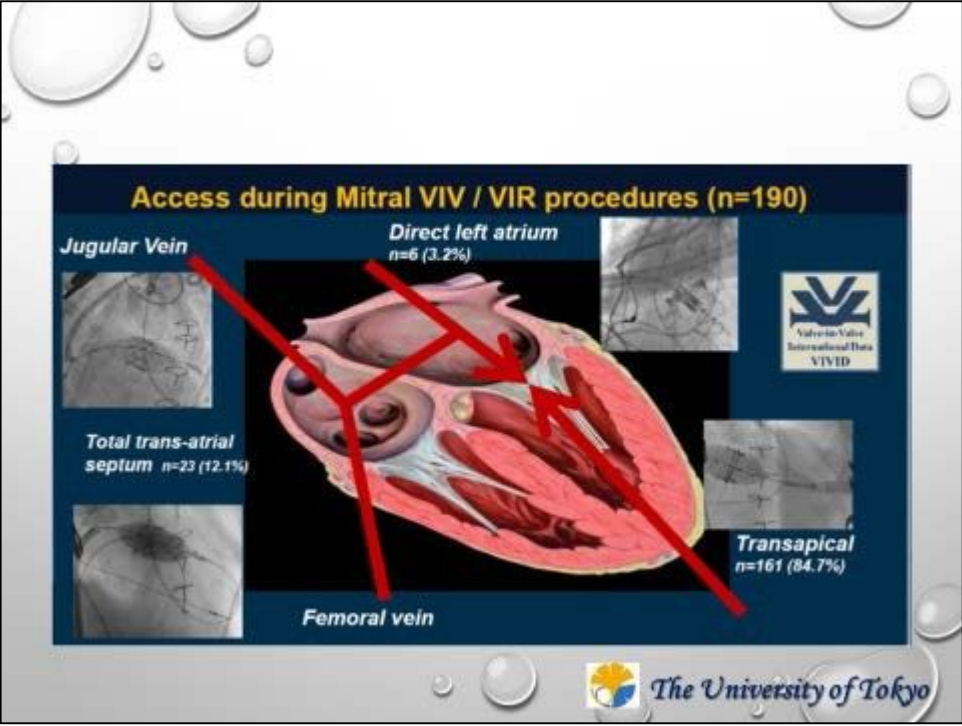
- Extended sealing cuff
- High implantation



The University of Tokyo







## Sutureless aortic valve



Perceval



3f Enable



Intuity



The University of Tokyo

## MitraClip



本邦においても、2015年より臨床試験が開始される(2-arm trial).

1. 正常心機能群: LVEF  $\geq$  30%のFMRおよびDMR
2. 低心機能群: LVEF  $<$  30%のFMRおよびDMR



The University of Tokyo

## 弁膜症治療の現状と近未来

- 機械弁・生体弁の機能は向上し続け、低用量抗凝固療法が可能な機械弁、15年以上の耐久性を有する生体弁が登場するであろう。
- 中等度リスク群までTAVRの適応は拡大されるであろう。TAVRの10年成績は今後の弁置換の方向性を決めるであろう。
- カテーテル弁治療の普及は心臓外科トレーニング方法の修正を迫ることは間違いない。



The University of Tokyo