

Abhandlung zum Thema
„Driven right leg (DRL) am EKG-Verstärker“

Dr. Sebastian Guttke
2018

Gliederung

1.) Einleitung

- 1.1 Definition der Begriffe: Medizintechnik, Signal, Spektrum,...
- 1.2 Ursachen elektrischer und magnetischer Biosignale
- 1.3 Messkette zur Erfassung von Biosignalen
- 1.4 Herausforderungen bei der Messung von Biosignalen
- 1.5 Kapazitive und induktive Einkopplung von Störsignalen

2.) EKG-Ableitung

- 2.1 Entstehung eines EKGs ->bekannt
- 2.2 Messkette zur Ableitung eines EKGs
- 2.3 Elektroden zur Biosignableitung ->bekannt
- 2.4 Der Instrumentenverstärker ->bekannt
- 2.5 Arten der Ansteuerung (Gleichtakt und Differenzansteuerung)
- 2.6 Rauschquellen in der Messkette ->bekannt
- 2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

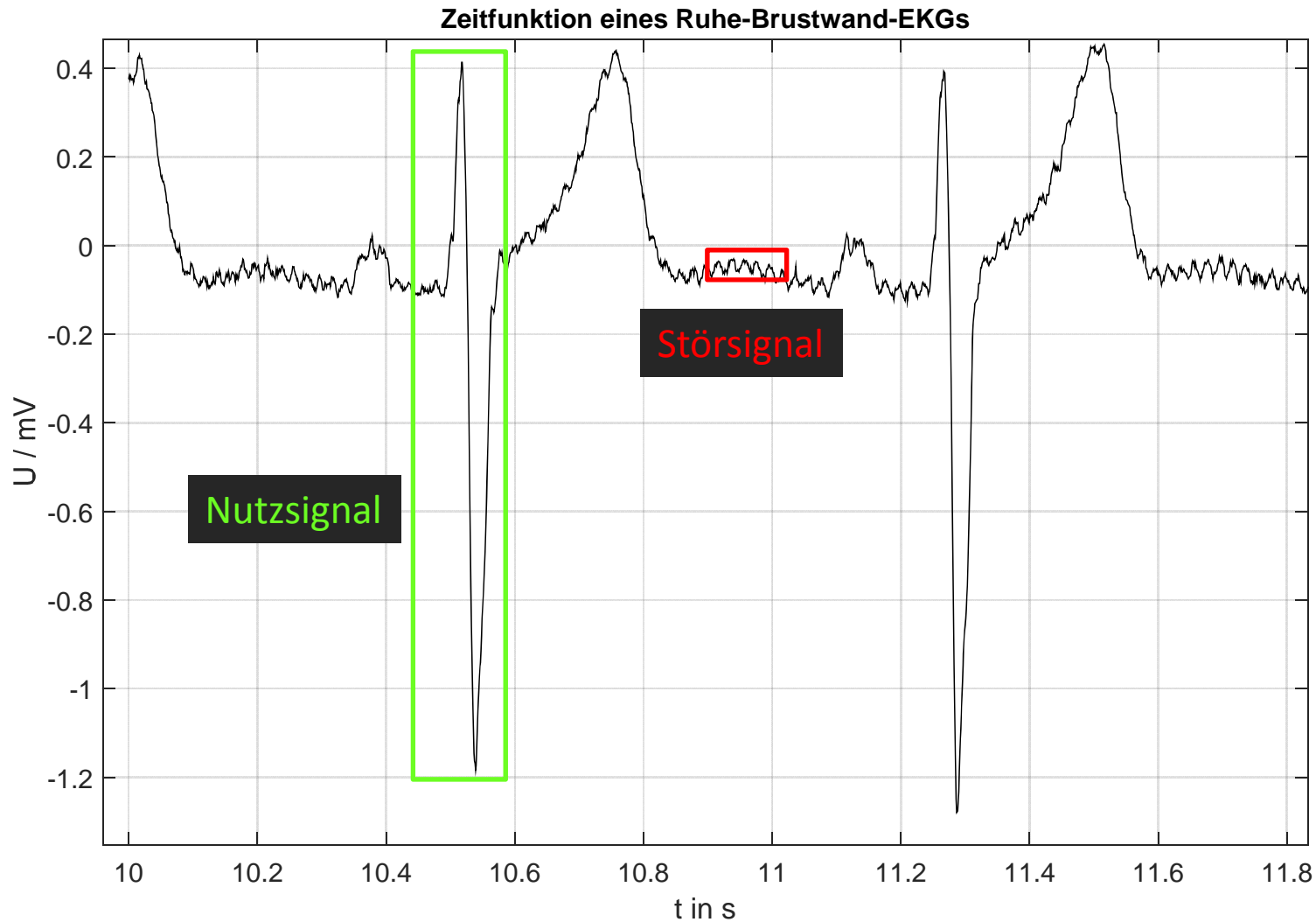
...

1.1 Definition der Begriffe: Signal, Spektrum,... am Beispiel des EKGs

Signal:

Die physikalische Repräsentation einer Nachricht (Information) ist das Signal. (Beuth, NT S.1.)

Beispiel: Schallwellen, elektrische Spannung, bildhaftes Zeichen, **EKG**.

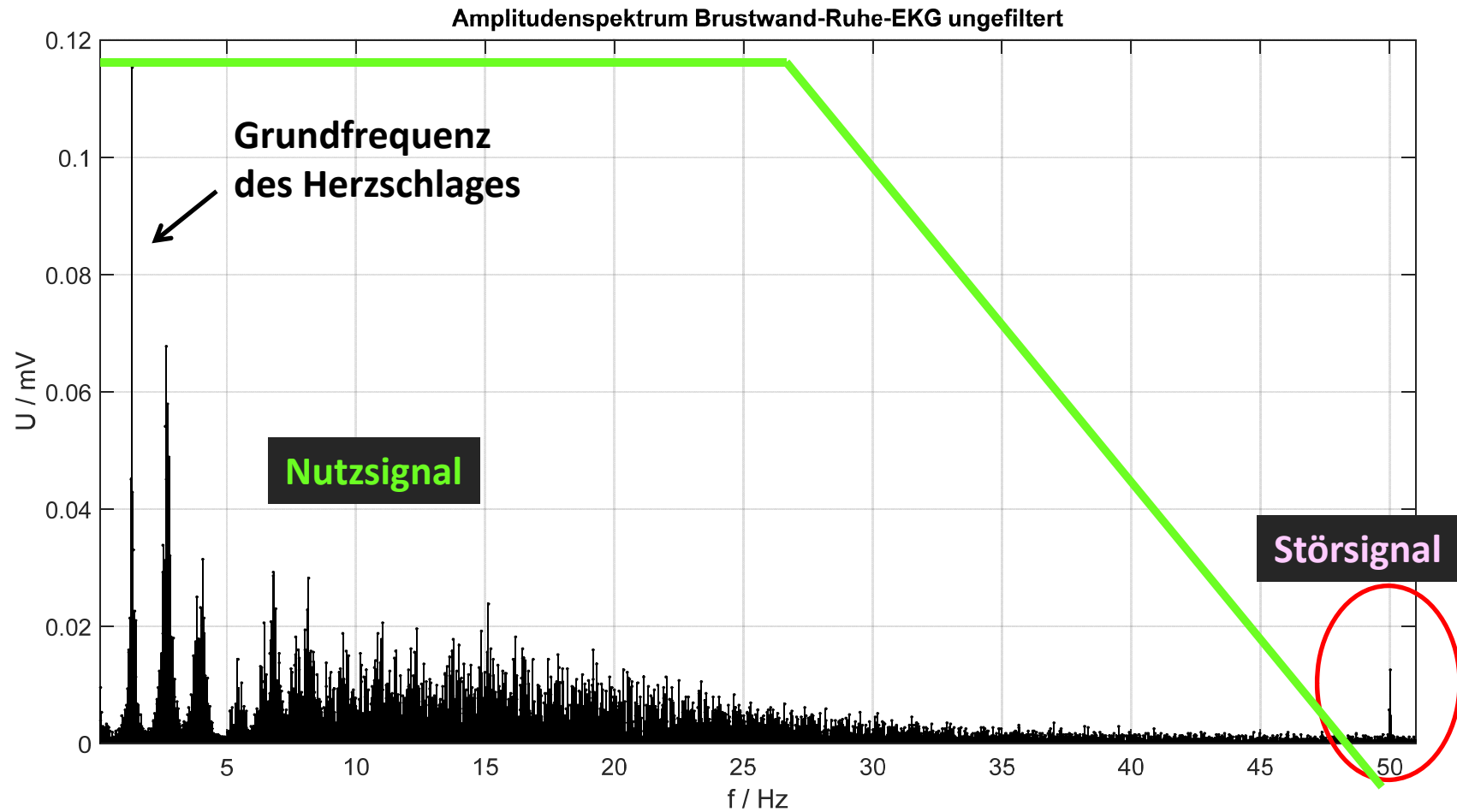


1.1 Definition der Begriffe: Signal, Spektrum,... am Beispiel des EKGs

Frequenzspektrum:

Das Frequenzspektrum eines Signals gibt dessen Zusammensetzung aus verschiedenen Frequenzen (Harmonischen) an.

Es wird als Amplituden- und Phasenspektrum angegeben und kann mittels Fourier-Transformation aus der Zeitfunktion bestimmt werden.



$f_s = 400 \text{ Hz}$, $T_m > 100 \text{ s}$

1.1 Definition der Begriffe: Signal, Spektrum,... am Beispiel des EKGs

Signal-Rausch-Verhältnis (SNR – signal to noise ratio):

- $SNR = P_{\text{nutz}} / P_{\text{stoer}}$, Integral der spektralen Rauschleistungsdichte über die Bandbreite.
mit Effektivwerten berechnet $SNR = U^2_{\text{nutz}} / U^2_{\text{stoer}}$

- $SNR_{\text{dB}} = 10 \cdot \log(SNR) = 20 \cdot \log(U_{\text{nutz}} / U_{\text{stoer}})$

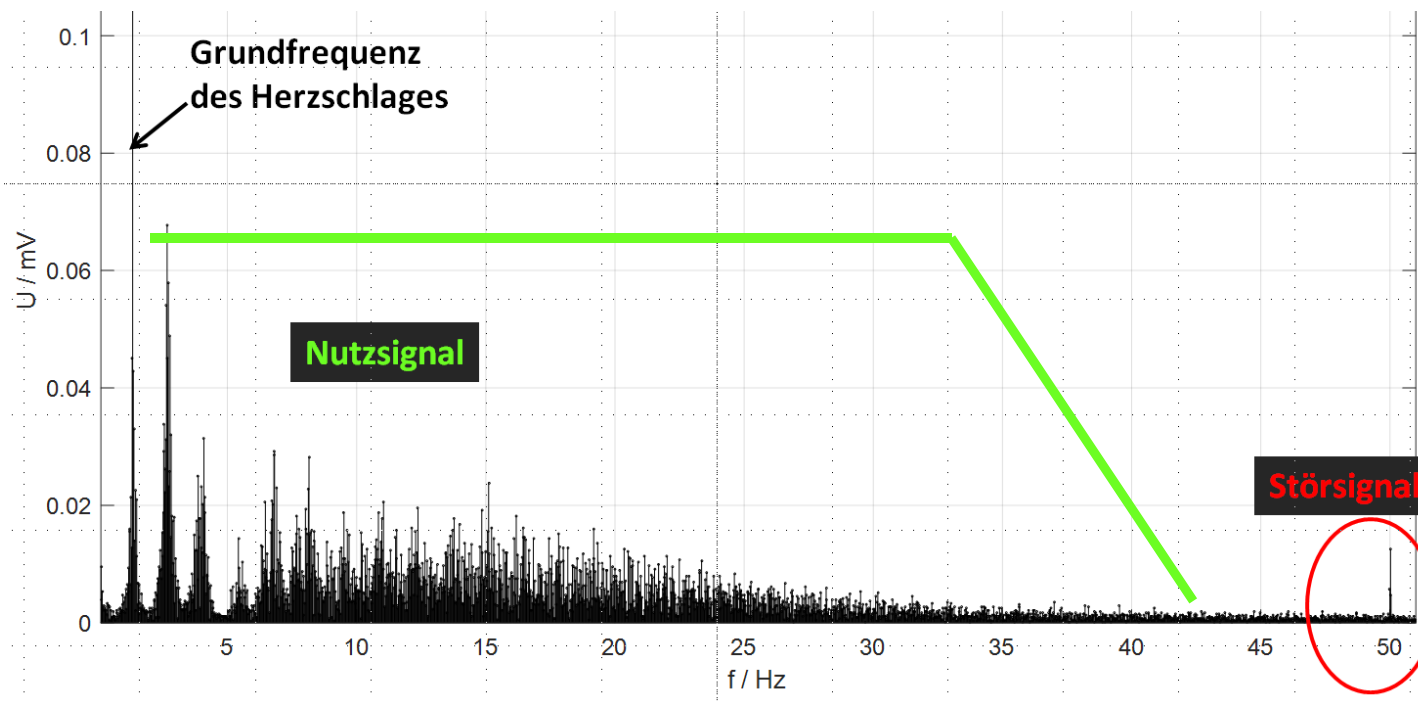
Rechenbeispiel:

U_{nutz} := Nutzsinal (EKG) und U_{stoer} := Störsignal (50 Hz-Rauschen)

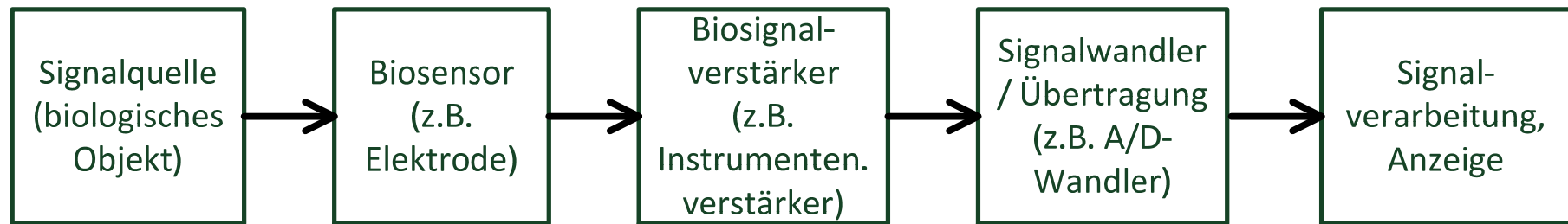
$$SNR_{\text{dB}} = 20 \cdot \log(1,1 \text{ mV} / 0,021 \text{ mV}) = 34 \text{ dB}$$

→ ungenügende Signalqualität für diagnostische Zwecke

→ Ziel: 80 dB...130 dB



1.3 Messkette zur Erfassung von Biosignalen



1.4 Herausforderungen bei der Messung von Biosignalen

- Biosignale mit verhältnismäßig kleinen Nutzsignalamplituden
- Störungen mit verhältnismäßig großen Störsignalamplituden

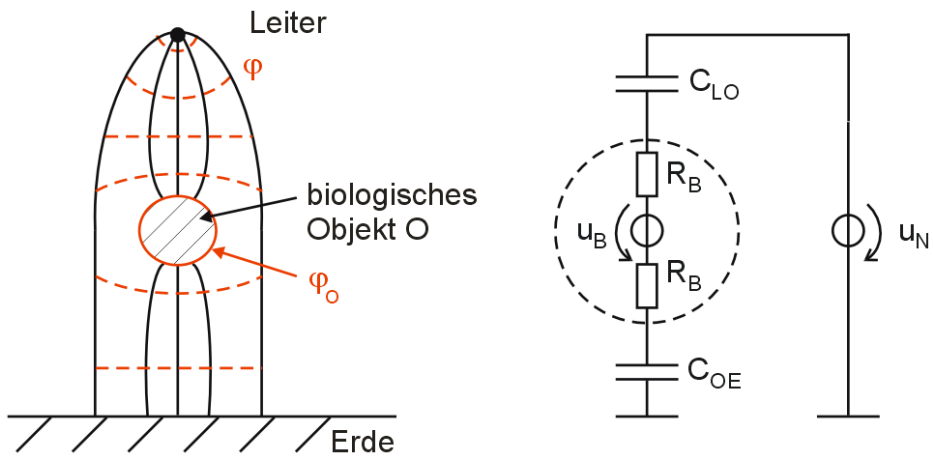
Ursachen:

Energieversorgung, Erdmagnetfeld, Bewegungsartefakte, überlagerte weitere Biosignale

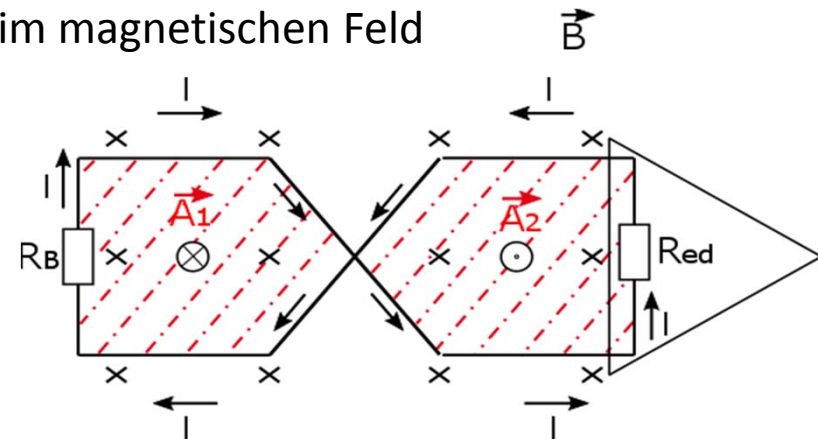
1.5 Herausforderungen bei der Messung von Biosignalen

