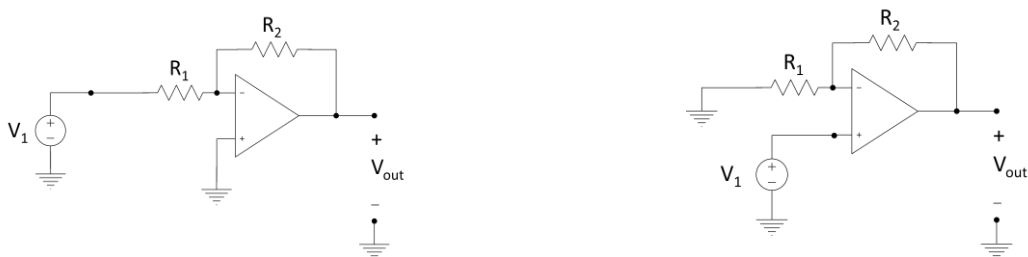


Instrumentationsforstærkeren

Forstærkergrundkoblinger og common mode støj

Når man optager svage signaler med amplituder i milli- og mikrovolt området (eksempelvis elektro-fysiologiske signaler så som EKG, EEG og EMG eller udgangssignaler fra en Wheatstone bro) vil de som oftest være overlejret med støj. En af de typiske støjkomponenter man finder er 50 Hz brum. Denne form for brum støj optræder fordi der foregår en elektromagnetisk kobling imellem omkringliggende elektriske installationer og måleobjektet samt måleudstyret. Store ledning kan virke som antenner og flader kan danne en kapacitiv kobling imellem de 230V (50Hz) strømførende kabler og måleobjektet.

Dette skal man være opmærksom på når man overvejer hvilken type forstærker man ønsker at anvende. Tager man udgangspunkt i grundkoblingerne for operationsforstærkeren (inverterende og ikke-inverterende forstærker; figur 1) skal man være opmærksom på, at begge disse forstærkere er af typen *single ended input – single ended output*.

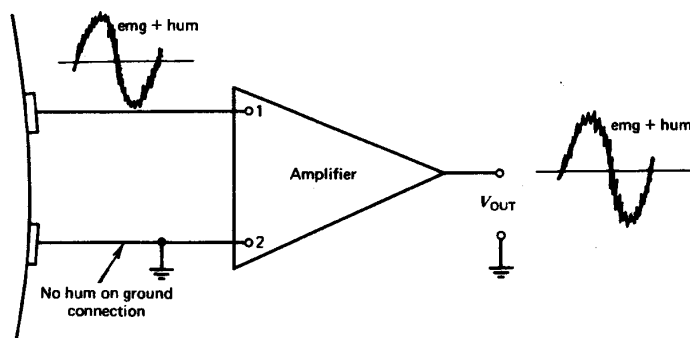


Figur 1. Venstre: Den inverterende forstærker ($A_v = -\frac{R_2}{R_1}$). Højre: Den ikke-inverterende forstærker

$$(A_v = 1 + \frac{R_2}{R_1} = \frac{R_1 + R_2}{R_1})$$

Med et *single ended signal* menes det, at signalet refererer til stel. Det vil sige, at de ovenfor nævnte operationsforstærkerkoblinger har et indgangssignal hvis spænding er defineret i forhold til stel og outputtet ligeledes spændingspotentialen fra stel til udgangen på operationsforstærkeren.

Disse koblinger vil forstærke signalet svarende til indgangskilden V_1 i figuren, hvilket i tilfældet med eksempelvis et EMG signal og indstrålet 50 Hz brum støj vil indeholde både det ønskede signal (EMG) og brumstøjen. Dette kan resultere i, at EMG signalet vil være så kraftigt overlejret med støj, at man ikke kan bruge det til videre analyse.

