


# バイオメディカル情報工学

第2部 生体情報技術入門  
第2章 生体信号計測技術

生体情報学講座  
陳 文西



## 生体信号の種類

- 圧力—血圧
- 流れ—血流、呼吸ガス
- 運動と力—加速度、筋収縮力
- 音声—心音、呼吸音
- 温度と熱流—体表と深部
- 化学量—尿、血液(ガス、電解質、イオン)
- 電磁気量—心電図、心磁図、脳波、筋電図

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 2/48




## 生体温度の計測

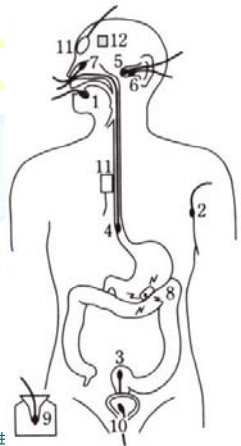
# 体温BT

## Body Temperature

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 3/48



## 各種体温と計測部位



- 1: 口内温
- 2: 腋窩温
- 3: 直腸温
- 4: 食道温
- 5: 鼓膜温
- 6: 外耳温
- 7: 鼻腔温
- 8: 消化管内温  
(ラジオカプセルによる計測)
- 9: 尿 温
- 10: 膀胱温
- 11: 前額あるいは胸部深部温  
(熱流補償プローブによる計測)
- 12: 前額皮膚温

第2部 生

### 临床上によく計測される体温

<b>直腸温</b> 温度計を直腸に挿入する	<b>舌下温</b> 正確な計測には習熟が必要	<b>腋下温</b> 外気に影響されやすい	<b>鼓膜温</b>
---------------------------	----------------------------	--------------------------	------------

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 5/48

### 熱の伝わり方

対流...温度が高くなると上昇  
対流...温度が低くなるので下降

伝導...ストーブからやかんに熱エネルギーが移動しお湯が沸く  
⇒接触式温度計の原理

放射...手をわざと暖かい放射される赤外線エネルギー量を測定⇒放射温度計

第2部 生体情報技術入門 6/48

<http://hypertextbook.com/facts/LenaWong.shtml>

### 各種体温の計測部位と方式

測定部位	方式
皮膚	サーミスタ、水銀
直腸	サーミスタ
舌下	サーミスタ
鼓膜	赤外線
深部	サーミスタ(+ヒータ)
体表	赤外線
全身	サーモグラフィ

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 7/48

### 熱膨張性

$$\alpha(T, p) = \frac{1}{V} \left( \frac{\partial V}{\partial T} \right)_p \quad \frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta \rho}{\rho} \quad \alpha(T, p) = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial \rho}{\partial T} \right)_p$$

水: 密度 [g/cm<sup>3</sup>] vs 七氏温度 [°C]. Density decreases from 1.0 at 0°C to approximately 0.96 at 100°C.

水銀: 密度 [g/cm<sup>3</sup>] vs 七氏温度 [°C]. Density decreases linearly from 13.6 at 0°C to approximately 13.3 at 100°C.