Kapazitive und induktive Einkopplung von Störsignalen

Biologisches Objekt im elektrischen Feld

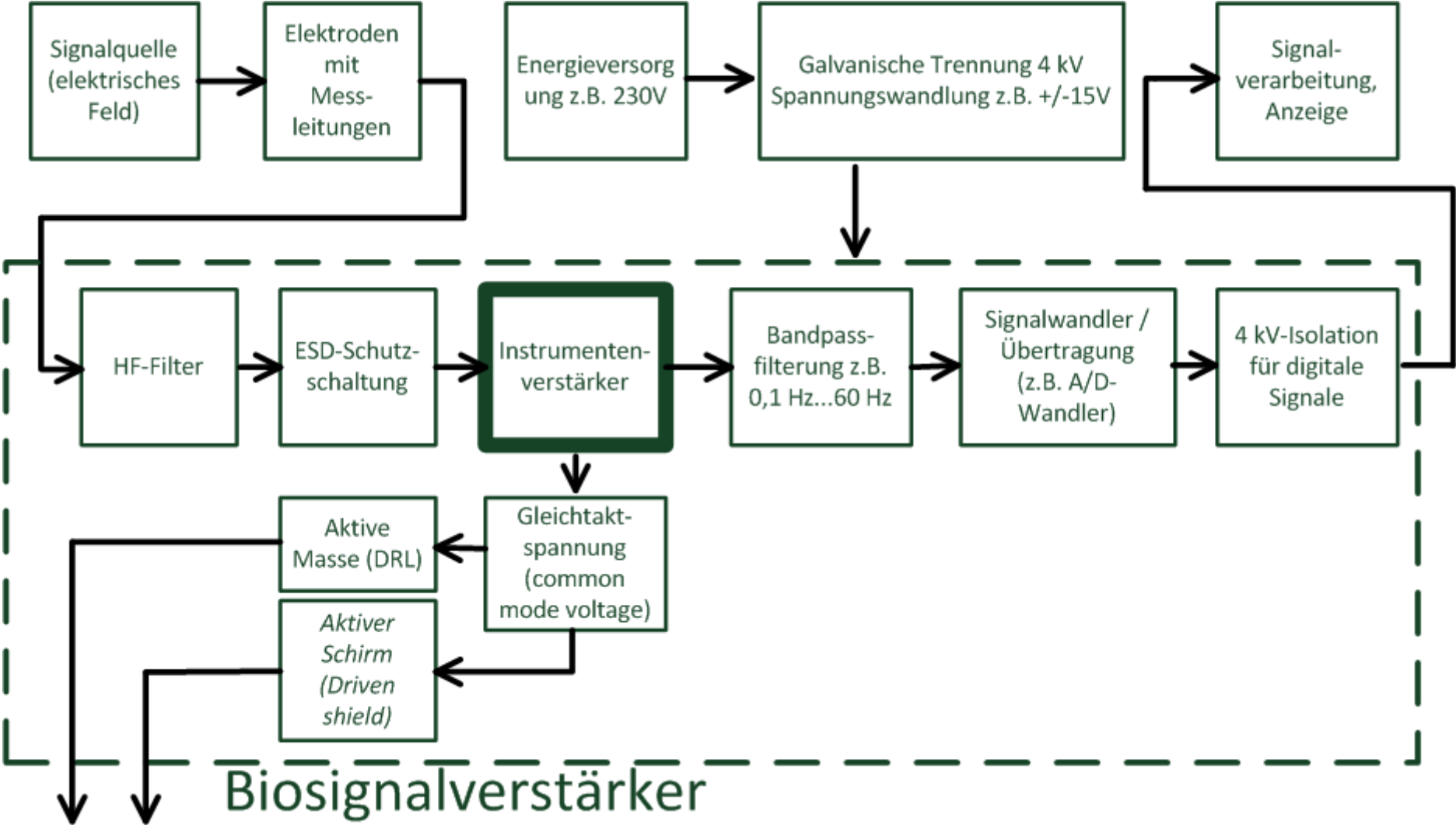


Biologisches Objekt und Messleitungen im magnetischen Feld



-> hier: Unterdrückung von Störsignalen durch Verdrillen der Messleitungen

2.2 Messkette zur Ableitung eines EKGs



2.3 Elektroden zur Biosignalleitung

Elektroden

- Komplexe, meist nichtlineare Impedanzen
- Messstromdichte \ll Austauschstromdichte

Elektroden 1. Art (polarisierbar)

geringe Austauschstromdichte J ,
Spannungserhöhung führt kaum zu
Stromflusserhöhung \rightarrow Aufladung der
Doppelschicht...

Ionen nähern sich der Doppelschicht
bis auf Hydrathüllenabstand

Elektroden 2. Art (nicht polarisierbar)

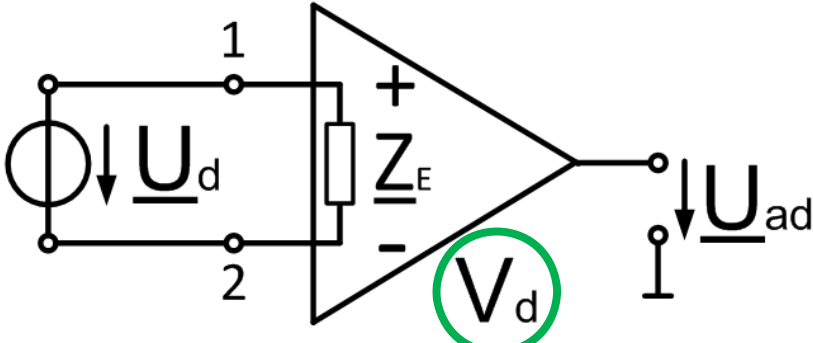
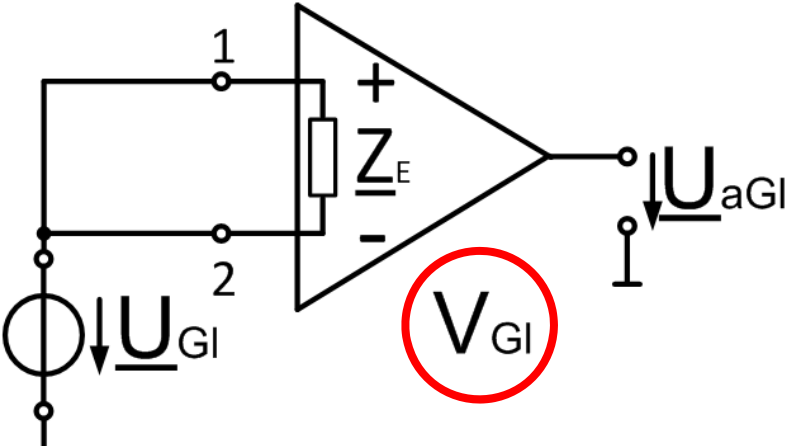
Dreiphasiges System
Metall, unlösliche Zwischenschicht
als „Ionenspeicher“, Elektrolyt

hohe Austauschstromdichte J möglich,
bei relativ konstanter Potentialdifferenz
nahe der im Gleichgewichtszustand,
d.h. keine große Überspannung bei
Stromfluss

Beispiel: Ag/AgCl – Silber/Silberchlorid

2.4 Arten der Ansteuerung (Gleichtakt und Differenzansteuerung)

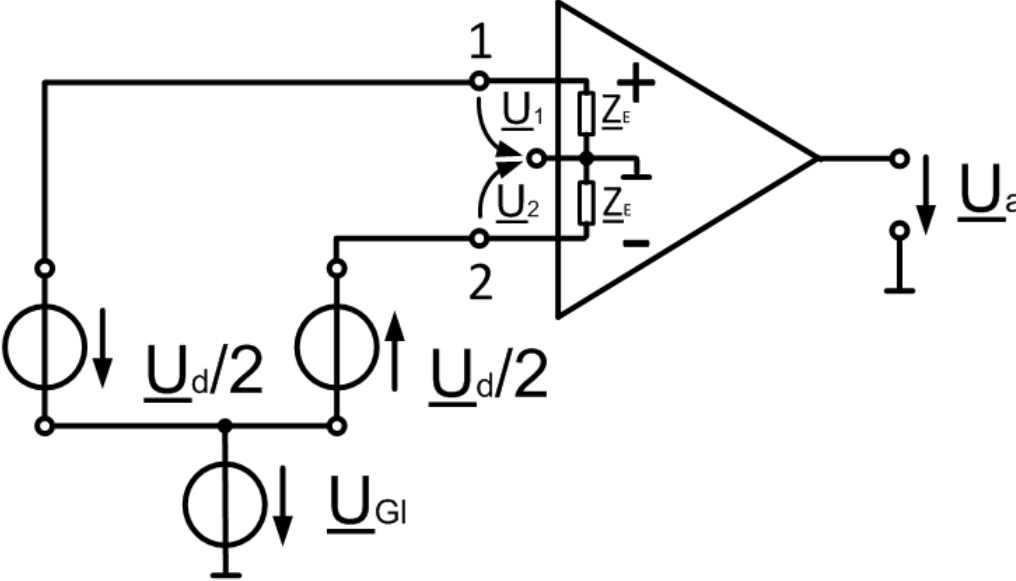
Arten der idealen Ansteuerung eines Instrumentenverstärkers

<p>Ideale Differenzansteuerung eines OPV</p> 	$V_d = \frac{ \underline{U} _a}{ \underline{U} _d} \Big _{U_{Gl}=0V}$ $\underline{U}_1 = -\underline{U}_2$ $\underline{U}_d = 2 \cdot \underline{U}_1$
<p>Ideale Gleichtaktansteuerung eines OPV</p> 	$V_{Gl} = \frac{ \underline{U} _a}{ \underline{U} _{Gl}} \Big _{U_d=0V}$ $\underline{U}_{Gl} = \underline{U}_1 = \underline{U}_2$

-> Gleichtaktspannung \underline{U}_{Gl} (common mode) ist hier ein 50 Hz – Signal.

2.4 Arten der Ansteuerung (Gleichtakt und Differenzansteuerung)

Reale Ansteuerung eines Instrumentenverstärkers

<p>Allgemeine Ansteuerung des Instrumentenverstärkers</p> 	$\underline{U}_1 = \underline{U}_{Gl} + \frac{\underline{U}_d}{2}$ $\underline{U}_2 = \underline{U}_{Gl} - \frac{\underline{U}_d}{2}$ <p>Differenzeingangsspannung: ¶</p> $\underline{U}_d = \underline{U}_1 - \underline{U}_2$ <p>Gleichtakteingangsspannung :¶</p> $\underline{U}_{Gl} = \frac{1}{2}(\underline{U}_1 + \underline{U}_2)$
$\underline{U}_a = V_{Gl} \cdot \underline{U}_{Gl} + V_d \cdot \underline{U}_d = \frac{V_{Gl}}{2} \cdot (\underline{U}_1 + \underline{U}_2) + V_d \cdot (\underline{U}_1 - \underline{U}_2)$	

- Ziel:**
- Bestmögliche Unterdrückung des Gleichtaktsignals \underline{U}_{Gl}
 - Bestmögliche Verstärkung des Differenzsignals \underline{U}_d

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Gleichtaktunterdrückung (CMR - common mode rejection):

$$\text{CMRR} = 20 \cdot \log_{10} (V_d / V_{GI})$$

V_d - Differenzverstärkung

V_{GI} – Gleichtaktverstärkung, bzw. Reduzierung

Maßnahmen zur Verbesserung:

- a) Messung mittels idealem Instrumentenverstärker
- b) Bestmögliche Symmetrie am Verstärkereingang
- c) Aktive Masse d.h. DRL (driven right leg)

Rechenbeispiel:

- $\text{CMRR} = 20 \cdot \log_{10} ([U_{ad}/U_d] / [U_{aGI} / U_{GI}])$
 - $\text{CMRR} = 20 \cdot \log_{10} ([30 \text{ mV} / 1 \text{ mV}] / [0.1 \text{ mV} / 100 \text{ mV}])$
 - $\text{CMRR} = 20 \cdot \log_{10} (30 / 0,001)$
 - $\text{CMRR} = 90 \text{ dB}$
- unterer Grenzwert für praktisch geeignete CMRR

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Driven right leg (DRL-Schaltung):

“This electrode provides a **low-impedance path** between the patient and the amplifier common so that v_c (common mode voltage) is small.” (Winter and Webster, 1983)

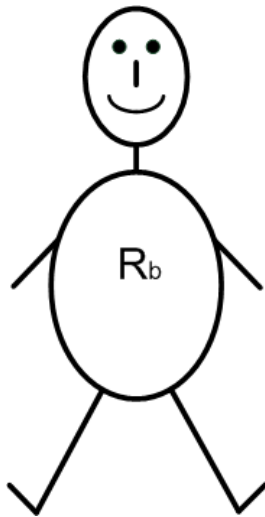
d.h.

DRL ist eine niederohmige Verbindung zwischen der Masse des Messsystems GND und dem Menschen. Sie dient zur Reduzierung einer vorhandenen Gleichtaktspannung zwischen Mensch und GND. (kapazitives Störsignal)

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Ein Mensch



Hinweis:

Vereinfachung der Schreibweise der komplexen Größen wie z.B.

$\underline{Z} := R, X_c$

$\underline{U} := u$

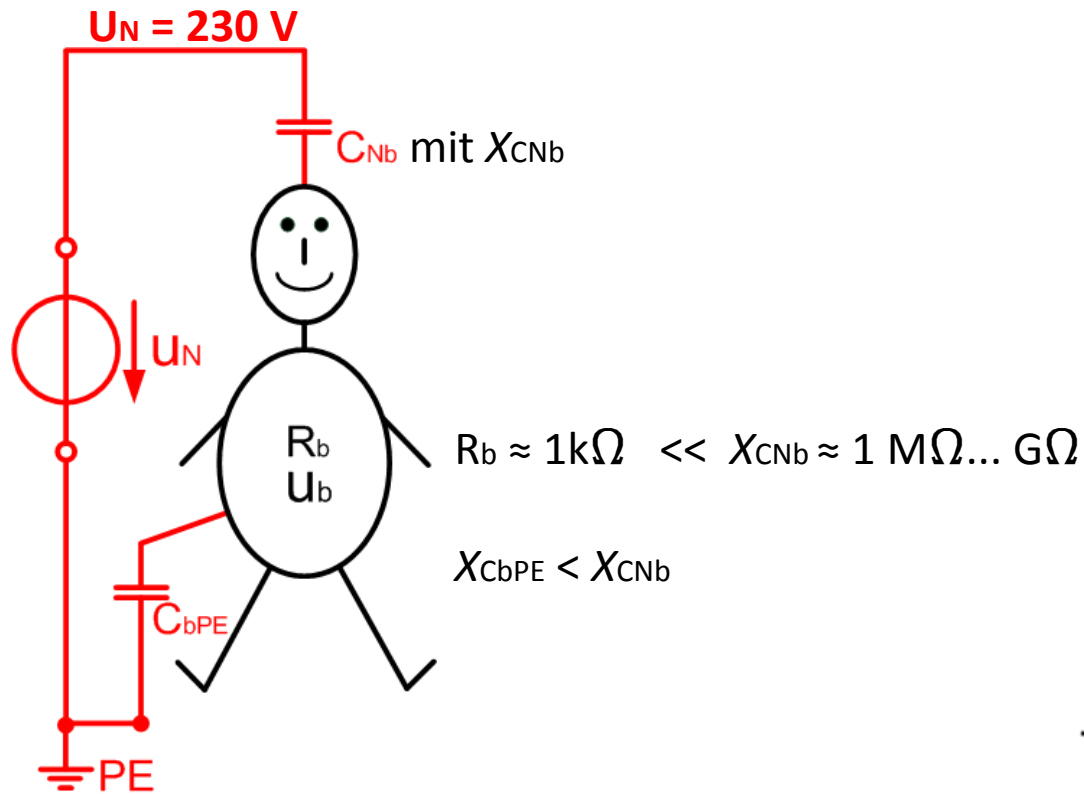
$\underline{I} := i$

$R_b \approx 1 \text{ k}\Omega$ Körperwiderstand

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

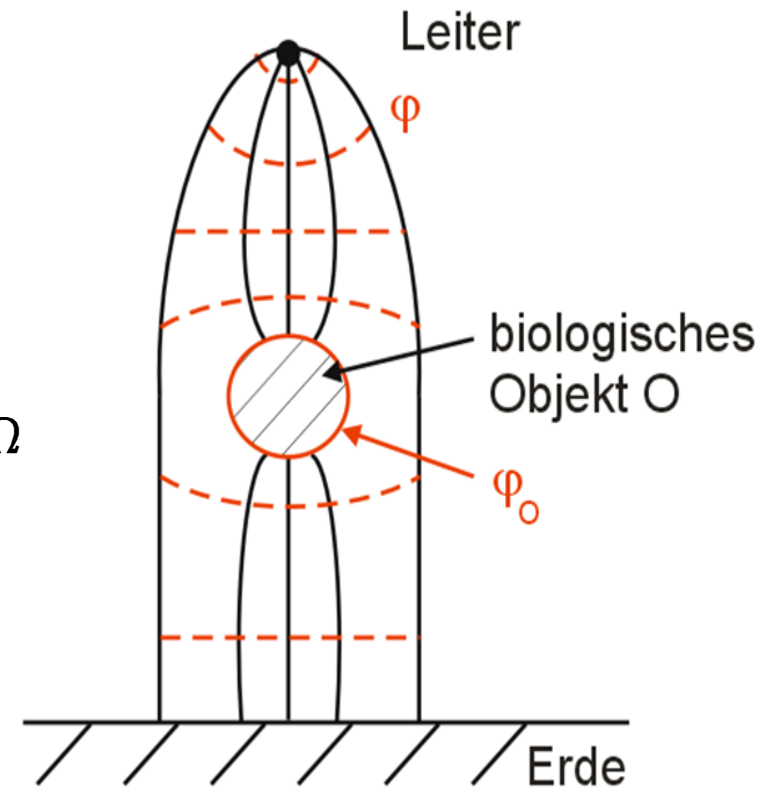
Ein Mensch im elektrischen Störfeld



Schutzleiter bzw. Erde

C_{Nb} – Koppelkapazität Netzspannung-Körper (body)

C_{bPE} – Koppelkapazität Körper (body) – Erde (PE)