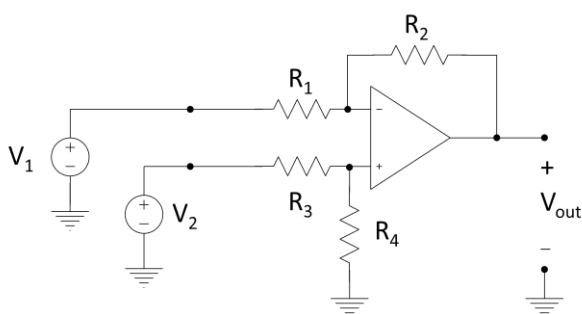


Figur 2. Den single ended forstærkers manglende evne til at undertrykke støj.

Figur 2 illustrerer dette generelle tilfælde med *single ended input - single ended output* forstærkeren. Da forstærkeren i denne konfiguration måler på indgangssignalet i forhold til stel, er den ene af de to indgangsterminaler koblet direkte til stel. På denne ledning vil der ikke være brum eller støj da stelforbindelsen sikrer at alt indstrålet støj heri afledes til stel (og dermed vil dette have et nul volts potentiale). *Single ended input* forstærkere er derfor ikke særligt hensigtsmæssige til måling og forstærkning af før omtalte signaler.

En alternativ forstærkerkobling til dette er differensforstærkeren. Denne kobling er af typen *differential input - single ended output*.

En sådan grundkobling, bygget op omkring en operationsforstærker, er illustreret i figur 3.



Figur 3. Differensforstærkeren

Ved hjælp af superpositionsprincippet kan outputtet for denne kobling skrives som

$$V_{out} = V_2 \cdot \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \cdot \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) - V_1 \cdot \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

Hvis modstandsværdierne vælges således, at $R_3 = R_1$ og $R_4 = R_2$ bliver

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \cdot \frac{R_2}{R_1}$$

Begge input vægtes da med samme forstærkningsfaktor og udgangen på forstærkeren bliver differensen på de to indgangsspændinger multipliceret med forstærkningsfaktoren (R_2/R_1).

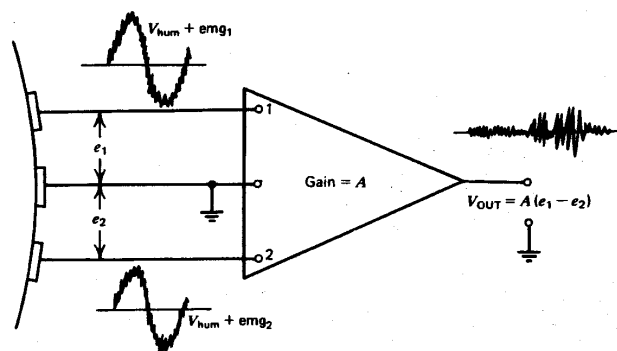
Vælges alle modstande lige store bliver udgangsspændingen

$$V_{out} = V_2 - V_1$$

Udgangsspændingen (der refererer til stel) er altså givet ved forskellen i potentialer imellem V_2 og V_1 (*differential input*). Bemærk dog at V_2 og V_1 hver især refererer til stel (nul volt).

Den helt klare fordel ved denne kobling er dens evne til at undertrykke indstrålet støj. Er ledningerne fra de to indgangskilder lige lange og placeret i umiddelbar nærhed af hinanden, vil det være den samme mængde støj der indstråler på begge ledninger (kaldet *common mode* støj). Men da denne forstærker netop beregner forskellen imellem de to indgange vil de komponenter der samtidig er til stede på begge indgange blive fjernet.

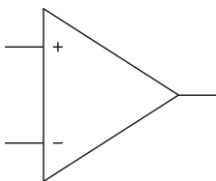
Dette er illustreret i figur 4.



Figur 4. Differens forstærkerens evne til at undertrykke støj.

Common mode støj er den støj der er fælles på begge ledninger (og er absolut ikke begrænset til kun 50 Hz brum).

Common mode spændingen (V_{CM}) kan beskrives som middelværdien på de to indgange på en given forstærker (figur 5):



Figur 5. En generel forstærker.

$$V_{CM} = \frac{V_+ + V_-}{2}$$

Ved differensforstærkeren er det ønskede output forskellen på de to indgangssignaler ganget med en forstærkningsfaktor.

$$V_o = A_d \cdot (V_+ - V_-)$$

Forstærkningsfaktoren A_d kaldes for differensforstærkningen og er den vi bestemmer når vi dimensioner vores kredsløb og beregner vores modstandsværdier.