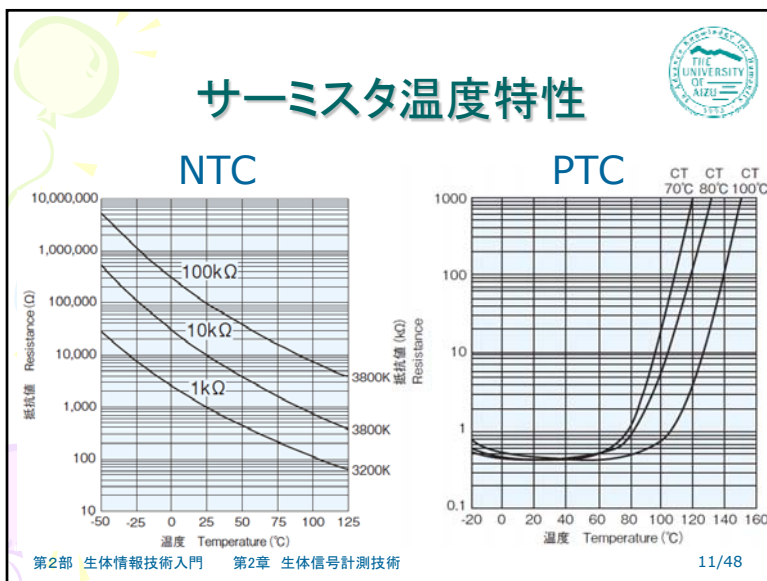
## 水銀体温計と電子体温計

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 9/48

## サーミスタ

- Thermistor=thermally sensitive resistor
  - 温度変化に対して電気抵抗の変化の大きい抵抗体。温度計測センサとして利用される
- 計測温度範囲=-50~350°C
- NTC(Negative Temperature Coefficient)
  - 鉄, ニッケル, コバルト, マンガン, 銅などの金属酸化物を2~4種混合し, いろいろな形状に成形して高温(1200~1500°C)で焼結したもので, 温度変化に対して抵抗値の変化が負の関係を持つ半導体抵抗器
- PTC(Positive Temperature Coefficient)

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 10/48



## 特長

- 感度高い
  - 抵抗温度係数が-2.8~-5.1%/°Cで極めて大
- 加工しやすい
  - 利用現場の要求に応じていろいろな形状、特に小形化することが可能
- 抵抗値の可能な選択範囲が大きい
  - 数十Ω~数百kΩの間で自由選択可能

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 12/48

## 実測式と予測式

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 13/48

## 放射温度計(赤外線温度計)

- 「放射」とは、物質が持つ熱エネルギーを電磁波(可視光線や赤外線など)という形態で周囲に放出する現象
- 赤外線センサを用いて物体の表面から放射される赤外線エネルギーを検知し、その赤外線の量から物体の表面温度を測定する

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 14/48

## 熱電対(Thermocouple)

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 15/48

## 熱電堆(Thermopile)

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 16/48

### サーモグラフのシステム構成

走査同期信号  
モータ  
水平走査  
垂直走査  
1次鏡  
2次鏡  
基準温度用黒体  
センサ  
前置増幅器  
増幅器  
信号変換  
モニター  
走査鏡  
焦点  
赤外線  
計測対象  
チョッパ

(a) 振動ミラー形 (b) 回転プリズム形 (c) 回転ミラー形

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 17/48

### 体温分布測定

- サーモグラフィ

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 18/48

### 加熱型深部体温計

測定用サーミスタ (1)  
断熱材  
ヒータ  
制御用サーミスタ (2)  
比較器  
増幅器  
出力  
表示器  
記録計  
皮膚  
定温組織

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 19/48

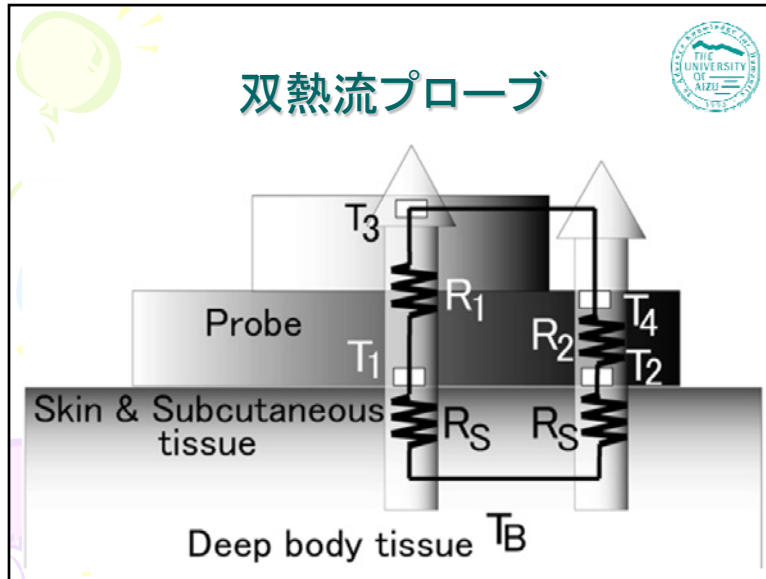
### 非加熱型深部体温計測原理

熱流の動き  
熱流  
断熱材  
非灌流組織  
皮膚組織  
皮下脂肪  
灌流組織  
深部体温TB  
熱流等価回路  
T2  
R1  
T1  
R  
TB  
I

$$I = (T_1 - T_2) / R_1 = (T_B - T_1) / R$$

$$T_B = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)R}{R_1}$$

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 20/48



### 深部温の推定

$$T_B = T_1 + \frac{(T_1 - T_3)R_S}{R_1} \quad T_B = T_2 + \frac{(T_2 - T_4)R_S}{R_2}$$

