

### 8.3 Mobiler einkanaliger EKG-Verstärker

Im Kapitel 4.2.3 wurde der einkanalige mobile EKG-Verstärker für kleine Betriebsspannungen kurz vorgestellt. Hier wird die Funktion der Schaltung (Abb. 92) ausführlich beschrieben und verschiedene Ergebnisse der Schaltungssimulation vorgestellt.

Der EKG-Verstärker funktioniert noch bei kleinen unipolaren Betriebsspannungen zwischen 3,3 V bis 5 V und hat einen geringen Stromverbrauch von weniger als zwei Milliampere, wodurch er für einen Akkubetrieb bei z.B. 3,6 V gut geeignet ist. Die Verstärkerplatine wurde mit der *EAGLE PCB Design Software* von *CadSoft* entworfen und als Steckmodul konzipiert. So kann im mobilen Pulssensor der EKG Verstärker bei Bedarf durch einen anderen ersetzt werden, ohne den gesamten Pulssensor umbauen zu müssen. Weiterhin kann der EKG-Verstärker auch in anderen Projekten verwendet werden.

Der Kern des EKG-Verstärkers ist der Instrumentenverstärker *INA321*. Er dient zur bipolaren Ableitung der Biopotentiale. Im EKG-Signalweg befinden sich neben dem Instrumentenverstärker noch ein Integrator als Hochpassfilter sowie ein Subtrahierverstärker mit Tiefpassfilter-Funktion. Zur Unterdrückung von Netzstörungen wurde eine Driven-Right-Leg- und zur Vermeidung von Kabelartefakten eine Driven-Shield-Schaltung ergänzt. Die Funktion der im Datenblatt des *INA321* angegebenen Driven-Shield- und Driven-Right-Leg-Schaltung waren unplausibel. Aus diesem Grunde wurde zuerst die gesamte Verstärkerschaltung mit *PSPICE* simuliert. In der Simulation (Abb. 92) wurde noch die Funktion des Menschen modelliert. Der Mensch ist einerseits die symmetrische EKG-Signalquelle und andererseits eine Gleichtakt-, sowie Differenz-Störquelle im Zusammenhang mit einer kapazitiven Störsignaleinkopplung aus dem 230V-Netz. Induktive Störsignaleinkopplung aus sich ändernden Magnetfeldern wurden hier nicht betrachtet, obwohl sie auch eine Rolle spielen.

Das EKG-Signal wurde mit zwei sinusförmigen Spannungsquellen (V3 und V4) simuliert. Sie erzeugen ein symmetrisches Signal, das als Potentialdifferenz am linken Arm mit  $U_{LA}$  und am rechten Arm mit  $U_{RA}$  abgegriffen wird. Der Instrumentenverstärker misst das EKG-Signal differentiell und verstärkt es laut Datenblattangabe mit  $V_{INA\text{soll}} = 5$ . In der Simulation (Abb. 93) wurde die Verstärkung  $V_{INA\text{sim}} = U_{ss}(INA, out) / (U_{LA,ss} - U_{RA,ss}) = 18,5mV/4,0mV = 4,6$  berechnet. Die Abweichung vom theoretischen Wert wird verursacht, da der Restwechselanteil der durch den Integrator eingestellten Referenzspannung  $U_{Ref,Int}$  am *INA321* zur Ausgangsspannung  $U_{out,Ina}$  addiert wird bzw. diese den Mittelwert von  $U_{out,Ina}$  bestimmt. Dadurch wird  $U_{out,Ina}$  je nach Frequenz und Phasenlage durch  $U_{Ref,Int}$  verkleinert.

Mit dem Spannungsteiler R16 und R17 wird die Referenzspannung  $U_{ref}$  auf den Wert  $Ub/2$  eingestellt und als virtuelle Masse in der Schaltung genutzt. In der Praxis könnte es vorteilhaft sein, die Spannung  $U_{ref}$  hinter dem Spannungsteiler (R16, R17) mit einem zusätzlichen Impedanzwandler zu entkoppeln. Hier wurden kleine Widerstandswerte mit  $R_{16,17} = 1\text{ k}\Omega$  verwendet und mit etwas höherem Stromverbrauch eine niederohmige Referenzspannungsquelle ohne einen Impedanzwandler realisiert.

Der OPV U4 ist als Integrator geschaltet und hat die Aufgabe, den Gleichanteil (Offset) von  $U_{out,Ina}$  auf den Wert von  $U_{Ref} = Ub/2$  einzustellen. Der Integrator wirkt auf das EKG-Signal als Hochpass mit der Grenzfrequenz  $f_{gHP} = 0,3\text{ Hz}$ . Damit werden niederfrequente Driften durch z.B. veränderliche Elektrodenhalbzellspannungen im EKG-Signal eliminiert. Bei einer EKG-Grundfrequenz von  $f = 1\text{ Hz}$  eilt das Signal hinter dem Hochpass mit einem Phasenwinkel von  $\varphi_{HP} = \varphi_{U_{out,Ina}} - \varphi_{(U_{LA}-U_{RA})} = +18^\circ - 0^\circ = +18^\circ$  vorraus (vergl. Abbildung 93).

Der Subtrahierer (OPV U7) verstärkt und invertiert das EKG-Signal. Das Invertieren entspricht einer Multiplikation des mittelwertfreien EKGs mit  $-1$ . Mit dem Subtrahierer wird das Ziel erreicht, den Gleichanteil der Ausgangsspannung  $U_{OUT}$  zu verringern und gleichzeitig das EKG-Signal zu verstärken. Durch Tiefpassfilterung mit R12 und C4 (Grenzfrequenz  $f_{gTP} = 30\text{ Hz}$ ) werden noch vorhandene 50Hz-Störsignalanteile gedämpft. Bei der EKG-Grundfrequenz  $f_{EKG,0} = 1\text{ Hz}$  wird durch das TP-Filter eine geringe Phasenverschiebung von  $\varphi_{TP} = \varphi_{U_{out}} - \varphi_{U_{out,Ina}} = 14,4^\circ - 18,0^\circ = -3,6^\circ$  erzeugt. Das EKG eilt dem Eingangssignal mit  $\varphi_{ges} = +14,4^\circ$  vorraus und ist invertiert. Das entspricht bei der Grundfrequenz  $f_{EKG,0} = 1\text{ Hz}$  einer Laufzeit von 40 Millisekunden, die bei der R-Zacken-Detektion kompensiert werden muss.