Som argumenteret ovenfor burde differensforstærkeren undertrykke al common mode støj. Dette er desværre ikke tilfældet i den praktiske verden, og derfor kommer der ved enhver praktisk differensforstærker en common mode komponent i udgangssignalet. Kaldes forstærkerens common mode forstærkning for A_{cm} bliver udgangen mere korrekt beskrevet ved

$$V_o = A_d \cdot (V_+ - V_-) + A_{cm} \left(\frac{V_+ + V_-}{2} \right)$$

Generelt ønsker man at ens forstærker er så god som mulig til at undertrykke common mode signaler (afhængig af applikationen), dvs med så lille en A_{cm} som muligt. Til at beskrive forstærkerens evne til at undertrykke common mode signaler benyttes størrelsen *common mode rejection ratio (CMRR)*. Denne er givet som forholdet imellem differensforstærkningen og common mode forstærkningen. Udtrykt i dB bliver den:

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_{cm}} \right) [dB].$$

For differensforstærkere der benyttes til elektrofysiologiske målinger ønskes ofte en $CMRR > 80$ dB (eller 10.000 gange større differensforstærkning end common mode forstærkning).

Instrumentationsforstærkeren

Når en forstærker skal anvendes til blandt andet elektrofysiologiske målinger og instrumentering af Wheatstone broer er følgende egenskaber, udover den høje CMRR, ønskværdige:

A. Høj indgangsimpedans

- Med høj indgangsimpedans (/indgangsmodstand $> 10 - 100 \text{ M}\Omega$) sikres at forstærkeren belaster måleobjektet så lidt som muligt. Jo højere indgangsimpedansen for forstærkeren er, desto mindre strøm trækkes der fra måleobjektet (Ohm's lov). Måles der eksempelvis et EKG er det meget små strømme som kroppen kan levere. Er indgangsimpedansen for lille vil det betyde, at der ved det pågældende elektriske potentiale der findes imellem de to målepunkter (elektroderne placering), ikke kan leveres nok strøm til at opretholde spændingen ($I = V / Z$). Dette resulterer i at spændingspotentiallet falder, og i sidste ende vil det ikke være målbart.

B. Differentielt input – single ended output

- Da målinger af elektrofysiologiske signaler såsom EKG, EMG, EEG er differentielle målinger skal vores forstærker måle et differentielt input. Dette er også nødvendigt for at undertrykke common mode støjen mest muligt. Grunden til at et single ended output ofte er ønskeligt er, at det gør det nemmere at arbejde videre med signalet, eksempelvis hvis det skal kobles sammen med en A/D konverter.

C. Gain justering ved ændring af kun én modstand

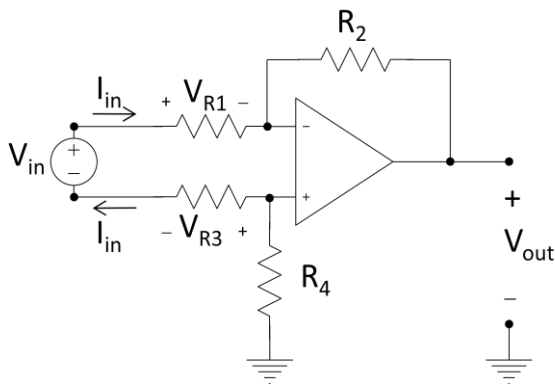
- Herved gøres gain justering (= forstærkning) mere simpel og der minimeres for fejl og ulige vægtning af de to indgangssignaler.

Opfylder differensforstærkeren bygget op omkring en operationsforstærker disse ønsker?

Ad A.

Indgangsmodstanden er bestemt som modstanden imellem de to indgangsterminaler. Den kan derfor i

figur 6 beregnes som $R_{in} = \frac{V_{in}}{I_{in}}$



Figur 6. Indgangsmodstanden for differensforstærkeren.