仮に、近いので、両Rsは等しい  
定義  $K=R_1/R_2$ 、センサの特性を示す

$$T_B = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_3)}{K(T_2 - T_4) - (T_1 - T_3)}$$

22/48

## 血液ガスの計測

### 血中酸素飽和度

Blood Oxygen Saturation Level  
動脈血酸素飽和度

## Arterial Oxygen Saturation

### $SO_2$ と $S_aO_2$ と $S_pO_2$

23/48

## 血中酸素飽和度

- ヘモグロビンは肺循環毛細血管の酸素を運んで、体循環毛細血管で酸素を放出する
- 酸化ヘモグロビン $HbO_2$  - 酸素と結合する、赤い
- 還元ヘモグロビン $Hb$  - 酸素と結合せず、黒い
- 酸素飽和度Oxygen Saturation (Functional  $SO_2$ )

$$SO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100\% = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\% \quad 94 \sim 99\%$$

- $SaO_2$  → 血液検査による測定値、侵襲的採血必要
- $SpO_2$  → パルスオキシメーターによる測定値、無侵襲、連続

24/48

### Beer-Lambert法則

$I(x) = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)c(x-a)}$

$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon(\lambda)cd}$

$A = -\ln T = \epsilon(\lambda)cd$

5/48

### 血中赤細胞の振る舞い

- 心臓の拍動と共に、赤細胞の軸は変化しながら前進
- 心臓拡張時に、赤細胞の軸は血流方向と平行、血管径縮小→吸光減少
- 心臓収縮時に、赤細胞の軸は血流方向と垂直、血管径増大→吸光増加

Systole    Diastole    Systole

Vessel wall    Flow

第2部 生体情報技術入門    第2章 生体信号計測技術    26/48

### 血流変動と透過光変動

Variable absorption due to pulse added volume of blood

Arterial blood

Venous blood

Tissue

No pulsation    Pulsatile blood    Time

Incident light

第2部 生    27/48

### 血管中のBeer-Lambert法則

$$I(d) = I_0 e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d} \quad d = d_{DC} + d_{min} + \Delta d$$

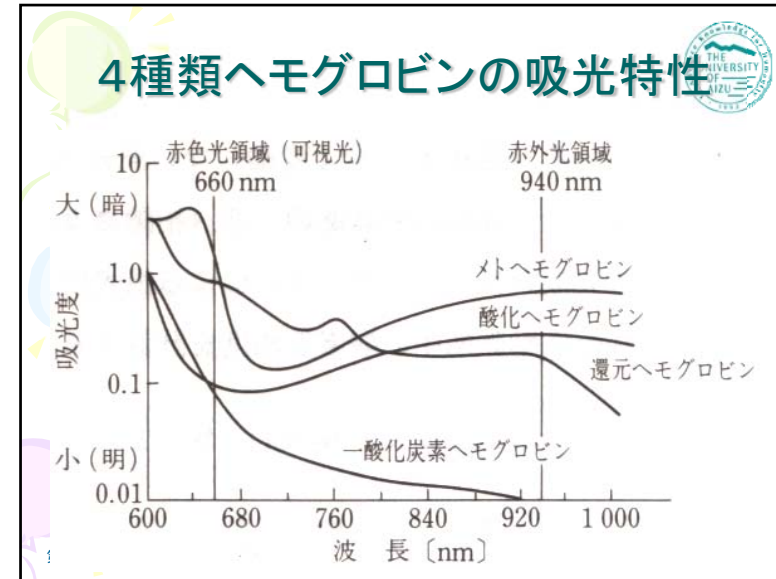
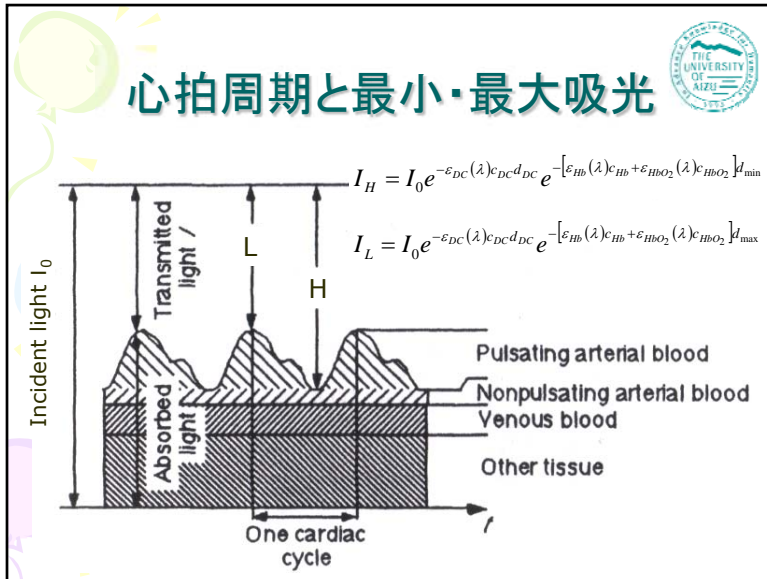
LED    Venous blood, pigmentation, etc.    Arterial blood    Photo-detector

