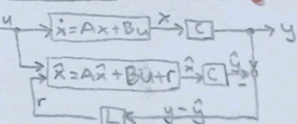


Beobachter: (Luenberger)



• L, so dass $\epsilon = y - \hat{y} \rightarrow 0$ für $t \rightarrow \infty$

$$\dot{\hat{x}} = (A - LC)\hat{x} + Bu + Ly$$

• Voraussetzung: Beobachtbar

• Beobachtermatrix: $L = P(A) \cdot CQ$

$P(A)$ char. Polynom „Soll“

CQ : letzte Spalte von $Q^{-1}(\cdot)$

Reduzierter Beobachter

Voraussetzung: $rg(C) = q$

I) Auftrennen & Umordnen:

$\hat{x} = \begin{pmatrix} r \\ y \end{pmatrix}$ nicht im Ausgang

Transformation

$$\hat{\tilde{x}} = PAP^{-1}\hat{x} + PBu \quad y = CP\hat{x}$$

$$= \begin{pmatrix} \tilde{r} \\ \tilde{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tilde{A}_{11} & \tilde{A}_{12} \\ \tilde{A}_{21} & \tilde{A}_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tilde{r} \\ \tilde{y} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \tilde{B}_1 \\ \tilde{B}_2 \end{pmatrix} u$$

$$\dot{\tilde{r}} = \tilde{A}_{11}\tilde{r} + \tilde{A}_{12}\tilde{y} + \tilde{B}_1u$$

$$\dot{\tilde{y}} = \tilde{A}_{22}\tilde{y} + \tilde{B}_2u$$

$$\tilde{y} = \tilde{A}_{22}\tilde{y} + \tilde{B}_2u = \tilde{A}_{21}\tilde{r} + \tilde{A}_{22}\tilde{y} + \tilde{B}_2u \quad \text{Rückf. } \tilde{x} = P^{-1}\hat{\tilde{x}}$$

II) Beobachter:

$$\dot{\hat{\tilde{x}}} = \tilde{A}_{11}\hat{\tilde{r}} + \tilde{A}_{12}\hat{\tilde{y}} + \tilde{B}_1u + L \cdot (\hat{\tilde{y}} - \tilde{A}_{22}\hat{\tilde{y}} - \tilde{B}_2u)$$

Stimulator

III) neuer Zustand: $\hat{p} = \hat{\tilde{r}} - L\tilde{y}$

$$\dot{\hat{p}} = A_p\hat{p} + B_pu + y_p \quad \text{mit: } A_p = \tilde{A}_{11} - L\tilde{A}_{21}$$

$$\hat{p} = y + L\tilde{y}$$

$$\hat{x} = \begin{pmatrix} \hat{p} \\ \tilde{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y + L\tilde{y} \\ \tilde{y} \end{pmatrix}$$

Regelentwurf im Frequenzbereich

Forderungen:

- Kreis stabil
- genüg. stat. Genauigkeit
- Antwort auf Führungs- & Störgrößen sprunghaft gedämpft
- schnelles Einschwingen auf stat. Wert

Reglertypen:

$$\text{allg. } G = \frac{G_R \cdot G_S}{1 + G_R \cdot G_S}$$

$$P: G_k = K_p$$

$$I: G_k(s) = \frac{K_p}{s}$$

$$PI: G_k(s) = \frac{K_p}{s} (1 + T_R s)$$

$$PID: G_k(s) = \frac{K_p}{s} (1 + T_{RS}) (1 + T_{RS})$$

$$PID_{real}: G_k(s) = \frac{K_p}{s} (1 + T_{RS}) \frac{(1 + T_{RS})}{(1 + T_{NS})}$$

$$(T_{R1} > T_{R2} > T_{NS})$$

$$PD: G_k(s) = K_p (1 + T_{RS})$$

$$PD_{real}: G_k(s) = K_p \frac{(1 + T_{RS})}{(1 + T_{NS})}$$

Wenn I bereits in Strecke / instabil ist

Entwurf nach Ziegler-Nichols: (langsame Strecken)