Antages spændingsforskellen over de to indgange på operationsforstærkeren = 0 V kan der ifølge Kirchhoffs spændingslov skrives

$$V_{R3} - V_{in} + V_{R1} = 0 \Rightarrow$$

$$V_{in} = V_{R3} + V_{R1} = I_{in} (R_1 + R_3) \Rightarrow$$

$$R_{in} = \frac{V_{in}}{I_{in}} = R_1 + R_3$$

Indgangsmodstanden er altså bestemt af de valgte modstande. Da store modstandsværdier for faste modstande øger støjen i kredsløbet¹ er det ikke ønskværdigt med for store modstande, hvorved ønsket om en meget høj indgangsmodstand ikke kan imødekommes.

Ad B

Differensforstærkerkoblingen opfylder ønsket om differentielt input – single ended output

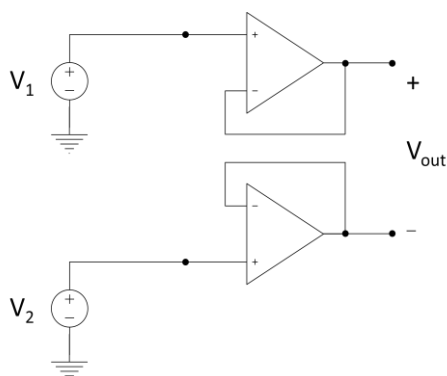
Ad C

Forstærkning kan ikke ændres ved at foretage ændring af én modstand. Faktisk er det meget vanskeligt at indstille forstærkning i denne kobling idet en lige vægtning af begge signaler kræver at

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$$

For at imødekomme de ønskede egenskaber er det nødvendigt at modificere differensforstærkeren.

En kobling med operationsforstærkeren der sikrer en høj indgangsmodstand er spændingsfølgeren. Buffer man derfor begge indgange med en spændingsfølger fås et indgangstrin med højest tænkelig indgangsmodstand (figur 7).



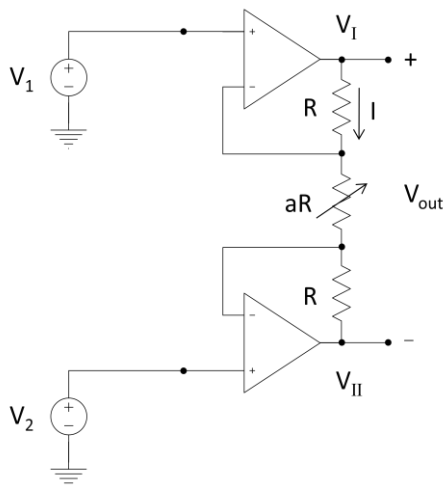
Figur 7. Buffered differential input – differential output.

For koblingen ovenfor bliver $V_{out} = V_1 - V_2$. Det vil sige, at der ikke er mulighed for at tilføje forstærkning i dette kredsløb. Endvidere er outputtet for dette kredsløb ikke single ended – men differentielt.

Ved indføring af tre modstande kan man tilføje muligheden for at justere forstærkningen (figur 8).

¹ Root mean square (RMS) værdien af den termiske støjspænding for en modstand er givet ved

$v = \sqrt{4 \cdot k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f}$ hvor k er Boltzmanns konstant, T er temperaturen i kelvin, R er modstandsværdien i Ohm og Δf er størrelsen på det frekvensområde som støjen måles i. Bemærk at støjen er proportional med $R^{\frac{1}{2}}$.



Figur 8. Buffered differential input – differential output med gain justering.