Mit den Widerständen R6 und R7 wird die an den Eingängen des Instrumentenverstärkers anliegende Gleichtaktspannung hochohmig gegen Masse des EKG-Verstärkers gemessen. Diese Spannung wird auch als Gleichtaktstörsignal bezeichnet, das der Instrumentenverstärker mit einer hinreichend großen Gleichtaktunterdrückung (CMRR) eliminieren können muss. Dieses Signal wird mit dem Impedanzwandler (OPV U5) entkoppelt und steht am Ausgang des OPVs als Driven-Shield-Signal ( $U_{DS}$ ) zur Verfügung. Wenn  $U_{DS}$  an den Schirm der Messkabel gelegt wird, können Spannungsartefakte durch Bewegung der Messkabel<sup>45</sup> verringert werden. Die Kabelkapazitäten sind im Idealfall durch das Driven-

---

<sup>45</sup>Veränderung der Kabelkapazitäten durch Kabelbewegung führt bei konstanter Ladungsmenge  $Q$  zu Spannungsänderungen über den Kabelkapazitäten. Diese Spannungsänderungen sind Artefakte im EKG. Da das Frequenzband der Artefakte dem des EKGs überlagert ist, lassen sich diese Artefakte schlecht herausfiltern und müssen möglichst vermieden werden.

Shield-Signal entladen, indem die Potentialdifferenz zwischen Schirm und Leiter Null ist. Zusätzlich wird das gemessene Gleichtaktstörsignal aktiv mit der DRL-Schaltung ( $U_{DRL}$  an OPV U6) unterdrückt. Der Mittelwert des DRL-Signals ist  $U_{ref}$ . Das DRL-Signal dient auch zur Referenzierung der hochohmigen Eingänge des Instrumentenverstärkers.

Die Funktion der DRL-Schaltung wird maßgeblich von den Eigenschaften der Elektrode am rechten Bein beeinflusst. Die Elektrode *AMBU Blue Sensor VL* ist für Messung des EKGs bei Bewegung hervorragend geeignet. Daher sollten in der Simulation möglichst realistische Parameter für diese Elektrode verwendet werden. Zur Bestimmung der Parameter stand der Impedanzanalysator *IviumStat* von Firma *Ivium Technologies* zur Verfügung. Aus einer Zweipunkt-Impedanzmessung am Arm und basierend auf dem vereinfachten Elektroden-Haut-Modell Abb. 36 im Kapitel 4.3.3 wurde der erste Teil der verwendeten Parameter abgeschätzt. Die Parameter waren der Ladungstransferwiderstand der Doppelschicht  $R_{LT} = 7,5 \text{ k}\Omega$ , die Doppelschichtkapazität  $C_{DS} = 66 \text{ nF}$  und die Summe von Gewebewiderstand (Betrag der Transferimpedanz des Gewebes) und Elektrolytwiderstand  $R_{el+gew} = 200 \Omega$ . Der  $R_{LT}$  ist dominierend und würde zur Simulation der gesamten Elektrode schon genügen. Der zu  $R_{LT}$  parallel geschaltete Blindwiderstand von  $C_{DS}$  beträgt bei der Netzfrequenz  $X_{CDS} = 48 \text{ k}\Omega$  und hat nur geringen Einfluss auf die Elektrodenimpedanz.

Zur Bestimmung des Elektrolytwiderstandes wurde ein zweites Experiment durchgeführt. Zwei Elektroden wurden direkt zusammengeklebt und das Impedanzspektrum mit einer Zweipunkt-Impedanzmessung bestimmt. So konnte der Elektrolytwiderstand von den zwei Elektroden zu  $R_{el} = 60 \Omega$  abgeschätzt und der Betrag der Transferimpedanz des Gewebes als  $R_{gew} = R_{el+gew} - R_{el} = 120 \Omega$  berechnet werden. Die Transferimpedanz des Gewebes zwischen den Elektroden hätte mit einer Vierpunktmessung am Arm auch direkt ermittelt werden können. Die vorhandenen Halbzellspannungen zwischen der Metallelektrode, dem Elektrolyten und der Haut blieben in der Simulation unberücksichtigt, da diese bei kommerziellen Elektroden schon minimal, d.h.  $\leq 100 \text{ mV}$  sind. Bei Verwendung selbst gebauter Elektroden könnten diese Gleichspannungen aber Werte bis zu einem Volt annehmen und zur Übersteuerung des Instrumentenverstärkers führen.