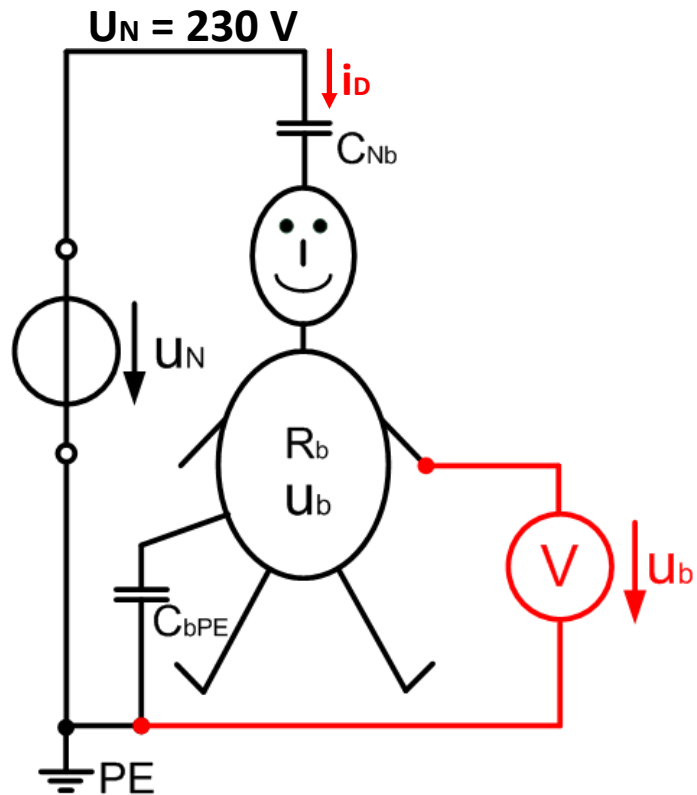


**Körper ist Äquipotentialvolumen
im elektrischen Störfeld!**

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Ein Mensch im elektrischen Störfeld



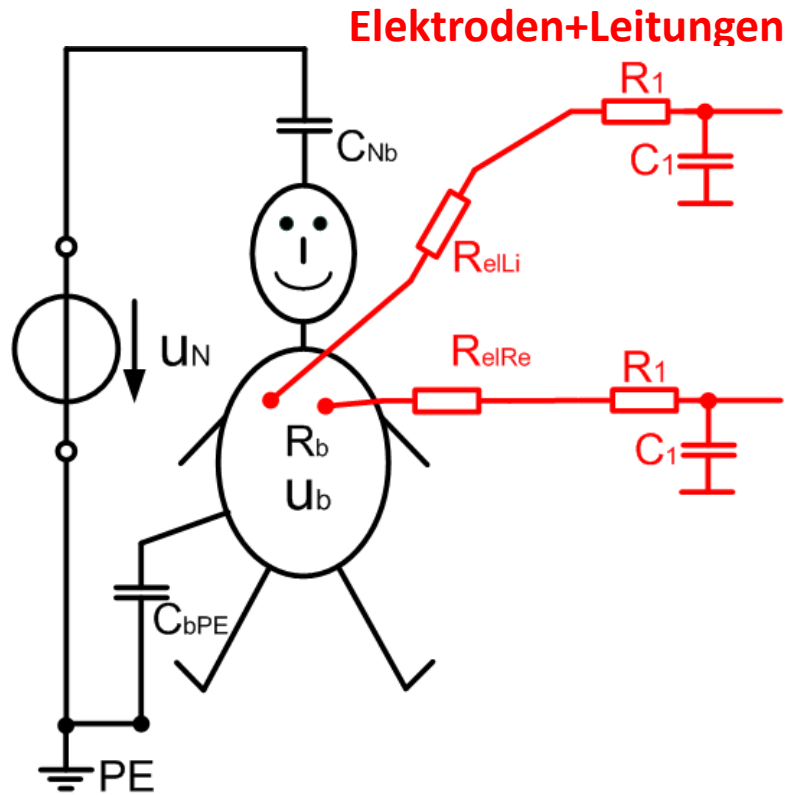
$u_b = 1 \text{ mV} \dots 20 \text{ V}$ -> **einfach messbar mit Voltmeter, siehe auch in der Simulation**
 $f = 50 \text{ Hz}$

-> **Gleichtaktspannung U_G (common mode voltage) ist hier ein 50 Hz – Signal.**

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Ein Mensch im elektrischen Störfeld mit Elektroden und Messleitungen



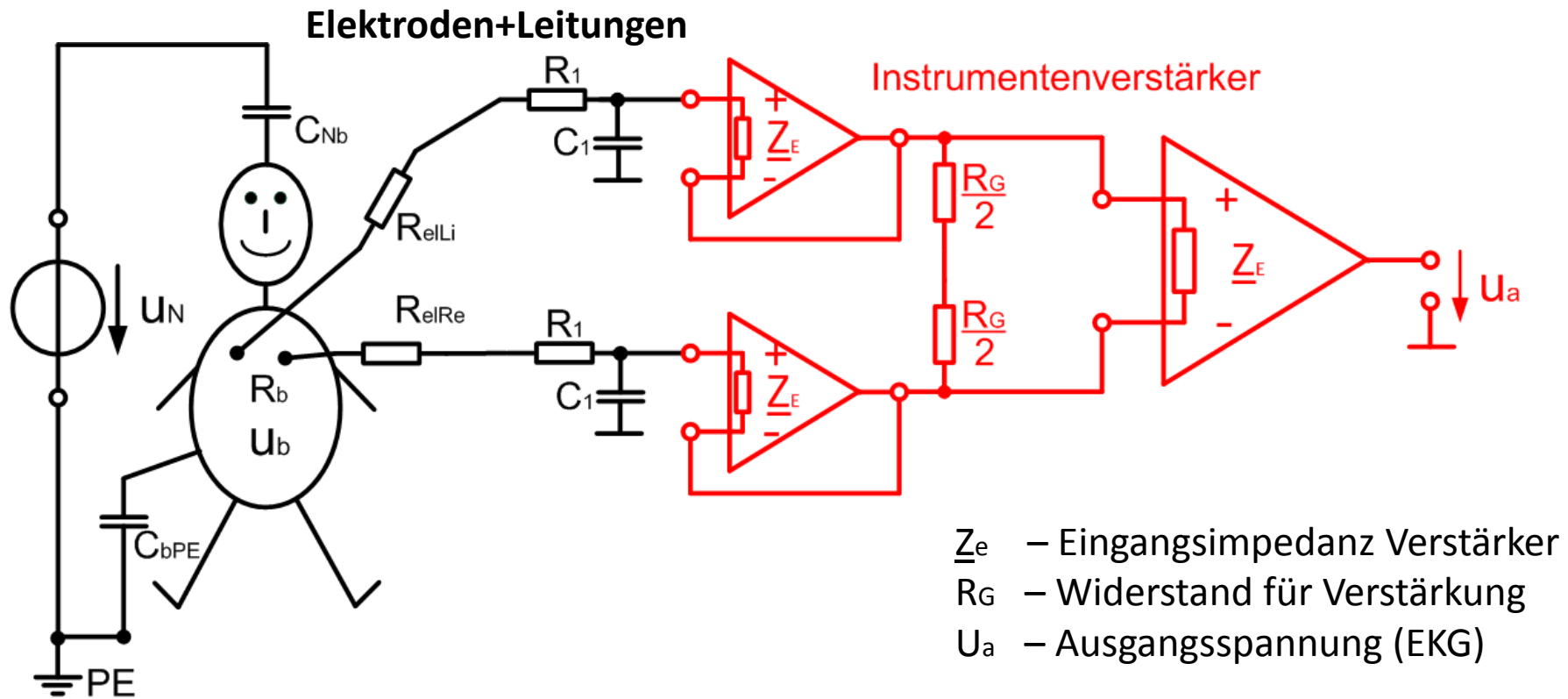
Elektroden+Leitungen

- R_{elLi} – Messelektrode linker Arm
- R_{elRa} – Messelektrode rechter Arm
- R_1 – Widerstand Messleitung
- C_1 – Kapazität Messleitung

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

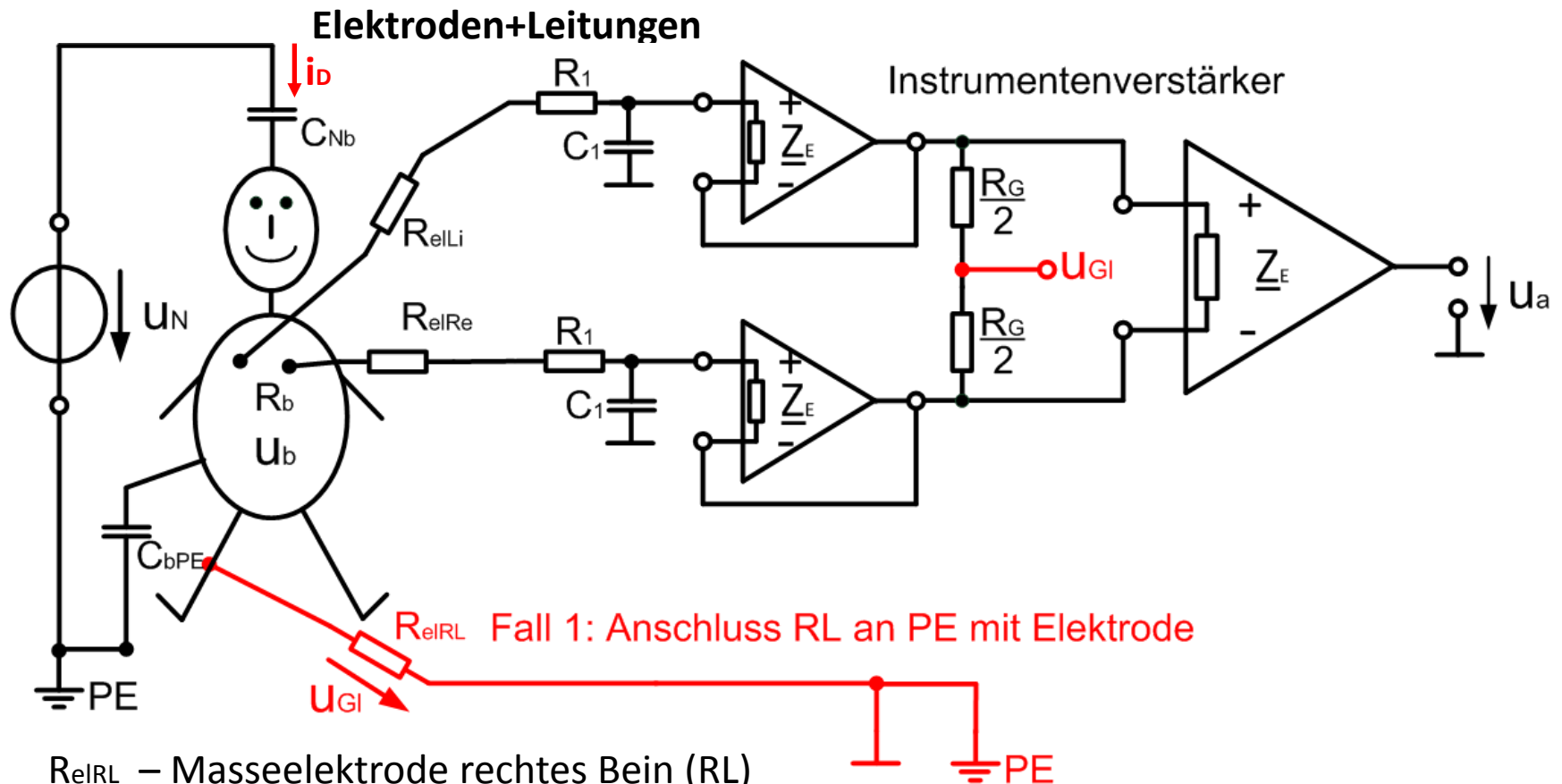
Ein Mensch im elektrischen Störfeld mit Instrumentenverstärker ohne RL-Masse



2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 1: Anschluss rechtes Bein an Masse und PE (nicht isoliert)



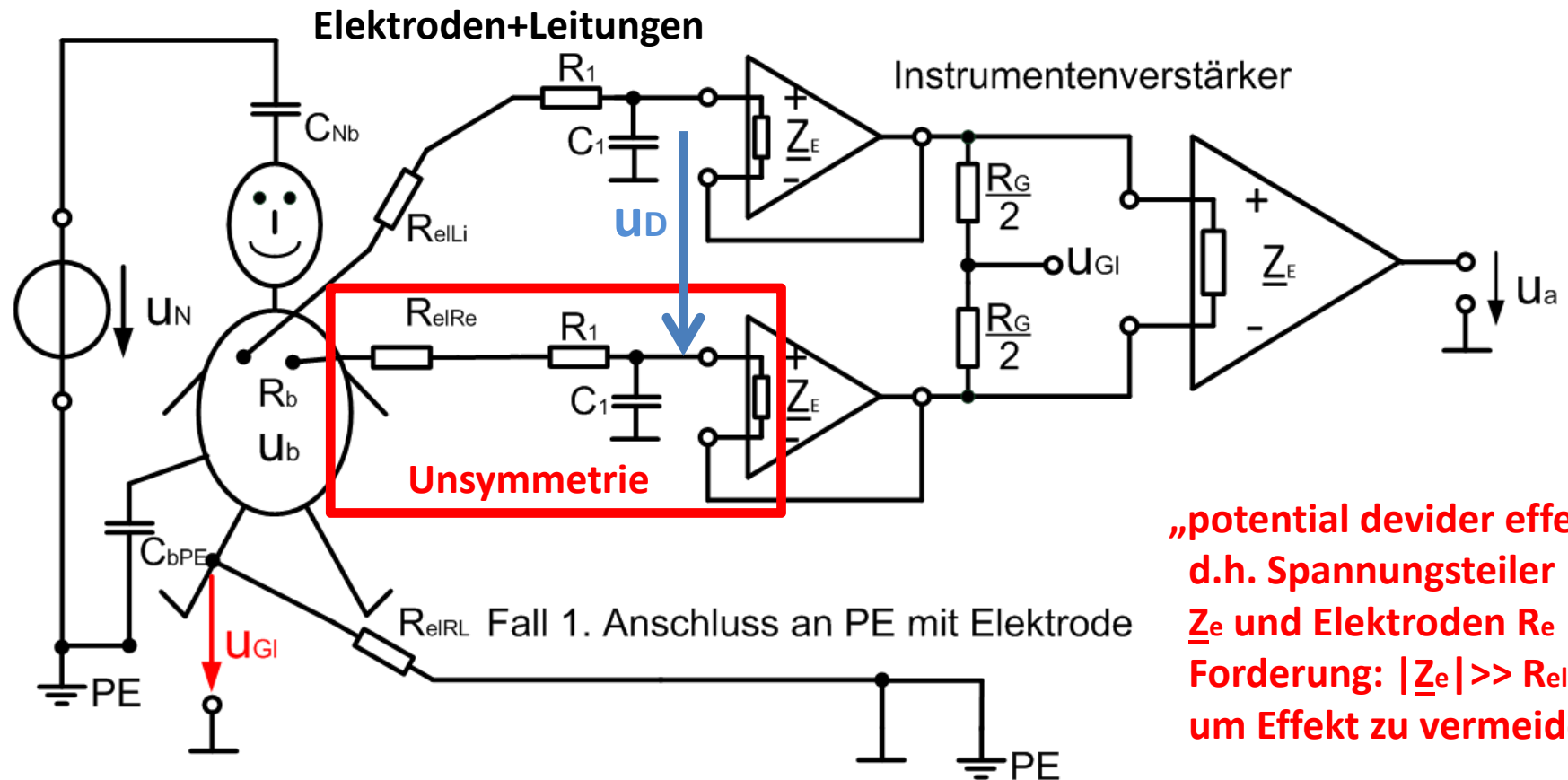
R_{eRL} – Masselektrode rechtes Bein (RL)
 U_{Gl} – Gleichtaktspannung am Körper

Probleme:
Gleichtaktspannung u_{Gl}
keine galvanische Trennung

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Problem: Umwandlung der Gleichtaktspannung u_{GI} in eine Differenzspannung u_D



„potential divider effect“
d.h. Spannungsteiler aus Z_e und Elektroden R_e
Forderung: $|Z_e| \gg R_{el} + R_1$
um Effekt zu vermeiden.