Light intensity  $I$

$I_0$      $I_H$      $I_L$

$d_{DC}$      $d_{max}$      $x$

第2部 生    28/48



### 各種吸光成分と総吸光量

- 酸化ヘモグロビン (Oxyhemoglobin)
- 還元ヘモグロビン (Deoxyhemoglobin)
- その他
  - メトヘモグロビン (Methemoglobin)、<0.6%
  - 一酸化炭素ヘモグロビン (Carboxyhemoglobin)、<2%
  - サルファヘモグロビン (Sulfhemoglobin)、不明
  - 一酸化炭素サルファヘモグロビン (Carboxysulfhemoglobin)、不明
- 総吸光量 (Total absorbance)

$$A = \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}d_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}d_{Hb} + \varepsilon_x(\lambda)c_xd_x + A_0$$

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 31/48

### SO<sub>2</sub>の計算

$$c_{HbO_2} = SO_2(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (1)$$

$$c_{Hb} = (1 - SO_2)(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (2)$$

$$A_t = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}d_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}d_{Hb} \quad (3)$$

Assuming  $d = d_{Hb} = d_{HbO_2}$ , and combining (1)-(3) to obtain (4)

$$A_t = [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)SO_2 + \varepsilon_{Hb}(\lambda)(1 - SO_2)](c_{HbO_2} + c_{Hb})d \quad (4)$$

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 32/48

## SO<sub>2</sub>の計算

**定義**

$$R = \frac{A_{I,R}}{A_{I,IR}} = \frac{\ln(I_{L,R}/I_{H,R})}{\ln(I_{L,IR}/I_{H,IR})} \quad (5)$$

仮に $\Delta d_R = \Delta d_{IR}$


$$R = \frac{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}]\Delta d_R}{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}]\Delta d_{IR}} \quad (6)$$

SO<sub>2</sub>を用いて  
c<sub>HbO<sub>2</sub></sub>とc<sub>Hb</sub>を消去

$$R = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)]SO_2}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]SO_2} \quad (7)$$

Extracting SO<sub>2</sub> by reforming (7) to obtain (8)

$$SO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})R}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]R} \times 100\% \quad (8)$$




第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術
33/48

## SpO<sub>2</sub>の計算

- 入射光の波長によって、酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)と還元ヘモグロビン(Hb)の吸収特性は異なる。
- 酸素飽和度

$$SO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\%$$


- 二つの未知数(HbO<sub>2</sub>)と(Hb)があるため、二つの方程式が必要。
- 理論的に、二つの波長を使って、上記二つの未知数(HbO<sub>2</sub>)と(Hb)を解いて、SO<sub>2</sub>を求める。
- ところが、式(8)の“R”のみが得られるため、直接に解けない。
- 実用的に、“SO<sub>2</sub>”既知の模型を用いて、“R/IR”の比率“R”を計測し、look-up table(校正表)を作成し、式(8)を近似する。
- 計測時、校正表を使って、“R”から対応するSO<sub>2</sub>を求める→SpO<sub>2</sub>



第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術
34/48

## SpO<sub>2</sub>、光波長と吸光信号波形

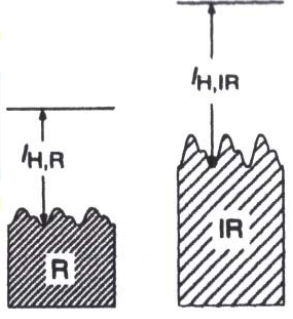
SpO<sub>2</sub>    660 nm (赤色光 R)    940 nm (赤外光 IR)



