

STUDIUM AV OLIKA METODER FÖR ANALYS  
AV ARTEFAKTERIA EEG-SIGNALER

Christer Ljung  
Peter Löwenhielm

Hackspettarna är svåra  
att studera....  
de gömmer sig alltid på  
andra sidan trädet.

Fnatte

## INNEHÅLLSFÖRTECKNING

Sammanfattning	4
Abstract	5
I Analyismetoder	6
1. EEG-signalen	7
2. Manuell analys	9
3. Program för procent-tid-analys	10
4. Korrelationsmetoder	13
a. Autokorrelationsmetoder	
b. Korskorrelationsmetoder	
5. Tidsserieidentifiering. Programmen PERPS och X10	16
II Apparatisering	18
1. Elektroder	20
2. Registreringsenheten Mingograf-EEG	21
3. Bandspelaren	24
4. Kalibreringsbox	27
5. Nivåregulator	27
III Mätmetoder	30
1. Avledningar	31
2. Artefakter	34
3. Bandinspelning	38
IV Mätresultat	39
1. Hur mätningarna är gjorda	40
2. Resultat av tidsserieidentifiering	45
3. Procent-tid-analys	48
4. Effektspektrumanalys	51
5. Manuell analys	54
6. Diskussion av resultaten	55
V Slutsatser	57
Referenser	59
Appendix	

### Sammanfattning.

Detta arbete syftar till att jämföra olika metoder för analys av artefaktfria EEG. Speciellt studeras analysmetoderna med tanke på de korta analystider som står till förfogande då en försöksperson utsättes för psykologiska test.

De använda analysmetoderna presenterar resultatet i form av ett spektrum i frekvensplanet.

Försök har utförts på en försöksperson vid ett tillfälle. Ur detta EEG har två 10-sekunders avsnitt för tre kanaler analyserats med följande metoder:

Manuell analys

Fouriertransformering av autokorrelationsfunktion

Tidsserieidentifiering

Metoder enligt dr W.D.Obrist

Arbetet mynnar ut i en rekommendation av metoden med Fouriertransformering av autokorrelationsfunktion.

Abstract.

This work aims at a comparison between various methods for analysis of EEG:s free from artefacts. The methods for analysis are primarily studied with respect to the short epochs offered when the patient is subjected to psychological tests.

The used methods yield spectra in the frequency domain.

One patient has on one occasion been subjected to EEG measurement. Two epochs of 10 seconds each for three EEG channels have been analysed with the following methods:

Manual analysis

Fourier transformation of autocorrelation function

Identification of time series

Methods according to Dr W.D.Obrist

The results are summated in a recommendation of the method with Fourier transformation of autocorrelation function.

## I ANALYSEMETODER

### I-1. EEG-signalen

Hjärnvågor upptäcktes av Berger (1924), som med en känslig galvanometer kunde registrera elektrisk aktivitet hos hjärnan. Genom fotografisk registrering av den rörliga delen av galvanometern kunde Berger studera tidsförloppet hos dessa så spänningsvariationer. Variationsmönstret visade en viss periodicitet och återspeglade försökspersonens vakenhetsgrad. De spänningar som på detta sätt avleddes från utsidan av huvudet beskriver det genomsnittliga elektriska tillståndet hos några miljoner neuron inom en viss del av hjärnan. Registrering av hjärnvågor (elektroencefalografi: EEG) användes numera som hjälpmedel vid diagnos och vid hjärnoperationer.

Tolkning av EEG-signalen är till stor del subjektiv. Vissa kriterier på signalens natur kan dock ställas upp, t.ex. frekvens, vågform och amplitud.

Redan studium av ett fåtal registreringar visar att EEG-signalen innehåller komponenter av tre huvudslag:

- 1) Komponenter som är klart fortlöpande och ofta mycket rytmiska,
- 2) transienter samt
- 3) komponenter som består av bakgrundsaktivitet, på vilken de två föregående är överlagrade, antingen var för sig eller tillsammans.

Det frekvensintervall EEG-signalen erbjuder delas upp på fyra frekvensband, definierade enligt

Delta: mindre än 4 c/s  
Teta: 4-8 c/s  
Alfa: 8-13 c/s  
Beta: mer än 13 c/s

Om det huvudsakliga frekvensinslaget ligger över eller under alfaområdet talar man ibland om "snabba" respektive "långsamma" registreringar.

Vid registrering med normal apparatur ligger signalens peak-to-peak amplitud på 10-200  $\mu$ V. Olika försökspersoner uppvisar mycket olika medelamplitud, men någon meningsfull förklaring till varför vissa är "högvoltiga" eller "lågvoltiga" har ej kunnat ges varför man oftast intresserar sig för de relativa komponentinslagen eller relativa amplituden mellan två avledningskanaler för samma försöksperson.

Vågformen är svårast att beskriva eftersom den består av två komponenter, nämligen spänning och tid. Den speciella formen v has en våg beror alltså både på mätapparats känslighet och pappershastigheten under vilken registreringen är gjord. Den beror även på frekvenssvaret hos registreringsenheten.

Tilläggas kan kännedomen om EEG-aktivitet vid några hundra Hz men hänsyn till denna kommer ej att tagas.



## I-2. Manuell analys

Ursprungligen var man vid utvärderingen av EEG-signalen hänvisad till manuell analys. En erfaren EEG-läsare kan skaffa sig en god uppskattning av de relevanta fysiologiska detaljerna i ett EEG genom att kvalitativt läsa kurvan. För att erhålla ett kvantitativt mått på signalens innehåll utvecklades systematiska analysmetoder.

Vid lasarettet i Lund användes en metod utarbetad av Dr. I Sulg. Metoden grundar sig på periodanalys. Våglängder mätes och sorteras till olika frekvensklasser. Därvid användes en mall, se fig I-1. Dessutom uppskattas signalens amplitudinnehåll. Resultatet redovisas i  $\%$ -tid-polygon, dels direkt ur mätresultaten, dels efter utjämning med hanning.

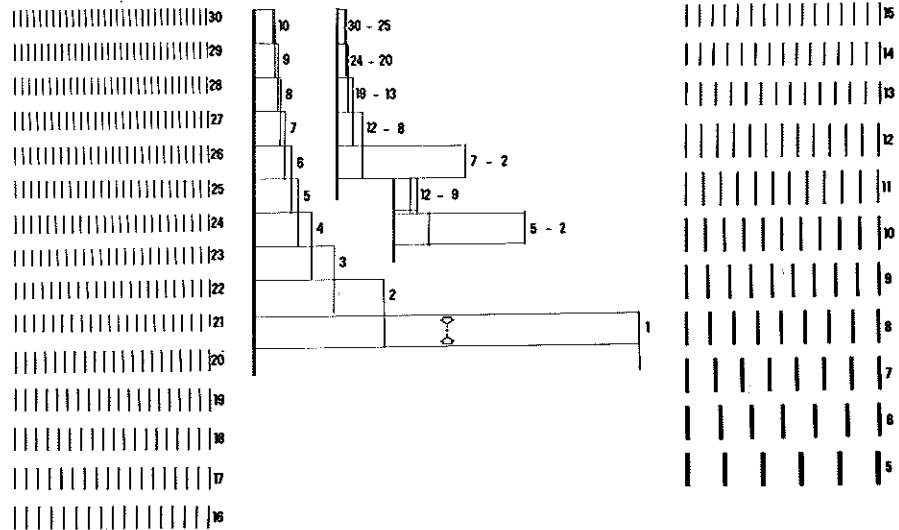


Fig I-1. Mall använd vid manuell analys vid lasarettet i LUND.

### I-3. Program för procent-tid-analys

Metoden baserar sig på antagandet om den enskilda vågens existens, och förutsätter varken periodicitet eller stationaritet i någon form. Man använder samma metodik som vid manuell analys, dvs. man mäter tidsdifferensen mellan signalens nollgenomgångar, inverterar detta värde, och kan på så vis hänföra den betraktade vågen till ett visst frekvensband. Inom varje frekvensband summeras våglängderna, varefter den procentuella delen av den totala analys tiden beräknas.

Walter D. Obrist har skrivit tre program (se appendix), som utför dessa beräkningar på tre olika sätt. Det första analyserar EEG från tre kanaler samtidigt, genom att mäta avståndet mellan nollinje genomgångarna. Givetvis blir analysresultatet otillförlitligt för frekvenser över medelfrekvensen på grund av att ingen hänsyn tas till överlagrade vågor.

Ett sätt att avhjälpa denna olägenhet visar det andra av Obrists program. Man mäter här även avstånden mellan vågtopp och vågdal, och adderar så till viss del de överlagrade vågornas aktivitet till spektrum.

Ett annat sätt visas av det tredje programmet, där man låter EEG-signalen från en kanal i taget först passera en bandpassfiltersats som delar upp signalen i tre frekvensband. Detta kommer att i stor utsträckning förbättra förhållandet vågor/basvågor. Analysen utföres sedan för varje för varje frekvensområde på samma sätt som i det första programmet. Spektrum erhålles genom addition av spektra för de tre frekvensbanden.

Resultaten uttryckes i Obrists program, som en tabell över de med ovan angivna metoder beräknade värdena. Emellertid är de angivna frekvenserna i tabellen ej verkliga centerfrekvenser, ej heller är klassbredderna lika. Om man vill uttrycka resultaten i form av en kurva, til exempel histogram eller polygon måste man ta hänsyn till detta förhållande.

Så har inte skett vid användandet av den subrutin, som ger en plottning av analysresultatet i form av en polygon. De diagram, som ritas på detta sätt ger ingen meningsfull information om någon fysikalisk egenskap hos EEG-signalen. Man bör i stället vid uppritande av en polygon dividera programutskriftens spektralvärden med respektive klassbredd. Vidare bör de verkliga klassgränserna och centerfrekvenserna användas.

Se nedanstående tabell:

Frekvens enligt Obrist	Verkliga frekvens- klasser	Klassbredd	Center- frekvens
1	0.00- 1.50	1.50	0.75
2	1.50- 2.50	1.00	2.00
3	2.50- 3.51	1.01	3.01
4	3.51- 4.55	1.04	4.03
5	4.55- 5.56	1.01	5.06
6	5.56- 6.67	1.11	6.12
7	6.67- 7.69	1.02	7.18
8	7.69- 8.70	1.01	8.20
9	8.70- 9.52	0.82	9.11
10	9.52-10.53	1.01	10.03
11	10.53-11.76	1.23	11.15
12	11.76-13.33	1.57	12.55
14	13.33-15.38	2.05	14.36
16	15.38-18.18	2.80	16.78
18	18.18-20.00	1.82	19.09
20	20.00-22.22	2.22	21.11
22	22.22-25.00	2.78	23.61
25	25.00-28.57	3.57	26.79

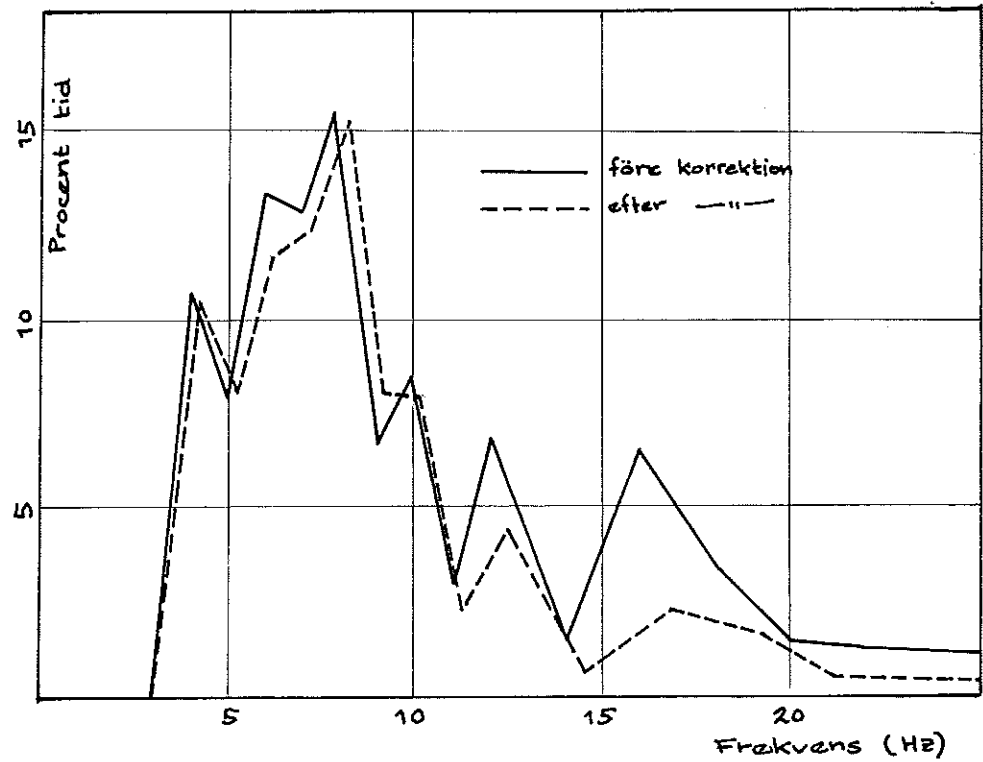


Fig. I-2. Analysresultat enligt Obrist före och efter korrektion av centerfrekvenser och klassbredder.

#### I-4. Korrelationsmetoder

Allmänt kan beräkningen av ett korrelogram uppdelas i stegen: tidsförskjutning, produktbildning och integration (summation). Detta uttryckes matematiskt i formeln:

$$R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(t) g(t+\tau) dt$$

Vid autokorrelationsberäkningar låter man  $g(t)$  alstras av samma signalkälla som  $f(t)$ , och får som resultat ett autokorrelogram varur man kan avläsa eventuella repetitiva förlopp hos  $f(t)$ . Vid korskorrelation erhålles de signaler, som utgör fysikalisk motsvarighet till  $f(t)$  och  $g(t)$  från olika signalkällor. Korskorrelogrammet framhäver de två signalernas eventuella gemensamma komponenter på bekostnad av orelaterade bakgrundsstörningar.

Resultatet kan uttryckas i tidsplanet i form av korrelogram, eller Fouriertransformeras till frekvensplanet för att åstadkomma ett effektspektrum.

$$P(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) \exp(-i \cdot 2\pi \cdot f \cdot \tau) d\tau$$

##### a. Autokorrelationsmetoder

Man kan i viss mån jämföra situation och målsättning vid EEG-analys med hjälp av autokorrelogram, med teleteknikerns dito då han vill detektera en sinusformad signal i närvaro av brus. Man försöker öka signal-brusförhållandet. Sålunda är ett autokorrelogram till störst nytta då man önskar information om de repetitiva förlopp hos EEG:t, som relativt andra inslag är långvariga. Exempelvis kan  $\alpha$ -rytman hos normala EEG bestämmas med stor noggrannhet vad gäller frekvens och fasstabilitet. Se fig I- .

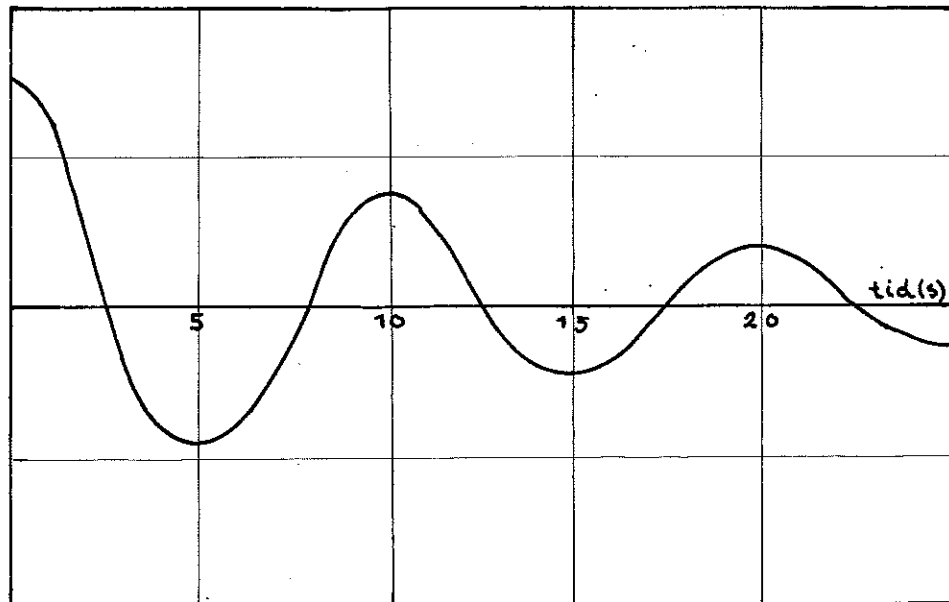


Fig. I-3. Autokorrelogram.

Om man däremot även önskar lättolkad information om inslag av andra frekvenser än den övervägande kan ett korrelogram vara mindre lämplig. Genom Fouriertransformation överföres en autokorrelationsfunktion i en spektraltäthetsfunktion. Denna funktion anger hur signalens effekt fördelar sig på olika frekvenser. Med hjälp av subrutinen SPECTRUM kan en uppskattning av spektraltäthetsfunktionen beräknas.

Denna subrutin beräknar först autokovarianserna för signalen för tidsförskjutningar (lags) mellan 0 och  $m\Delta t$ , där  $\Delta t$  är samplingsintervallet.  $m$  kan väljas fritt mindre än  $N$ , som är totala antalet tillgängliga samplade signalvärden. Normala värden på  $m$  är 5-10 % av  $N$ .

Därefter överföres informationen till formen av spektraltäthet genom en diskret, ändlig kosinustransform, som är motsvarighet till Fouriertransform för det samplade fallet. Denna uppskattning av effektspektrum är emellertid på grund av den ändliga analys tiden grov, varför man viktar närliggande värden för

att få en bättre uppskattning av det verkliga spektrat.  
Denna viktning sker genom så kallad hamming.

För det resulterande spektrets normerade standardavvikelse,  $\epsilon$ ,  
från sanna värden gäller:

$$\epsilon^2 = m/N$$

SPECTRUM är skrivet av civ.ing. I. Gustavsson vid institutionen  
för reglerteknik, LTH. Se även Åström: Stokastiska processer  
samt Blackman-Tukey: The Measurement of Power Spectra.

#### b. Korskorrelationsmetoder

I vissa sammanhang är man intresserad av fasrelationen mellan  
ett antal EEG-signaler upptagna från olika punkter på skalpen.  
Med konventionell analys av EEG hör faser till den del av in-  
formationen som ej bevaras vid analysen. Som exempel kan  
nämnas metoder som använder kommersiella analysatorer av  
bandpassfiltertyp, samt metoder som resulterar i  $\tau$ -tid-spektra.  
Vid denna typ av problemställning kan ett korskorrelogram ge  
den information som är behövlig. Tidsrelationerna mellan  
gemensamma komponenter från de olika signalkällorna är direkt  
avläsbara ur korrelogrammet och man kan exempelvis beräkna  
transmissionshastigheter.

I-5. Tidsserieidentifiering. Programmen PERPS och X10

Enligt teorin för stokastiska processer<sup>\*</sup> kan man för en tidsdiskret svagt stationär process visa följande: Skicka vitt brus genom ett linjärt filter. Som utsignal erhålles en tidsserie med rationell spektraltäthet. Med ett linjärt filter avses ett filter vars överföringsfunktion kan tecknas:

$$\frac{C(z^{-1})}{A(z^{-1})} \quad \text{där}$$

$$A(z^{-1}) = 1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_n z^{-n},$$

$$C(z^{-1}) = 1 + c_1 z^{-1} + c_2 z^{-2} + \dots + c_n z^{-n}$$

$A(z^{-1})$  har alla nollställen inom enhetscirkeln och

$C(z^{-1})$  har alla nollställen inom eller på enhetscirkeln.

$z$  definieras som en stegoperator enligt:  $z^{-1} y(t) = y(t-1)$   
 $z^{-2} y(t) = y(t-2)$   
 etc.

Spektraltätheten tecknas

$$\phi(\omega) = \frac{C(e^{i\omega}) C(e^{-i\omega})}{A(e^{i\omega}) A(e^{-i\omega})}$$

Att spektraltätheten är rationell innebär att den kan tecknas som en rationell funktion i  $e^{i\omega}$ .

Antag att EEG-signalen har ett rationellt spektrum. Att ange koefficienterna  $(a_1, \dots, a_n, c_1, \dots, c_n)$  till den överföringsfunktion som med vitt brus som insignal genererar EEG-signalen vore en möjlighet att beskriva EEG-spektrums innehåll.

---

Se Åström: Stokastiska system.



Civ.ing. I. Gustavsson, reglerteknik LTH, har utarbetat en subrutin PERPS för datamaskin skriven i FORTRAN, för uppskattning av koefficienterna  $(a_1, \dots, a_n, c_1, \dots, c_n)$ . Problemet är en statistisk parameteruppskattning. Uppskattningsproceduren grundar sig på maximum likelihood metoden. Genom iteration med Newton-Raphson metodik maximeras likelihood-funktionen varvid Lösningsvektorn  $(a_1, \dots, a_n, c_1, \dots, c_n)$  erhålles. Vissa tekniska grepp i form av approximationer tillgripes för säker konvergens av Lösningsvektorn. För tillämpning av PERPS se I Gustavsson: Parametric Identification of Time Series.

Program X10, även det utarbetat av civ.ing. I Gustavsson beräknar spektraltätheten med utgångspunkt från de i PERPS erhållna koefficienterna.