Strømmen igennem modstanden aR (som er den samme der løber igennem alle tre modstande) er bestemt af spændingen over modstanden (V_{aR}) og modstandens størrelse (aR). Spændingen V_{aR} er bestemt af V_1 og V_2 :

$$V_{aR} = V_1 - V_2 \Rightarrow$$

$$I = \frac{V_1 - V_2}{aR}$$

Udgangsspændingen på denne kobling er givet ved

$$V_{out} = I \cdot (R + aR + R) \Rightarrow$$

$$V_{out} = \frac{V_1 - V_2}{aR} \cdot ((2 + a) \cdot R) \Rightarrow V_{out} = (V_1 - V_2) \cdot \left(\frac{2R}{aR} + 1 \right) \Rightarrow$$

$$V_{out} = (V_1 - V_2) \cdot \left(1 + \frac{2}{a} \right) \Rightarrow$$

$$A_d = 1 + \frac{2}{a}$$

Udgangsspændingen er altså givet ved differensen på indgangssignalerne multipliceret med differensforstærkningen $(1+2/a)$. Det vil sige, at der nu er etableret et forstærkertrin med et differentielt input med meget høj indgangsimpedans samt mulighed for at justere forstærkning med ændring af blot én modstand (aR); men stadigvæk haves en kobling med et differentielt output og ikke et single-ended output som ønsket. Til trods for at denne kobling har differentielt input, er $A_{cm} = 1$:

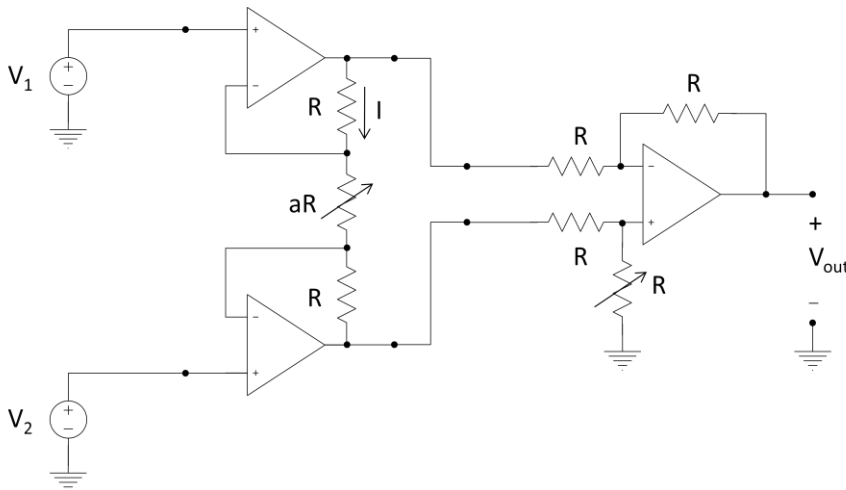
$$v_1 = v_2 = v_{cm} \Rightarrow i = 0 \Rightarrow$$

$$\left. \begin{array}{l} v_I = v_1 = v_{cm} \\ v_{II} = v_2 = v_{cm} \end{array} \right\} \Rightarrow$$

$$A_{cm} = 1$$

Da $A_{cm} = 1$ bliver CMRR for denne kobling derfor bestemt af A_d , og vil derfor variere afhængigt af hvor stor A_d skal være for de enkelte applikationer.

For at få de sidste ønsker realiseret, kan man i forlængelse af dette buffer-forstærkertrin koble en differensforstærker (figur 9).



Figur 9. Instrumentationsforstærkeren med buffered differential input – single ended output og justerbar gain.

Vælges alle modstande på differensforstærkertrinnet lige store bliver forstærkningen heri én. Udgangsspændingen på denne 3-operationsforstærker kobling bliver derfor samlet set