1.) P-Regel in Reihe zur Strecke $G_k = K_p$

2.) $K_p \uparrow$ bis Dauerschwingung $K_p = K_{PK}$

3.) Schwingungsdauer T_k merken

$$4.) PI: G_k = K_p \left(1 + \frac{1}{T_N s}\right) \quad K_p = 0,45 K_{PK}$$

$$T_N = 0,85 T_k$$

$$PID: G_k = K_p \left(1 + \frac{1}{T_N s} + T_N s\right) \quad K_p = 0,6 K_{PK}$$

$$T_N = 0,5 T_k$$

$$T_N = 0,12 T_k$$

T_N : Nachstellzeit

T_N : Vorhaltezeit

Störgrößen:

Fall 1: messbar

• Kompensation mit $u = u_1 + u_2$

$$u_2 = -(B^T B)^{-1} B^T E z$$

$$\dot{x} = Ax + Bu_2 + Ez$$

$z = 0$: bei exakter

Fall 2: nicht messbar, aber

Struktur $z(t)$ bekannt

$$x_s = \begin{pmatrix} z \\ z \end{pmatrix} \quad \dot{x}_s = \begin{pmatrix} \dot{z} \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ \dots & \dots \end{pmatrix} x_s$$

$$\tilde{B} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \dots & \dots \end{pmatrix} x_s$$

$$\tilde{B} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \dots & \dots \end{pmatrix} x_s$$

Störmodell:

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_s \\ \dot{z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & EC_s \\ 0 & A_s \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_s \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} B \\ 0 \end{pmatrix} u$$

$$y = (C \ 0) \begin{pmatrix} x_s \\ z \end{pmatrix}$$

Asymptotische Folgeregelung:

• mit dynam. Vorfilter $M(w(t)) = M(y_d, \dot{y}_d, \dots, y_d^{(n)})$

$$u(t) = -R x(t) + M(w(t))$$

1.) Bestimmung rel. Grad r

$$y = Cx$$

$$\dot{y} = (CA^r x + CA^{r-1} B u) \quad (r \neq 0) = v(t)$$

2.) Kompensation: $(*)$ nach u auflösen (virtueller Eingang)

$$u(v) = \frac{1}{CA^{r-1} B} (v(t) - CA^r x)$$

$$\text{Ziel: } y(t) \rightarrow y_d(t)$$

3.) gewöhnliche Hutmitz-DGL:

$$e(t) = y_d(t) - y(t)$$

$$e^{(r)} + p_{r-1} e^{(r-1)} + \dots + p_1 \dot{e} + p_0 e = 0 \quad (\text{Solvenanten!})$$

$$\Rightarrow y_d^{(r)} - y^{(r)} + p_{r-1} (y_d^{(r-1)} - y^{(r-1)}) + \dots + p_1 (\dot{y}_d - \dot{y}) + p_0 (y_d - y) = 0$$

$$\Rightarrow v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

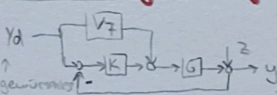
$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

$$v(t) = y_d^{(r)}(t) + \sum_{k=0}^{r-1} p_k (y_d^{(k)}(t) - CA^k x)$$

2-Freiheitsgrade-Regelung: (2 DOF)



$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

$$y = \frac{1}{G_k+1} z + \frac{G}{G_k+1} y_d$$

Gewebemodellierung:

• Feder: $F = k \cdot z$ (elast.)

• Dämpfer: $F = b \cdot \dot{z}$ (viskos)

$\Rightarrow$ Relaxation, Kriechen, Hysteresis

DGL: $\ddot{y} + a_1 \dot{y} + a_0 y = b_0 u + b_1 \dot{u} + b_2 \ddot{u}$

$$\Rightarrow y = \int \int [(b_0 u - a_0 y) d\tau + b_1 u - a_1 y] d\tau + b_2 u$$

$$\dot{x}_1 = b_0 u - a_0 y$$

$$\dot{x}_2 = b_1 u - a_1 y + x_1$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

$$y = b_2 u + x_2$$

- $GCS) = \frac{Z(s)}{U(s)} \Rightarrow U(s) = a_n s^n + \dots + a_1 s + a_0$
oder char. Poly $\det(sI - A) = a_n s^n + \dots + a_1 s + a_0$
- VZB: alle $\lambda_i > 0$ (reicht bei $n=2$)
- 3. Ordnung $a_1 a_2 - a_0 a_3 > 0$
- 4. Ordnung: $-a_4 a_1^2 - a_0 a_3^2 + a_1 a_2 a_3 > 0$