## II. APPARATISERING

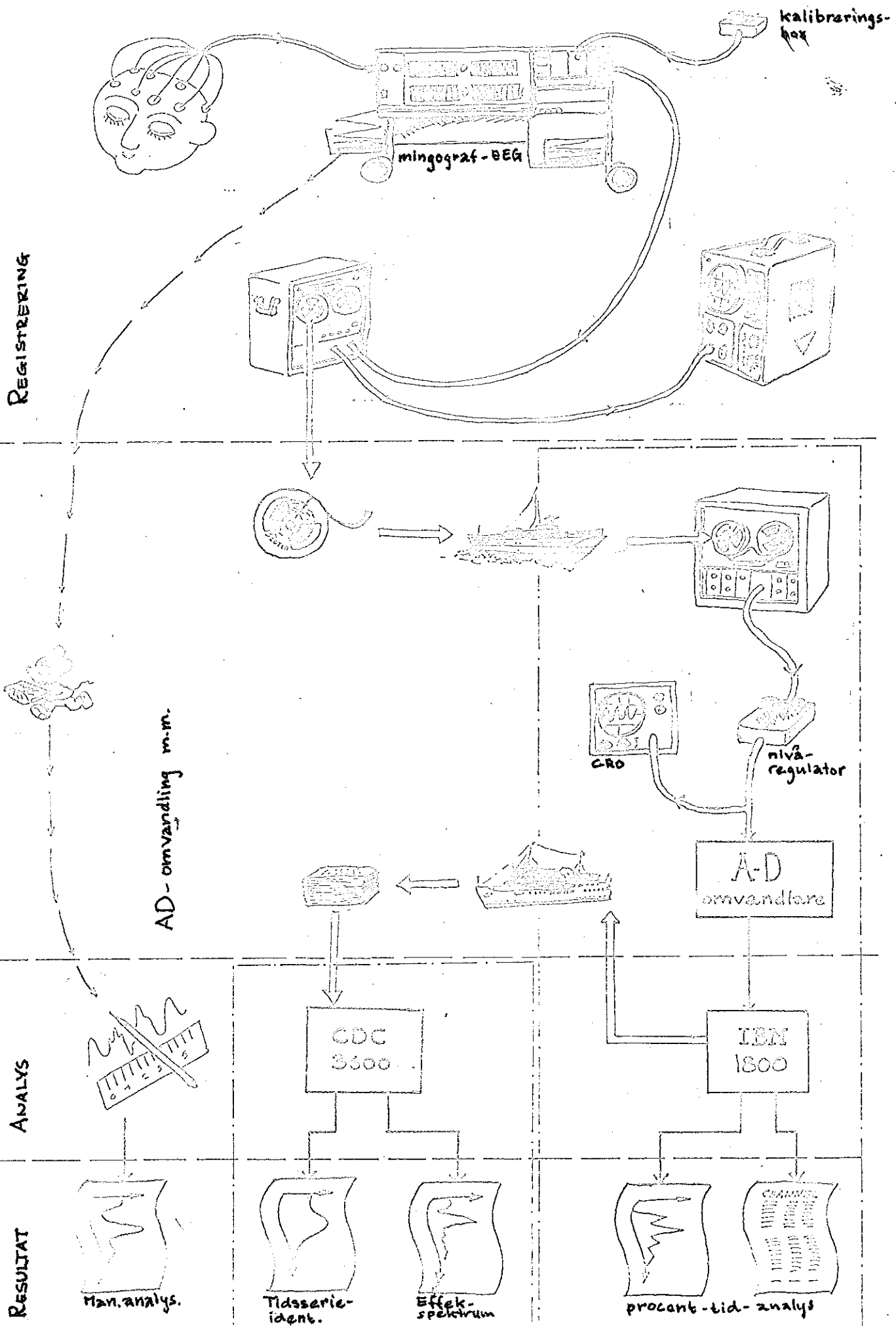


Fig. II-1. Blockshcema.

## II-1. Elektroder

Vid registrering av EEG placeras ett antal elektroder på patientens skalp. Elektroderna består av silverplattor. Dessa har inte varit kloriderade trots att man därigenom skulle ha vunnit större säkerhet mot polarisationsspänningar i kontakt-ytan mellan elektrod och skalp. Sådana polarisationsspänningar ger upphov till relativt långsamma variationer i likspänningsnivån, och dessa kan ej helt elimineras av lågspärrfiltret på registreringsapparatens ingång. Emellertid försvinner inverkan av dessa polarisationsspänningar till stor del på grund av att en jämvikt i jonvandringen inställer sig. Man måste dock i början av varje EEG-registrering och efter varje eventuellt elektrodtype noga kontrollera de elektroder som uppvisar dylik misstänkt lågfrekvent aktivitet.

Före anbringandet av elektroderna rengöres huden noga genom sprit eller etertvätt, varefter huden ingnides med elektrodsalva. Salvans uppgift är att minska kontaktresistensen.

Noggran uppbening av håret är en förutsättning för låga kontaktmotstånd, samtidigt som den är ett skydd mot bortshuntning av signalerna. Man bör av samma orsak söka begränsa tvättning och salvingnidning av hårbotten till den yta som respektive elektrod upptar. För besvärsfri registrering bör med den använda apparaturen elektrodmotstånden vara mindre än 10 kohm.

Fästmedel för plattorna är bentonitsalva med glycerol, ett leraliknande material, som ger bättre vidhäftningsförmåga ju tunnare skikt man använder.

Eftersom orsakerna till de ur analysynpunkt allvarligaste artefakterna står att finna just i elektrodanläggningarna, krävs speciellt stor noggrannhet under detta arbete.

På för yttre påverkan mera utsatta platser användes även en fixation över elektroderna bestående av häfta, kolloidum-indränkta bomull eller dylikt. Registreringar under längre tid än de här aktuella medför givetvis större krav på fastsättningen av elektroderna, vilket skulle motivera användning av exempelvis nålelektroder, vars lägen och kontaktimpedanser är mera fixerade.

## II-2. Registreringsenheten Mingograf-EEG

För förstärkning och registrering på papper av EEG-signalen användes en enhet tillverkad av Elema-Schönander AB betecknad Mingograf-EEG. Ett förenklat schema, som visar signalgången i apparaten visas i fig II-1,5

Apparaten innehåller tre likspänningsförstärkarsteg:  $A_1$ ,  $A_2$  och  $A_3$ . Av dessa är  $A_1$  och  $A_2$  identiska med förstärkningen 50 ggr.  $A_3$  har en kontinuerligt inställbar förstärkning och driver galvanometern, som utgöres av en bläckstråleskrivare. Totala antalet skrivare är 16 stycken.

De likspänningar som alstras på grund av polarisation i elektrodanläggningarna elimineras av  $C_1/R_1$ , medan eventuella likspänningar på ingången till  $A_1$  elimineras av  $C_2/R_2$ . Härigenom kan elektrodväljarkontakterna arbeta över likspänningsfria

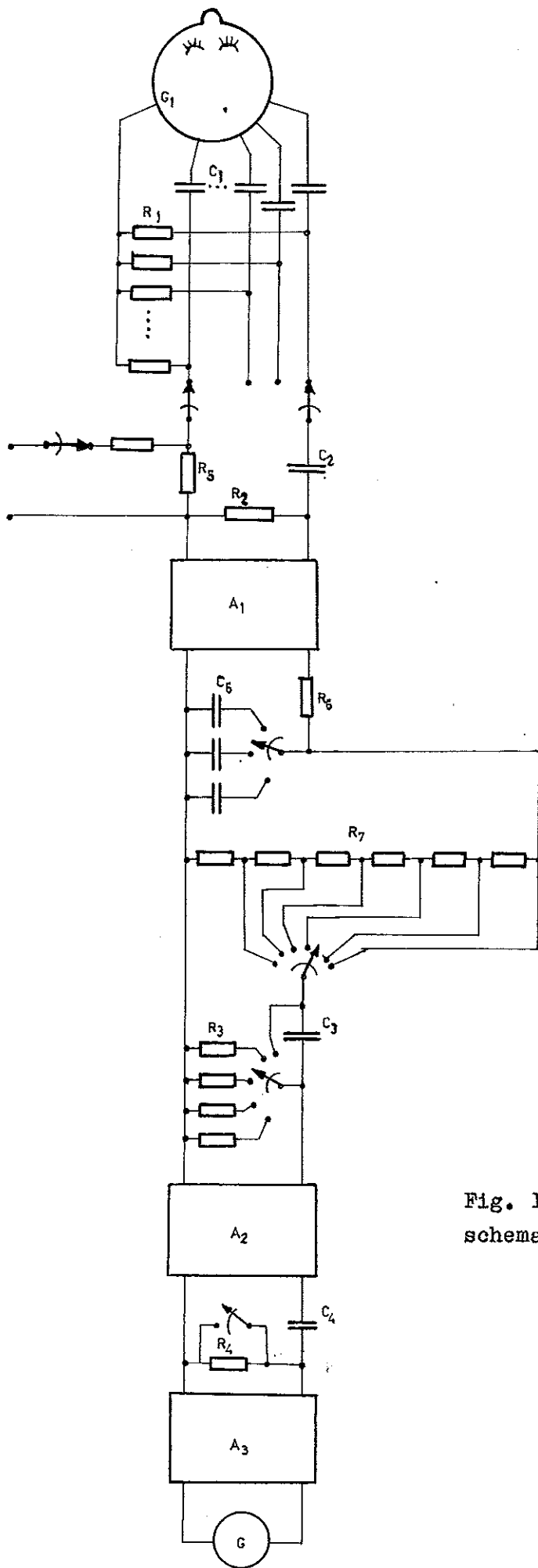


Fig. II-1,5. Förenklat signal-  
schema för kymograf-EEG

kontakter. Även på utgångarna till de två första förstärkarna kan likspänningar uppstå, vilka i så fall tas hand om av  $C_3/R_3$  resp.  $C_4/R_4$ . Dessa C/R-par ger upphov till en resulterade tidskonstant, som i stort sett bestäms av  $C_3/R_3$  och är omkopplingsbar i lägena 0.15 - 0.3 - 0.6 - 1.2 sekunder. Vid kortslutning av  $C_3$  erhålles en tidskonstant 3 sekunder. För att erhålla snabbare omladdning av  $C_4$  vid elektrod<sup>k</sup>omkoppling och amplitudomställning sker en automatisk kortslutning av  $R_4$

$R_6/C_6$  utgör ett lågpasfilter varigenom enhetens övre gränshäns frekvens kan varieras i fyra steg: 15, 30, 70 och 700 Hz. Känsligheten regleras kontinuerligt för kalibreringändamål på förstärkaren  $A_3$ , och för områdesval i steg med  $R_7$ .

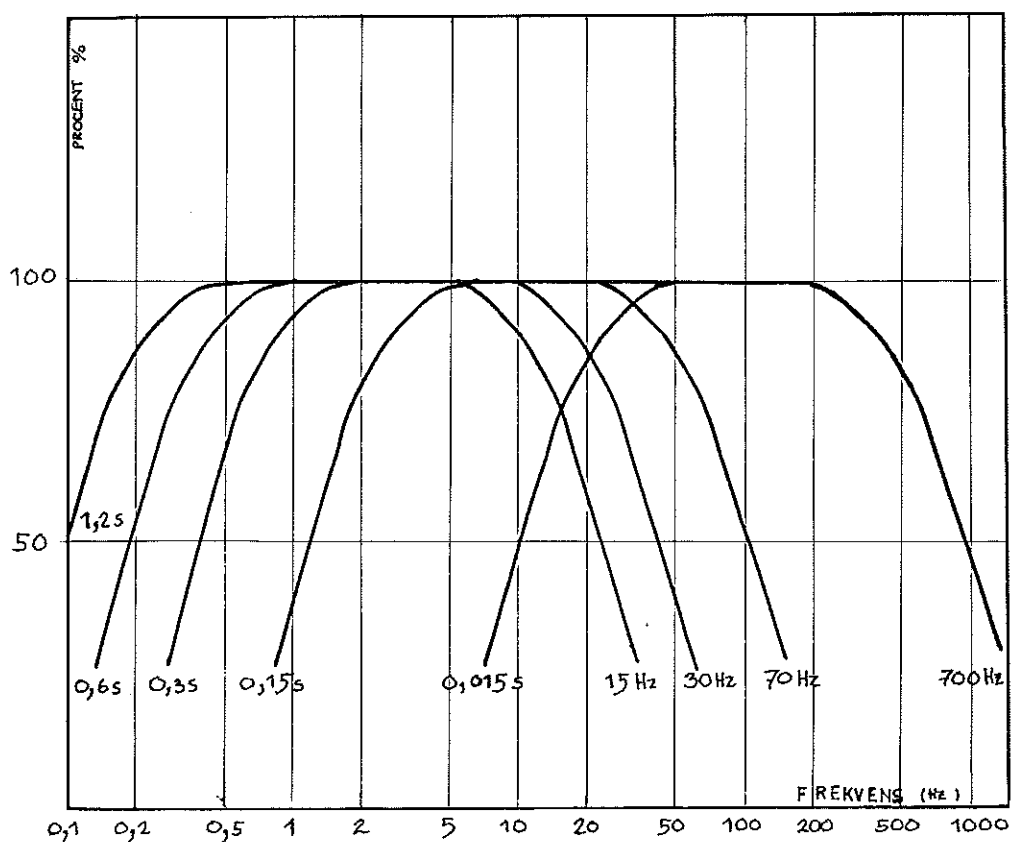


Fig II-2. Frekvenskaraktäristik för filtren i mingografen

Vid kalibrering lägges 100 V över  $R_5$ . Motståndsmätning sker med  $100 \text{ mV}_{tt}$ , 12 Hz. Ett elektrod motstånd på 10 kohm medför ett spänningsfall på  $1 \text{ mV}_{tt} = 10 \text{ mm}$ , vilket alltså sätter den övre gränsen för tillåtna motstånd i elektrodanläggningarna enligt tidigare fört resonemang.

### II-3. Bandspelaren

Vid registrering av EEG på magnetband användes en specialbyggd bandspelare konstruerad av E Kaisers Laboratorium AS i Köpenhamn.

Bandspelarverket är taget från en standardenhet (Movic eller Tandberg, vilka ger jämn gång) vartill elektronik avpassad för anslutning till EEG-mingograf och analog-digital omvandlare är tillbyggd. Se fig II-3.

I mingografen finns tillbyggd en adapter fungerande som ett differentialförstärkarsteg. Förförstärkarna är push-pull-kopplade och fungerar som impedansomvandlare.

Spänning-frekvens-omvandlarna (VFO) har på ingången gränshfrekvenserna

$$f_g = 100 \text{ Hz}$$

$$f_u = 1 \text{ Hz}$$

En insignal med konstant amplitud ger konstant modulationsdjup inom 1 - 100 Hz. På utgången är signalen modulerad enligt

$$f_o = 10 \text{ kHz}$$

$$f_{-0.5 \text{ V}} = 21 \text{ kHz}$$

$$f_{0.5 \text{ V}} = 200 \text{ Hz}$$



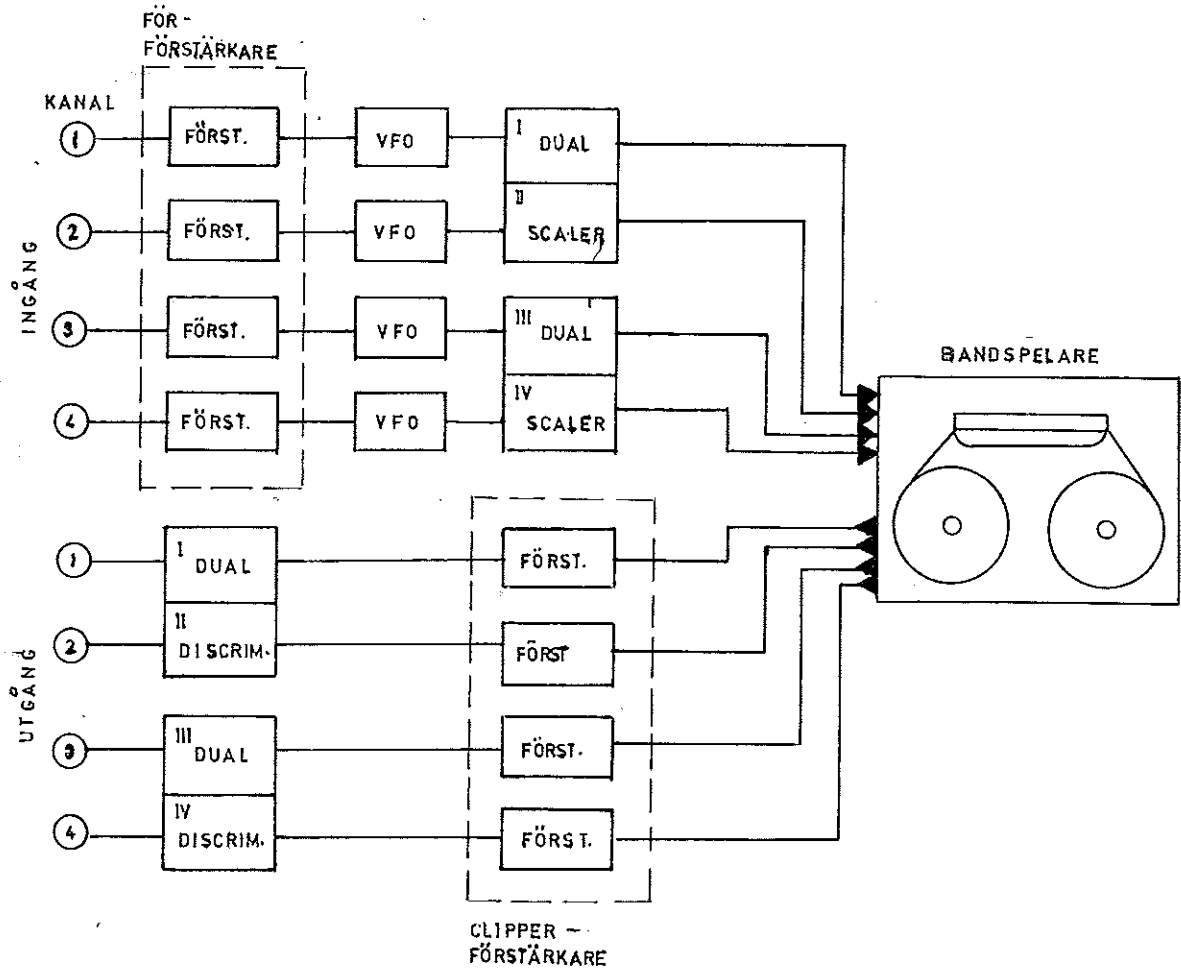


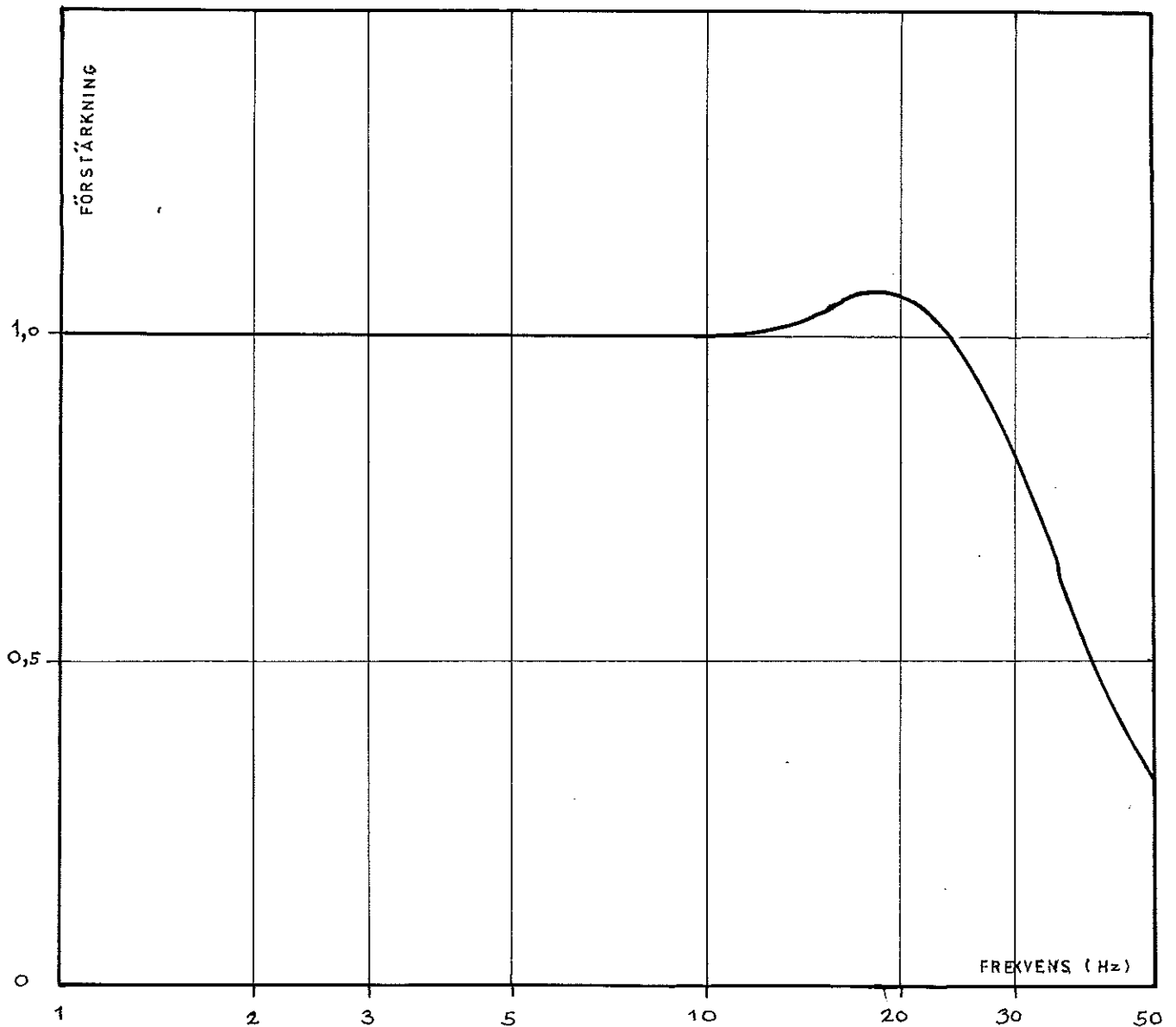
Fig II-3 Bandspelarverket med tillbyggd elektronik

Till bandspelaren användes standardband, och registrering sker på fyra kanaler samtidigt.

Avspelning sker genom clipper förstärkare av samma konstruktion som förförstärkarna, och därefter genom diskriminatorer som filtrerar bort bärvågen.

Bandspelaren är försedd med två utgångar. En 1 kohm utgång avsedd för anslutning till AD-omvandlaren. En 10kohm utgång för anslutning till EEG-apparaten för återspelning och kontroll av den registrerade signalen. Varje utgång har separata potentiometrar för varje kanal. Bandspelaren som helhet ger en frekvensgång enligt fig II-4. Den skär kraftigt vid 30 Hz.