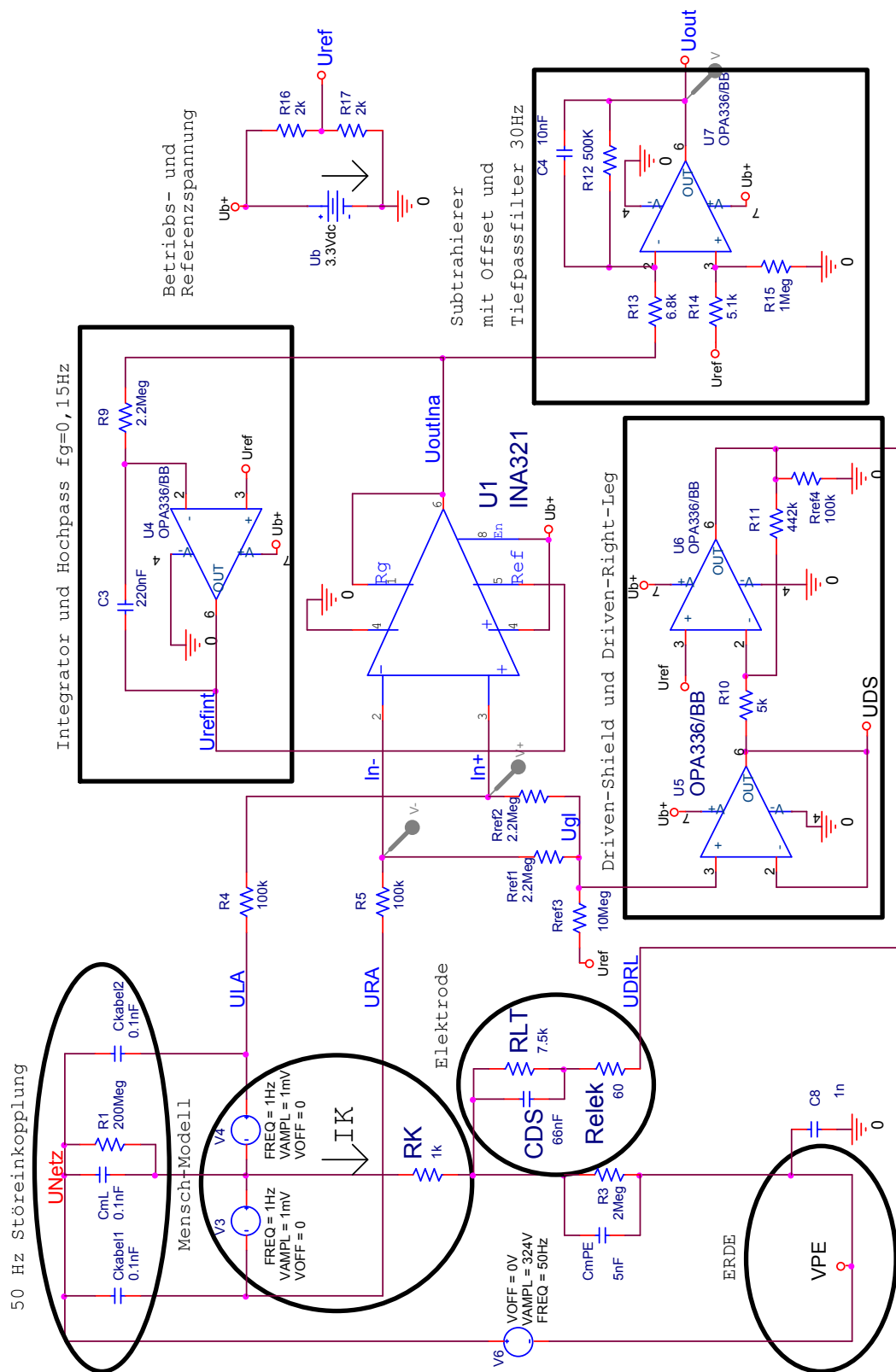


Abbildung 92: Schaltung der PSPICE-Simulation des einkanalen EKG-Verstärkers. Die Schaltung basiert auf der Empfehlung des Herstellers im Datenblatt des Instrumentenverstärkers *INA321*.

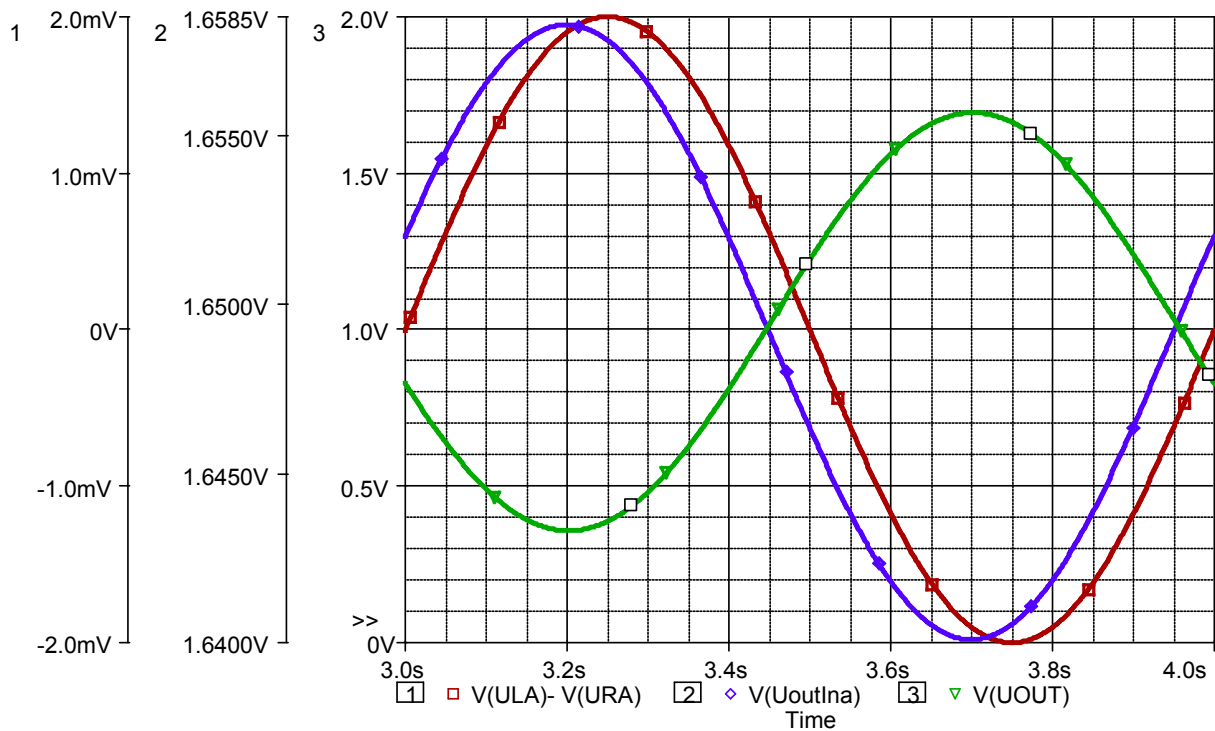


Abbildung 93: Signale der PSPICE-Simulation am einkanaligen EKG-Verstärker zeigen die Phasenverschiebung. Rot: Differenzeingangsspannung ( $U_{LA} - U_{RA}$ ); Blau: Spannung  $U_{outIna}$  am Ausgang des *INA321*, Mittelwert 1,65 V und verstärkt mit Faktor 4,6; Grün: Ausgangsspannung  $U_{OUT}$  des EKG-Verstärkers, Mittelwert 1,0 V und mit Faktor  $1,33\text{V}/4\text{mV} = 333$  verstärkt. Das EKG wurde mit einem 1Hz-Sinus, Amplitude 2 mV simuliert. 50Hz-Störungen werden durch Driven-Right-Leg-Schaltung und durch ideal symmetrische Ankopplung des Menschen an den Instrumentenvertärker unterdrückt. Das Ausgangssignal ist invertiert und eilt dem Eingangssignal zusätzlich um +18 Grad voraus.