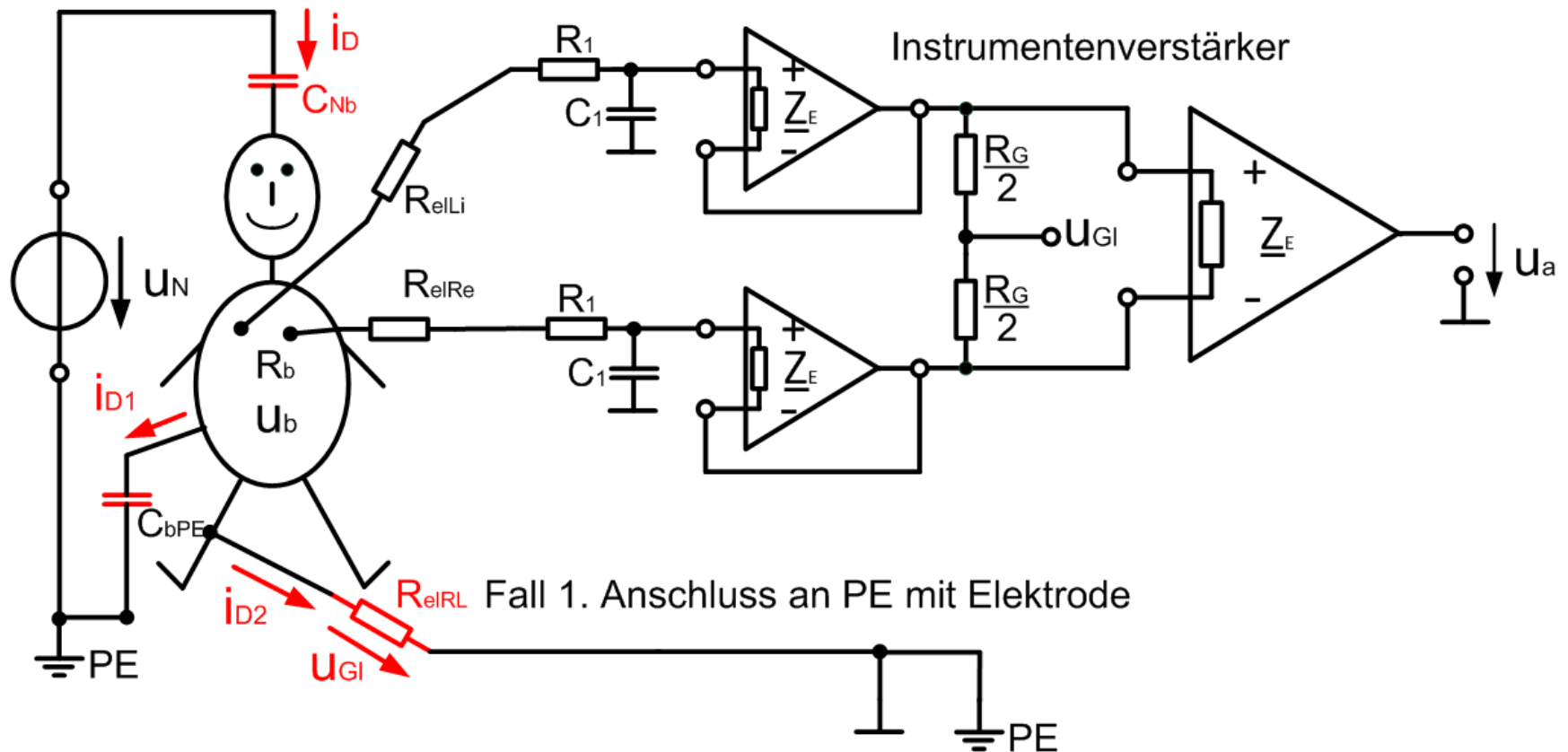
Spezielle Probleme:

- 1.) Gleichtaktspannung u_{GI} wird bei Unsymmetrie zum Differenzsignal u_D !
- 2.) Gleichtaktspannung kann den Instrumentenverstärker zu weit aussteuern!

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 1: Anschluss rechtes Bein an Masse und PE (nicht isoliert)



- i_D – Störstrom im Körper (displacement current)
- i_{D1} – Störstrom kapazitiv vom Körper zum Schutzleiter
- i_{D2} – Störstrom ohmsch, kapazitiv vom Körper (RL) zum Schutzleiter

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 1: Anschluss rechtes Bein an Masse und PE (nicht isoliert)

Fall 1: Anschluss der Massenelektrode (RL) direkt an PE + GND ohne Isolation
Berechnung des Störstromes i_{01} und der Gleichtaktspannung u_{ge}

Formelzeichen:

C_{NB} - Koppelkapazität Netz \rightarrow Körper

C_{6PE} - Koppelkapazität Körper \rightarrow Schutzleiter (PE)

R_{eERL} - Widerstand (Impedanzbetrag) der RL-Elektrode (einfaches Modell)

Berechnung von i_{02}

Knotengleichung $0 = i_0 - i_{01} - i_{02}$

mit der Annahme $X_{C_{6PE}} \gg R_{eERL}$ folgt $i_{01} \ll i_{02}$ und $i_{02} = i_0$
außerdem gilt i. A. $C_{NB} \ll C_{6PE}$, was bedeutet, dass i_0
unabhängig von den übrigen Impedanzbeträgen als Störstrom
eingepägt wird. (Stromquellenmodell).

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 1: Anschluss rechtes Bein an Masse und PE (nicht isoliert)

gegebene Werte: $C_{NB} \approx 3 \text{ pF}$, $U_N = 230 \text{ V}$, $f = 50 \text{ Hz}$, $R_{eRL} = 50 \text{ k}\Omega$

$$\text{Blindwiderstand } X_{CNB} = \frac{1}{\omega \cdot C_{NB}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 50 \text{ s}^{-1} \cdot 3 \cdot 10^{-12} \text{ As}} = \underline{\underline{1 \text{ g}\Omega}}$$

$$i_{02} = \frac{U_N}{X_{CNB} + \underbrace{R_{eRL}}_{\approx 0}} = \frac{230 \text{ V}}{1 \text{ g}\Omega} = \underline{\underline{0,2 \mu\text{A}}}$$

$$u_{ge} = i_{02} \cdot R_{eRL} = 0,2 \mu\text{A} \cdot 50 \text{ k}\Omega = \underline{\underline{10,8 \text{ mV}}}$$

Eine Gleichtaktspannung von $u_{ge} \approx 10 \text{ mV}$ am Eingang des Instrumentenverstärkers ist akzeptabel. Mit einer Gleichtaktverstärkung von z.B. $V_{ge} = 0,001$ ergeben sich am Ausgang des Verstärkers im EKG-Signal $U_{age} \approx 10 \mu\text{V}$.

Der Störstrom im Körper darf im Fehlerfall den Grenzwert $< 10 \mu\text{A}$ nicht überschreiten.

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 2: Anschluss rechtes Bein an Masse ohne PE (isoliert)

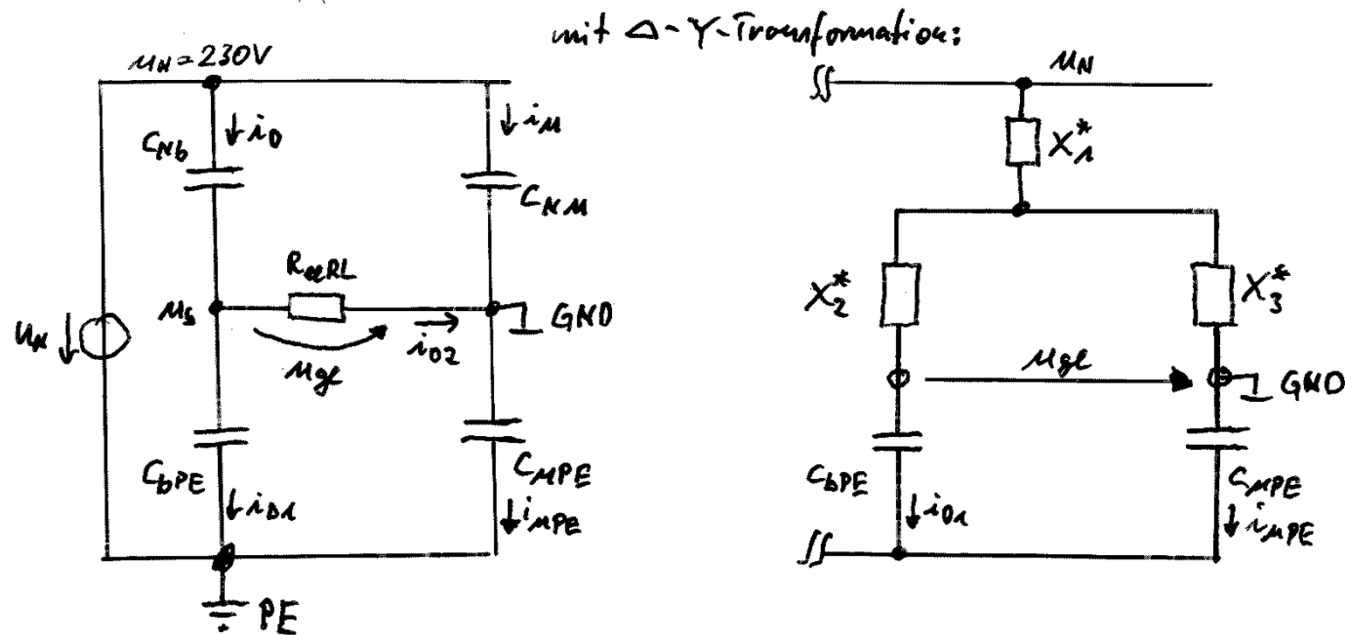
Fall 2: Anschluss der Masselektrode an Masse GND isoliert gegen PE.
 Berechnung des Störstromes i_{02} ist mittels kapazitiver Brückenhaltung
 und Dreieck-Stern-Transformation möglich.

Formelnzeichen:

C_{NM} - Koppelkapazität $U_N \rightarrow$ Masse GND des Messsystems

C_{MPE} - Koppelkapazität GND \rightarrow Schutzleiter PE

Erstschaltbild:



2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 2: Anschluss rechtes Bein an Masse ohne PE (isoliert)

Hier ist u_{ge} eine Funktion von den Koppelkapazitäten $u_{ge} = f(C_{xx})$ und wird minimal, wenn C_{KM} und $C_{KPE} \ll C_{NB}$ und C_{BPE} ist.

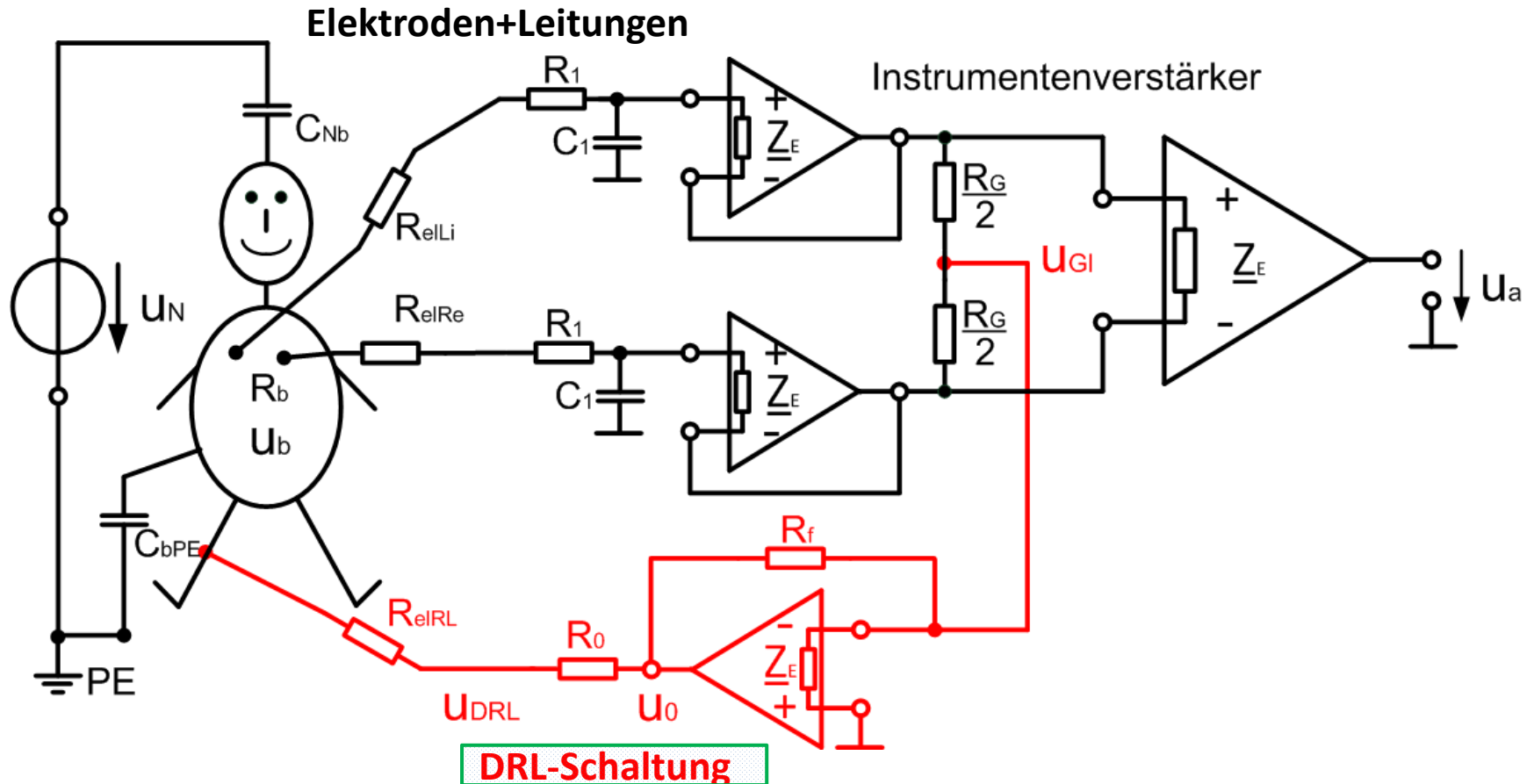
Die isolierte, kapazitive Ankopplung von GND an PE ist in der Praxis eine unsichere Situation, weil die räumliche Nähe und somit die Koppelkapazitäten zwischen MN, Mensch, PE und GND nicht fest definiert werden können.

Die sich ergebende Gleichstromspannung kann Werte zwischen $1\text{ mV} \leq u_{ge} \leq 200\text{ mV}$ annehmen. Auch hier darf im Fehlerfall kein Strom $> 10\text{ }\mu\text{A}$ im Körper fließen. Die Isolation ist aber vorteilhaft gegenüber Fall 1.

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

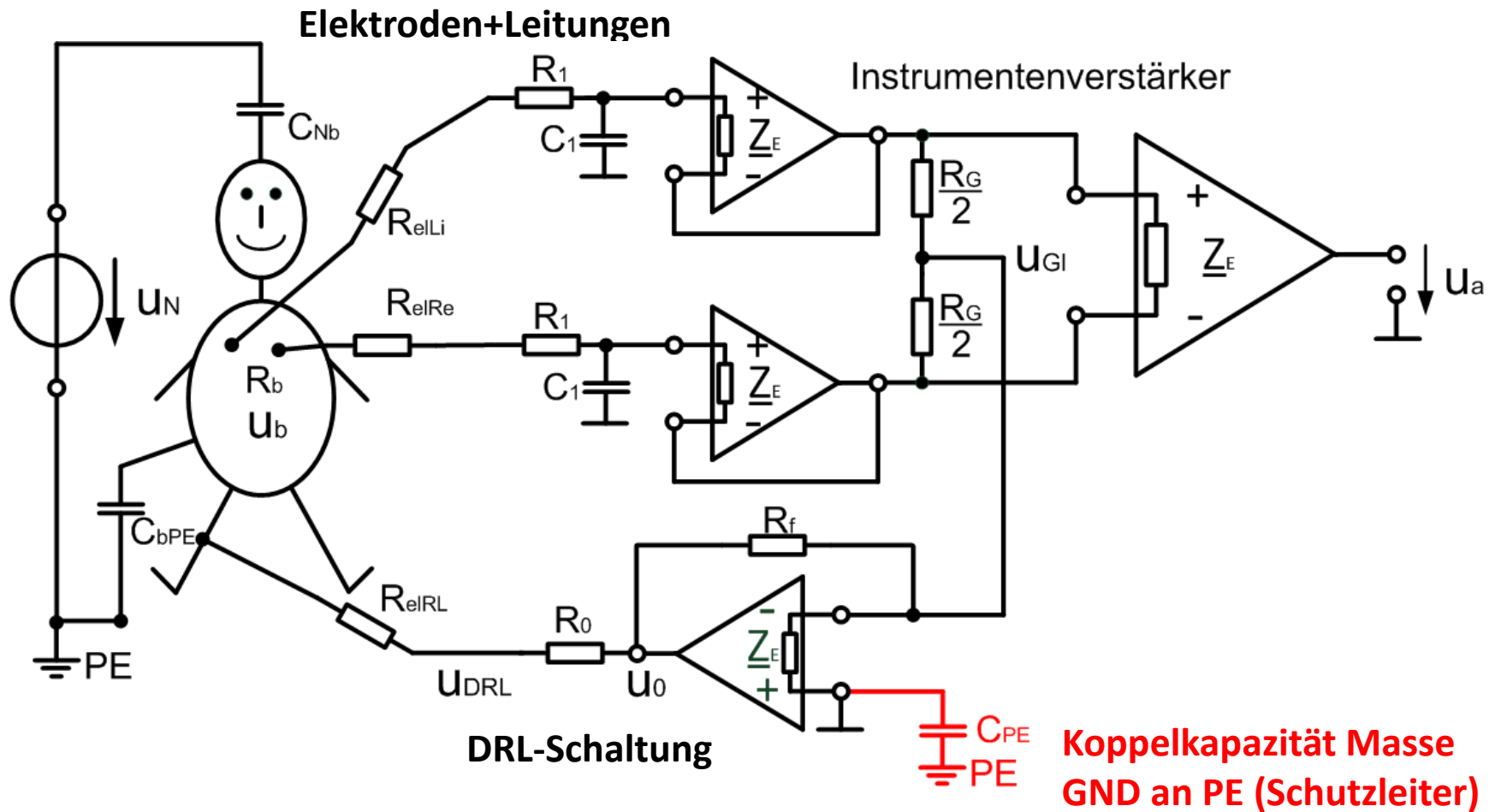


- R_f – Rückkopplungswiderstand (feedback impedance)
- R_0 – Schutzwiderstand zur Strombegrenzung im Fehlerfall
- U_{DRL} – Spannung an der RL-Elektrode