Fig II-4. Frekvensgången hos bandspelaren som helhet



Eftersom frekvenser över 30 Hz är ointressanta fungerar bandspelaren som ett effektivt filter för exempelvis växelströmsartefakter.

Kaiser lab. har även konstruerat en filtertillsats med tre effektiva bandpassfilter. Filternheten anslutes mellan bandspelare och AD-omvandlare. Filtren delar upp varje kanal på tre band svarande mot teta, alfa och betaområdet.

#### II-4. Kalibreringsbox

Kalibreringsboxen (se fig II-1) är en enhet som ger utpulser med förval av frekvens och amplitud. Vid bandupptagning registreras signalen från kalibreingsboxen varvid amplituden ges en vald storlek. Detta möjliggör genom kontroll på oscilloskop vid återspelning erhålla en väldefinierad utsignal med avseende på effekten. Kalibreringsboxen anslutes till EEG-mingografen.

#### II-5. Nivåregulator

Den analoga signalen från bandspelaren måste analog-digital-omvandlas innan den kan behandlas på datamaskin. Vid en plottning av de digitala värdena från den av oss använda AD-omvandlaren, visade den digitaliserade signalen icke väntade drag, se fig II-5. Signalen hänger sig på AD-omvandlarens jord-

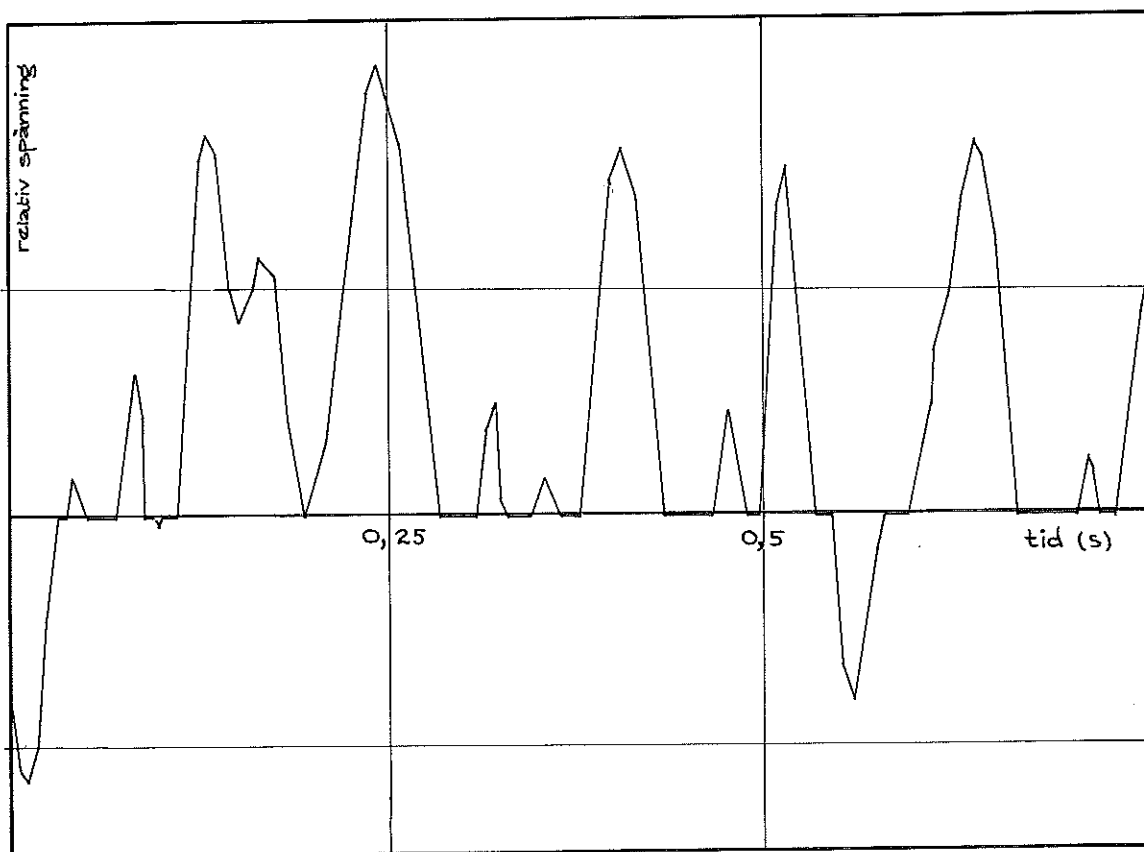
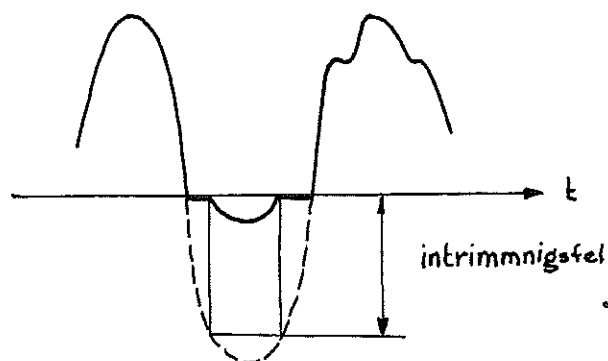


Fig II-5. Plottning av den digitaliserade signalen

potential och kan ej passera förrän signalnivån är tillräckligt hög. Oegentligheterna antogs bero på intrimningen av AD-omvandlaren förstärkare.



Se fig II-6. Med en funktionsgenerator testades AD-omvandlaren

Fig II-6, visande intrimningsfelet, som är den signalnivå som erfordras för att signalen skall passera AD-omvandlaren jordpotential.

svar. AD-omvandlaren har på ingången amplitudmarginalen  $\pm 5$  V. (se vidare appendix). Vid hög ingångsamplitud var felet knappt märkbart, medan avvikelserna var påtagliga för små ingångsamplituder.

En metod att delvis undvika felet erhålles enligt ovan genom att lägga insignal med stor amplitud på AD-omvandlaren. Överlagring av likspänning på signalen så att denna hela tiden ligger över eller under AD-omvandlaren jordpotential ger en annan metod. Den eliminerar felet helt.

Bandspelaren överstyres vid för hög förstärkning. Dess maximala utamplitud är av storleksordningen  $1/10$  av AD-omvandlaren ingångsomfång. Detta begränsar våra möjligheter till den andra metoden. För detta ändamål byggdes en nivåregulator, se fig II-7. Den anslutes efter bandspelaren som har en kondensator på utgången. Med potentiometrarna (en för varje kanal) väljes en likspänning av sådan storlek att signalen aldrig passerar AD-omvandlaren jordnivå.

DC-komponenten inverkar ej vid den fortsatta analysen.

Obrists program subtraherar base-line som är överlagrad med samma spänning. Programen PERPS och SPECTRUM medelvärdesbildar signalen.

En stabil spänning hos nivåregulatorn är väsentlig. DC-nivåregulatorn är byggd under antagandet att batterispänningen är konstant för de sammanhängande perioder då AD-omvandling sker. I vårt fall var denna tid mindre än två minuter.

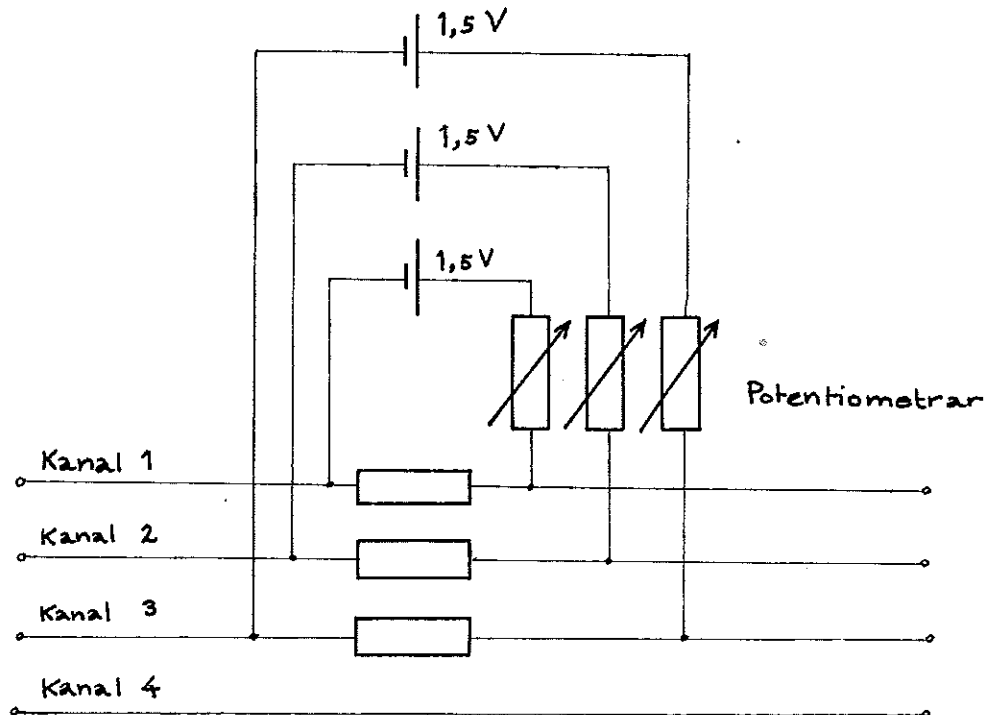


Fig II-7. Kopplingsschema för DC-nivå-regulatorn. Kanal 4 överlagras ej eftersom den enbart användes som markeringskanal.

### III. MÄTMETODER

### III-1. Avledning

Vid registrering av EEG placeras ett antal el ktroder på patientens huvud, arrangerade enligt det så kallade 10-20-systemet, som har rekommenderats av The International Federation of EEG Societies. Se fig. III-1. Man har på registreringsapparaturen möjlighet att med en omkopplare välja dels vilka el ktrodernas aktivitet man vill registrera dels om detta skall ske med unipolär eller bipolär avledning.

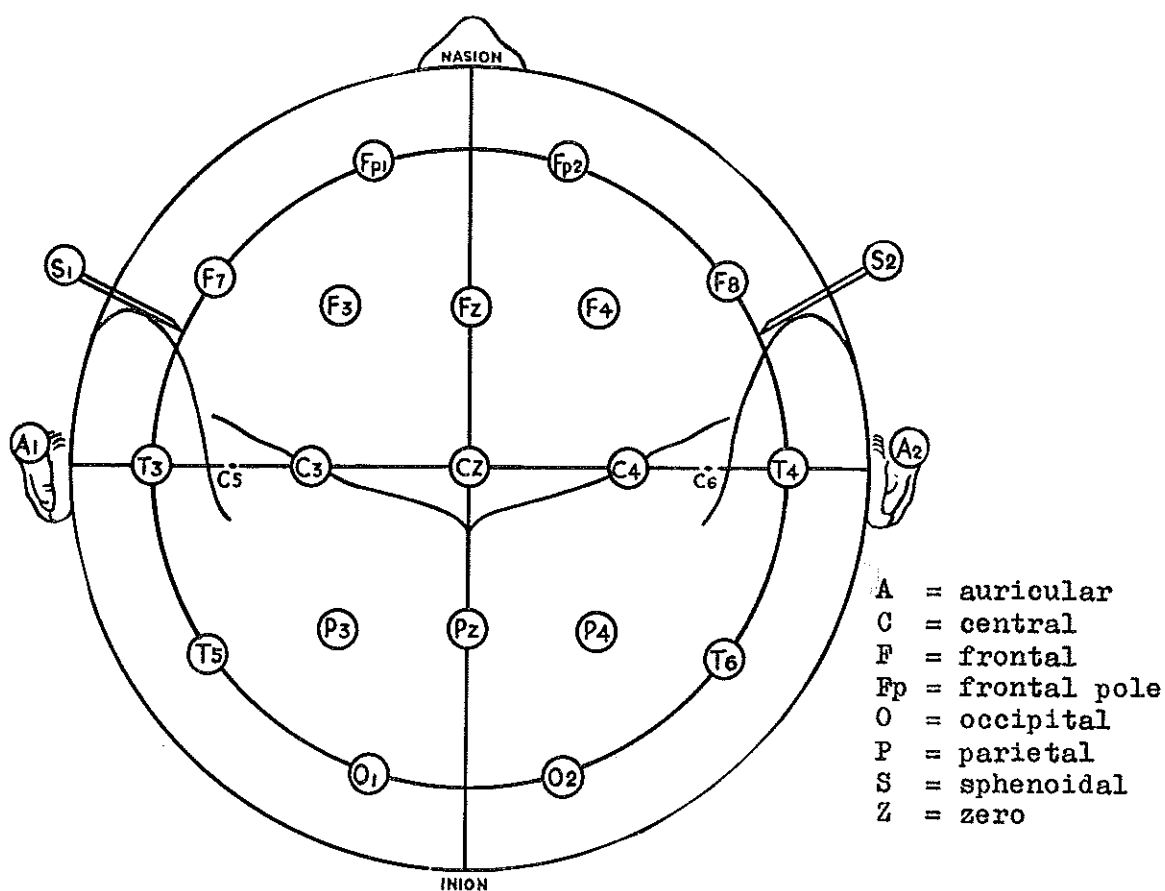


Fig III-1. Elektropositioner enligt The Federation of EEG Societies.

Vid unipolär registreringsmetod m ter man mot en för samtliga el ktroder gemensam referenspotential. Denna metod ger fördelar vad det gäller analys och studium av vågform. Metoden har dock en stor svaghet: var kan man finna en sann referenspotential?

En elektrod placerad någonstans på huvudet eller halsen kommer med all sannolikhet att uppta såväl cerebral som icke-cerebral aktivitet. Denna kommer då att registreras på samtliga kanaler som använder denna elektrod som referens. Om elektroden i stället placeras på andra ställen på kroppen kommer genast EKG-signalen med dess många gånger större amplitud in i bilden. Metoder med två referenselektroder, som ger fasmotsatta EKG-komponenter har använts, varvid man med en potentiometersats har kompenserat bort EKG-komponenten.

Ytterligare en metod är att ansluta samtliga elektroder till en gemensam punkt över en hög resistens, och sedan utnyttja denna som referens. Nackdelen med denna metod är att om tillräckligt många elektroder mäter aktivitet med samma fas kommer referenspunktens potential att variera med denna potential.

På grund av ovannämnda svårigheter är unipolär teknik förhållandevis ovanlig, och användes oftast då man vill göra amplitudjämförelser.

Vid den bipolära tekniken registreras amplitudvariationerna mellan två elektroder. Det är uppenbart att den bipolära metoden vid exempelvis fasmotsättningar, kan ge missledande amplitudinFORMATION.

Fig III-2 a, b, c och d illustrerar avledningssätt som användes rutinmässigt vid sjukhusen. Fig III-2a visar en unipolär koppling medan III-2b, c och d visar varierande bipolära kopplingar.



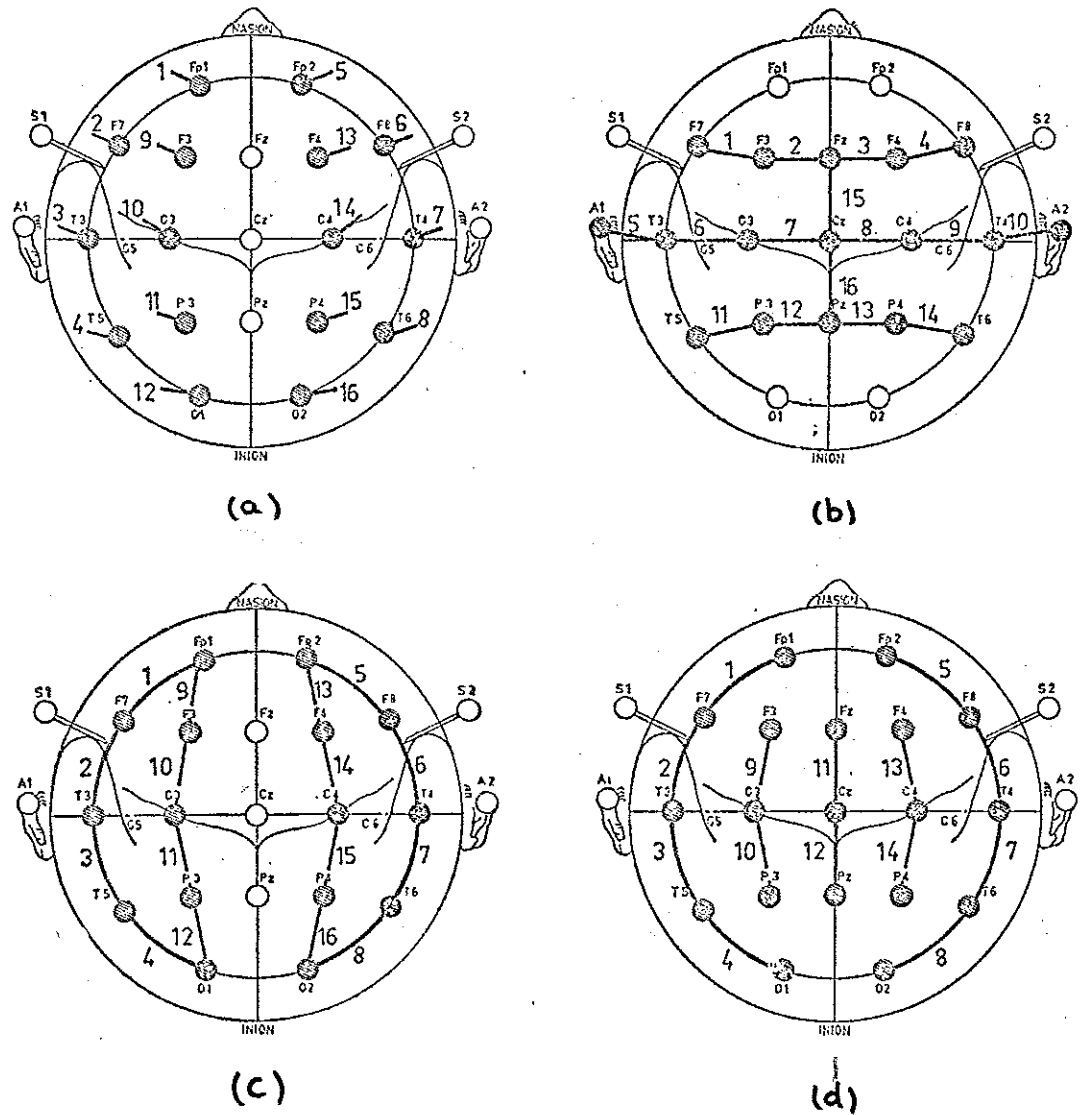


Fig. III-2. Rutinmässigt använda elektroavledningar: (a) unipolär, (b) horisontell bipolar, (c) och (d) vertikal bipolar.

Mångfalden av bipolära avledningar motiveras av att mingografen med sina 16 kanaler ej samtidigt kan registrera aktiviteten från de 21 elektrodpositionerna samt att en kombinerad horisontell och vertikal koppling ger hjälp vid lokalisering av patologiska foci.

En tredje avledningsmetod ges av sfenoidalelektroder, vilka består av c:a 5 cm långa injektionsnålar vilka stickes in genom kinden.

### III-2. Artefakter

Förmågan att skilja genuin hjärnaktivitet från annan aktivitet betygsätter den mest erfarne "EEG-läsaren". En mängd faktorer som ögonrörelser, hjärtaktivitet, hudresistens, växelspanningsstörningar, elektrod fel etc. gör att EEG-signalen störs.

Växelspanningsförsörjningen ger upphov till en 50 Hz överlagrad störning, ripple, som gör signalen svår att läsa. Denna störning förekommer i alla byggnader med AC och upptages lätt från oskärmad elektrisk apparatur. Se fig. III-3<sup>\*</sup>.

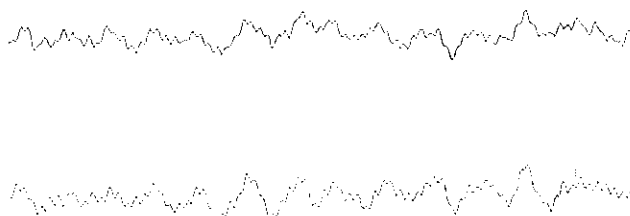


Fig. III-3. Växelspannings-  
artefakter.  
60 mm/sek.  
30  $\mu$ V.  
30-0.3.

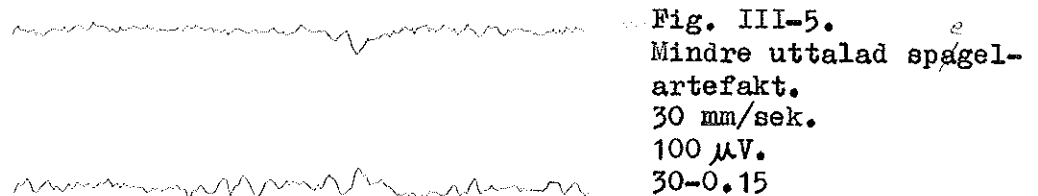
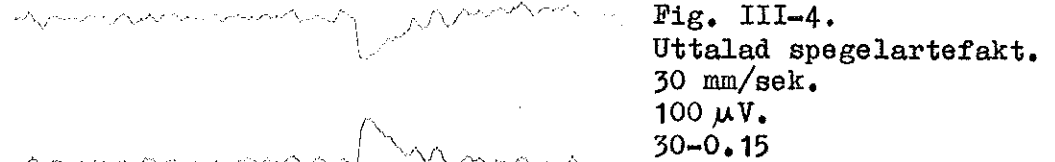
Kontaktytan mellan en elektrod och patientens huvud är den mest kritiska länken i hela registreringskedjan. Små rörelser tryckvariationer, svettning och temperaturvariationer ger upphov till ändring i kontaktimpedansen, vilket registreras som spänningsvariationer.