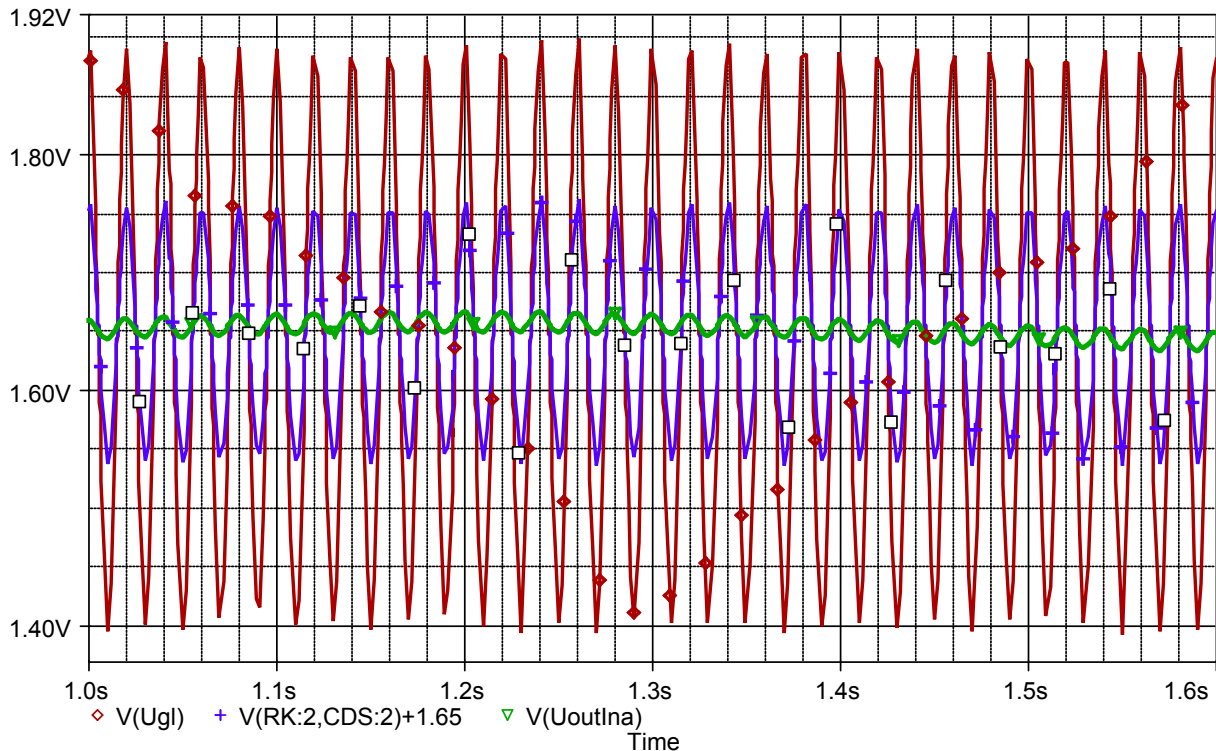


Abbildung 94: Signale der PSPICE-Simulation des EKG-Verstärkers bei Unsymmetrie. Keine DRL-Schaltung,  $U_{ref}$  als Masse am rechten Bein. Die Kabelkapazitäten  $C_{kabel1} = 10 \cdot C_{kabel2}$ . Starke Unsymmetrie, die 50Hz-Differenzstörsignale verursacht. Das EKG wurde mit einem 1Hz-Sinus simuliert. Rot: Gleichtaktstörsignal am Verstärker ( $U_{Gl,ss} = 0,5 \cdot (U_{LA} + U_{RA}) = 500 \text{ mV}$ ); Blau: Störsignal am Körperwiderstand ( $U_{RK,ss} = 200 \text{ mV}$ ) zur Anzeige mit 1,65V addiert; Grün: Ausgangsspannung des Verstärkers *INA321* mit deutlich sichtbaren 50Hz-Störungen (18 mV). Durch Unsymmetrie verursachte 50Hz-Differenzstörungen werden nur unzureichend unterdrückt.

In Abbildung 94 ist ersichtlich, dass durch Unsymmetrie vergrößerte Koppelkapazitäten zwischen Netzspannung und den Armen bzw. Messkabeln einen erhöhten Störstrom im Körper gegen Erde und ein erhöhtes Gleichtaktstörsignal (blaues Signal) verursacht. Das Gleichtaktstörsignal muss durch eine hohe CMRR des Instrumentenverstärkers unterdrückt werden. Der kapazitiv, unsymmetrisch eingekoppelte Störstrom verursacht an den Eingangswiderständen des Instrumentenverstärkers unterschiedlich große Störspannungen. Das führt zu einem Differenzstörsignal, welches das EKG überlagert und verstärkt wird. Die Ausgangsspannung  $U_{out}$  (grünes Signal) enthält einen hohen 50Hz-Wechselanteil. Die DRL-Schaltung zur Kompensation des Störstromes im Körper war unwirksam.