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

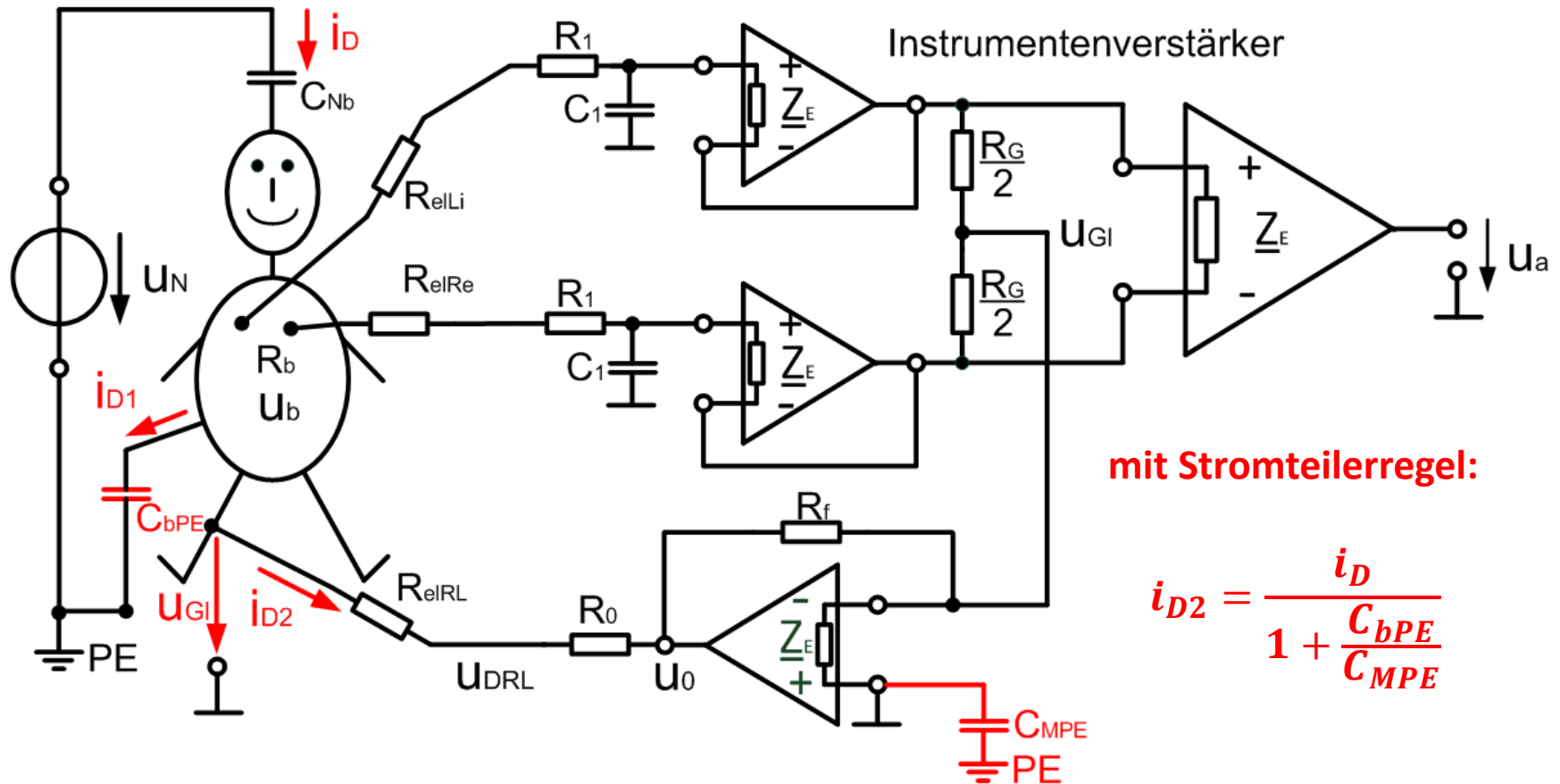
Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)



2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)



2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

Fall 3: Anschluss des rechten Beines (RL) über die Elektrode Reel an die DRL-Schaltung als „aktive Masse“

Ziel: • Reduzierung der Gleichtaktspannung u_{ge} zwischen dem Körper und der Masse GND des Messsystems. Eine Reduktion um Faktor 5...300 ist möglich.

• Schutz vor Körperströmen größer $10\mu A$ im Fehlerfall.

Problem: Der DRL-Kreis ist potentiell instabil (Schwingungsneigung).

Es muss bei der Dimensionierung ein Kompromiss zwischen Wirksamkeit und Stabilität gefunden werden.

Berechnung des Störstromes i_{D2} : mittels Stromteilerregel und Knotengleichung $0 = i_0 - i_{D1} - i_{D2}$

Annahme: $R_{eek} \ll X_{C_{MPE}}$

$$i_{D2} = i_0 \cdot \frac{X_{C_{bPE}}}{X_{C_{bPE}} + X_{C_{MPE}}} \quad \text{mit} \quad X_C = \frac{1}{\omega C}$$

$$i_{D2} = i_0 \cdot \frac{C_{MPE}}{C_{MPE} + C_{bPE}} = i_0 \cdot \frac{1}{1 + \frac{C_{bPE}}{C_{MPE}}}$$

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

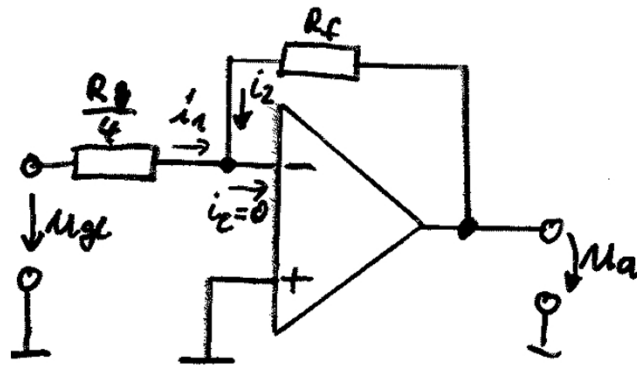
Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

Folglich wird i_{D2} klein, wenn

- $i_D \downarrow$ und $C_{KB} \downarrow$ sowie
- $C_{MPE} \ll C_{BPE}$ wird.

Berechnung der Verstärkung G des DRL-Kreises:

Invertierender Verstärker mit Parallelschaltung von $\frac{R_g}{2}$ und $\frac{R_f}{2}$:



Knoten Gleichung am
invertierenden Eingang
mit $i_e = 0A$

$$0 = i_1 + i_2$$

mit

$$i_1 = \frac{U_{ge}}{\frac{R_g}{4}} \quad i_2 = \frac{U_a}{R_f}$$

folgt:

Verstärkung: $G = -\frac{4R_f}{R_g}$

die Übertragungsfunktion:

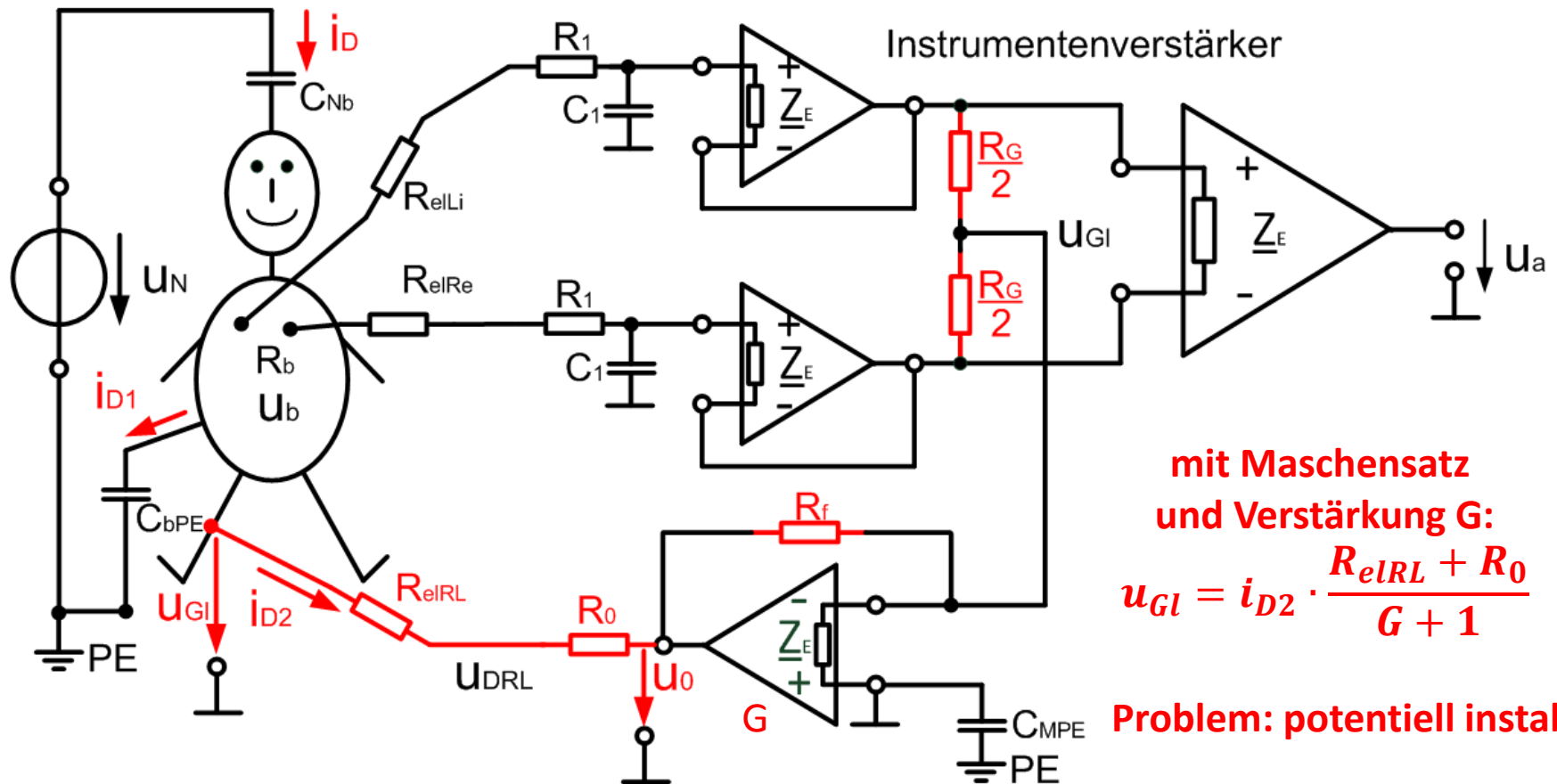
$$0 = \frac{U_{ge}}{\frac{R_g}{4}} + \frac{U_a}{R_f}$$

$$\frac{U_a}{U_{ge}} = -\frac{R_f}{\frac{R_g}{4}} = -\frac{4R_f}{R_g}$$

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

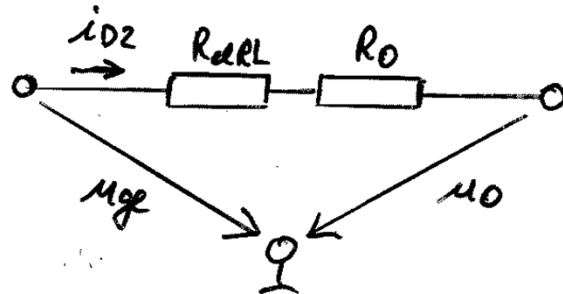


2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

Berechnung der Gleichstromspannung u_{ge} mittels Maschenatz:



$$\text{Maschenatz: } 0 = u_0 - u_{ge} + i_{02} (R_{dRL} + R_0) \quad (\text{I})$$

$$\text{Verstärker: } u_0 = -g \cdot u_{ge} = -\frac{4R_E}{R_S} \cdot \frac{R_C}{R_S} \cdot u_{ge} \quad (\text{II})$$

$$u_a = u_0$$

II in I einsetzen:

$$0 = -g \cdot u_{ge} - u_{ge} + i_{02} \cdot R_C \quad \left(\begin{array}{l} \text{C-common} \\ \text{von } u_{ge} \text{ bzw.} \\ \text{common mode} \end{array} \right)$$

$$0 = -u_{ge}(g+1) + i_{02} \cdot R_C$$

$$\boxed{u_{ge} = i_{02} \cdot \frac{R_C}{(g+1)}}$$

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Schaltung zur EKG-Messung

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

Das Ziel der Minimierung der Gleichtaktspannung u_{GE} kann erreicht werden, wenn:

- i_{O2} minimal wird (s.o.)
- Verstärkung G maximal wird, wobei das Schwingen zu vermeiden ist,
- $R_C = R_{eRL} + R_0$ minimal wird.

↳ R_{eRL} wird durch den Typen der Elektrode, die Haut bestimmt.

↳ R_0 soll vermeiden, dass $i_{O2} > 10 \mu A$ werden kann. Dadurch wird der Minimalwert im $M\Omega$ -Bereich gefordert.



Weiter

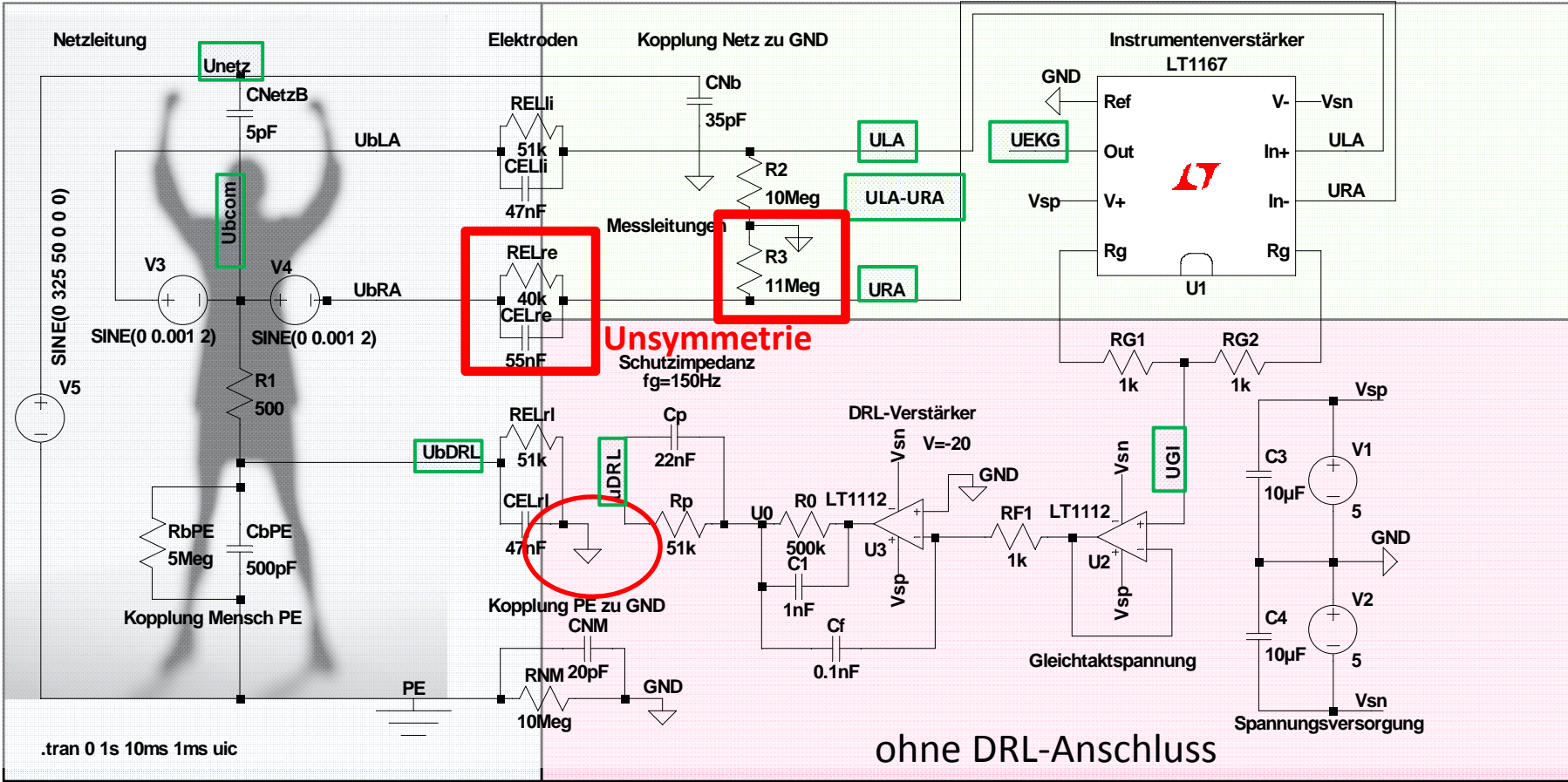
2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Simulation der EKG-Schaltung mittels LT-Spice

Fall 2: Anschluss rechtes Bein an GND - Schaltung ohne PE (isoliert), mit Unsymmetrie, um den Effekt der Gleichtaktstörung zeigen zu können.