Elektrodfel som återkommer regelbundet eller orytmiskt kan bero på jonvandring i lödstället mellan silverelektroden och tillledningen av koppar under inverkan av elektrodsalvan. Emellertid upptäckes dessa artefakter lätt, eftersom de är isolerade till en kanal, eller till kanaler anslutna till den felaktiga

---

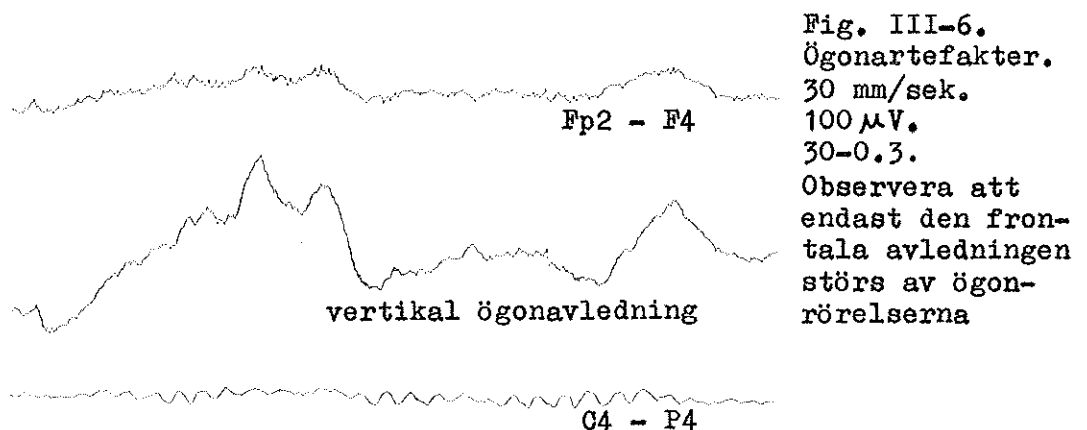
<sup>\*</sup>I figurerna III-3 till III-10 anges den vid registreringen använda pappershastigheten (ex. 30 mm/sek), förstärkningen (ex. 50  $\mu$ V), övre gränshäns-frekvens-tidskonstant (ex. 30-0.15) samt de elektrodpositioner från<sup>9</sup> vilka avledningarna är gjorda.

elektroden. Dessutom har den en typisk vågform: snabb fas-  
långsam fas. Se figurerna III-4 och III-5. Dessa artefakter  
brukar kallas spegelartefakter eftersom de uppträder i motsatt  
fas.



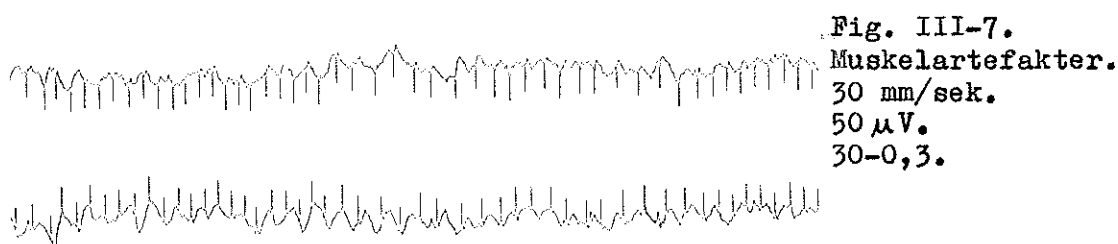
Den största artefaktalstraren är dock försökspersonen själv,  
vars ögon, hjärta och skalp kan ge upphov till spänningsför-  
ändringar, vars amplitud kan vara många gånger EEG-signalens.

Ögat fungerar som en isolerad dipol, producerande ett elektriskt  
fält. Med ögat stilla störs ej EEG-signalen, medan ögonrörelser  
kraftigt kan slå in på de frontala EEG-kanalerna, se fig. III-6.



Även tungan är elektriskt isolerad och dess rörelser ger långsamma svängningar.

Aktionspotentialer från ansiktsmuskler registreras ofta då försökspersonen ligger obekvämt. Muskelstörningarnas frekvensinnehåll ligger över EEG-signalens frekvensband, men enstaka muskelpikar som återkommer rytmiskt med en frekvens inom EEG-området förrycker helt naturligt resultatet vid automatisk analys. Se fig. III-7.



EKG kan upptagas bipolärt från praktiskt taget varje ställe på kroppen. Lyckligtvis är huvudet en ekvipotentialyta vid sådana mätningar varför hjärtverksamheten mera sällan stör EEG-registreringen. Hjärtat kan dock störa i form av så kallade pulsartefakter, se fig. III-8

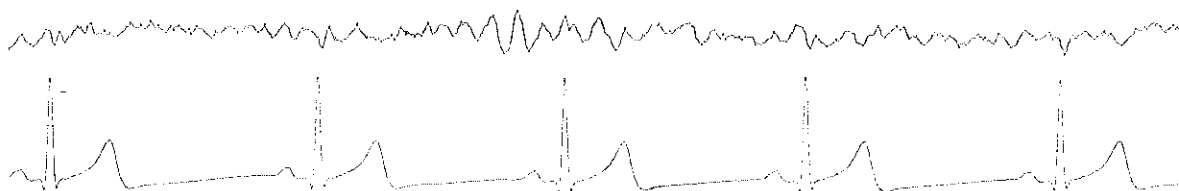


Fig III-8. Pulsartefakter orsakade av hjärtverksamheten. Observera hur den skarpa R-taggen ger en nedåtriktad fas i EEG-komplexet. 30 mm/sek. 50  $\mu$ V. 30-0,3.

Olika filterförval på EEG-mingografen ger signalen olika utseende. Stor tidskonstant (se kap. II-3) tillåter långsamma vågor, fig III-9. Den övre gränsfrekvensen bestämmer inslaget

av högfrekvent aktivitet, se fig. III-10.



Fig III-9.

Filtreringsinverkan.

30 mm/sek.

50  $\mu$ V.

Övre kanalen 15-1,2

Nedre kanalen 30-0,15

Observera den långsamma svängningen i övre kanalen



Fig. III-10.

Filtreringsinverkan.

30 mm/sek.

50  $\mu$ V.

Övre kanalen 15-1,2

Nedre kanalen 30-0,15

Observera den snabba aktiviteten i nedre kanalen.

Hur avhjälpes denna flora av artefakter?

**Apparatartefakter.**

Rutincheckning av förstärkarbrus, lineäritet hos skrivare etc.

bör göras regelbundet.

Växelspänning: Genom skärmning av elektrisk materiel. Genom filtrering.

Elektroder: Omsättning av elektroder som visar långvariga eller kraftiga spegelartefakter.

**Artefakter från försökspersonen.**

Ögonrörelser: Inslag orsakade av ögonrörelser undviks lättast genom att fixera ögonloberna. Två metoder användes. Manuell ögonfixering är effektivast och åstadkommes genom att med fingerspetsarna fixera ögonloberna på försökspersonen. Det är viktigt att den som utför ögonfixeringen är väl isolerad, annars erhålles lätt växelspänningsinslag på samtliga kanaler. Vid den andra metoden lägges en specialformad kudde över försökspersonens ögon vilka därigenom fixeras. Nackdelar är irritation med muskelstörningar som följd.

Muskelstörningar: Lägg försökspersonen bekvämare, och låt honom hålla munnen slapt öppen. Detta eliminerar muskelspänningar i ansiktet.

Pulsartefakter: Dessa störningar går ej att eliminera, men samtidig registrering av EKG underlättar upptäckten av pulsartefakter.

Rutinmässigt registreras EKG, horisontella och vertikala ögonrörelser. Detta tillsammans med den visuella filtreringen utgör ett bra hjälpmedel att avslöja icke-cerebral aktivitet.

### III-3. Bandinspelning

Bandspelaren registrerar på fyra kanaler samtidigt. Tre kanaler används till EEG medan den fjärde är reserverad för markeringar (zero-marks). Med en kontakt på EEG-mingografen lägges pulser på den fjärde kanalen. Markeringarna gör det lätt att hitta på bandet, samtidigt som de är nödvändiga vid AD-omvandlingen. Vid återspelning av den registrerade signalen är det lämpligt att göra simultana och fortlöpande anteckningar från bandspelarens räkneverk. Det är slutligen viktigt att ej lägga för kraftigt förstärkt signal på bandspelaren, eftersom den lätt överstyrs. Överstyrning upptäcks lätt vid återspelning.

#### IV. MÄTRESULTAT

#### IV-1. Hur mätningarna är gjorda.

För att göra ett försök till jämförelse mellan de olika tillgängliga analysmetoderna utfördes registrering av EEG på en försöksperson vid ett tillfälle. Givetvis borde registrering ha skett av flera försökspersoner vid skilda tillfällen, men tidsbrist medgav inte detta. Trots det ringa materialet bör dock vissa jämförelser kunna göras.

Till försöksperson valdes en 26-årig manlig studerande. Enligt egen utsago var han fullt frisk och opåverkad av medicin m.m. Registreringen skedde med försökspersonen liggande på rygg och avslappnad. För undvikande av ögonartefakter användes manuell ögonfixering.

Vårt val av elektrodavledningar för inspelningen gjordes med avsikt att ge goda möjligheter till artefaktelimination. För analys valdes: F3-C3

C3-P3

P3-O1

Med dessa avledningar undviks dels det frontala område, som är speciellt känsligt för ögonartefakter, dels det temporala område, som störs av muskelartefakter. Dessa tre kanaler plus en markeringskanal inspelades på bandspelaren.

På papper registrerades dessutom kurvor från följande standardavledningar och mätregioner:

F7-T3

T3-T5

T5-O1

Fp1-Fp2 Horisontella ögonrörelser.

Återspelning kanal 1 bandspelaren.

Fp2-X1 Vertikala ögonrörelser



Återspelning kanal 2 bandspelaren.

Glossal avledning-X1.

Återspelning kanal 3 bandspelaren.

Masse-ter-temporalis avledning.

Återspelning kanal 4 bandspelaren.

EKG. Einthovens standardavledning II.

X1 placerades under vänstra ögat.

Man får genom dessa avledningar möjlighet att kontrollera vissa artefaktkällors aktivitet.

Förstärkningen i Mingografen valdes så att 50 mikrovolt motsvarar 1 cm utslag på papperet. Övre gränshfrekvensen sattes till 30 Hz och lågspärrfiltrets tidskonstant till 0,3 sek. Pappershastigheten var 25 mm/sek.

Ej använda elektroder kortslöts gemensamt för att ej orsaka växelströmsartefakter.

För att ge goda möjligheter till urval av artefaktfria sektioner EEG gjordes inspelning under sammanlagt ca. 12 minuter. Registrering av baslinjessignal och kalibreringssignal utfördes under 2 respektive 4 minuter.

Bandhastigheten var  $3 \frac{3}{4}$  inch/sek och förstärkningen i bandspelaren sattes till ett sådant värde att signalen på bandspelarlutgången blev  $1 V_{pp}$  maximalt.

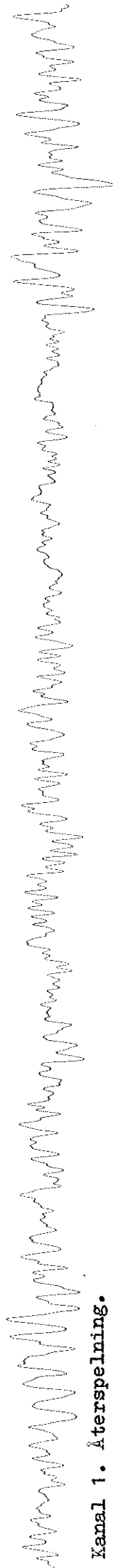
Nivåregulatorn kunde då ställas till en höjning av nollnivån på samtliga kanaler med ca. 1,4 volt, och ge full säkerhet mot signalgenomgångar av AD-omvandlarens jordnivå.

Med hjälp av pappersregistreringen valdes sedan ut avsnitt av EEG:t för analys. Målsättningen vid detta arbete var att undvika alla avsnitt med aktivitet, som kunde misstänkas härröra från artefaktkällor. På detta sätt valdes två 10-sekunders avsnitt med 6 sekunders mellanrum. Se fig IV-1 och IV-2. Vi måste ödmjukt tillstå att vi utförde detta arbete själva, trots att neurofysiologisk expertis borde konsulterats. Denna brist har också i efterhand korrigerats med positivt resultat.

Det är intressant att konstatera att dr Ilmar Sulg, Neurofys. C-lab., Lasarettet, Lund, genast konstaterade skillnader mellan de två avsnitten. Det förra innehöll betydligt mera lågfrekvent aktivitet, vilket fysiologiskt kan anses bero på en lägre varkenhetsgrad hos försökspersonen.



Hor. ögonrörelser.



Kanal 1. Återspelning.



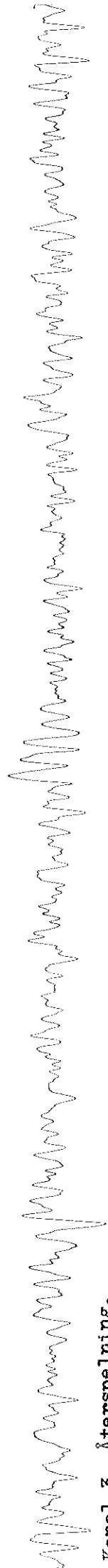
Vert. ögonrörelser.



Kanal 2. Återspelning.



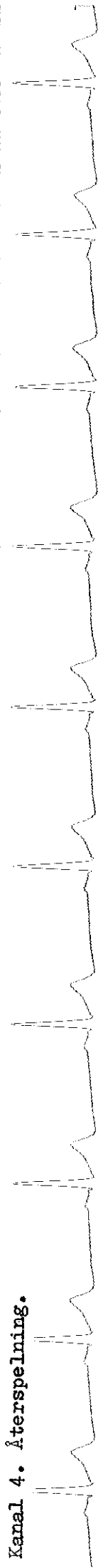
Glossal avledning.



Kanal 3. Återspelning.



Masseter-temporalis avledning.

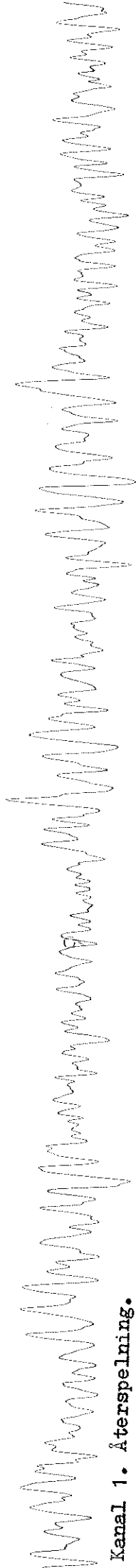


Kanal 4. Återspelning.

EKG.

Fig IV-1. 9 kanaler av det första avsnittet. 30 mm/sek.

Hor. ögonrörelser.



Kanal 1. Återspelning.

Vert. ögonrörelser.



Kanal 2. Återspelning.



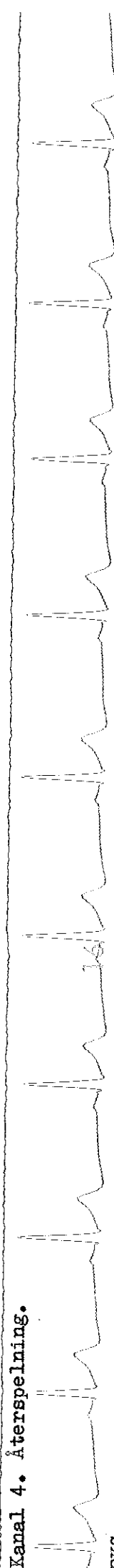
Glossal avledning.



Kanal 3. Återspelning.

Masseter-temporalis avledning.

Masseter-temporalis avledning.



Kanal 4. Återspelning.

EKG.

Fig IV-2. 9 kanaler av det andra avsnittet. 30 mm/sek.

#### IV-2. Resultat av tidsserieidentifiering.

Identifiering utfördes endast för kanal 1. De två 10-sekundersavsnitten identifierades som ett fjärde ordningens system både var för sig och tillsammans. Det första avsnittet och de två avsnitten tillsammans identifierades dessutom som ett sjätte ordningens system. Se fig IV-3 och IV-4.

Vi hade väntat oss att spektrum för ett fjärde ordningens system skulle uppvisa två resonanstoppar inom det aktuella frekvensområdet 0-20 Hz, exempelvis en alfa-topp (alt. täta-topp) och en beta-topp. Som framgår av figurerna framtogs endast toppen inom alfa-området.

En annan förhoppning från vår sida var att sjätte ordningens system skulle ge den önskade toppen i beta-området. Också detta hopp stäcktes.

För att lösa mysteriet med den försvunna resonanstoppen, beräknades rötterna till den karakteristiska ekvationen för de givna överföringsfunktionerna med hjälp av ett datamaskinprogram skrivet av civilingenjör Ivar Gustavsson.

System av ordning 4 har två par komplexkonjugerade rötter. System av ordning 6 har dessutom två reella rötter. Se tabell nedan.

Ur de komplexkonjugerade rötterna,  $a+jb$ , kan resonansfrekvenser approximativt beräknas ur:

$$f = \frac{200}{2\pi} \arctan(b/a)$$

Förutom de ur spektra funna topparna finns alltid en topp vid frekvensen 50 Hz visar denna beräkning. Jämför även fig IV-13

Fig. IV-3.  
Spektra för fjärde  
ordningens system.

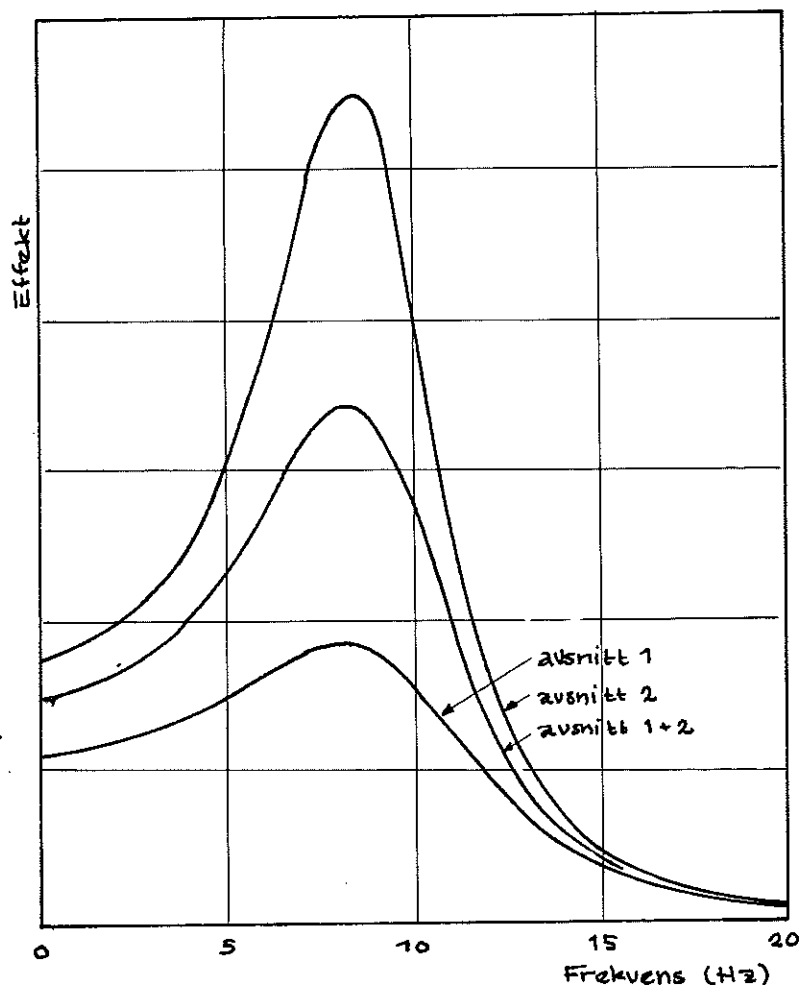
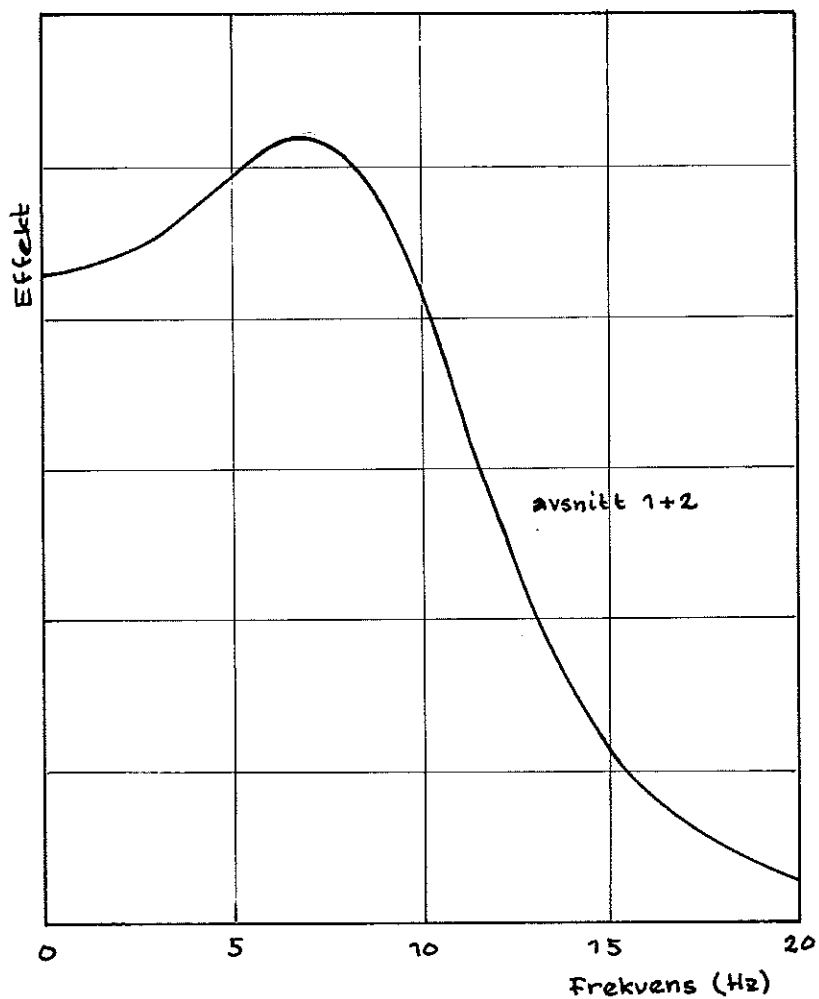


Fig. IV-4.  
Spektrum för sjätte  
ordningens system.



Tabell över karakteristiska ekvationens rötter.

	Systemordning 4	Systemordning 6
Avsnitt 1	0,833±j0,251 0,000315±j0,998	0,624 0,672±j0,263 -0,991 -0,00141±j0,998
Avsnitt 2	0,882±j0,252 0,000307±j0,999	
Avsnitt 1+2	0,864±j0,251 0,000198±j0,998	0,318 0,804±j0,244 -0,991 -0,00124±j0,998

Trots att bandspelaren skär kraftigt vid ca. 30 Hz (se fig II-4) har alltså nätspanning stört mätningarna.