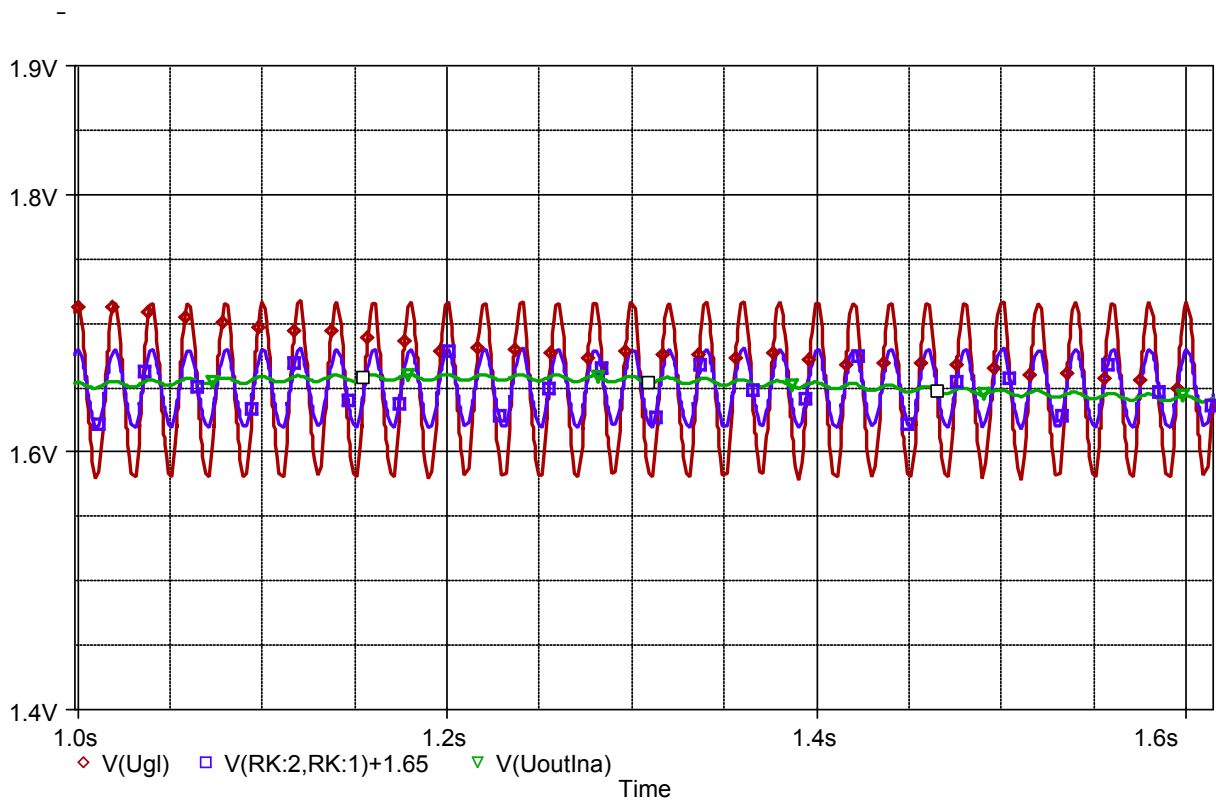


Abbildung 95: Signale der PSPICE-Simulation des EKG-Verstärkers bei Symmetrie. Keine DRL-Schaltung und Uref als Masse am rechten Bein. Das EKG wurde mit einem 1 Hz-Sinus simuliert. Die Kabelkapazitäten sind  $C_{kabel1} = C_{kabel2}$ . Rot: Gleichtaktstörsignal am Verstärker ( $U_{Gl,ss} = 0,5 \cdot (U_{LA} + U_{RA}) = 130 \text{ mV}$ ); Blau: Störsignal am Körperwiderstand ( $U_{RK,ss} = 58 \text{ mV}$ ) zur Anzeige mit 1,65V addiert; Grün: Ausgangsspannung des Verstärkers INA321 mit deutlichen 50Hz-Störungen (5 mV). Die 50Hz-Störungen werden hier durch ideale Symmetrie um Faktor 3 verringert aber immer noch unzureichend unterdrückt.

In Abbildung 95 ist ersichtlich, dass ideale Symmetrie und kleine Koppelkapazitäten zwischen Netzspannung und den Armen bzw. Messkabeln einen geringeren Störstrom im Körper gegen Erde und ein kleineres Gleichtaktstörsignal (blaues Signal) verursacht. Der kapazitiv, symmetrisch eingekoppelte Störstrom verursacht an den Eingangswiderständen des Instrumentenverstärkers gleich große Störspannungen, die als Gleichtaktstörsignal vom Instrumentenverstärker unterdrückt werden können. Die Ausgangsspannung Uout (grünes Signal) enthält einen kleinen 50Hz-Wechselanteil. Die DRL-Schaltung zur Kompensation des Störstromes im Körper war unwirksam.