Körper im elektr. 50 Hz-Feld

Biosignalverstärker mit Elektroden + Messleitungen



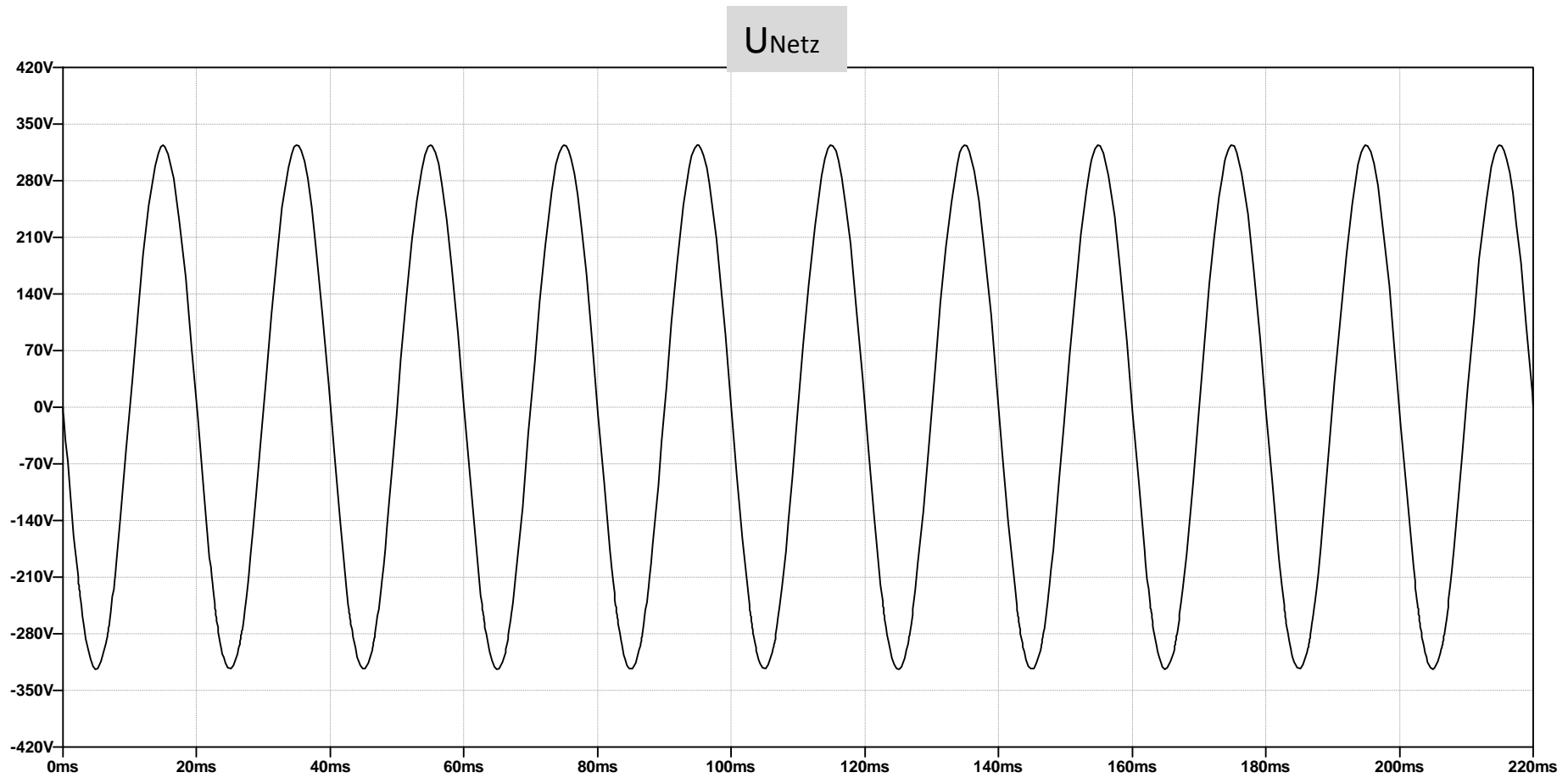
ohne DRL-Anschluss



Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

- $\hat{U}_{\text{Netz}} = 325 \text{ V}$; $f = 50 \text{ Hz}$
- $U_{\text{Netz}} = 230 \text{ V}$
- $C_{\text{bPE}} = 500 \text{ nF}$

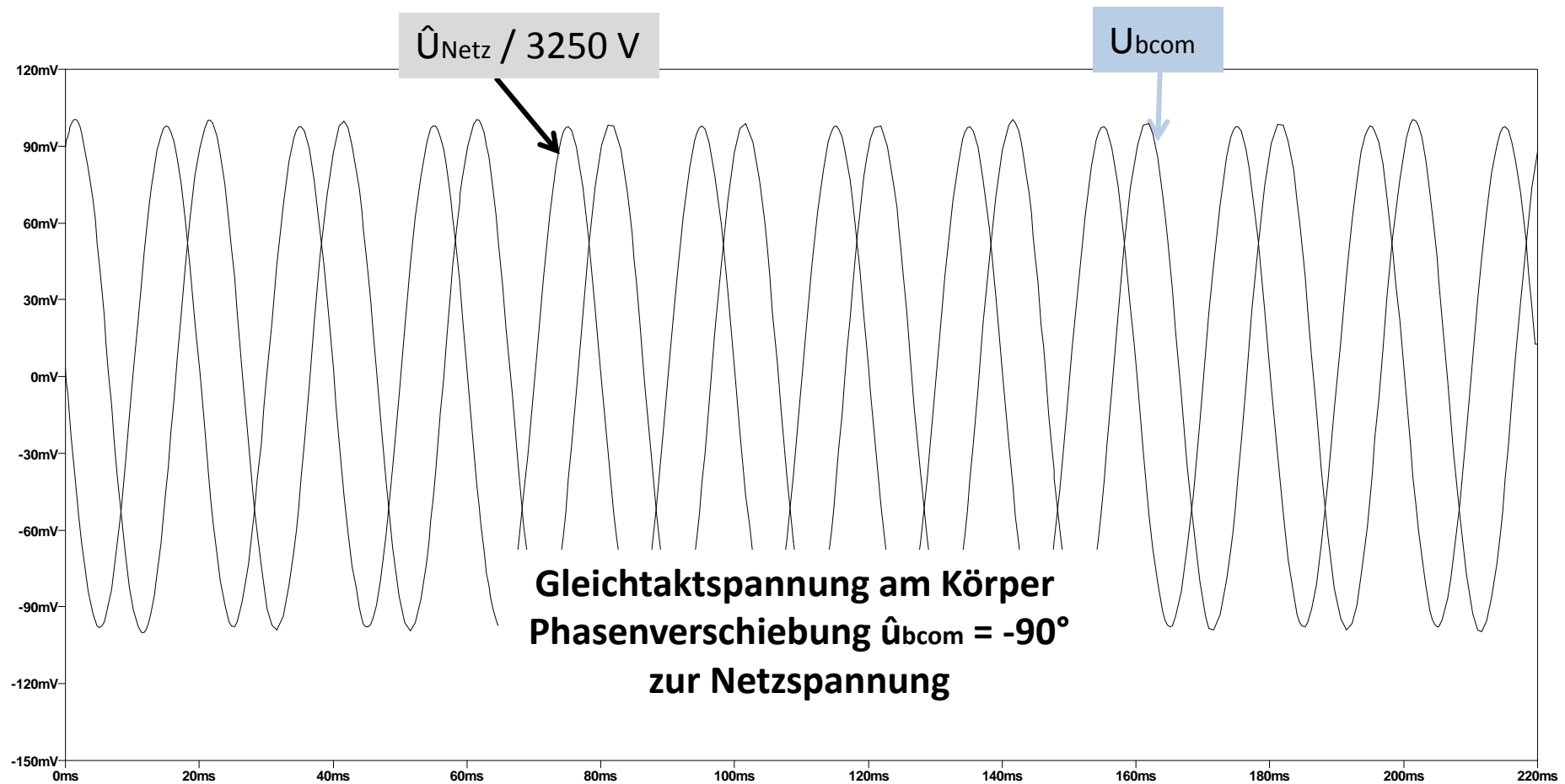




Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

- DRL nicht verbunden
- $U_{\text{Netz}} / 10 \cdot \hat{U}_{\text{Netz}} = 0,1 \text{ V} ; f = 50 \text{ Hz}$
- $\hat{u}_{\text{bcom}} = 100 \text{ mV} , \varphi = -90^\circ$ kapazitiv, Gleichtaktspannung am Körper



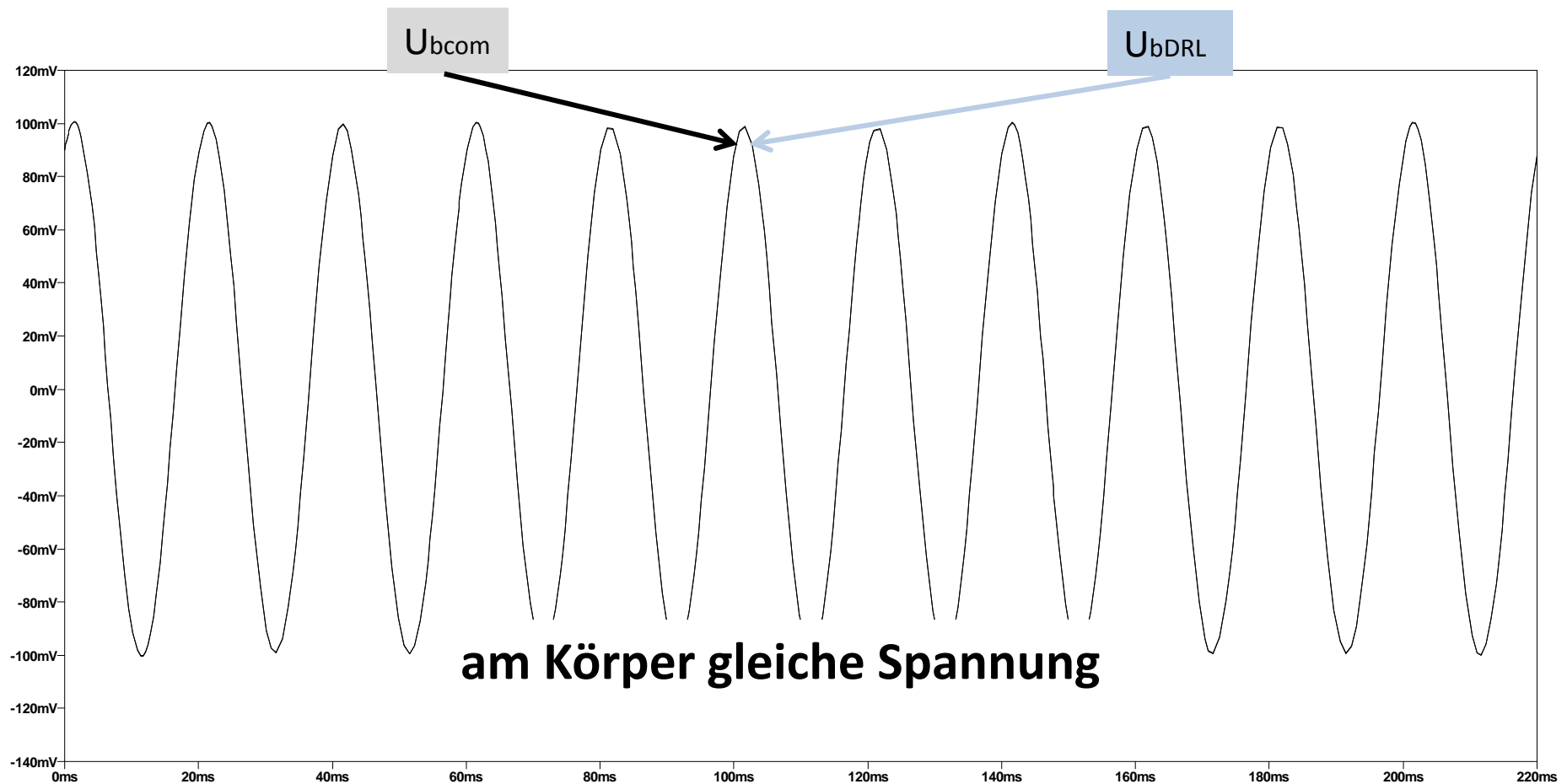


Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$$\hat{u}_{GI} = \hat{u}_{bDRL} = 100 \text{ mV} ; f = 50 \text{ Hz}$$

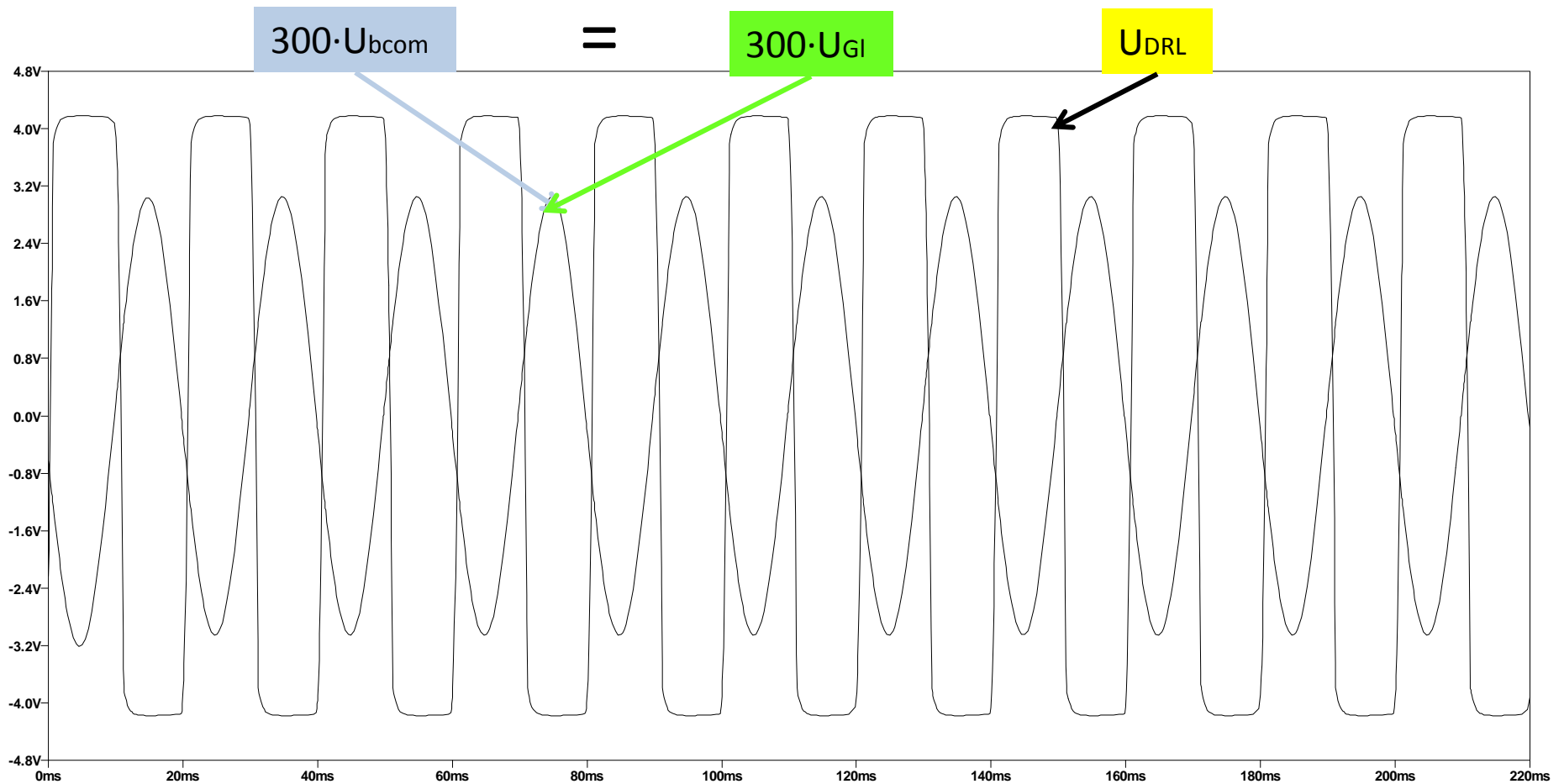


2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$\hat{u}_{DRL} = 4 \text{ V}$, $f = 50 \text{ Hz}$

Phase zu u_{GI} $+180^\circ$



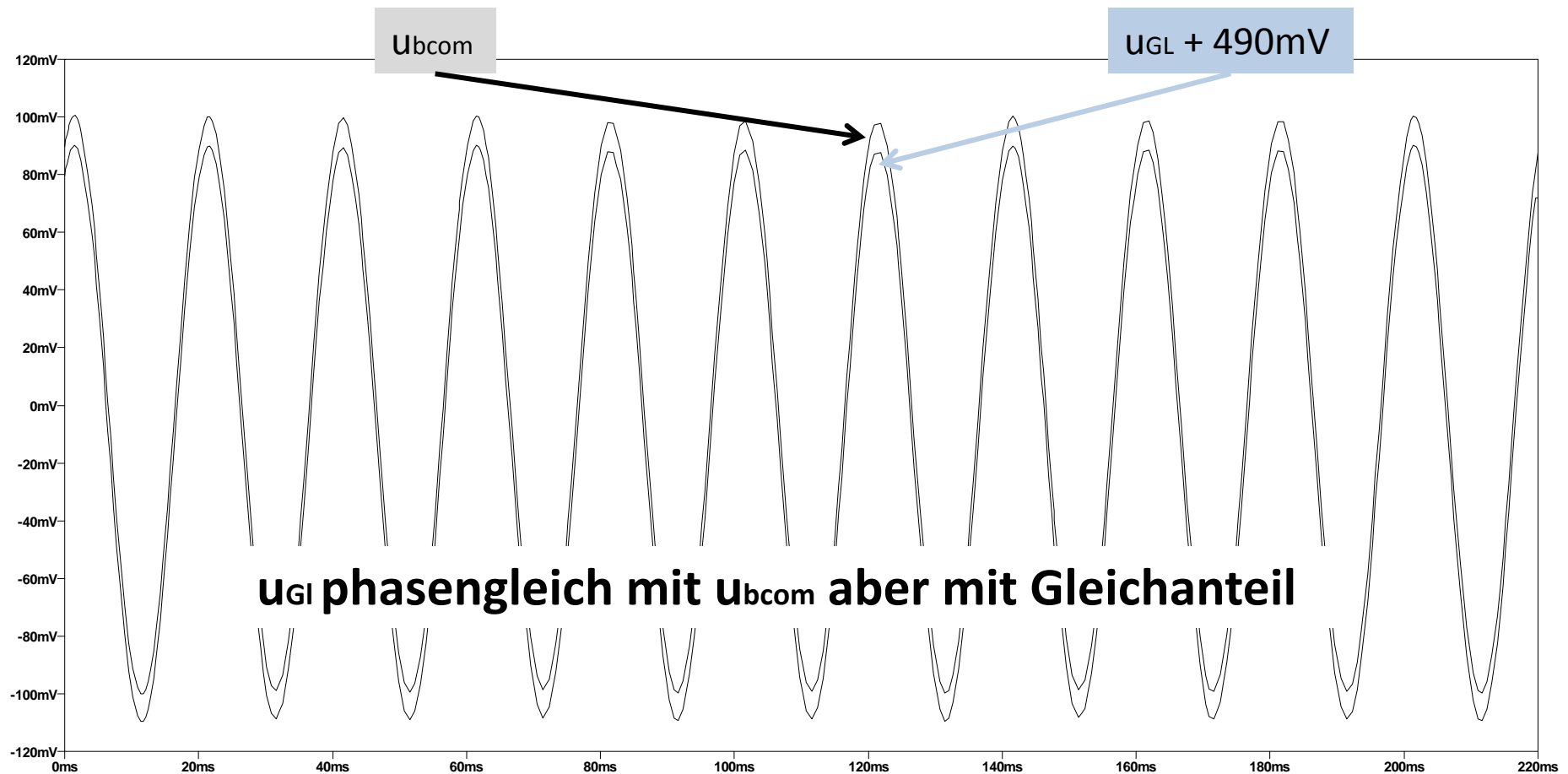


Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$\hat{u}_{GL} = 100 \text{ mV}$, Gleichanteil = -490 mV , $f = 50 \text{ Hz}$