En jämförelse mellan alfa-toppens läge i spektrum erhållet med tidsserieidentifikation och de övriga metoderna visar att tidsseriemetoden förlägger toppen till för hög frekvens. Detta torde bero på att toppar med högre frekvens än alfa-toppen förskjuter resonanstoppens mot högre frekvenser.

Ett sätt att undvika störningar från nätfrekvens vore att undertrycka 50 Hz med hjälp av ett digitalt filter i programform och därefter blott analysera var tredje sample. Detta förfaringssätt skulle ge en folding frequency av  $33 \frac{1}{3}$  Hz, och filtret skulle säkra mot aliasing. Ett sådant digitalt filter kan konstrueras ur inversen till den del av överföringsfunktionen som ger resonanstoppens vid 50 Hz.

### IV-3. Procent-tid-analys

Med programmen OBR1 och OBR2, WALT1 och WALT2 har de två avsnitten analyserats separat och tillsammans. Dessvärre kunde på grund av kanalomkastningar i filtersatsens utgång, nivåregulatorn ej anslutas mellan denna och AD-omvandlaren. Någon analys men WDO1 och WDO2 är därför ej gjord.

Helt allmänt kan emellertid sägas ur tidigare erfarenheter av dessa tidigare program, att analysresultaten avsevärt förbättras i jämförelse med OBR1 och OBR2, och i någon mån förbättras i jämförelse med WALT1 och WALT2. Speciellt gäller förbättringarna det lågfrekventa delta-området.

Resultatet redovisas i form av procent-tids-spektra. Programstrukturen ger givetvis spektret över 20 sekunder som ett medelvärde av spektra över 10 sekunder. Se fig. IV-5 till IV-8.

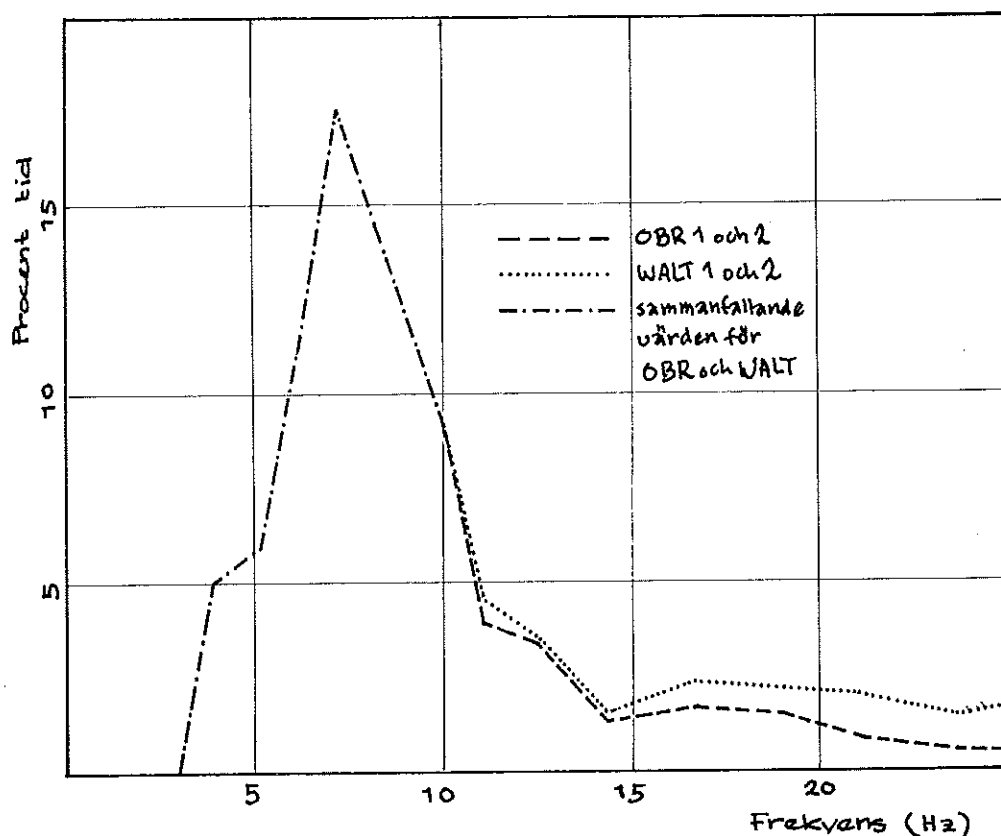


Fig. IV-5. Spektra för kanal 1. Avsnitt 1 + 2.



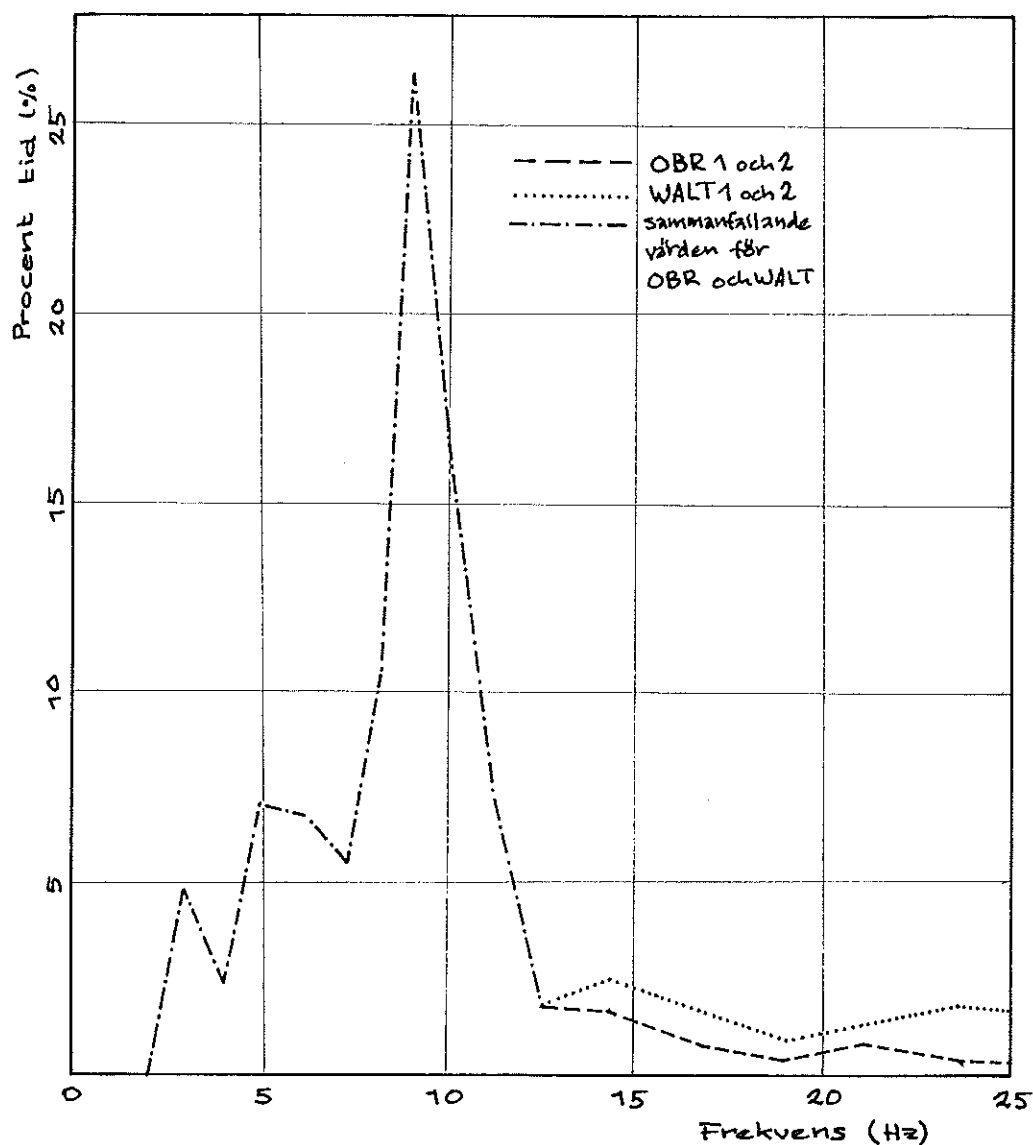


Fig. IV-6. Spektra för kanal 2. Avsnitt 1 + 2.

I samtliga figurer är resultaten korrigerade med hänsyn till den varierande klassbredden och de felaktiga centerfrekvenserna.

Med en medelfrekvens av 10 Hz utnyttjar analysmetoden ungefär var 20:e sample för beräkning av spektrum. Givetvis måste ett sådant slöseri straffa sig med avseende på erforderlig analys-tid för låg varians i spektralvärdena. Sannolikt är vid korta analys-tider smoothing ett gott hjälpmedel. I fig. IV-14 har  $\frac{1}{2}$ -tids-spektrum för kanal 3 utjämnats med hamming.

Som synes ger dessa program ett intryck av att frekvenser under två Hz helt saknas i ett normalt EEG. Ur fysiologisk

synpunkt finns det ingen anledning anta att hjärnan saknar elektrisk aktivitet vid dessa låga frekvenser.

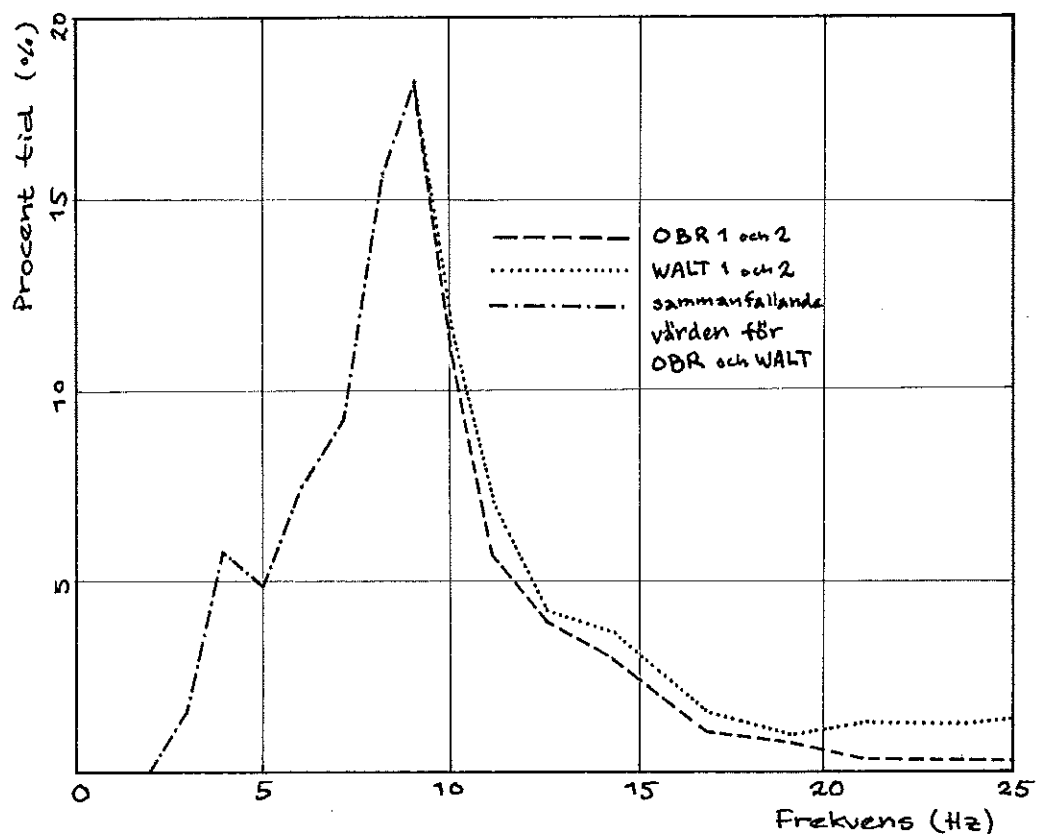


Fig IV-7. Spektra för kanal 3. Avsnitt 1 + 2.

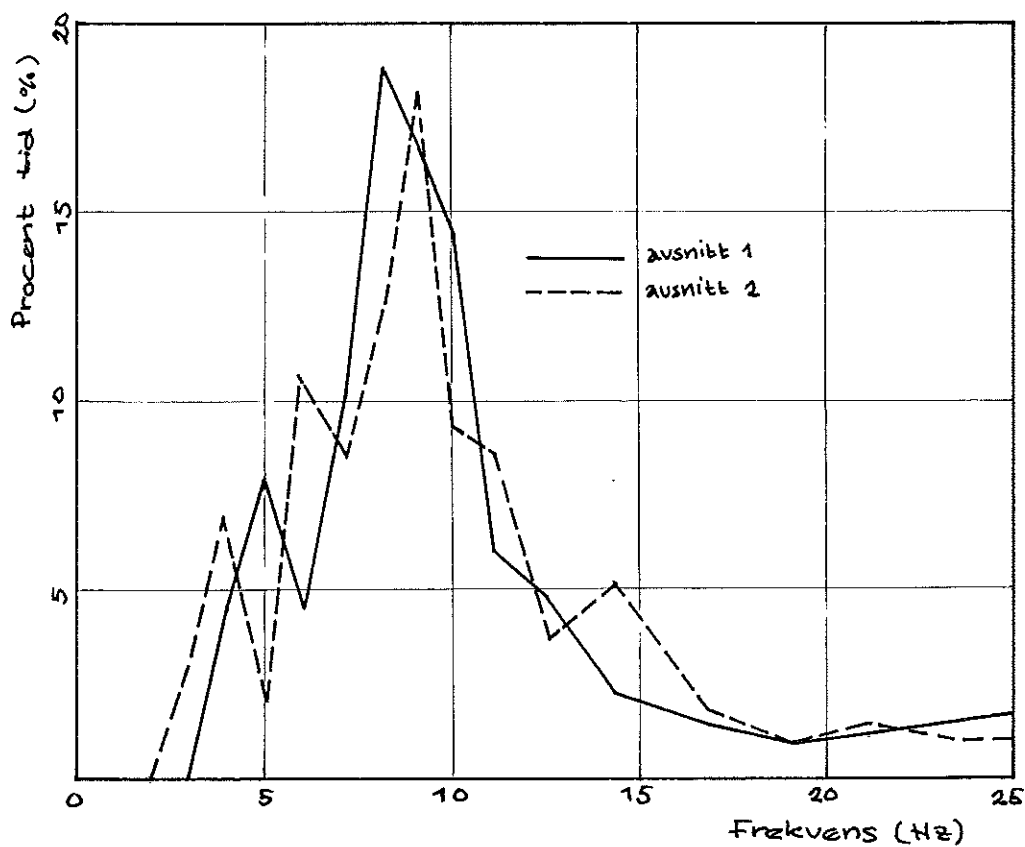


Fig. IV-8. Spektra enligt WALT1 och WALT2. Kanal 3.

#### IV-4. Effekt spektrum analys

Analys enligt SPECTRUM har utförts på allt tillgängligt material. Se fig. IV-9 till IV-12. För att få större möjligheter till jämförelser, och eftersom effekt är en ur fysiologisk synpunkt oväsentlig parameter, har samtliga spektra normerats till samma toppvärde.

Eftersom folding frequency vid samplingshastigheten 200/sekund är 100 Hz erhålles också spektrum gällande hela intervallet 0-100 Hz. Intervallet 0-25 Hz har återgivits då högre frekvenser saknar intresse.

Dessutom har för kanal 3 spektrum för 20 sek. redovisats, detta för att visa nätfrekvensinslaget i signalen. Se fig IV-13. Det oscillativa uppförandet av spektrum i omgivningen av 50 Hz orsakas av fönstrets inverkan. Se Blackman-Tukey: The Measurement...

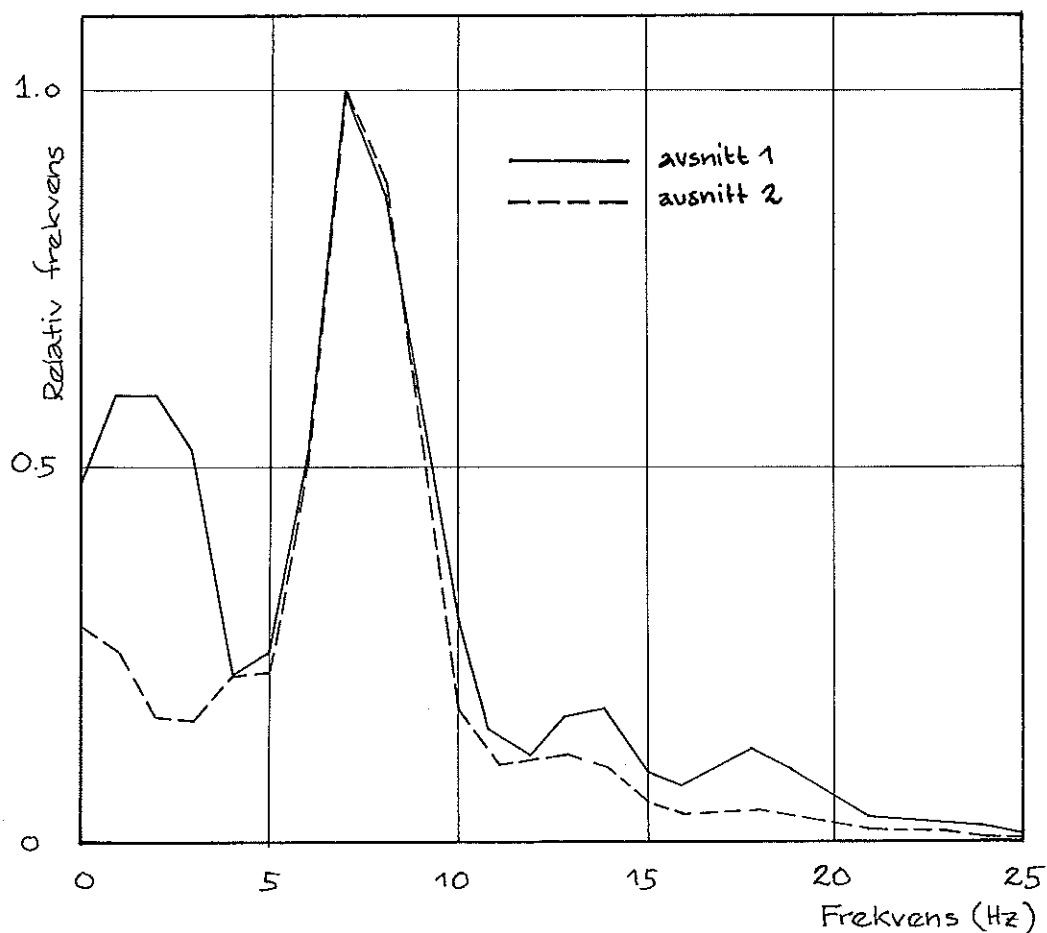


Fig. IV-9. Normerat effektspektrum för kanal 1.

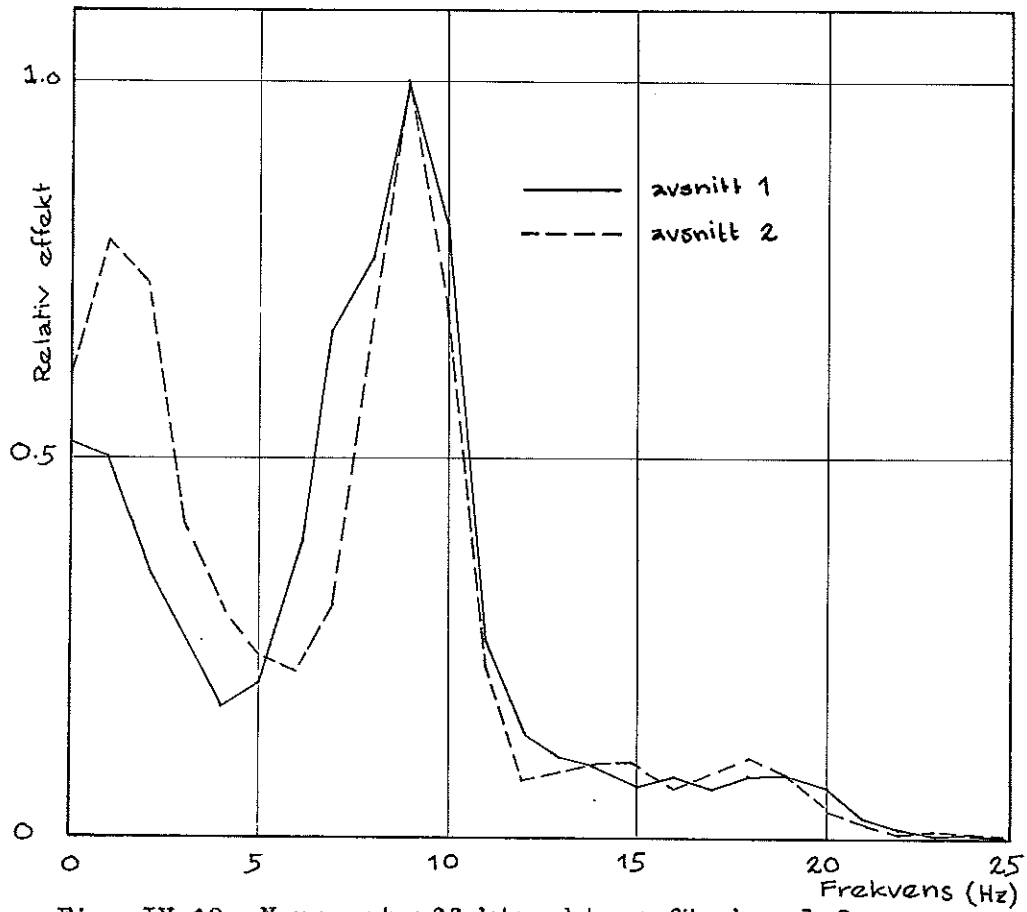


Fig. IV-10. Normalerat effektspektrum för kanal 2.