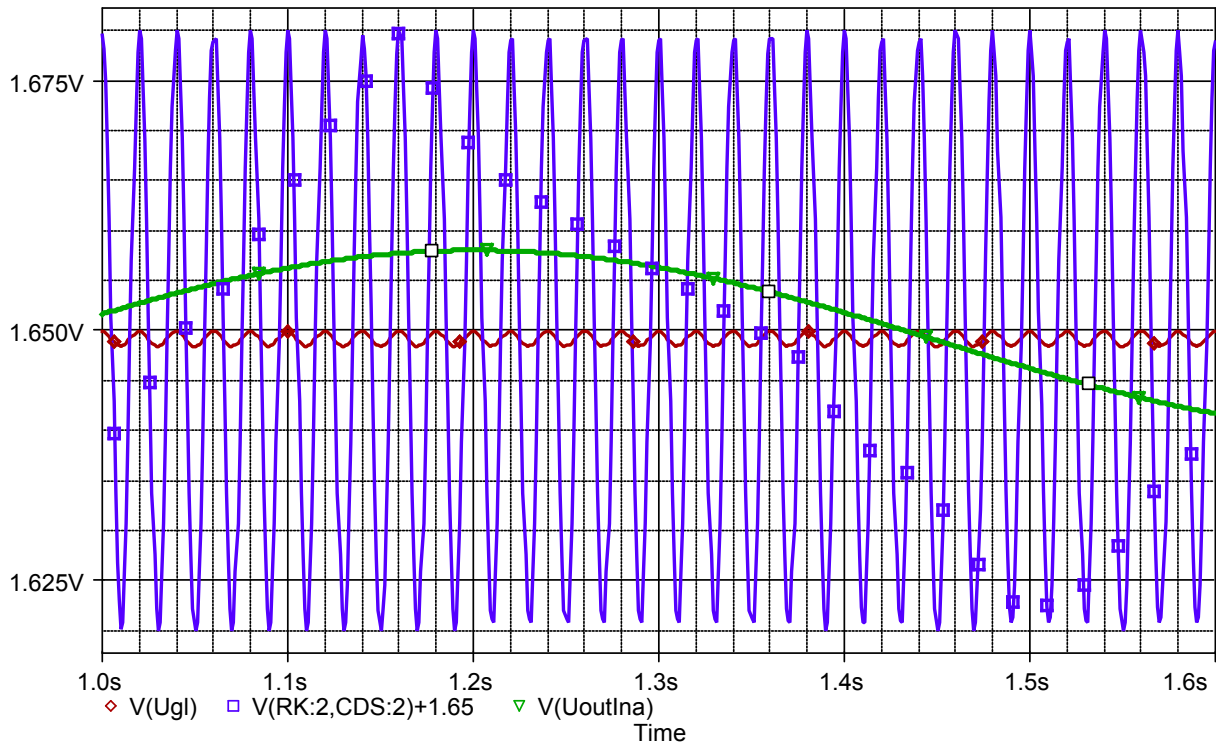


Abbildung 96: Signale der PSPICE-Simulation am EKG-Verstärker bei Symmetrie und mit DRL-Schaltung. Das EKG wurde mit einem 1Hz-Sinus simuliert. Rot: Gleichtaktstörsignal am Verstärker ( $U_{Gl,ss} = 0,5 \cdot (U_{LA} + U_{RA}) = 1,5 \text{ mV}$ ) ist durch DRL minimiert; Blau: Störsignal am Körperwiderstand ( $U_{RK,ss} = 58 \text{ mV}$ ) zur Anzeige mit 1,65V addiert, ist unverändert durch die DRL-Schaltung; Grün: Ausgangsspannung des Verstärkers INA321 ohne 50Hz-Störungen. 50Hz-Störungen werden durch DRL-Schaltung und durch ideale Symmetrie gut unterdrückt.

In Abbildung 96 ist ersichtlich, dass ideale Symmetrie und kleine Koppelkapazitäten zwischen Netzspannung und den Armen bzw. Messkabeln einen kleineren Störstrom im Körper gegen Erde und ein kleineres Gleichtaktstörsignal (blaues Signal) ermöglicht. Der Störstrom wird durch die DRL-Schaltung minimiert und der 50Hz-Wechselanteil in der Ausgangsspannung Uout (grünes Signal) wird fast vollständig beseitigt.

### 8.3.1 Ergebnisse der PSpice-Simulation

In der Simulation führte eine kleine Schaltungsänderung an OPV U5 zur gewünschten Driven-Right-Leg- und Driven-Shield-Funktion. Das Gleichtaktstörsignal wird wirksam unterdrückt. Es musste kein zusätzliches Bauteil zur Schaltung hinzugefügt werden. Durch Bandpassfilterung wird bei einer EKG-Grundfrequenz  $f_{EKG,0} = 1 \text{ Hz}$  die Phasenverschiebung von  $\varphi_{ges} = +14,4^\circ$  und durch den Subtrahierer eine Invertierung des EKGs verursacht. Zur korrekten Anzeige des EKGs muss die Invertierung entweder durch das



Vertauschen der Kabel am linken und rechten Arm oder das Signal nachträglich in der Software invertiert werden. Für eine exakte R-Zacken-Erkennung ist der Phasengang des EKG-Verstärkers oder mindestens die Laufzeit des EKGs bei der EKG-Grundfrequenz zu beachten.

Die Abweichung der Verstärkungsfaktoren des *INA321* im Datenblatt (5) und in der Simulation (4,6) ist gering und kann aus praktischer Sicht vernachlässigt werden. Der kapazitiv eingekoppelte Störstrom im Körper beträgt  $I_K = 30 \mu A$ , die durch  $I_K$  am Körperwiderstand  $R_K$  entstehende Gleichtaktstörspannung beträgt  $U_{GL} = 30 mV$  und ist um Faktor 30 größer als typische EKG-Signalamplituden. Die Körperwechselspannung gegen Erde (PE) beträgt etwa 15V. Das ist ein plausibler Wert, der beim festen Umfassen eines isolierten 230V-Kabels mit der Hand mit einem Voltmeter zwischen Hand und Erde (PE) gemessen werden kann. Am Mensch-Modell wurden praxisnahe Werte verwendet. Unsymmetrien bei den Koppelkapazitäten der Arme und Messkabel zu spannungsführenden Leitern im 230V-Netz verursachen Differenzstörsignale und erhöhen auch die sich ergebende Gleichtaktstörspannung, da größere Ströme im Körper gegen Erde fließen (vergleiche Abb. 94 und Abb. 95).

Eine induktive Störsignaleinkopplung erfolgt an der durch die Messkabel, Elektroden, Arme und den Körper selbst aufgespannten leitfähigen Schleife. Die induktive Störeinkopplung spielt in der Arbeitsmedizin und Arbeitssicherheit eine entscheidende Rolle und könnte zusätzlich betrachtet werden. Eine typische Maßnahme zur Vermeidung dieser Störungen ist das Verdrillen der Messkabel. Damit werden die vom Magnetfeld durchsetzten Flächen verringert.

### 8.3.2 Ergebnisse nach Aufbau des EKG-Verstärkers

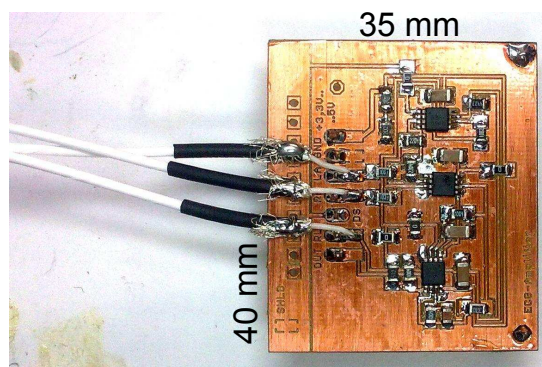


Abbildung 97: Ansicht des EKG-Verstärkers (1:1 Maßstab)

Der Verstärker wurde mit einer einlagigen Platine als Aufsteckmodul gefertigt. Bei einer mehrlagigen Platine könnten 3/4 der Fläche reduziert werden. Wie in den Abbil-

dungen 98 und 99 zu erkennen ist, funktioniert der Verstärker bei Betriebsspannungen zwischen 3,3 V und 5,0 V. Der Stromverbrauch  $I_{EKG}$  ist leicht von der Betriebsspannung abhängig und beträgt bei  $U_b = 3,3 V$  etwa  $I_{EKG3,3V} = 1,0 mA$  und bei  $U_b = 5,0 V$  etwa  $I_{EKG5,0V} = 1,4 mA$ . Der Spannungsteiler aus R16 und R17 zur Erzeugung der Referenzspannung  $U_b/2$  könnte ggf. niederohmiger ausgelegt werden. Es wurden zusätzlich zwei hochohmige Referenzwiderstände  $R_{ref3}$  und  $R_{ref4}$  in der Schaltung ergänzt. Mit  $R_{ref3} = 10 M\Omega$  haben beide Eingänge des *INA321* eine hochohmige Referenz an  $U_{ref}$  (DC-Strompfad). Mit  $R_{ref4} = 100 k\Omega$  wird das DRL-Signal hochohmig an Masse geschaltet. Mit diesen zwei Änderungen funktioniert die Schaltung stabil ab 2,5 V (Abbildung 100), so dass bei 3,3 V noch eine Reserve bei der Betriebsspannung vorhanden ist. Die Widerstände R4 und R5 an den Eingängen des Instrumentenverstärkers *INA321* wurden durch Null Ohm-Widerstände (Brücken) ersetzt. Dadurch geht die laut Norm geforderte Schutzfunktion bei einem eventuellen Defekt des Verstärkers verloren aber die kapazitive Einkopplung von 50Hz-Störströmen und die dadurch verursachte Erzeugung von Differenzstörspannungen an den zwei Widerständen wird minimiert.