• jeder beliebiger Zustand soll in endlicher Zeit +
erreichbar sein

• $P_S = (B, AB, \dots, A^{n-1}B)$ $\Rightarrow \text{rg}(P_S) \stackrel{!}{=} n$
 $\rightarrow$ muss vollen Rang haben $\Leftrightarrow \det(P_S) \neq 0$

$$Q = \begin{pmatrix} C \\ CA \\ \vdots \\ CA^{n-1} \end{pmatrix} \Rightarrow \text{rg}(Q) \stackrel{!}{=} n \Leftrightarrow \det(Q) \neq 0$$

- SISO: Ausgang so oft ableiten, bis von Eingang abh.
 $y = Cx$
 $\dot{y} = C\dot{x} = \dots$
 $y^{(r)} = CA^r x + \underbrace{CA^{r-1}B}_{\neq 0} u \Rightarrow r =$
- MIMO: Einzelrelativer Grad der Einzelkomp. y_i
 $\Rightarrow r = \sum_{i=1}^m r_i \leq n$

biologische Regelstrukturen: (Δ)

- durch autonome reg. Nervensystem (ANS)
- Innervation durch Sympat. & Parasympatikus
- Informationsbetr. durch Adrenalin & Noradrenalin

z.B. Atme, Herz, Hunger...

- endokrines System
- Botenstoffe: Hormone
- Z.B. Stoffwechsel - Schilddrüse
- Hoden & Ovar

= Hypothalamus: wandelt neuronale in hormonale Signale um

- Methoden zur Bewegungswiederherstellung
 - Prothetik z.B. Exo-/Endoprothesen
 - Orthetik z.B. Krücken, Rollstuhl
 - Substitution z.B. Sprachengestalt als Alternative zu mündl. Bezeichnung

The diagram illustrates a control system for a patient's blood sugar level. It consists of the following components and connections:

- Referenztrajectoriergenerator**: The reference input, which provides a target value q to the **Polstellenregler**.
- Polstellenregler**: The controller, which receives the target q and the feedback signal T to calculate the control signal K .
- Kolomnest & Patient**: The plant, which receives the control signal K and produces the output T (blood sugar level).
- Modelbasierte Adaption (Fuzzy Logic)**: An adaptation block that receives the control signal K and the output T to adjust the controller's parameters.
- Messung vom Blutzucker**: The measurement of the blood sugar level, which provides the feedback signal T to the controller.

The diagram shows a feedback loop where the controller adjusts the insulin dose based on the difference between the target and the measured blood sugar level, with an adaptation mechanism for learning from past errors.

- funktionelle Elektrostimulation zur Wiederherstellung motor./sensor./veget. Fkt bei Schädigung des ZNS (Kommandos des ZNS kommen nicht an)

- Bewegungsfkt mit künstl. ^{elektr.} Nerven wiederhergestellt

```
graph LR; A[Generation Software] --> B[Feedforward Regelung]; A --> C[Feedback Regelung]; B --> D[Stimulator, Elektroden, Patient]; C --> D; D --> E[Sensorik]; E --> C; E --> F[Systemverhalten]; F --> G[Adaption]; G --> A; G --> C;
```

The diagram illustrates a closed-loop control system for restoring movement function using artificial nerves. It consists of the following components and connections:

- Generation Software**: The central control unit, which outputs to both the **Feedforward Regelung** and **Feedback Regelung** blocks.
- Feedforward Regelung**: A control block that receives input from the software and the **Adaption** block, and sends signals to the **Stimulator, Elektroden, Patient**.
- Feedback Regelung**: A control block that receives input from the **Sensorik** block and sends signals to the **Stimulator, Elektroden, Patient**.
- Stimulator, Elektroden, Patient**: The actuator that interacts with the patient and provides **Sensitiv input** back to the **Feedback Regelung**.
- Sensorik**: The sensing component that provides feedback to the **Feedback Regelung** and the **Adaption** block.
- Adaption**: A block that receives input from the **Sensorik** and the **Systemverhalten** output, and provides feedback to the **Generation Software** and the **Feedforward Regelung**.
- Systemverhalten**: The overall system output, which is fed back into the **Adaption** block.