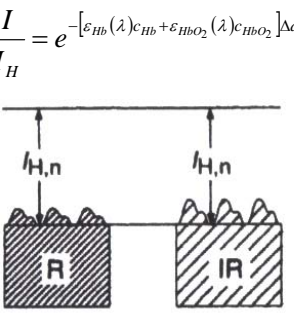
SpO <sub>2</sub>	660 nm (赤色光 R)	940 nm (赤外光 IR)	R/IR
0%			≒ 3.4
85%			1.0
100%			0.43

第2部
35/48

## 信号の正規化

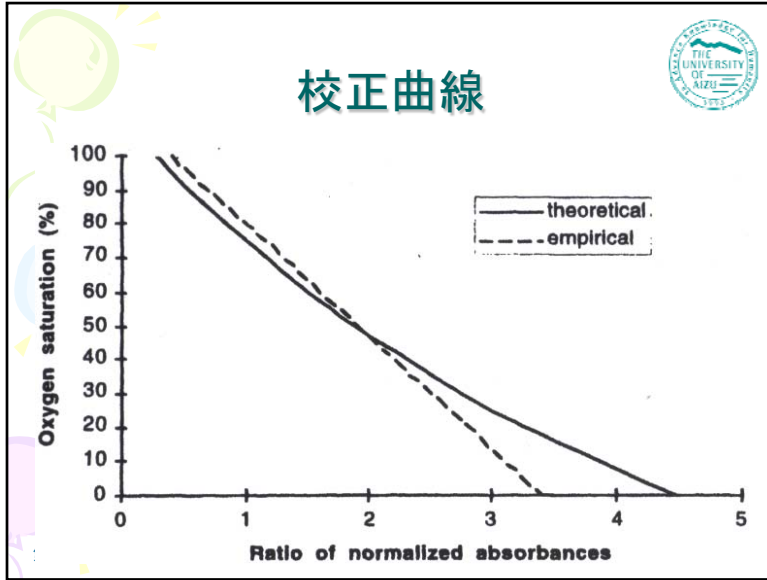


'Raw' signals

$$I_n = \frac{I}{I_H} = e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]\Delta d}$$


Normalized signals

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術
36/48



### 経験的方法

- Ratio of pulse-to-constant

$$R = \frac{AC_{RED} / DC_{RED}}{AC_{IR} / DC_{IR}}$$

- Clinical formula

$$SpO_2 = a - bR$$

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - \left( \sum_{i=1}^n R_i \right)^2}$$

$$b = \frac{n \sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - \left( \sum_{i=1}^n R_i \right)^2}$$

- a and b are coefficients determined through calibration

Red:infrared ratio

SpO<sub>2</sub>

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 38/48

## 生体電磁気量の計測 心臓電気活動ECG Electrocardiogram

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 39/48

### イオン交換と動作電位

Resting state = polarized	Depolarized state	Repolarization	Resting state
+++++	-----	+++++	++++