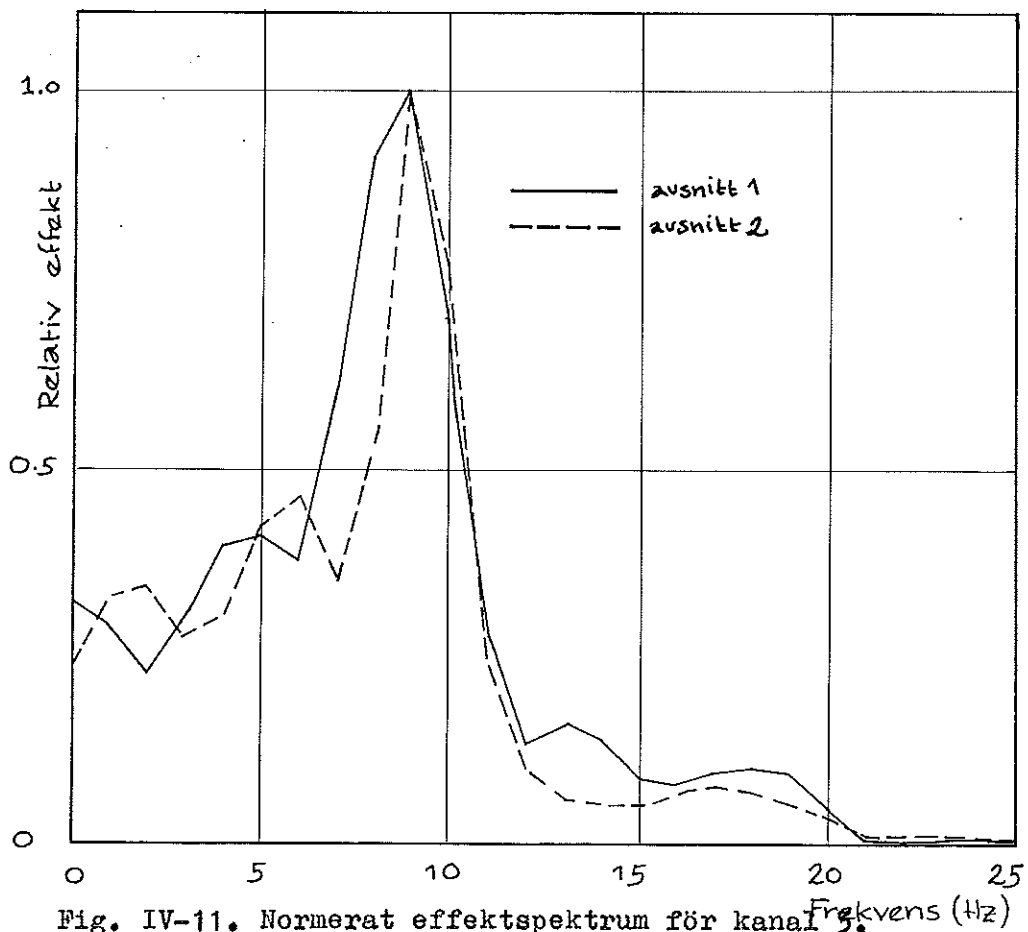


Fig. IV-11. Normalerat effektspektrum för kanal 3.

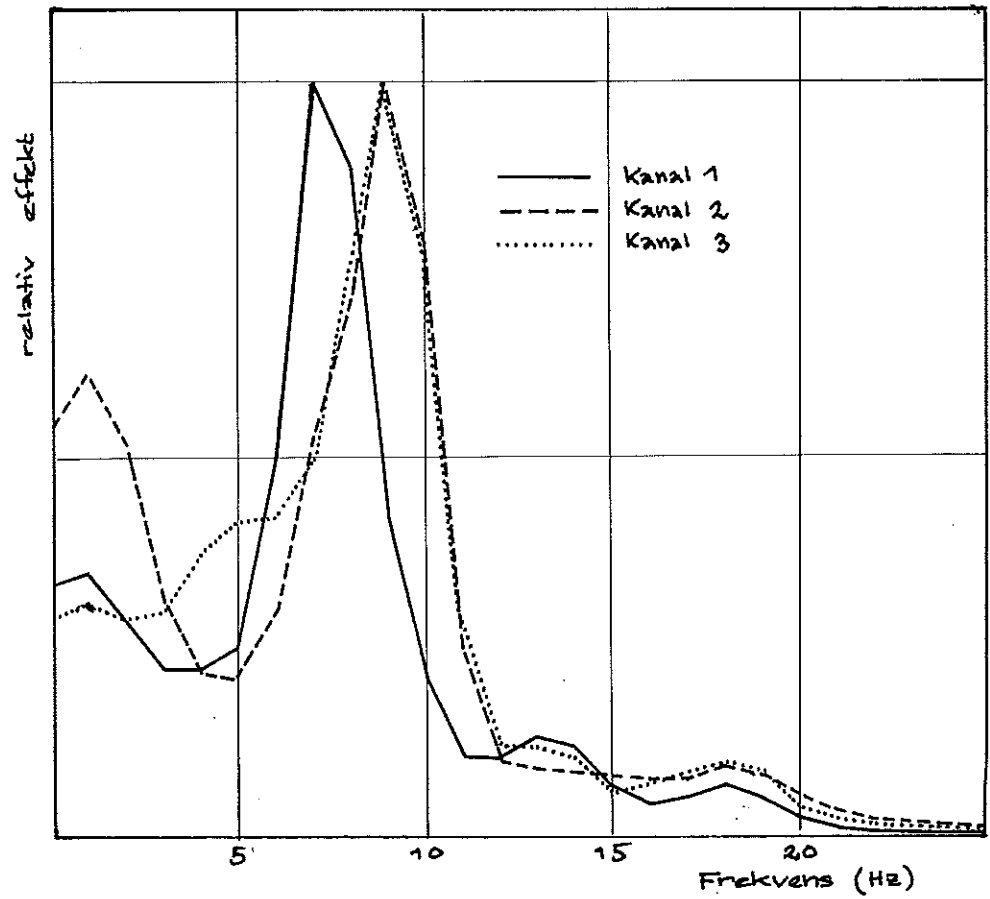


Fig. IV-12. Normaliserade effektspektra för avsnitt 1 + 2.

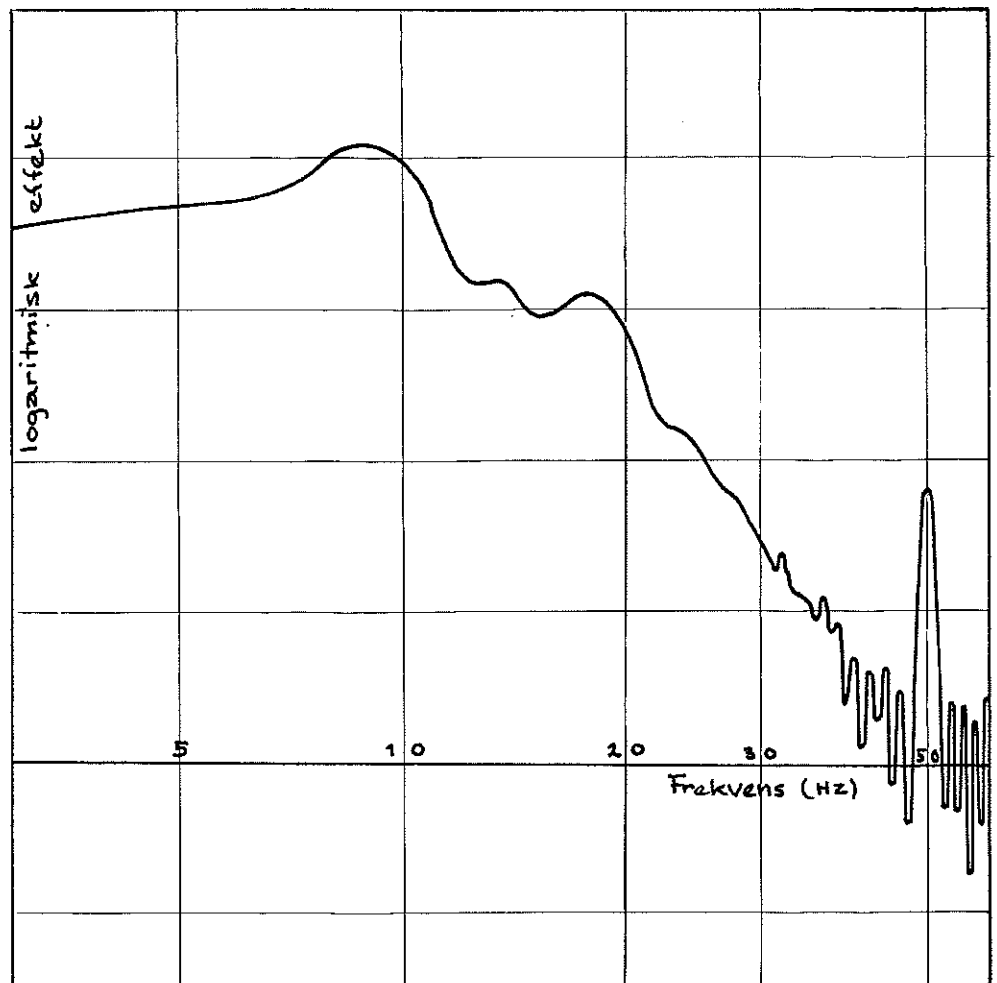


Fig IV-13. Effektspektrum 0-60 Hz. OBS logaritmiska skalor.

#### IV-5. Manuell analys

Som jämförelse har manuell analys utförts för kanal 3 över 20 sek. I fig. IV-14 har samtliga spektra utjämnats med hamming, för att erhålla en enhetlig representation.

Det kan påpekas att periodanalysen som ligger till grund för detta spektrum av praktiska skäl ej använder exakt samma beräkningsmetodik som datamaskinprogrammen enligt W.D. Obrist. Sålunda användes till exempel ej verkliga periodtal vid beräkning av procent tid, utan centerperioden för klassen utgör grund för denna kalkyl.

Rent allmänt är metoden behäftad med samma svårigheter som OBR1 och OBR2.

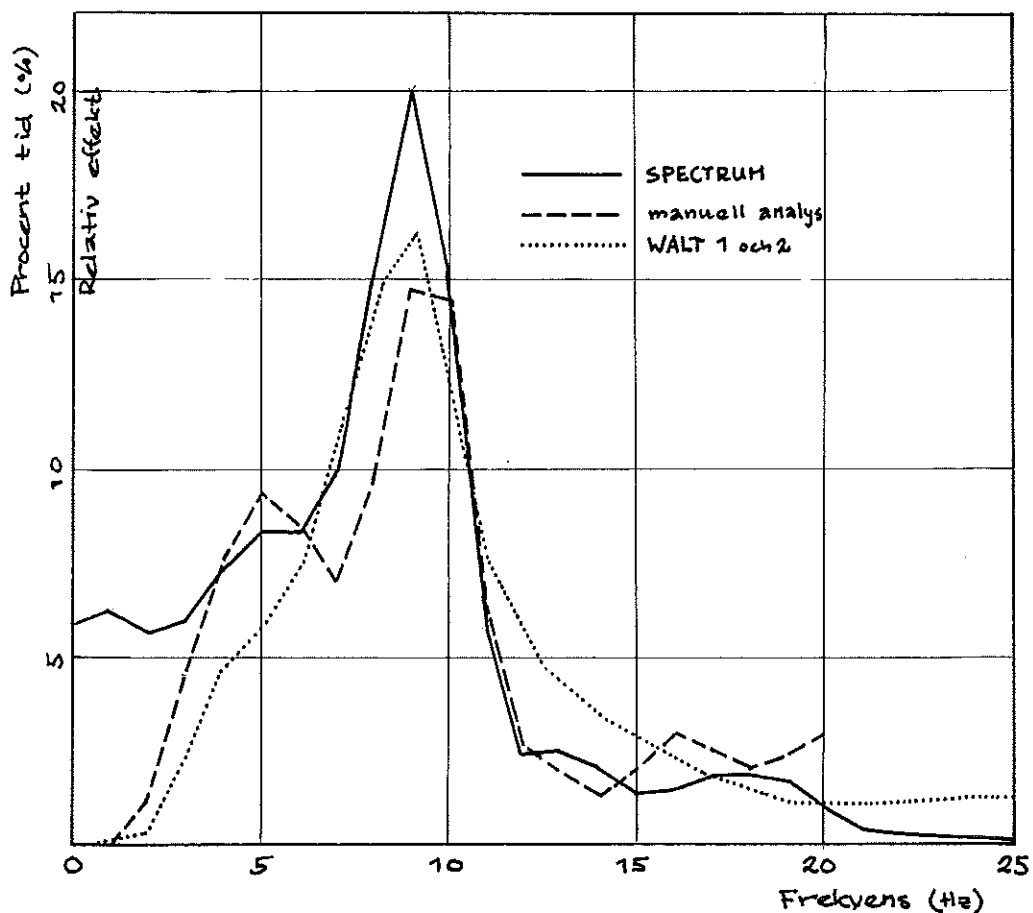


Fig. IV-14. Jämförelse mellan spektra för avsnitt 1 + 2. Kanal 3.

#### IV-6. Diskussion av resultaten

Metoden med tidsserieidentifiering har som framgår av redovisade spektra medfört ur fysiologisk synpunkt svårtolkade resultat. Besvärligheter i form av växelspanningsartefakter har bara uppträtt vid denna metod. Andra nackdelar, som framkommit under arbetets gång, är att konvergenssvårigheter kan ge upphov till långa exekveringstider på datamaskin. Någon möjlighet att direkt jämföra spektra framställda på detta sätt med konventionella spektra är svår att se.

De tre övriga använda metoderna ger däremot resultat som lätt kan jämföras inbördes. Se fig. IV-14. Den tydligast framträdande skillnaden är utseendet inom det låga frekvensintervallet. Invändningar har rests mot giltigheten av SPECTRUM:s uppskattning av detta område. I jämförelse med manuellt och datatekniskt framställda procent-tids-spektra är aktiviteten hög. Vi vill emellertid påstå att metodfel i SPECTRUM i detta fall inte existerar, medan procent-tids-spektra med sin nuvarande framställningsteknik definitivt inte kan ge någon rättvisande bild av delta-aktiviteten.

För undvikande av misstag påpekas ännu en gång att Fouriertransformmetoden inte förutsätter periodicitet i den analyserade signalen. Se Åström: Stokastiska System.

Ur exekveringssynpunkt är SPECTRUM klart att föredra, liksom beträffande programstorlek och dataekonomi.

Speciellt med tanke på de korta analystider som står till buds vid psykologiska prov är dataekonomin väsentlig. Även artefakt-

problemen gör att metoder som behöver färre data är värdefulla.

Bortsett från den lågfrekventa delen ger SPECTRUM anmärkningsvärt god överensstämmelse med övriga resultat. Dr. I. Sulg föreslår analys av bakgrund, registrerad med samtliga elektroder fästade på t.ex. ett ben, där EEG och EKG aktivitet kan undvikas. Ett så erhållet spektrum kan eventuellt förklara viss del av den lågfrekventa aktiviteten som artefakter.

En uppskattning av stationäriteten kan fås genom att jämföra spektra för avsnitt 1 och 2. Det framgår mycket tydligt hur stora förändringar i hjärnaktiviteten som kan uppstå under så korta tidrymder som 26 sekunder. Man kan också vidimera Dr. Sulgs förutsägelse om frekvensinnehållet.



## V. SLUTSATSER

### Slutsatser

Trots det ringa materialet skall här göras en rekommendation av analysmetod.

En god analysmetod bör uppfylla följande kriterier:

Relevanta resultat inom hela det studerade frekvensintervallet.

Tidsekonomi vid registrering.

Tidsekonomi vid exekvering.

Dataekonomi.

Fysiologiskt lättolkade resultat.

Metoden med tidsserieidentifiering kan ej på neurofysiologins nuvarande stadium ge resultat.

Manuell analys faller främst på tidsekonomikravet. Dess otillräcklighet är delvis anledningen till föreliggande arbete.

Procent tids spektra fordrar lång exekveringstid och registreringstid. Trots detta kan speciellt metoden med förfiltrering ge goda resultat. Användning av sanna centerfrekvenser och korrektion av klassbreddernas inverkan är en förutsättning. Vid kort analysstid bör smoothing tillgripas.

Fouriertransformation av autokorrelationsfunktion är en data-tekniskt lätthanterlig metod, som uppfyller uppställda kriterier. Bakgrundsregistrering förbättrar metoden ytterligare.

De två senare metoderna löser analysproblemet, men ur teknikerns synpunkt faller valet på Fouriertransformation av autokorrelationsfunktion, på grund av dess trevliga fysikaliska innebörd.

## REFERENSER

- Blackman, R.B. and Tukey, J.W.  
The Measurement of Power Spectra  
Dover Publications, New York, 1959.
- Gustavsson, I.  
Identification of Time Series  
Report 6803 April 16 1968  
Lund Institute of Technology  
Division of Automatic Control
- Kiloh, L.G. and Osselton, J.W.  
Clinical Electroencephalography  
Butterworths, London, 1961.
- Louden, R.K.  
Programming the IBM 1130 and 1800  
Prentice-Hall, New Jersey, 1967.
- Wooldridge, D.E.  
Hjärnans maskineri  
Aldus/Bonniers, Stockholm, 1967.
- Åström K.J.  
Samplade system  
VBV/TLTH, Lund, 1968.
- Åström, K.J.  
Stokastiska system  
VBV/TLTH, Lund, 1968.
- Electroenceph.clin.Neurophysiol.

## APPENDIX

### AD-omvandling och inläsning på skiva

AD-omvandlingen av utvalda sektioner bandinspelad EEG-signal liksom inläsningen av digitaliserade data till skivminnet, styrs av ett programkomplex skrivet av Bent Stigsby, Gentofte Amtsygehus Köpenhavn. Detta består av tre huvudprogram: F082, F0821 och F0822, samt en subrutin till den sistnämnda; MARK. Programmeringsspråk är FORTRAN, men dessutom användes vissa rutiner för programstyrning, tidtagning och AD-omvandling, som hör till det speciella 1800 TSX-systemet (Time-sharing Executive System). De inbördes länkningarna framgår av flödes-schema fig A-1. För utförligare information hänvisas till listningar och Louden: Programming the IBM 1130 and 1800.

### Kommentarer till inläsningsprogrammen

Samtliga dessa program ligger lagrade i skivminnet på samma skiva, som även innehåller fil 1 och fil 2 samt de olika programmen för analys. Det första programmet initieras genom anrop av programnamnet F082 på kontrollpanelen.

F082. Programmet sköter läsning av datakort, kontroll av datakortens innehåll och ordning i viss utsträckning, AD-omvandling och inläsning till fil 1 av nollinjesregistrering (baseline). Datakortet uppdelas i två grupper: Control Card och Selection Card. På ett Control Card anges i kolumn 1 totala antalet använda nollpunktsmarkeringar för tidtagningen (zero-marks). Detta antal får ej överstiga 6. I kolumn 11-12, 13-14 etc. anges det antal sektioner av EEG:t som önskas analyserat efter varje zero-mark. Detta antal får ej överstiga 10. Sammanlagt kan alltså högst 60 olika sektioner analyseras samtidigt.

På ett Selection Card anges variablerna TIME och SEC. TIME

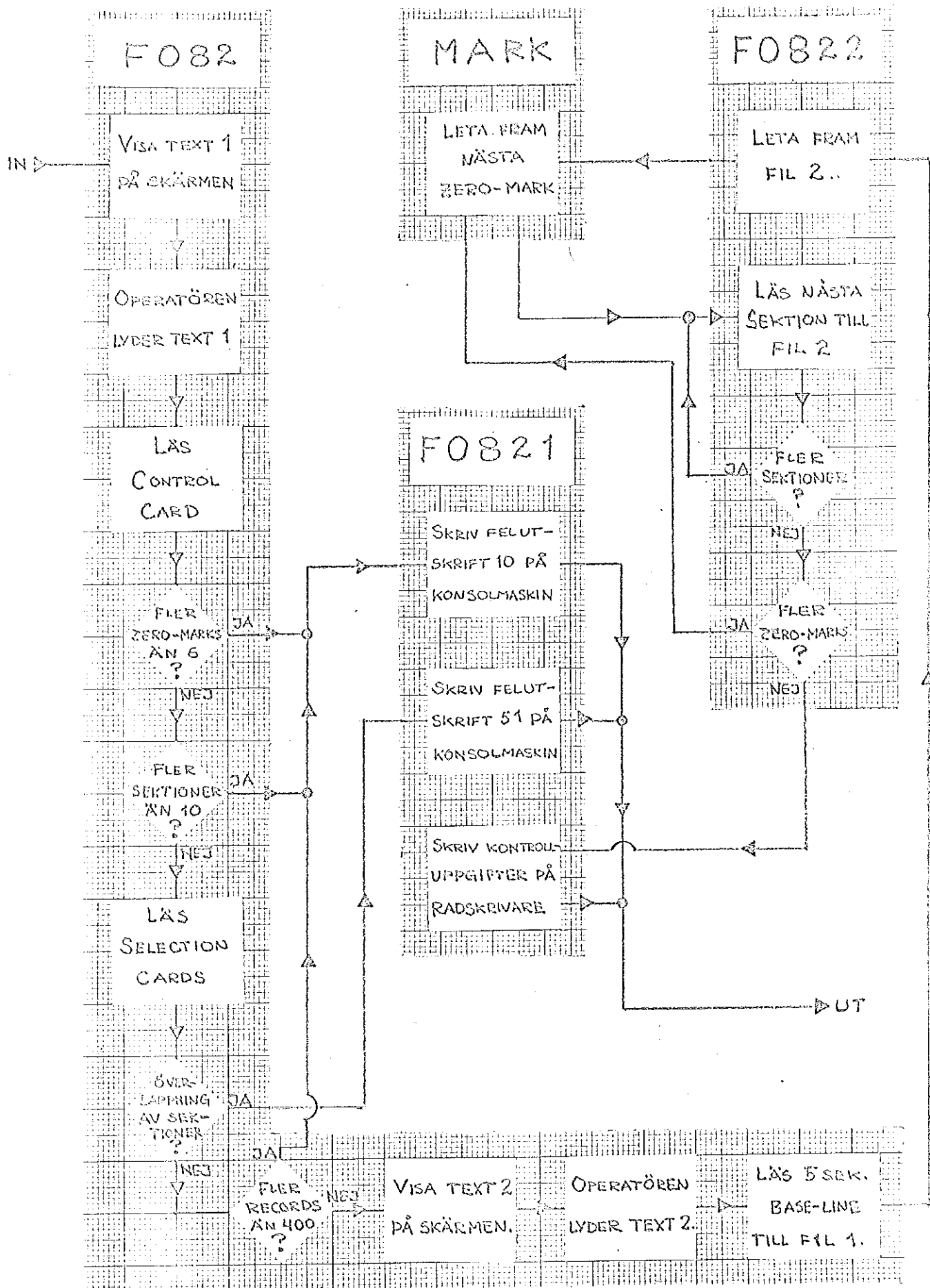


Fig. A-1. Flödesschema för AD-omvandlingskomplexet.

anger hur lång tid efter varje zeromark som förflyter innan en för analys utvald sektion börjar. Denna tid anges i kolumn 1-5 i sekunder med en decimal. SEC anger hur lång sektionen är. Denna tid anges i kolumn 11-14 i sekunder med en decimal. Observera dock, att beroende på uppt gnaden av fil 2 endast tider i hela eller halva sekunder kan anges, maximalt 10.0 sek. Detta beror på att filen i fråga består av records, som är minsta byggstenen i en fil. Ett record innehåller 300 datapunkter. Med den använda samplingshastigheten 200 sampels/sek. och tre kanaler samplat EEG, innebär detta 0.5 sek. EEG i varje record. Ett record är alltså minsta in- och utmatningsenhet i skivminnet. En ytterligare begränsning på analysmängden utgöres av att maximala antalet records är 400, vilket motsvarar 200 sek.