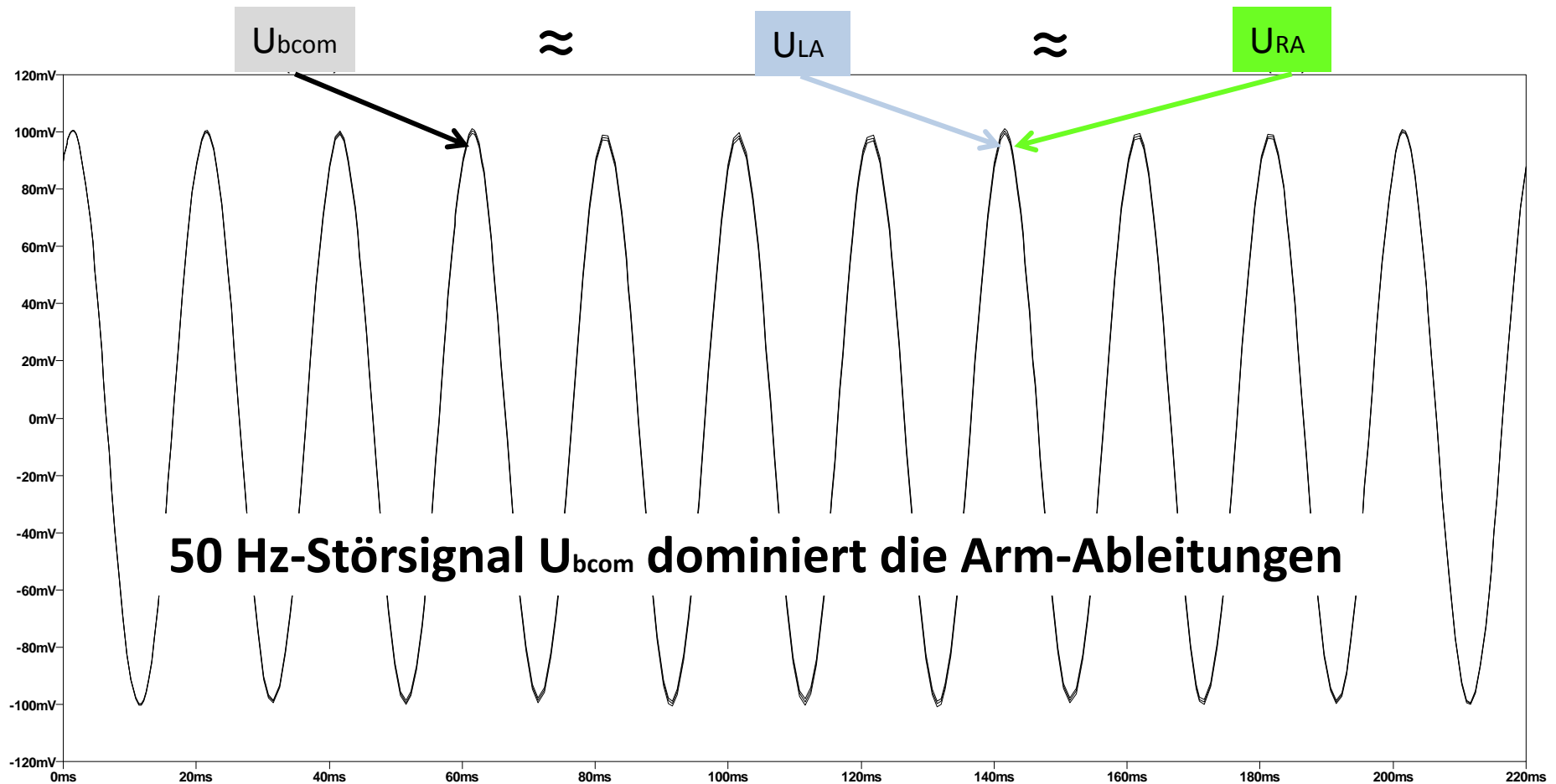


Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$\hat{U}_{bcom} = 100 \text{ mV}$





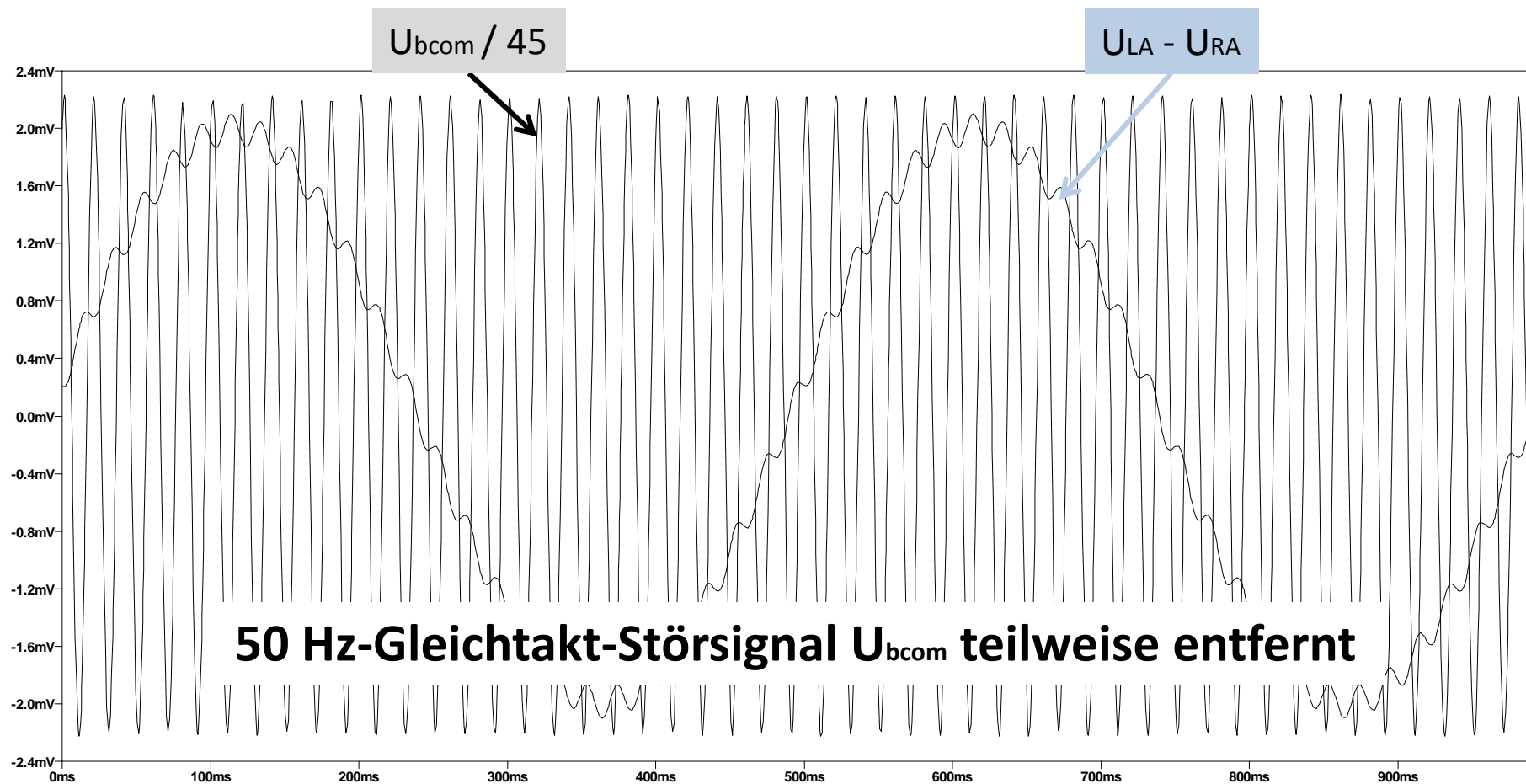
Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$\hat{U}_{bcom} = 100 \text{ mV}$, $f = 50 \text{ Hz}$

$\hat{U}_{LA} - \hat{U}_{RA} = 2 \text{ mV}$, $f_{EKG} = 2 \text{ Hz} \rightarrow \text{EKG-Rohsignal}$





Zurück

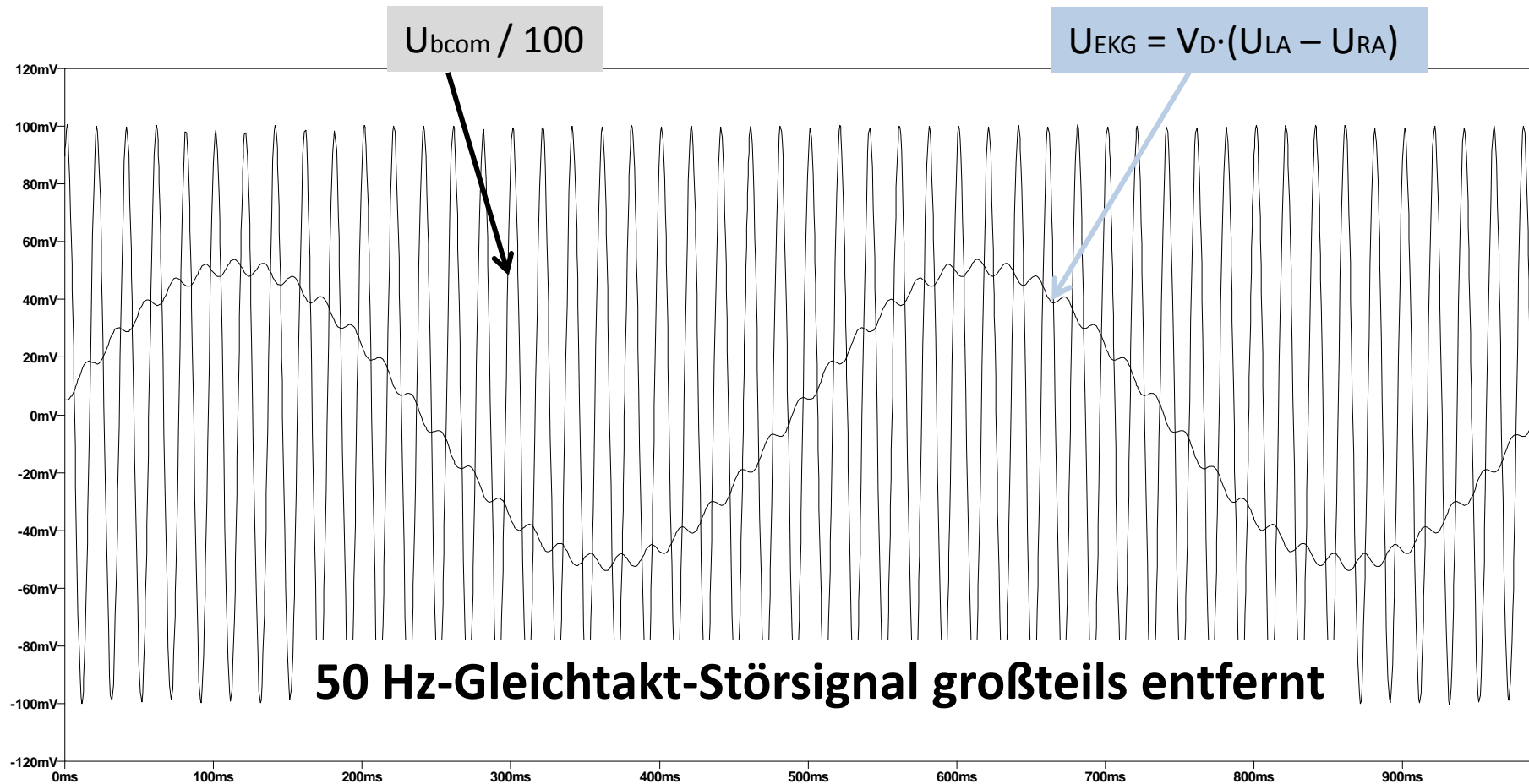
2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL nicht angeschlossen

$U_{bcom} = 100 \text{ mV}$, $f = 50 \text{ Hz}$

$\hat{U}_{EKG} = 51 \text{ mV}$, $f = 2 \text{ Hz}$ verstärktes EKG

$SNR = 20 \cdot \log(100 \text{ mV} / 6 \text{ mV}) = 24,4 \text{ dB}$





Weiter

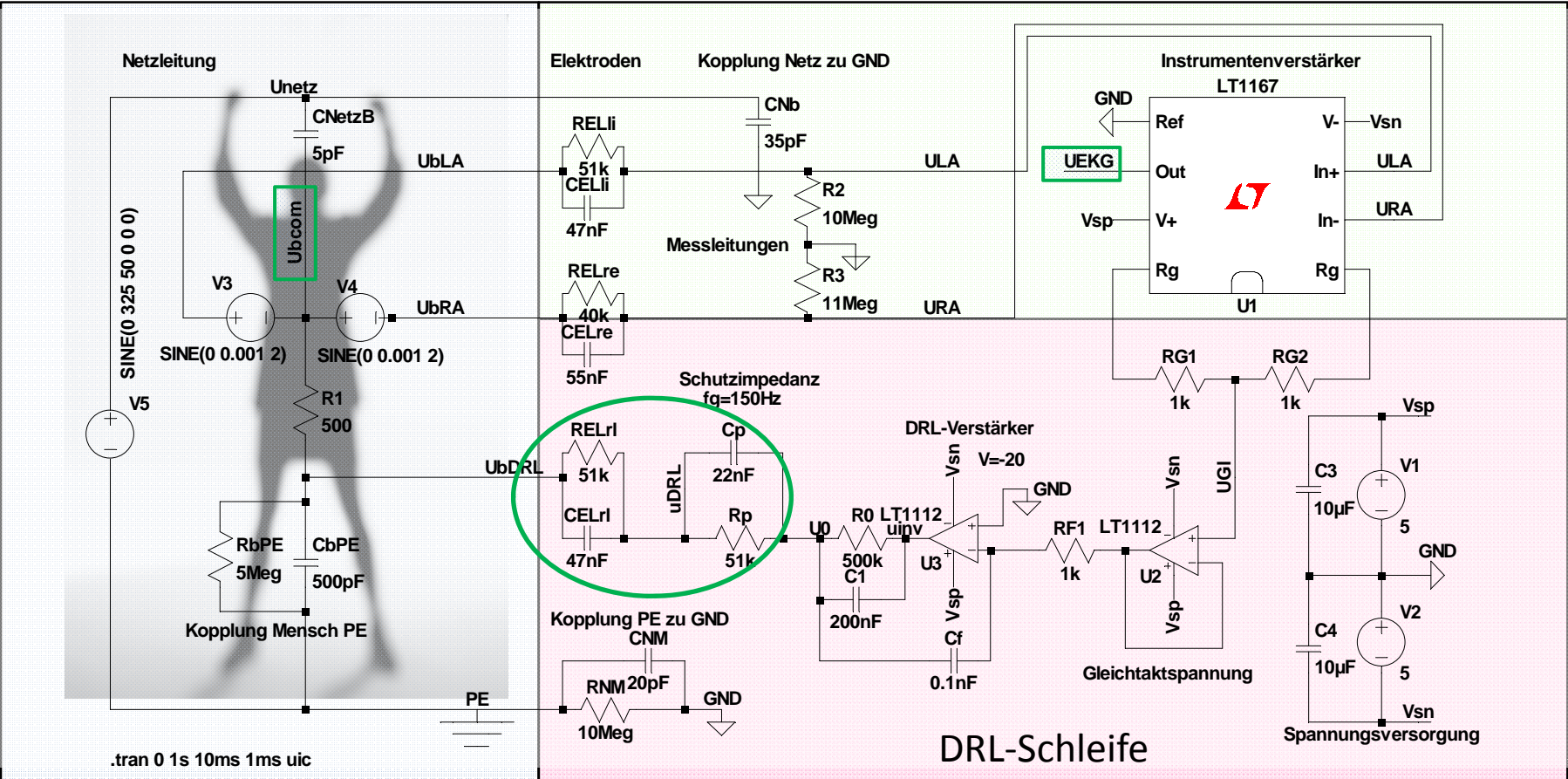
2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

Simulation der EKG-Schaltung mittels LT-Spice

Fall 3: Anschluss rechtes Bein an DRL - Schaltung ohne PE (isoliert)