$\dot{x} = Ax + Bu = (A - BR)x + BHw$
 $y = Cx \quad u = -Rx + Hw$

Reglerentwurf:

$p(s)$: char. Polynom (Polvorgabe!)
 t_p : letzte Zeile von P_s^{-1} (....)

$$R = \begin{pmatrix} \lambda_1 I & 0 \\ 0 & \lambda_p I \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \lambda_1 I & 0 \\ 0 & \lambda_p I \end{pmatrix} \begin{pmatrix} w_1^T \\ w_p^T \end{pmatrix}$$

Minimierung des quadr. Gütemaß

$$J(x, u) = \int_0^T x^T Q x + u^T S u \, dt$$

↑
Einflussmatrizen

allg. Riccati: $PBS^{-1}B^T P - PA^T P - Q = 0$

$$\Rightarrow R = S^{-1}B^T P$$

- exokr.: Verdauungssäfte (Enzyme), Auspflutung $\downarrow$, Proteine, Kohlenhydrate
- endokr.: Somatostatin, Insulin, Glukagon
 - $\rightarrow$ Blutglukose $\uparrow \rightarrow$ Insulin frei $\rightarrow$ Glukose $\downarrow$
- Insulintherapie:
 - Pharmakodynamik: Blutglukoseentw. über Zeit
 - $\rightarrow$ Wirkung von Arzneimittel im Organismus
 - $\rightarrow$ Art & Ort, Dosis-Wirkungs-Beziehung
 - Pharmakokinetik: Insulinkonzent. über Zeit
 - $\rightarrow$ Gesamtheit alle Prozesse, die Med. können unterliegt
 - $\rightarrow$ Prozesse: Freisetzung, Aufnahme, Verteilung, Um-/Abbau, Ausscheidung
 - Dosisanpassung: Nahrung, körp. Aktivität, Stress, aktuelle Messwert, verzögerte Dynamik

• Modelle: - Absorptionsmodell für exogen Glukose
- Absorptionsmodell für endogene Glukose
- Endogenmodell (Glukoseraushalt)

• Regel: nicht linear, rob. st., Parameteridentifikation

Relativ $\frac{1}{100}$ $\rightarrow$ Kontrollalgorithmus $\xrightarrow{\text{Insulinström}}$ Insulinpumpe $\rightarrow$ Insulin $\rightarrow$ Patient $\rightarrow$ Blut $\rightarrow$ Glukose

$\uparrow$ gemessene Plasmaplukose $\rightarrow$ kontinuierliche Glukosemessung $\rightarrow$ Kap.kalmanf.

• Aufnahme von KH: Verdauungsmodell aus einzelnen Teilmodellen

Esse $\xrightarrow{y}$ Mund $\xrightarrow{Menge}$ Dünndarm $\xrightarrow{P_{\text{Glucose}}}$ Dickdarm $\xrightarrow{P_{\text{Glucose}}}$ Glukose im Blut

• Modelle:

- Lehmann & Deusch: Glukose auf: Reumpunkt
- Anfuhrung: Proportionalgesetz
- Elshoff et al.: Aufnahme: Puls
- Maggi: mit Verzögerung

• Noquist et al.: $\rightarrow$ Einfluss von KH-Menge auf Glukoseplasmakonz., nahrungsspez. Parameter

$\Rightarrow$ Glukoseantwort GR = $15 \cdot \frac{G}{100} \cdot (1 - e^{-0,0185 \cdot t}) + 0,05$

• UTF des geschlossenen Kreises

$$G(s) = C(sI - A + BR)^{-1} B M \in \mathbb{C}^{p \times p}$$
$$Y(s) = G(s) U(s) \quad \text{bzw.} \quad U(s) = C(sI - A)^{-1} B$$

Entkopplung: jede Regelgröße folgt der zugeordneten Führungsgröße

Kopplungsmatrix $D^* = \begin{pmatrix} C_1^T A^{p-1} B \\ \vdots \\ C_p^T A^{p-1} B \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{p \times p}$