AD-omvandling och inläsning kan inte ske i reell tid. Man får alltid en fördröjning på 6 sek., som är oberoende av den aktuella sektionens längd. Mellan två sektioner måste alltid vara ett tidsintervall på minst 6 sekunder.

Vid kontroll av felaktigheter i datakortet testas att följande villkor är uppfyllda:

Antalet zero-marks mindre än 6.

Antal sektioner efter varje zero-mark mindre än 10.

Ingen överlappning av sektionerna.

Antal records mindre än 400.

Ouppfyllda villkor medför övergång till F0821.

Eventuella brott mot de andra villkoren som angivits ovan medför ingen åtgärd i form av felutskrift eller körningsav-

brott, men maskinen följer i första hand villkoren, i andra hand datakortens instruktioner i dessa fall. Emellertid får man då inläsningen av samtliga sektioner är avslutad en kontrolluppgift över det arbete som datamaskinen har utfört. (se F0821)

AD-omvandlingen styrs av subrutinerna AIS och TIMER, som tillhör 1800 TSX-systemet. AIS styr själva digitaliseringen och bestämmer bland annat upplösningen till 14 bitar plus tecken. Eftersom AD-omvandlarens maximala signalstorlek på ingången är  $\pm 5$  V, får man 32767 ( $= 2^{15} - 1$ ) datapunkter per 10 volt. Maximala upplösningen hos AD-omvandlaren är 16 bitar vilket innebär att de digitaliserade värdena har formen av jämna tal i intervallet (32766, -32768), motsvarande intervallet (-5, +5V) analogt på ingången.

TIMER är en subrutin som startar de räknare som sköter tidtagningen. Tillsammans med TIMER används också en function subrutin LD, med vars hjälp man kan få reda på innehållet i en godtycklig kärnminnescell. 1800-maskinen i Gentofte har två räknare kopplade till kärnminnescellerna 0004 och 0005. Deras respektive räknehastigheter är 4000 Hz och 250 Hz. Med hjälp av dessa rutiner bestäms samplingsintervallet till 5 msek, och tillses att AD-omvandlingen startar och slutar i rätt ögonblick. Så tillses F082 att ett 5-sekunders avsnitt av base-line-registreringen digitaliseras och lagras i fil 1 för vidare behandling.

F0822 och MARK. Efter avslutning av F082 överlämnas kontrollen av datamaskinen till F0822. Detta programs uppgift är att styra digitalisering och inläsning till fil 2 av utvalda sectioner EEG. Härtill användes subrutinen MARK, som ger en signal till



sitt huvudprogram i det ögonblick den funnit ett zero-mark på den fjärde kanalen. Med hjälp av 1800 TSX-rutinerna AIS, TIMER och LD skötes sedan inläsningen av digitala EEG-data enligt önskemål på Control Card och Selection Card, i den mån önskemålen är utförbara (se även F082 ovan).

F0821. Efter F0822 utföres F0821. Detta program styr utskrift av fel och slutlig kontrollutskrift av vilka avsnitt av EEG-signalen, som i digitaliserad form nu finns lagrade i fil 2. Felutskrifterna initieras av F082, som på grund av platsbrist i minnet ej kan använda konsolskrivmaskinen som yttre enhet. Efter felutskrift eller kontrollutskrift avslutas körningen.

```

// FOR F082
*LIST SOURCE PROGRAM
** EEG DATAACQUISITION 1
*IOCS(CARD,DISK)
REAL TIME(10),INVAL(10),SEC(10)
INTEGER EEG(3,1000),INDAT(8),ITST(10,6),NUMBR(60),ITSKR(10,6),
1 TEXT(48,2), ZEROM,SECTI(6)
EXTERNAL CSUB,STYR,F0821,F0822
COMMON ITSKR,ZEROM,SECTI,ITST,INDAT,NUMBR
COMMON/INSKEL/MN1(8),JQ(6),AM2(05),JR(26),IDATA,IMODE,IEBCD(48)
DEFINE FILE 1(10,300,U,NN1)
DATA KAN/4096/
DATA TEXT(1,1)/'EE','G-','PR','OG','RA','M ',' ',' ',' ','
1 ' ','(','OB','RI','ST',') ',' ',' ',' ','
2 'PL','AC','E ','SE','LE','CT','IO','N-','
3 'CA','RD','S ','IN','H','OP','PE','R ','
4 'RE','AD','Y ','RE','AD','ER',' ',' ',' ','
5 'PU','SH','I ','NT','ER','RU','PT',' /
DATA TEXT(1,2)/'S','TA','RT','T','AP','E','RE','-','
1 'CO','RD','ER','F','OR','R','E-','
2 'CO','RD','IN','G','OF','Z','ER','O-','
3 'VO','LT','AG','E',' ',' ',' ','
4 'P','US','H','IN','TE','RU','PT','
5 ' ',' ',' ',' ',' ',' ',' /
DO15 I = 1,48
C***
C TEXT TO SCOP USING WORDS IN COMMON/INSKEL. PROGRAM STYR PLACES
C IEBCD-CHARACTERS IN THE SCOP AREA.
C***
15 IEBCD(I) = TEXT(I,1)
IMODE = 1
CALL SPECL(STYR)
ITRSH = 3000
C***
C READING OF CONTROL CARD
C COL. 1 = NUMBER OF ZERO-MARKS. MAX = 6.
C COL. 11-12= NUMBER OF EEG-SECTIONS AFTER FIRST ZERO-MARK.
C COL.13-14= *-* ** -- ** *-* SECOND * -- *
C
C ETC.
C***
READ(5,2)ZEROM,(SECTI(I), I = 1,6)
2 FORMAT(I1,T11,6I2)
IF(ZEROM - 6) 150,150,701
150 DO 151 I = 1,ZEROM
IF(SECTI(I) - 10)151,151,701
151 CONTINUE
IANT = 0
C***
C READING OF SELECTIONCARDS. EACH CARD MUST CONTAIN 2 VARIABLES
C
C TIME(I) AND SEC(I), WHERE TIME(I), COL. 1-5, INDICATES THE
C
C INITIALTIME IN SEC. TO ONE DECIMAL, AND SEC(I), COL.11-14,
C
C INDICATES, HOW MANY SECONDS OF SAMPLINGS, WHICH IS WANTED AFTER
C
C GIVEN INITIALTIME (TIME(I)).
C
C 10 SEC. OF SAMPLINGS TAKES UP 20 RECORDS.
C***

```

```

DO 10 K = 1,ZEROM
N = SECTI(K)
DO 10 I = 1,N
READ(5,1) TIME(I), SEC(I)
1 FORMAT(F5.0,T11,F4.0)
IANT = IANT + 1
INVAL(I) = TIME(I) + SEC(I)
IF(I - 1) 13,13,50
C***
C TEST FOR SEQUENCE ERROR AND TIME INTERVALS.
C***
50 IF(TIME(I) - INVAL(I-1)) 51,51,13
13 ITST(I,K) = TIME(I)*10
10 NUMBR(IANT) = SEC(I)*2.
ISUM = 0
C***
C TESTING IF THE TOTAL NUMBER OF RECORDS IN SELECTION CARDS EXCEED
C 400.
C***
DO 6 I1 = 1,IANT
6 ISUM = ISUM + NUMBR(I1)
IF(ISUM - 200) 12,12,701
51 MN1(8) = 9999
GO TO 702
701 MN1(7) = 9999
702 CALL CHAIN(F0821)
12 DO 20 I = 1,48
20 IEBCD(I) = TEXT(I,2)
IMODE = 1
CALL SPECL(STYR)
C***
C START ANALOG INPUT SEQUENTIAL (AIS)
C***
CALL AIS(12201,INDAT(1),INDAT(8),KAN)
ITEST = 20000
CALL TIMER(CSUB,1,20000)
DO 30 I = 1,1000
EEG(1,I) = INDAT(5)
EEG(2,I) = INDAT(4)
EEG(3,I) = INDAT(3)
C***
C ONE SAMPLING EVERY 5 MSEC.
C***
ITEST = ITEST - 20
29 IF(LD(4)+ITEST) 29,30,30
30 CONTINUE
C***
C STOP AIS
C***
CALL AIS(14201)
C***
C LOAD DISK WITH BASELINE
C***
WRITE(1,1) EEG
CALL CHAIN(F0822)
C***
C END OF BASELINES TAKE UP
C***
99 GO TO 99
END

```

```

// FOR F0821
*LIST SOURCE PROGRAM
**      MESSAGE-PROGRAM FOR F082
*IOCS(TYPEWRITER,1443 PRINTER)
C***
C      TYPEWRITER NOT POSSIBLE IN F082 DUE TO CORESTORAGE LIMITATION
C***
      INTEGER ZEROM,SECTI(6)
      EXTERNAL STYR
      COMMON ITSKR(10,6),ZEROM,SECTI
      COMMON/INSKEL/MN1(8),JQ(6),AM2(05),JR(26),IDATA,IMODE,IEBCD(48)
      DATA IROD,ISOR/13632, 5184/
      IF(MN1(7) - 9999) 2,1,2
C***
C      CHANGE COLOR FROM BLACK TO RED, WHEN AN ERROR-MESSAGE.
C***
      1 WRITE(4,10)IROD,ISOR
      GO TO 30
      2 IF(MN1(8) - 9999) 12,50,12
      50 WRITE(4,51) IROD,ISOR
      51 FORMAT(A1,'SEQUENCE ERROR IN SELECTIONCARDS OR THE TIME-INTERVAL BE
      1TWEEN TWO SUCCESSIVE INITIALTIMES IS TOO SHORT.'A1)
      GO TO 30
      10 FORMAT(A1,'ERROR IN SELECTIONCARDS. TOO MANY EEG.-SECTIONS SPECIFI
      NED.'//'OR ERROR IN GIVEN NUMBER OF ZERO-MARKS AND/OR EEG-SECTIONS.
      2'A1)
C***
C      CARRIAGE CONTROL SUBROUTINE NYSS  SHIFT TO NEW PAGE.
C***
      12 CALL NYSS
C***
C      PRINT-OUT OF THE COMPUTER HANDLING OF THE EEG-ACQUISITION.
C***
      WRITE(6,20)
      20 FORMAT(1H1,'ZERO-MARK NO.      EEG-SECTION NO.      STARTTIME AFTE
      1R ZERO-MARK (SEC.)')
      IANT = 0
      DO 3 K = 1,ZEROM
      N = SECTI(K)
      DO 3 I = 1,N
      IANT = IANT + 1
      SKR      = FLOAT(ITSKR(I,K))/10. + 0.05
      3 WRITE(6,40) K,IANT,SKR
      40 FORMAT(1H0,10X,I2,19X,I2,10X,F5.1)
C***
C      COMPUTER FREE
C***
      30 IMODE = 4
      CALL CHAIN(STYR)
      99 GO TO 99
      END

```

```

//_FOR F0822
*LIST SOURCE PROGRAM
*IOCS(DISK)
**   EEG DATAACQUISITION      2
   INTEGER EEG(3,2000),INDAT(8),ITST(10,6),ITSKR(10,6),NUMBR(60)
   INTEGER ZEROM,SECTI(6)
   EXTERNAL CSUB,F0821
   COMMON ITSKR, ZEROM,SECTI,ITST,INDAT,NUMBR
   COMMON/INSKEL/MN1(8),JQ(6),AM2(05),JR(26),IDATA,IMODE,IEBCD(48)
   DATA KAN/4096/
   DEFINE FILE 2(200,300,U,NN2)

C***
C   START LOOKING FOR SIGNAL MARKS
C***
   FIND(2,1)
   N2 = 0
   IANT = 0
   DO 1000 III = 1,ZEROM
   CALL MARK(KAN)

C***
C   A MARK IS DETECTED JUST NOW, ZERO-AJUST TIME.
C***
   591 ITID = 0
   CALL TIMER (CSUB,2,30000)

C***
C   N = NUMBER OF EEG-SECTIONS AFTER ACTUAL MARK
C***
   N = SECTI(III)
   DO 1001 II = 1,N
   IANT = IANT + 1
   59 ITEST = ITID + 1200 + LD(5)/25

C***
C   TESTING IF THE GIVEN DELAY OF TIME IS PASSED
C***
   IF (ITEST - ITST(II,III)) 60,70,70
   60 IF(LD(5)) 59,61,61
   61 CALL TIMER (CSUB,2,30000)
   ITID = ITID + 1200
   GO TO 59
   70 ITID = ITID + 1200 + LD(5)/25
   CALL TIMER (CSUB,2,30000)

C***
C   ITSKR = STARTING-TIME OF PROCESS TAKEN FROM COMPUTER'S TIMER
C***
   ITSKR(II,III) = ITID
   IT2 = 20000
   CALL TIMER (CSUB,1,20000)

C***
C   NUMBER OF SAMPLINGS(NOEEG) = NUMBER OF RECORDS*100 (3 CHANNELS,
C   ONE RECORD 300 WORDS)
C***
   NOEEG = NUMBR(IANT)*100
   DO 71 INDX = 1,NOEEG
   EEG(1,INDX) = INDAT(5)
   EEG(2,INDX) = INDAT(4)
   EEG(3,INDX) = INDAT(3)

C***
C   ONE SAMPLING EVERY 5 MSEC.
C***
   IT2 = IT2 - 20
   IF (IT2) 74,72,72
   74 CALL TIMER (CSUB,1,20000)

```

```
IT2 = 20000
72 IF(IT2 + LD(4)) 72,71,71
71 CONTINUE
C***
C FIND FIRST AND LAST RECORD-NO.
C***
N1=N2 + 1
N2=N1 + NUMBR(IANT) - 1
NOREK = N1
C***
C LOAD DISK WITH EEG
C***
1001 WRITE(2,NOREK) EEG
C***
C STOP AIS
C***
1000 CALL AIS(14201)
CALL TIMER (CSUB,2,1)
2001 IF(LD(5)) 2001,998,998
998 CALL CHAIN (F0821)
99 GO TO 99
END
```

F0822

DUP FUNCTION COMPLETED

// FOR MARK

\*LIST SOURCE PROGRAM

\*\* MARKING-DETECTING PROGRAM

SUBROUTINE MARK (KAN)

INTEGER INDAT(8),ZEROM,SECTI(6)

EXTERNAL CSUB

COMMON/INSKEL/MN1(8),JQ(6),AM2(05),JR(26),IDATA,IMODE,IEBCD(48)

COMMON ITSKR(10,6),ZEROM,SECTI,ITST(10,6),INDAT,NUMBR(60)

C\*\*\*

C PAUSE IN WHICH THE WANTED SIGNAL-MARK IS LOCATED ON THE EEG-TAPE

C\*\*\*

PAUSE 7777

CALL AIS(12201,INDAT(1),INDAT(8),KAN)

ISAVE = INDAT(2)

4 CALL TIMER(CSUB,2,10)

1 IF(LD(5)) 1,2,2

2 ITEST = INDAT(2)

C\*\*\*

C TEST FOR MARK

C\*\*\*

IF(IABS(ITEST - ISAVE) - 1000) 3,10,10

3 ISAVE = ITEST

IF(JR(23) - 3) 4,10,4

C\*\*\*

C CONSOLE-INTERRUPT HAS SAME EFFECT AS DETECTING OF A MARK

C\*\*\*

10 JR(23) = 0

CALL TIMER(CSUB,2,1)

RETURN

END

### Analys av EEG-signalen

De egentliga analysprogrammen är sex, parvis kopplade med LINK-satser: OBR1 och OBR2, WALT1 och WALT2 samt WDO1 och WDO2. Programmen är utarbetade av W.D. Obrist. De två senare komplexen kan sägas vara två sätt att komma från de metodfel, som uppträder i det första. En kortfattad beskrivning av programmets konstruktion och användningsprincip följer nedan. För utförligare information hänvisas till listningar och Loudens: Programming the IBM 1130 och 1800.

OBR1. Detta program är identiskt med WDO1 och WALT1. Orsaken till att programmet förekommer i tre upplagor är användandet av LINK-satsen, som efter exekvering överlämnar kontrollen till respektive WDO2, OBR2 eller WALT2. I kommentarerna till OBR1 kallar Walter Obrist programmet för ett kortläsande subprogram. Detta är emellertid inte helt korrekt. WDO1 befinner sig på samma nivå som WDO2, de är båda huvudprogram. Programmet läser två datakort, samt beräknar två parameterfält för användning i det verkliga analysprogrammet. Se figur A-2.

Datakort I. I kolumn 1-6 anges kalibreringsfaktorn på formen .XXXXX . Kalibreringsfaktorn beräknas ur  $V/6553$  där V är den på skalpen uppmätta spänningen i mikrovolt som motsvarar 1 V på AD-omvandlarens ingång. 6553 är enligt tidigare resonemang det maximala antalet digitala värden i AD-omvandlaren för 1 V insignal. I kolumn 12 anges det antal delar, som den på skiva lagrade EEG-datamängden önskas uppdelad i under analysen. Detta antal är maximalt 6.

I kolumn 22-23, 24-25, osv. anges det antal segment (se inläsning), som man vill ska ingå i respektive analysdel.



Datakort II. Detta kort förekommer i en upplaga för varje del, för vilken önskas fullständig, separat analys. På kortet anges i kolumn 1-5, 6-10, osv. längden av varje segment i sekunder. Man måste därvid tillse att man placerar sina värden så långt till höger som möjligt i det reserverade fältet på hålkortet.

De två datafälten KFRST och LAST anger nummret för första och sista record inom varje segment.

OBR2. Programmet utför analys av EEG-signal genom att mäta perioden mellan två nollgenomgångar från negativ till positiv amplitud. Förutom spektralvärden för  $\frac{1}{2}$ -tid, spänning och wave-count (se nedan) beräknas medelvärden över fyra större frekvensband och totala medelvärden. För att fastlägga nollinjen beräknas först ur data från nollinjesregistreringen ett medelvärde, som sedan subtraheras från EEG-data.

Beträffande strukturen hos programmet, se flödesschemata figurerna A-3 till A-6.

Kommentarer. Analysdel och resultatdel utgör tillsammans part do-loop och utföres en gång för varje part. Segment do-loop och kanal do-loop genomlöpes en gång för varje segment resp. kanal.

De datapunkter i början och slutet av varje record, som ej tillhör en fullständig våg, användes ej vid analysen. Detta medför att den totala analystiden understiger den på datakortet anbefallda. Komplexiteten definieras som antalet överlagrade vågor dividerat med antalet basvågor, och blir alltså ett mått

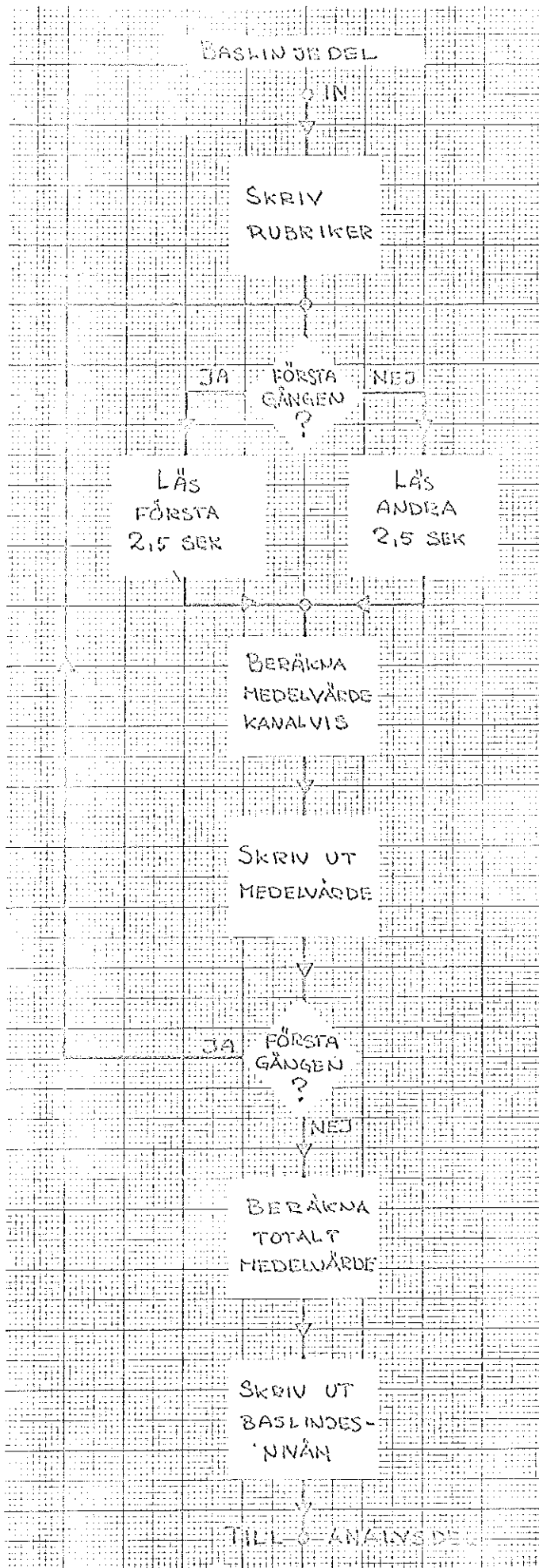


Fig. A-2. Flödesschema för OBR1, WALT1, WDO1.