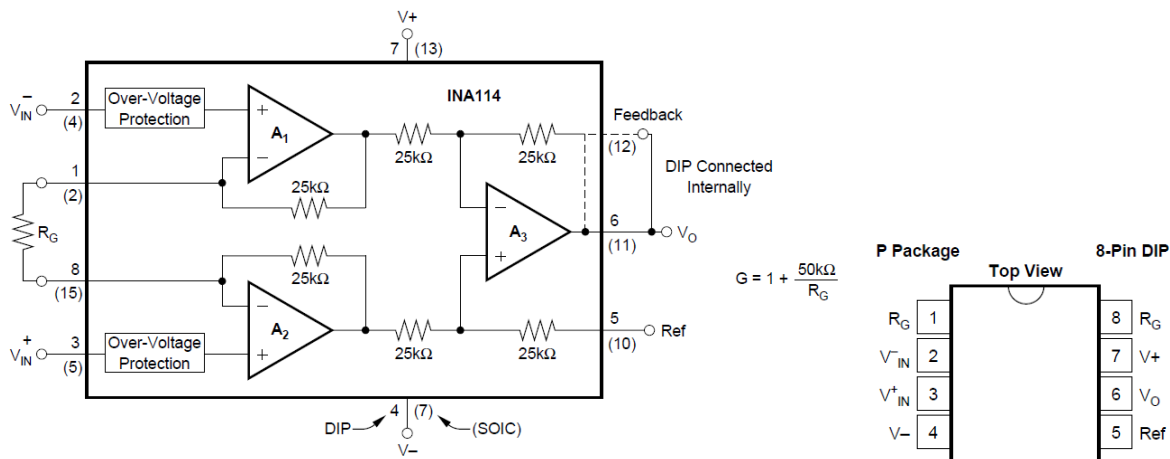
$$V_{out} = (V_2 - V_1) \cdot \left(1 + \frac{2}{a}\right)$$

Bemærk at der på operationsforstærkeren i det sidste trin er indført en variabel modstand på det ikke-inverterende ben til stel. Denne kan bruges til at udbalancere common-mode spændinger på udgangen. Forstærkerens to indgange (hvor V_1 og V_2 sidder koblet) kortsluttes og R justeres til der er 0 V på udgangen. På den måde tages der også højde for tolerancerne på modstandene (typisk 1% tolerance) og biasstrømme i operationsforstærkeren.

Ovenstående forstærkerkredsløb kaldes en **instrumentationsforstærker**. Den imødekommer alle ønskerne til den mest velegnede forstærker til brug blandt andet indenfor elektrofysiologiske målinger og instrumentering af Wheatstone broer. Den har følgende ønskede egenskaber:

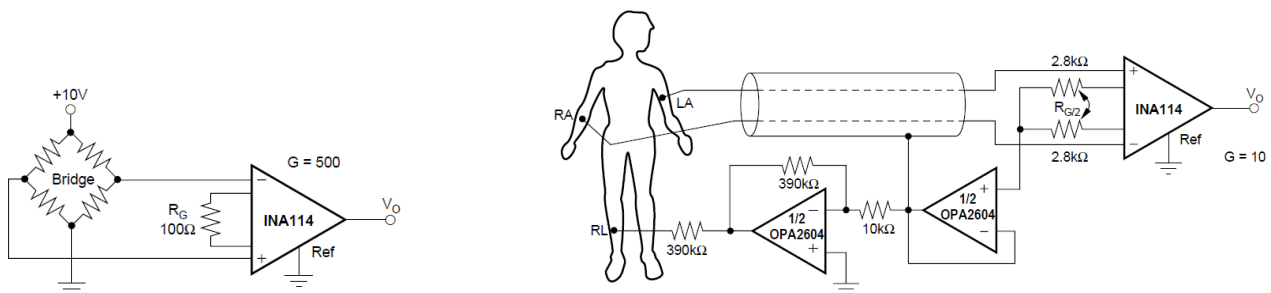
- Stor CMMR
- meget høj indgangsimpedans (der ikke ændres ved ændring i forstærkning)
- differentielt input – single ended output
- gain justering med ændring af kun én modstand

I praksis vil man som oftest købe færdige kredse der indeholder instrumentationsforstærkeren. Et eksempel er vist i figur 10 med kredsen INA114.



Figur 10. Kommerciel tilgængelig kreds indeholdende en instrumentationsforstærker.

Denne kreds har en CMRR på 115 dB og en indgangsimpedans på 10 GΩ (10^{10} ohm) hvilket gør den særdeles velegnet til førnævnte målesituationer. I databladet kan man finde forskellige applikationsvejledninger til brug som eksempelvis EKG forstærker eller forstærker til en Wheatstone bro (se figur 11).



Figur 11. Applikationseksempler fra databladet for instrumentationsforstærkeren INA114