II) Definieren der Sollpolynome

$$N_i(s) = s^r + \dots + s^1 a_{i1} + a_{i0} \quad (p\text{-Polynome})$$

III) Vorfall: $M = (D^*)^{-1} \cdot d_2(u_1(0)) = (D^*)^{-1} d_2(q_{10})$

Rückföhr: $R = (D^*)^{-1} \cdot \begin{pmatrix} C_1^T N_1(A) \\ C_0^T N_0(A) \end{pmatrix} = q_{10} C_1^T + q_{11} C_1^T A + q_{12} C_1^T A^2$

$\Rightarrow$ UZF hat Diagonalform: $G(s) = \begin{pmatrix} G_1(s) & 0 \\ & \ddots \end{pmatrix}$

$$G(s) = \frac{N(s)}{D(s)} = \frac{q_0}{s^{r_1} + \dots + a_1 s + a_0} = \frac{w(s)}{y(s)}$$

Verkopplung: - nicht verkopfelt: $G(s)$ ist Diagonalmatrix

- Insulinformen: Hexamer $\rightarrow$ Dimer $\rightarrow$ Monomer $\rightarrow$ Absorption
- Kompartimentmodell: Hämoeaustausch durch phys. Transport

 M: Masse eines Stoffes mit Volumen V
 Zufluss/Abfluss

• Wilinska et al.

- Verzögerung durch Dimer (langsam) / Monomere (schnell)

Diagramm:

Ein Flussdiagramm zeigt die Kinetik von Insulin. Es beginnt mit einer Rate k_u in einen Zustand D_1 (Dimer), gefolgt von einer Rate k_d zu einem Zustand D_2 (Monomere). Von D_2 führt eine Rate k_m zu einem Kreis, der als "Plasma-Insulin" beschriftet ist. Ein Rückfluss mit der Rate k_{im} führt vom Plasma-Insulin zurück zu D_2 . Ein weiterer Pfad führt von D_2 über eine Rate k_e zu einem Kreis, der als "Eingang Insulininfusion" beschriftet ist. Ein dritter Pfad führt von D_2 über eine Rate k_g zu einem Kreis, der als "Ausgang Insulin-Aufnahme" beschriftet ist. Ein viertes Element ist ein Kreis mit der Rate k , der als "T-Zellkonzentration" beschriftet ist. Ein Pfeil mit der Rate K führt von diesem Kreis zum "Plasma-Insulin".

Legende:

- u : Eingang Insulininfusion
- g : Ausgang Insulin-Aufnahme
- T : T-Zellkonzentration
- K : Ratekonst.

→ Zusammenhang durch PTA-Glied beschreibbar:

$$T(t) + y(t) = K \cdot u(t)$$

→ Lineare Überlagerung Basal & Bolus-Insulin

- Kompartimentmodelle: Einteilung des Körpers in abstrakte Volumina, Stofftransport durch Ratekonst., Bilanzgleichung System


```

graph LR
    Inflow -- Zufluss --> M1((M1))
    M1 -- k1 --> M2((M2))
    M2 -- k2 --> M1
    M2 -- 2 --> Outflow[Abfluss, Abb. von]
      
```
- Bergmann Minimalmodell → Endogenmodell
 - basiert auf Insulinresistenztoleranztest

- 2. Zusammenfassen der unter. Modelle $\hookrightarrow$ Regler
 Strecke: Patient

```

    graph LR
      A[Anforderung  
(Strecke)] --> B[Regler]
      B -- y_soll --> C[MPC-Regler]
      B -- y_soll --> D[Trajektorienplaner]
      E[Informations  
(Rückmeldung)  
(Sensorgabe)] --> C
      C --> F[Strecke]
      D --> F
      F --> G[Glukosekonz.]
      F --> H[y(t)]
  
```

- Zielkonz. 6 mmol/L Blutglukose
 - linearer Abstieg $1-2 \text{ mmol/L pro h}$
 - expon. Anstieg mit $15 \text{ min Halbwertszeit}$

Verifikation des Modells mit OGTT

Abg. (s): Verzögerung durch Magendarmtrakt

Zwischenschleife mit Zeit

Geist (s) → Glukose-entwurf (sR) → K → [RAG, SAG] → Geist (s) → Magen-Darm-Trakt → Gez (s)

RAG: schnell-verfügbare KH
SAG: Langsam

GI: Glykäm. Index (0-100, Änderung Phämet. von Lebensmittel abhängig)