Das Rauschen vergrößert sich bei sinkender Betriebsspannung. Mit dem Patientensimulator *Phantom 320* von der Firma *Müller und Sebastiani GmbH* hat die Schaltung bei 1,8 V nahezu rauschfrei funktioniert (Abbildung 101). Das relativ starke Rauschen bei Messungen am Menschen wird hauptsächlich von den hochohmigen EKG-Elektroden und von der nur theoretisch optimierten DRL-Schaltung verursacht. Bei Bewegung des Probanden ist noch mit einer Verschlechterung der Signalqualität zu rechnen. Insgesamt ist der EKG-Verstärker aber als Modul im mobilen Pulssensor geeignet. Die Erkennung der R-Zacken als Zeitindikator für den Herzschlag ist möglich.

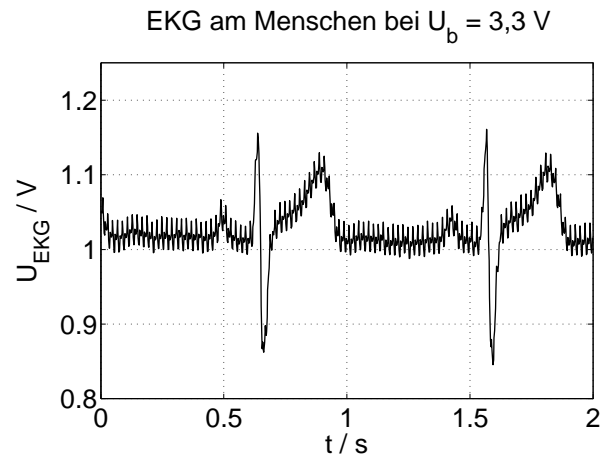
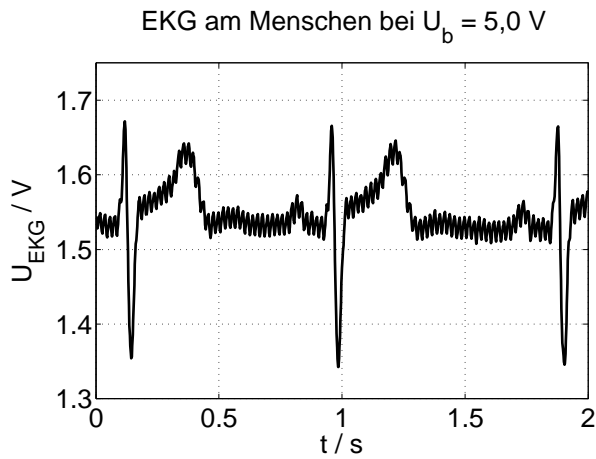


Abbildung 98: Brustwand-EKG bei 5,0V  
EKG am Menschen bei  $U_b = 2,5 \text{ V}$

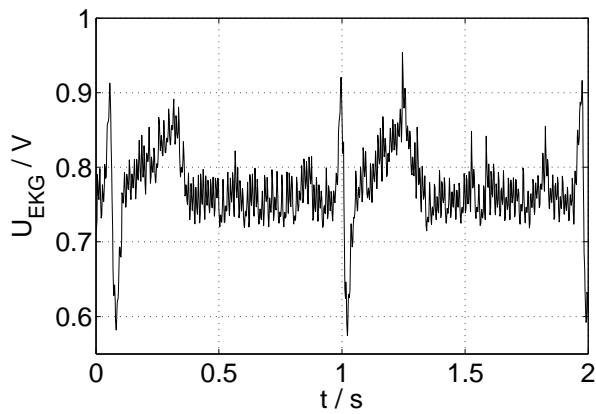


Abbildung 99: Brustwand-EKG bei 3,3V  
EKG Simulator  $U_b = 1,8 \text{ V}$

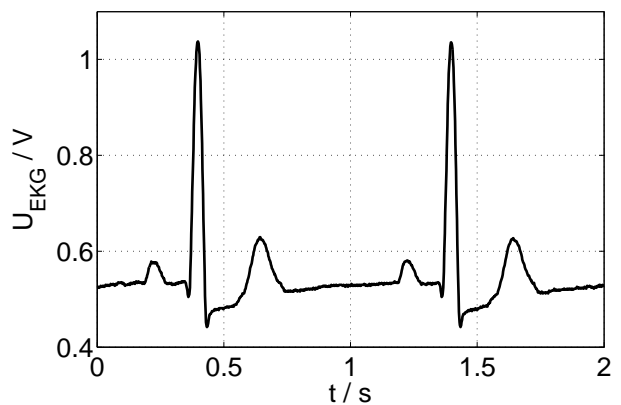


Abbildung 100: Brustwand-EKG bei 2,5V. Das Rauschen nimmt zu bei kleinerer Spannung.  
Abbildung 101: EKG vom Patientensimulator bei 1,8V. Das System arbeitet nahezu rauschfrei.