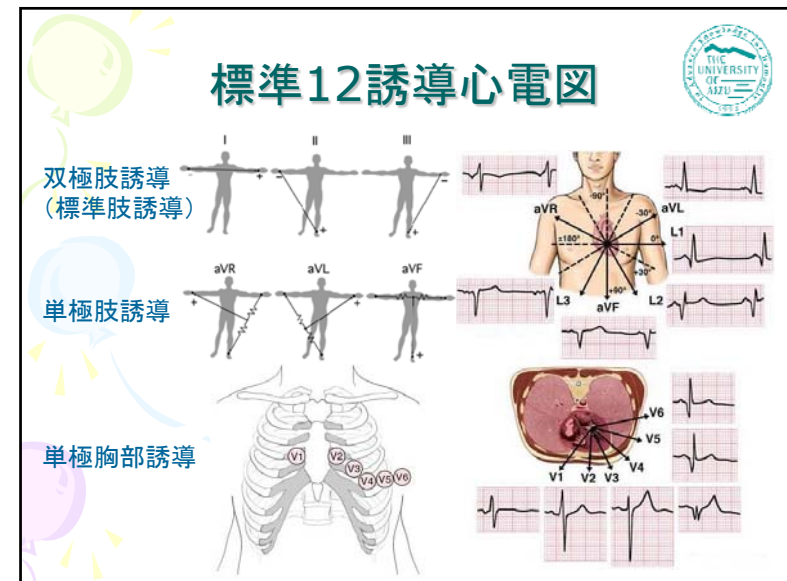
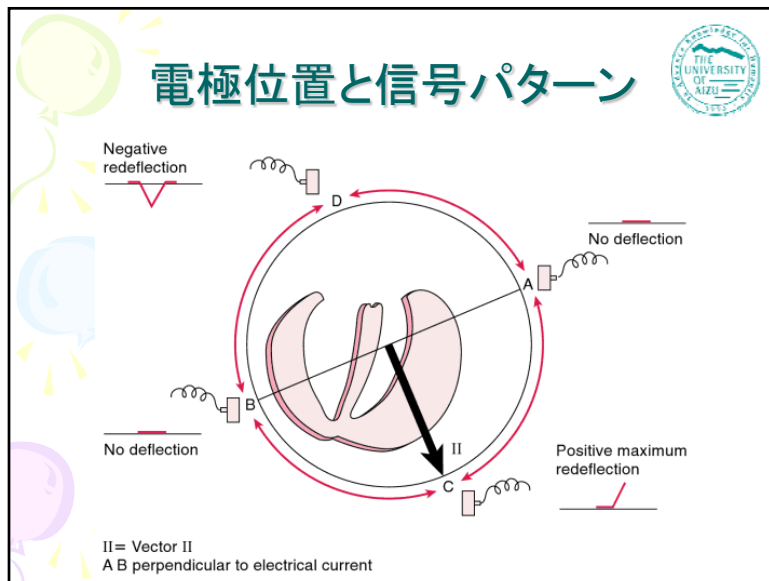
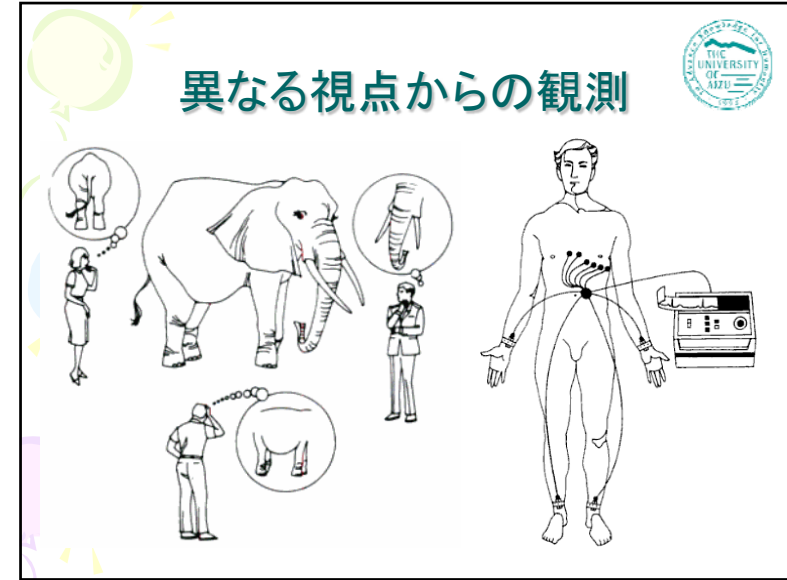
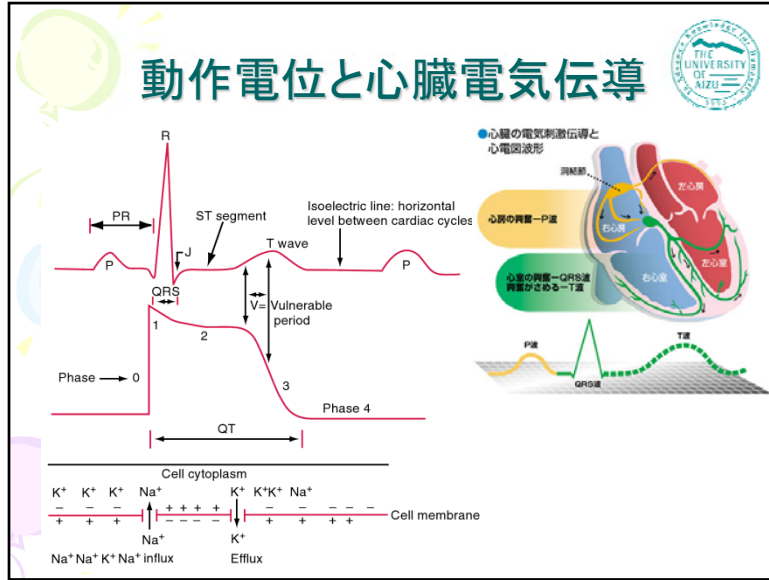
cell membrane