Körper im elektr. 50 Hz-Feld

Biosignalverstärker mit Elektroden + Messleitungen





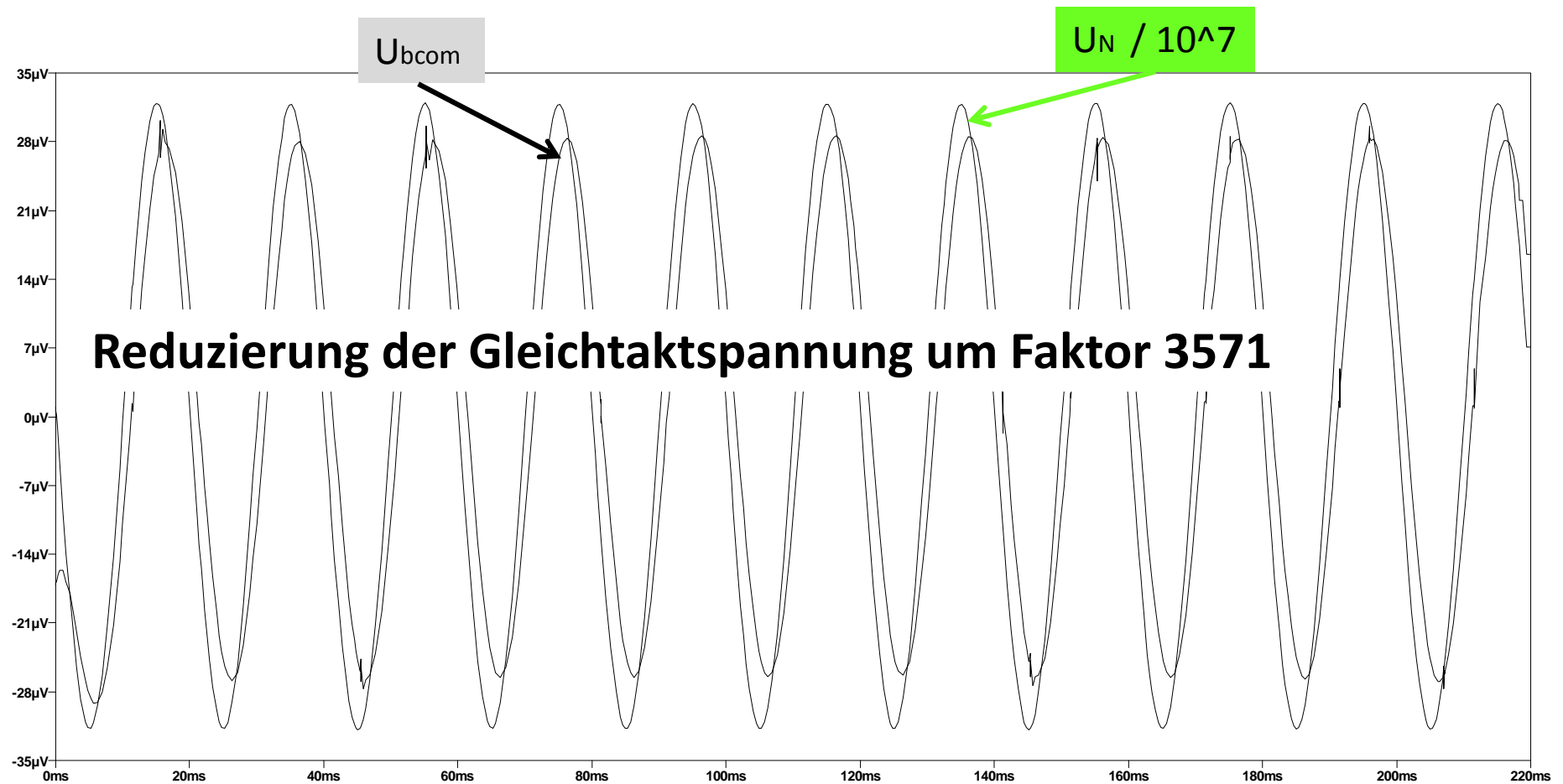
Zurück

2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL angeschlossen

$$\hat{U}_{bcom} = 28 \mu V$$

$$VGI = 28 \mu V / 100 mV = 0,00028 = 1/3571$$





Zurück

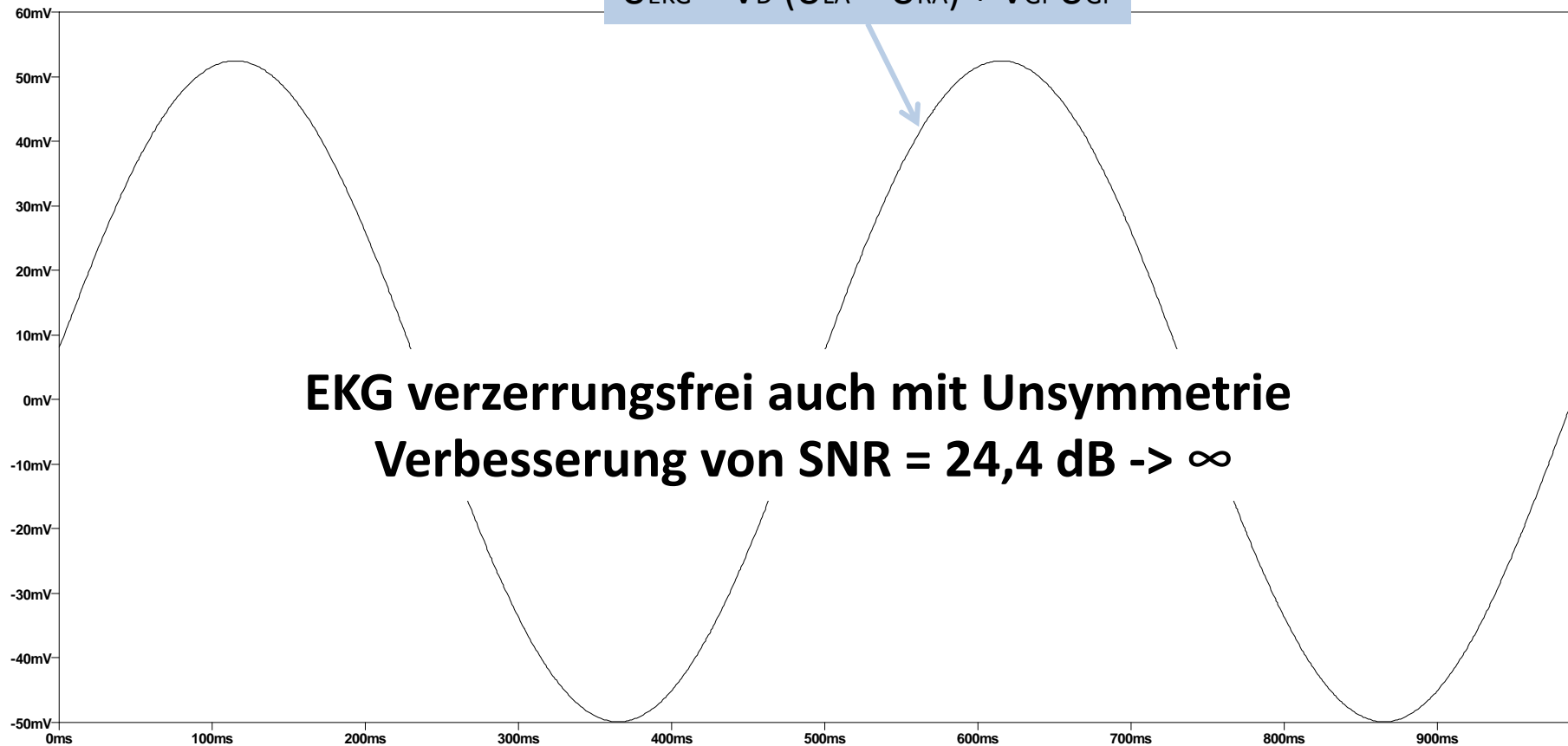
2.7 Maßnahmen zur Verbesserung der Signalqualität

DRL angeschlossen

$\hat{U}_{Ekg} = 50 \text{ mV}$

SNR $\rightarrow \infty$

$$U_{EKG} = V_D \cdot (U_{LA} - U_{RA}) + V_{GI} \cdot U_{GI}$$



Literatur:

- **MettingVanRijn, Peper, Grimbergen: *HIGH QUALITY RECORDING OF BIOELECTRIC EVENTS. I: INTERFERENCE REDUCTION, THEORY AND PRACTICE.***
- **Winter, B.B. and Webster, J.G. (1983). *Driven-right-leg circuit design.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 30, No 1. Pp. 62 - 66.**
- Almasi, J. J., and Smitt, O. H. (1970) Systemic and random variations of ECG electrode impedance. Ann. N.Y.Acad.Sci.,170 (art.2),509.
- Geddes, L. A. (1972) Electrodes and the measurements of bioelectric events. Wiley Interscience, New York, 44.
- Geddes, L. A., and Baker, L. E. (1966a) Chlorided silver electrodes. Med. Res. Eng., no. 6, 33.
- Geddes, L. A. and Baker, L. E. (1966b) The relationship between input impedance and electrode area in recording the ECG. Med. Biol. Eng., vol.4,439.
- Grimnes, S. (1983) Impedance measurements of individual skin surface electrodes. Med. Biol. Eng. Comp., vol. 21, 750.
- Hamstra G. H., Peper, A. and Grimbergen, C. A. (1984) Low-power, low-noise instrumentation amplifier for physiological signals. Med. & Biol. Eng. & Comp., vol 22, 272.
- Motchenbacher, C. D. and Fitchen, F. C. (1972) Low-noise electronic design. John Wiley & Sons, New York, 185.
- Olson, W.H. (1978) Electrical safety, in "Medical instrumentation: application and design" (editor: J. G. Webster). Houghton Mifflin Co. Boston, 667.
- Pallas-Areny, R. (1988) Interference-rejection characteristics of biopotential amplifiers: a comparative analysis. IEEE Tr. Biom. Eng., vol. BME-35, no. 11, 953.
- Smit, H. W., Verton K. and Grimbergen, C. A. (1987) A low-cost multichannel preamplifier for physiological signals. IEEE Tr. Biom. Eng., vol. BME-34, 307.
- Spekhorst, H., SippensGroenewegen, A., David, G. K., Metting van Rijn, A. C., Broekhuysen, P. (1988) Radiotransparent carbon fibre electrode for ECG recordings in the catheterization laboratory. IEEE Tr. Biom. Eng., vol. BME-35, no. 5, 402.
- Thakor, N.V., Webster, J.G. (1980) Ground-free ECG recording with two electrodes. IEEE Tr. Biom. Eng., vol. BME-27, 699.
- Tobey, G. E., Graeme, J. G. and Huelsman, L. P. (1971) Operational amplifiers: design and applications. McGraw-Hill, 206.

Anhänge

Instrumentenverstärker 1

Herleitung der Berechnung des Instrumentenverstärkers -
bedeutet Differenzverstärker: ~~Verstärker~~

Schaltung:

$$U_a = (U_2 - U_1) \left(\frac{R_4}{R_3} \right)$$

$R_3 = R_4 = 10 \text{ k}\Omega$
 $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$

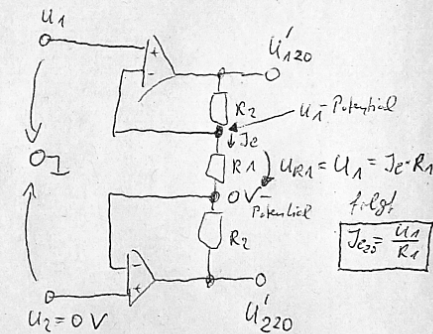
Superpositionsprinzip 1.) $U_2 = 0V$

(Index = 20)

$$U'_{120} = U_1 \cdot \frac{R_2 + R_1}{R_1} \quad (\text{inverted, verkehrter Verstärker}) \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

und

$$U'_{220} = -U_1 \cdot \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{inverted, verkehrter Verstärker})$$

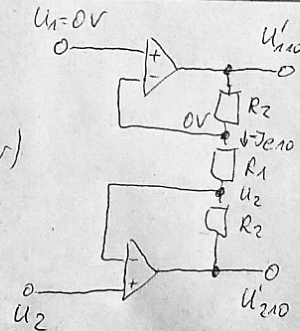


Superpositionsprinzip 2.) $U_1 = 0V$

(Index = 10)

$$U'_{110} = -U_2 \cdot \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{inverted, verkehrter Verstärker})$$

$$U'_{210} = U_2 \cdot \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$



Superposition: J.)

$$U'_1 = U'_{120} + U'_{110} = U_1 \cdot \frac{R_2 + R_1}{R_1} - U_2 \cdot \frac{R_2}{R_1}$$

$$U'_2 = U'_{220} + U'_{210} = -U_1 \cdot \frac{R_2}{R_1} + U_2 \cdot \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$

Instrument- enver- stärker 2

Einschreiben in Differenzverstärker Gleichung

$$U_a = (U_2 - U_1) \cdot \left(\frac{R_4}{R_3} \right)$$

nach einsetzen von U_1 und U_2 ergibt sich nach ausmultiplizieren:

$$U_a = \left[U_2 \cdot \frac{R_1}{R_1} + U_2 \frac{R_2}{R_1} + U_1 \frac{R_2}{R_1} - \left(-U_2 \frac{R_2}{R_1} + U_1 \frac{R_1}{R_1} + U_1 \frac{R_2}{R_1} \right) \right] \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

sortieren und ausklammern von U_1 und U_2

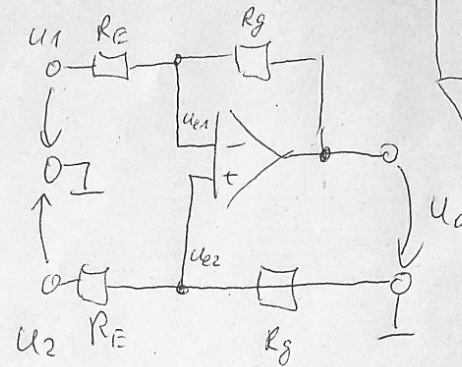
$$U_a = \left(U_2 + U_2 \cdot \frac{2R_2}{R_1} - U_1 - U_1 \cdot \frac{2R_2}{R_1} \right) \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

$$U_a = \left[U_2 \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) - U_1 \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \right] \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

$$U_a = (U_2 - U_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \cdot \left(\frac{R_4}{R_3} \right)$$

Differenz- verstärker

Differenzverstärker



Superpositionsprinzip: für $U_2 = 0$

$$U_{a1} = -U_1 \cdot \frac{R_G}{R_E}$$

mit $U_1 = 0$ folgt aus Spannungsteilerregel:

$$\frac{U_2}{R_E + R_G} = \frac{U_{e2}}{R_G} \Rightarrow U_{e2} = U_2 \cdot \frac{R_G}{R_E + R_G}$$

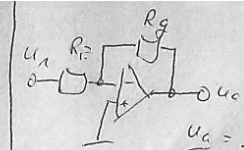
U_{e2} wird am Nulldrehpunkt durch U_{e2} über R_E abgelesen

$$U_{a2} = +U_{e2} \cdot \frac{R_E + R_G}{R_E} = U_2 \cdot \left(\frac{R_G}{R_E + R_G} \right) \cdot \left(\frac{R_E + R_G}{R_E} \right)$$

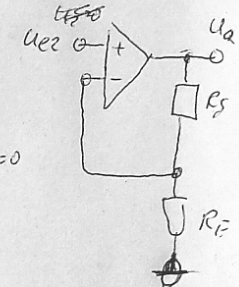
$$U_{a2} = U_2 \cdot \frac{R_G}{R_E}$$

Superposition: $U_a = U_{a1} + U_{a2}$

$$U_a = U_{a1} + U_{a2} = -\left(U_1 \cdot \frac{R_G}{R_E} \right) + \left(U_2 \cdot \frac{R_G}{R_E} \right) = (U_2 - U_1) \cdot \frac{R_G}{R_E}$$

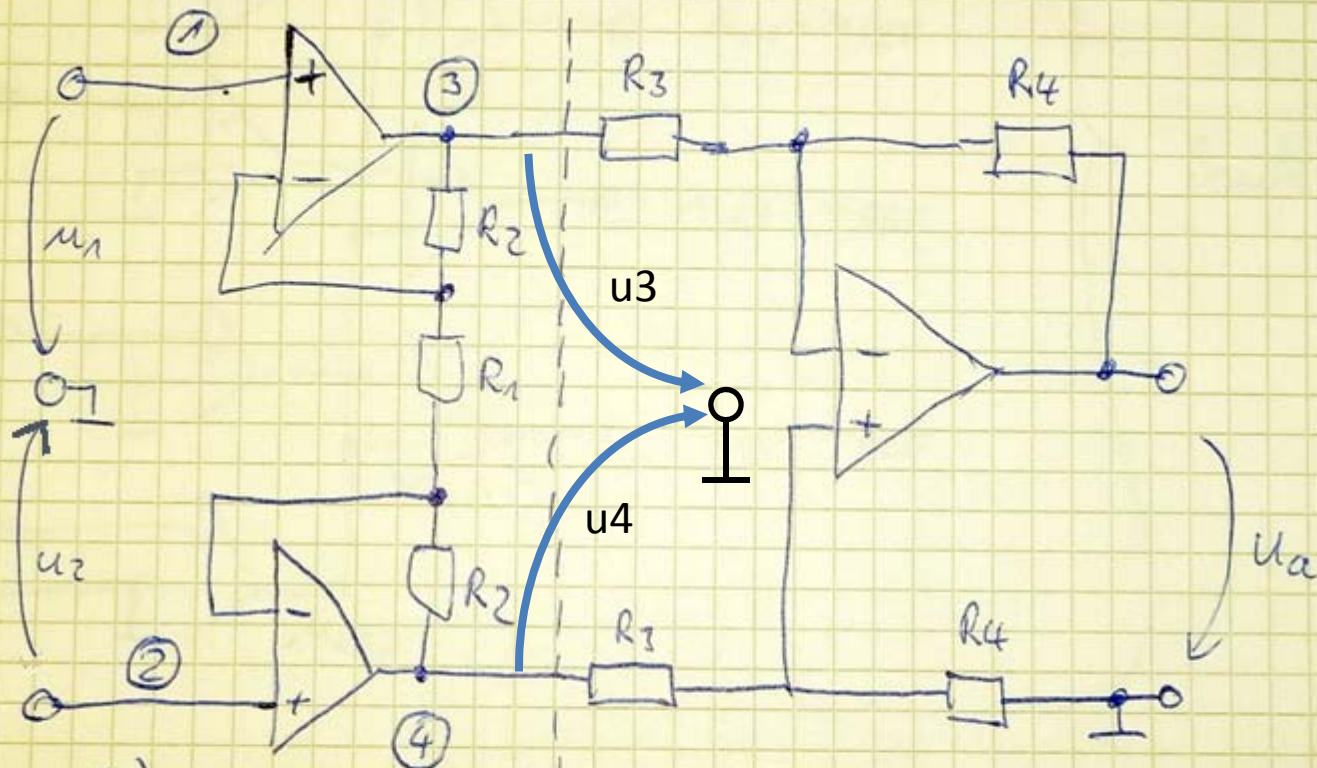


$$U_2 = 0 \quad U_a = -U_1 \cdot \frac{R_G}{R_E}$$



$$U_1 = 0 \quad U_{a2} = U_{e2} \cdot \left(\frac{R_E + R_G}{R_E} \right)$$

$$U_{a2} = U_2 \cdot \left(\frac{R_E + R_G}{R_E} \right)$$



$$(u_3 - u_4) = \underbrace{\left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right)}_{V_{dI}} \cdot (u_1 - u_2) = V_{dI} \cdot (u_1 - u_2)$$

$$u_a = - \underbrace{\frac{R_4}{R_3}}_{V_{dII}} (u_3 - u_4) = V_{dII} \cdot (u_3 - u_4)$$

$$V_d = \frac{u_a}{u_1 - u_2} = V_{dI} \cdot V_{dII} = - \frac{R_4}{R_3} \left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right)$$