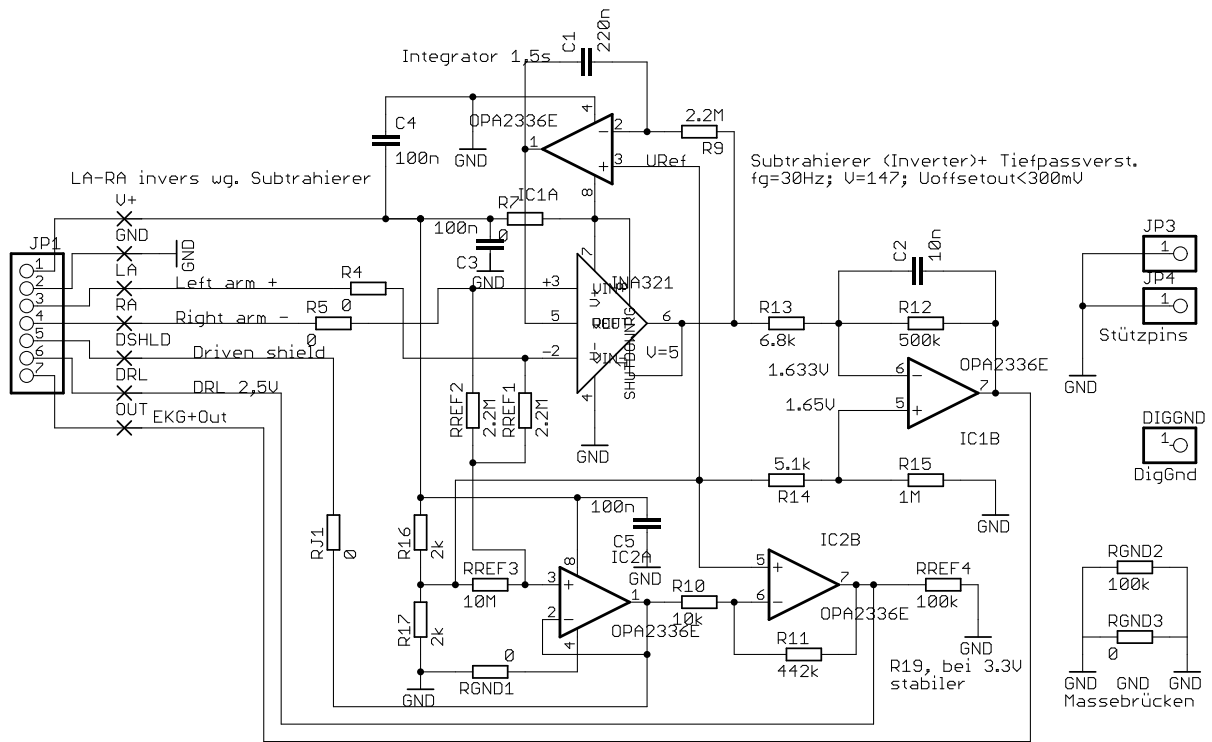


Abbildung 102: Schaltung des EKG-Verstärkers in EAGLE

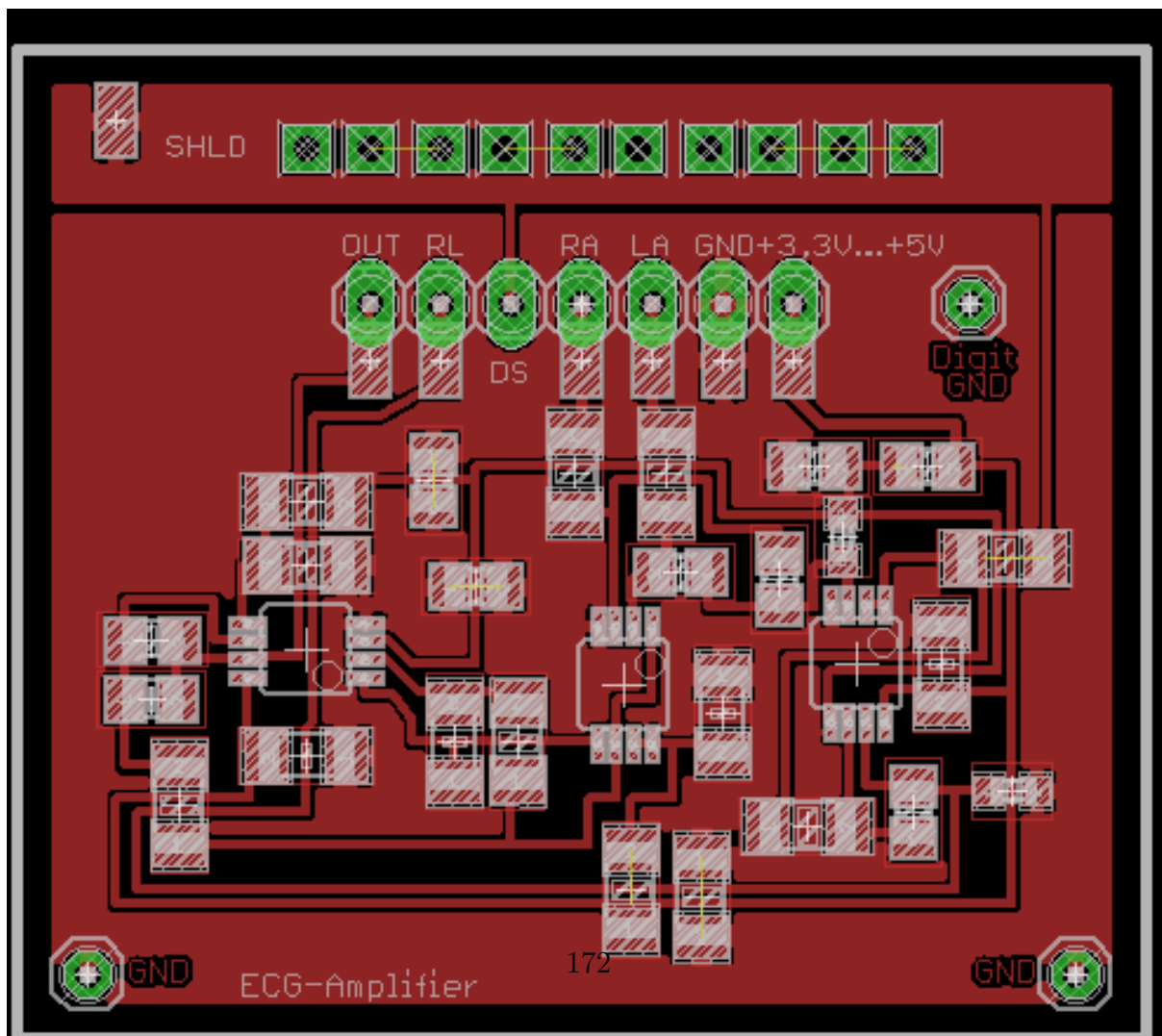


Abbildung 103: Layout des EKG-Verstärkers in EAGLE