Inward Na<sup>+</sup> current      K<sup>+</sup> efflux

+  
0  
-45  
-90 millivolts

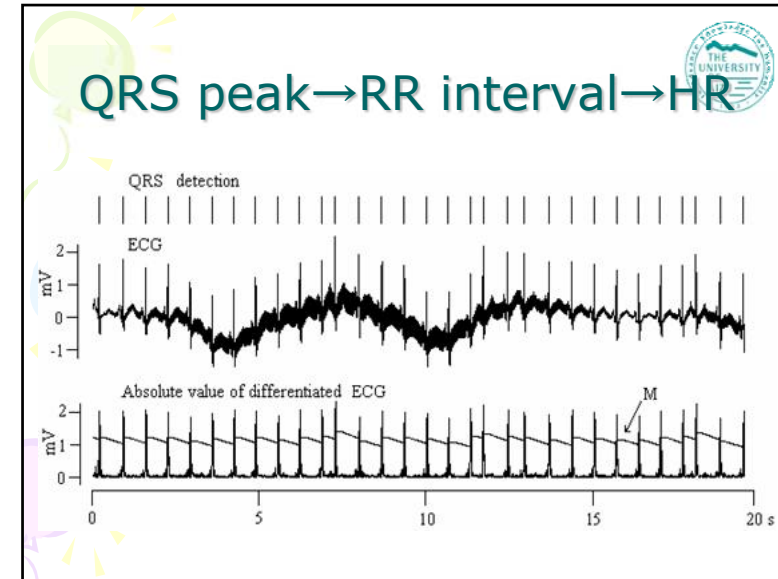
Phase 0 of the action potential      Phase 4

第2部 生体情報技術入門 第2章 生体信号計測技術 39/48



## 心電図 パラメータ

PR interval	0.12 to 0.2 second (up to 0.22 second in adults).
P waves	<3 small squares (0.12 second) in duration, and amplitude <3mm. Upright in lead I, inverted in aVR (if opposite, suspect reversed arm leads' or dextrocardia) (see Step 6, Figs. 2-21 and 2-36).
QRS duration	0.05 to 0.1 second; >0.1 second, consider incomplete LBBB, incomplete RBBB, or WPW syndrome (see Steps 2 and 3, Figs. 2-4, 2-9, and 2-10).
Q waves	Normally present in aVR; occasionally in V <sub>1</sub> or in aVL (vertical heart) (see Chapter 6). Often present in lead III; should be ≤0.04 second duration. Other leads except lead I: <0.04 second duration and ≤3mm deep; lead I ≤1.5mm in patients older than age 30. Q waves may be up to 5mm deep in several leads in individuals age <30.
R waves	V <sub>1</sub> : 0 to 15mm, age 12 to 20 (see Table 2-3). 0 to 8mm, age 20 to 30. 0 to 6mm, age >30. <sup>1</sup> V <sub>2</sub> : 0.2 to 12mm, age <30 <sup>1</sup> (see Step 5, Fig. 2-16). V <sub>3</sub> : 1 to 20mm, age >30. <sup>1</sup>
ST segment	Isoelectric or <1mm elevation in limb leads and <1mm in precordial leads except for normal variant (see Step 4, Fig. 2-12).
T wave	Inverted in aVR; upright in I, II, and V <sub>3</sub> through V <sub>6</sub> . Variable in III, aVF, aVL, V <sub>1</sub> , and V <sub>2</sub> (see Step 8, Fig. 2-27).
Axis	0 degrees to +110 degrees age <40. -30 degrees to +90 degrees age >40 (see Step 9, Fig. 2-30).
QT interval	See Table 2-5.



## 演習課題

# ベッドサイドモニタによる 複数生体情報の同時計測

## 内容・課題

- 実験機材
  - ベッドサイドモニタ(オムロンHBP-2070又は日本光電BSM-2300)
- 計測信号
  - 心電図ECG(HR)、血中酸素飽和度S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>(PR)、血圧NIBP(SBP、MAP、DBP)、呼吸サーミスタ(RR)、体温(BT)
- 計測状態
  - 安静→息止→過呼吸→安静→運動→安静、各5分間
- 計測間隔=1分
- データ解析と結果考察
  - 30分間における各種生体情報の1分毎変化グラフを作成する
  - 各状態における5分毎各種生体情報の平均値と標準偏差を求め、その変動状況と原因を考察する