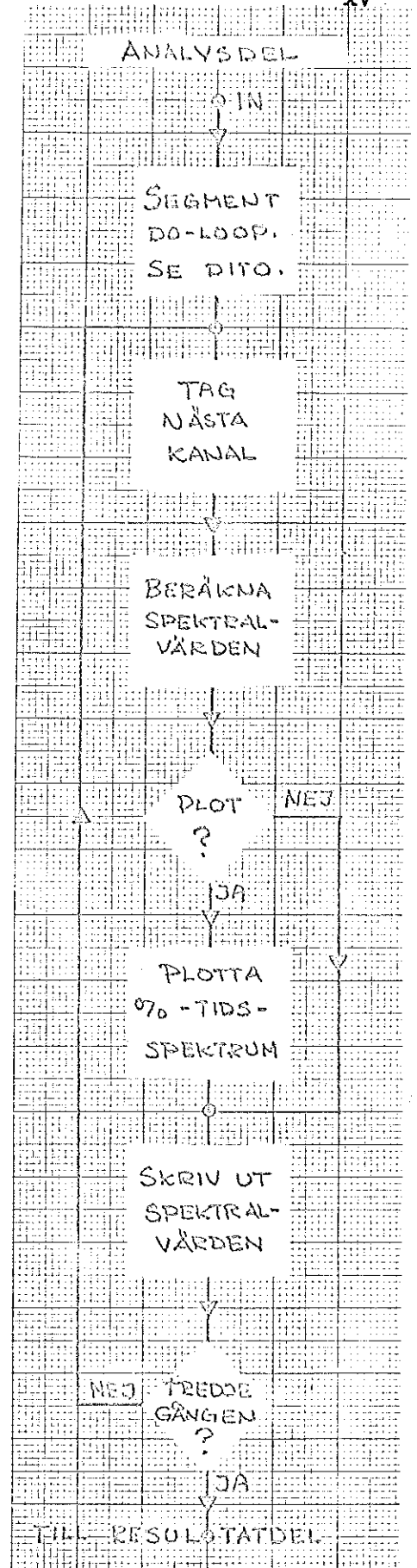


Fig. A-3. Flödesschema för analysdel. OBR2.

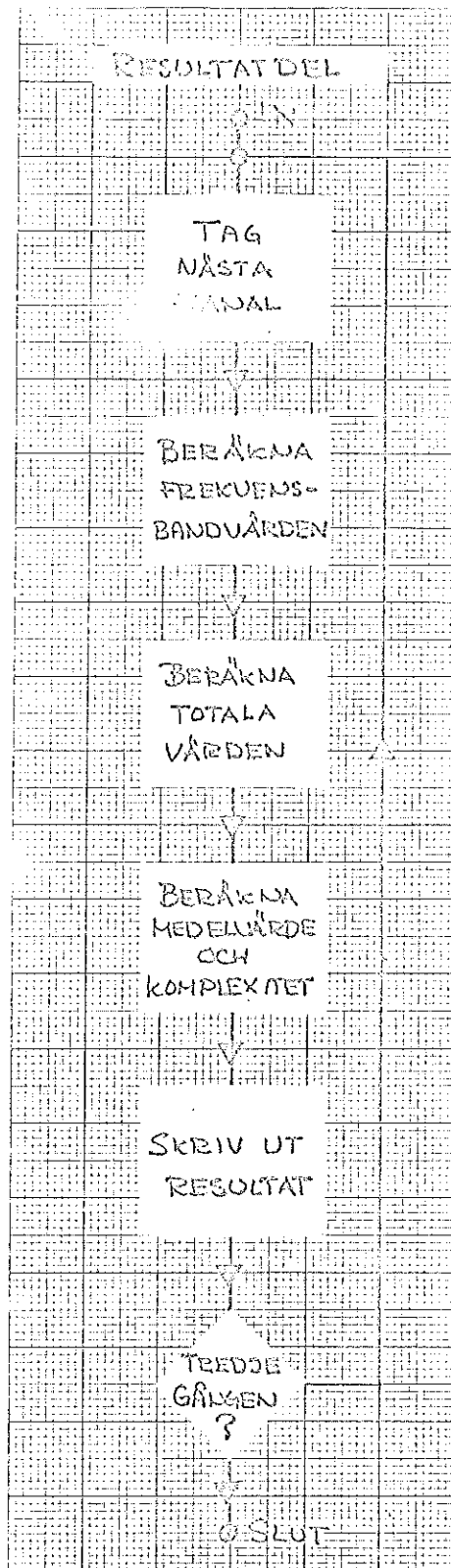


Fig. A-4. Flödesschema för resultatdel. OBR2.

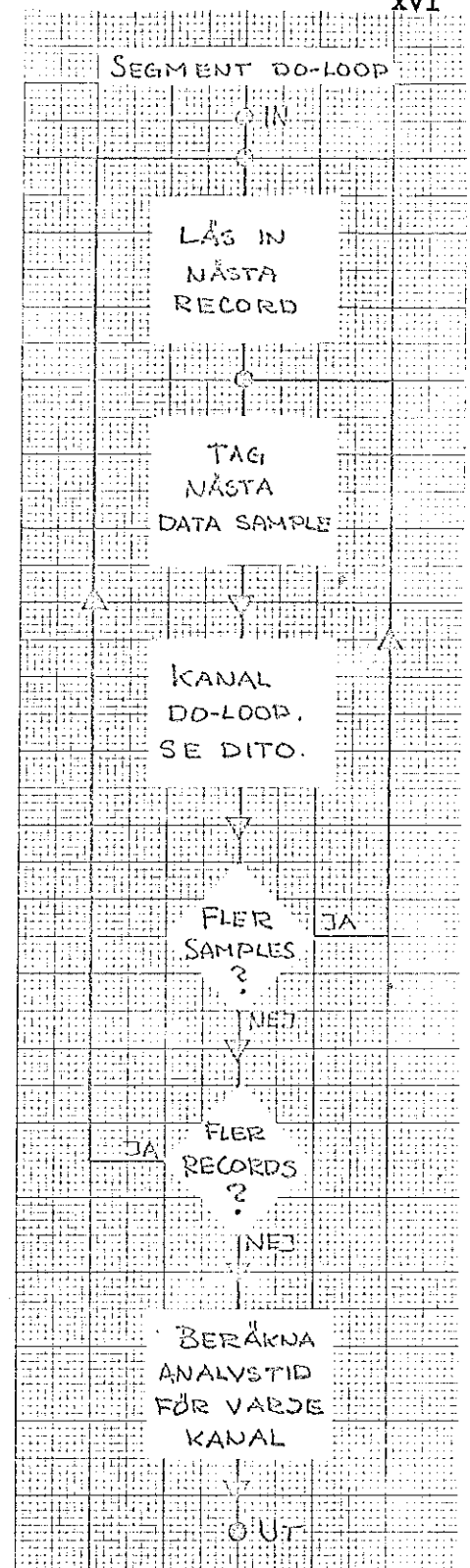


Fig. A-5. Flödesschema för segment do-loop. OBR2.

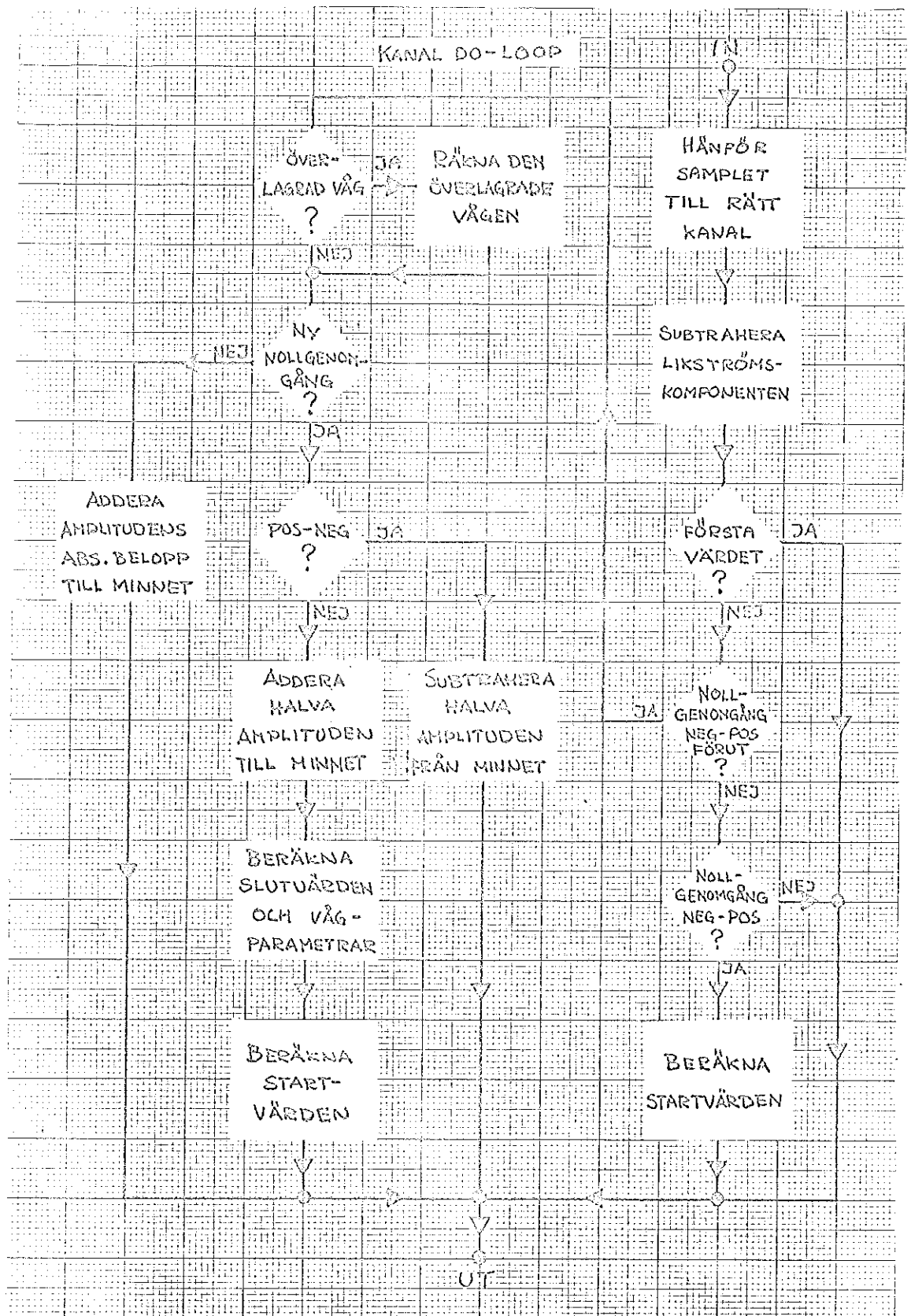


Fig. A-6. Flödesschema för kanal do-loop. OBR2.

på godheten i den gjorda uppskattningen. Ju lägre komplexitet, desto bättre giltighet för antagandet att de överlagrade vågorna kan försummas.

Observera också att beteckningen överlagrad våg enbart hänför sig till vågor, som ej skär nollinjen men har vågtopp och vågdal. Med basvåg avses en icke överlagrad våg.

Plottningsrutinen i sin nuvarande form ger en felaktig bild av signalens frekvensinnehåll, och bör ej användas, se fig. Parametern WAVECOUNT anger antalet räknade vågor/analystid.

Vid utskriften anges en spänningsparameter under rubriken integrerad spänning. Refererat till mätpunkterna på försökspersonens skalp bör värdena avse spänning i mikrovolt, ej i volt enligt utskriften.

Vidare är det tvivelaktigt om integrerad spänning är en träffande rubrik för de beräknade värdena. Beräkningsalgoritmen ger ett viktat medelvärde av amplitudens absolutbelopp, där mätvärden på ömse sidor om en nollgenomgång ges hälften så stor vikt som övriga.

WALT1. Se OBR1.

WALT2. Detta program utför analys av EEG-signal med i stort sett samma metod som OBR2, men mäter dessutom perioden för överlagrade vågor, genom att mäta tidsavståndet mellan två toppar alternativt dalar. Programmets principiella uppbyggnad är samma som för OBR2, de enda skiljaktigheterna av väsentlig

art uppträder inom EEG channel do-loop.

Kommentarer. Den parameter som i utskriften anges under summerad spänning är bildad på följande sätt. För varje basvåg beräknas amplituden som toppvärde minus dalvärde. För varje överlagrad våg beräknas amplituden som medelvärdet av toppvärdena minus dalvärdet alternativt toppvärdet minus medelvärdet av dalvärdena. Samtliga så erhållna amplituder adderas inom respektive frekvensklass, multipliceras med kalibreringsfaktorn och divideras med totala analystiden. Detta spänningsmått skiljer sig alltså från det som användes i OBR2, men även i detta fall kan utskriftsrubriken betecknas som vilseledande.

Även komplexiteten beräknas med en avvikande metod. I detta fall sättes komplexiteten lika med antalet analyserade överlagrade vågor dividerat med antalet basvågor. Man har sålunda ingen möjlighet att direkt jämföra med komplexiteten sådan den beräknas i OBR2, på ett meningsfullt sätt. I OBR2 är den angivna komplexiteten en egenskap hos signalen, medan den i WALT2 även påverkas av frekvensomfånget vid analysen.

Bakgrunden till ovanstående resonemang ligger i det faktum att vågor med frekvenser överstigande 28.57 Hz aldrig analyseras eller räknas.

WDO1. Se OBR1

WDO2. Detta program använder exakt samma metod för analys som OBR2, med smärre programmeringstekniska modifikationer på grund av olika insignal. I fallet OBR2 analyseras tre kanaler av ett EEG parallellt, och spektra presenteras separat för

varje kanal. WDO2 analyserar däremot en kanal i sänder, men signalen passerar först genom ett bandpassfilter som separerar signalen i tre frekvensområden, varigenom i stor utsträckning problemet med överlagrade vågor försvinner. Det slutgiltiga spektret framställs genom summation av de tre delspektra gällande för var sitt frekvensområde. Eftersom komplexiteten beräknas på identiska sätt i de två programmen kan analysresultat från de två programmen enkelt jämföras till kvalitet.

```
// FOR DBR1
*IOCS(CARD)
#NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
C   EEG ANALYSIS --- BASELINE PROGRAM
C   CARD READING SUBPROGRAM (LINKED TO MAIN PROGRAM)
    EXTERNAL OBR2
    DIMENSION SEC(10,6)
    COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
C   READ IN CALIBRATION FACTOR,NO.OF PARTS IN THE ANALYSIS,AND NO. OF
C   EEG SEGMENTS IN EACH PART
    READ (5,50) CAL,MP,(NSEG(I),I=1,MP)
    50 FORMAT (F6.5,T11,I1,T21,6I2)
    NUMB = 0
    DO 1 I = 1,MP
    NO = NSEG(I)
C   READ IN LENGTH OF EACH EEG SEGMENT IN SECONDS
    READ(5,51) (SEC(JS,I),JS=1,NO)
    51 FORMAT (10F5.0)
    DO 1 JS = 1,NO
    KFRST(JS,I) = NUMB+1
    LAST(JS,I) = NUMB+2.0*(SEC(JS,I)+0.1)
    1 NUMB = LAST(JS,I)
C   CALL MAIN EEG ANALYSIS PROGRAM
    CALL LINK (OBR2)
    99 GO TO 99
    END
```



```

// FOR GBR2
*IOCS(DISK)
*IOCS(PLOTTER)
*IOCS(1443 PRINTER)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
  DEFINE FILE 1(10,300,U,NN1)
  DEFINE FILE 2(200,300,U,NN2)
  DIMENSION PCTIM(18)
  DIMENSION LIMIT(18),NFREQ(18),IN(300),B(3,2),AB(3),IX(3),EEG1(3),
  1AMPL(3),JBEG(3),MBEG(3),MEND(3)
  DIMENSION MWAVE(18,3),JTIME(18,3),WAVE(18,3),TIME(18,3),VOLT(18,3)
  1,NPEAK(3),XWAVE(3),ANAL(3),LOOK(3),NUMB(3),WC(4),PT(4),SV(4)
  COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
  DATA LIMIT /133,80,57,44,36,30,26,23,21,19,17,15,13,11,10,9,8,7/
  DATA NFREQ /1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,14,16,18,20,22,25/
  100 FORMAT (14H1EEG BASELINES//8H CHANNEL,9X,1H1,9X,1H2,9X,1H3//)
  101 FORMAT (5H PART,I2,3X,3F10.2)
  102 FORMAT (8HOAVERAGE,2X,3F10.2)
  104 FORMAT (1H1,21X4HPART,I2//)
  106 FORMAT (8H CHANNEL,I2,4X,14HANALYSIS TIME=,F7.3//10H FREQ.BAND,4X,
  110HWAVE COUNT,4X,8HPCT-TIME,4X,8HINT.VOLT/)
  107 FORMAT (6H DELTA,F16.3,F14.2,F12.3)
  108 FORMAT (6H THETA,F16.3,F14.2,F12.3)
  109 FORMAT (6H ALPHA,F16.3,F14.2,F12.3)
  110 FORMAT (5H BETA,F17.3,F14.2,F12.3)
  111 FORMAT (6HOTOTAL,F16.3,F14.2,F12.3)
  112 FORMAT (12HOAVG.PERIOD=,F7.4,3X,9HAVG.FREQ=,F7.3,3X,9HAVG.VOLT=,F7
  1.3,3X,11HCOMPLEXITY=,F6.3//)
  113 FORMAT (1H0,I5,F16.3,F14.2,F12.3)
C   START BASELINE DETERMINATION
  WRITE (6,100)
  DO 13 I= 1,2
  DO 10 IC= 1,3
  10 B(IC,I)= 0.0
  IF (I-1) 501,500,501
500  NR1=1
  NR2=5
  GO TO 502
501  NR1=6
  NR2=10
502  DO 11 NR=NR1,NR2
C   READ IN BASELINE DATA FROM DISC
  READ (1,NR) (IN(J),J=1,300)
  DO 11 M=1,100
  DO 11 IC= 1,3
  J= 3*(M-1)+IC
  11 B(IC,I) = B(IC,I) + IN(J)
  DO 12 IC= 1,3
  12 B(IC,I)= B(IC,I)/500.0
  13 WRITE (6,101) I,(B(IC,I),IC=1,3)
  DO 14 IC= 1,3
  14 AB(IC)= (B(IC,1)+B(IC,2))/2.0
  WRITE (6,102) (AB(IC),IC=1,3)
C   END BASELINE DETERMINATION START FREQUENCY ANALYSIS
C   BEGIN PART DO-LOOP
  DO 28 I = 1,MP
  DO 16 IC = 1,3
  DO 15 NL = 1,18
  MWAVE(NL,IC) = 0
  JTIME(NL,IC) = 0

```

```

15 VOLT(NL,IC) = 0.0
NPEAK(IC) = 0
XWAVE(IC) = 0.0
16 ANAL(IC) = 0.0
NO = NSEG(I)
C BEGIN SEGMENT DO-LOOP
DO 20 JS = 1,NO
N = 0
DO 17 IC = 1,3
17 IX(IC) = 0
K = KFRST(JS,I)
L = LAST(JS,I)
C BEGIN RECORD DO-LOOP AND READ IN EEG DATA FROM DISC
C (ONE RECORD AT A TIME)
DO 19 NR = K,L
READ(2,'NR')(IN(J),J=1,300)
C BEGIN DATA SAMPLE DO-LOOP
DO 19 M = 1,100
N = N+1
C BEGIN EEG CHANNEL DO-LOOP
DO 19 IC = 1,3
J = 3*(M-1)+IC
EEG2 = IN(J) - AB(IC)
IF (N-1) 19,19,503
503 IF (EEG1(IC)) 504,505,505
504 J1 = -1
GO TO 506
505 J1 = 1
506 IF (EEG2) 507,508,508
507 J2 = -1
GO TO 509
508 J2 = 1
C LOCATE FIRST BASELINE CROSSING OF A SEGMENT AND INITIALIZE VALUES
509 IF (IX(IC)-1) 510,512,512
510 IF (J2-J1) 19,19,511
511 MBEG(IC) = N
JBEG(IC) = N
AMPL(IC) = 0.5*EEG2
LOOK(IC) = 1
NUMB(IC) = 0
IX(IC) = 1
GO TO 19
C COUNT SUPERIMPOSED WAVES
512 IF (LOOK(IC)) 514,514,513
513 IF (EEG2 - EEG1(IC)) 515,517,517
514 IF (EEG2 - EEG1(IC)) 517,517,516
515 NUMB(IC) = NUMB(IC)+1
LOOK(IC) = -1
GO TO 517
516 LOOK(IC) = 1
C DECIDE WHETHER A WAVE CROSSES THE BASELINE OR NOT
517 IF (J2-J1) 518,519,522
C INTEGRATE VOLTAGES BETWEEN BASELINE CROSSINGS
518 AMPL(IC) = AMPL(IC)-0.5*EEG2
GO TO 19
519 IF (J2) 520,521,521
520 AMPL(IC) = AMPL(IC)-EEG2
GO TO 19
521 AMPL(IC) = AMPL(IC)+EEG2
GO TO 19
522 MEND(IC) = N
C MEASURE PERIOD BETWEEN BASELINE CROSSINGS

```

```

      JP = N - JBEG(IC)
C     ACCUMULATE SPECTRAL VALUES IN A MATRIX (18 FREQUENCIES, 3 CHANNELS)
      DO 18 NL = 1, 18
      IF (JP-LIMIT(NL)) 18, 18, 523
      523 MWAVE(NL, IC) = MWAVE(NL, IC)+1
      JTIME(NL, IC) = JTIME(NL, IC)+JP
      VOLT(NL, IC) = VOLT(NL, IC)+AMPL(IC)
      NPEAK(IC) = NPEAK(IC)+NUMB(IC)
      GO TO 524
      18 CONTINUE
C     BEGIN ANALYSIS OF NEXT WAVE (INITIALIZE VALUES)
      524 JBEG(IC) = N
      AMPL(IC) = 0.5*EEG2
      NUMB(IC) = 0
      19 EEG1(IC) = EEG2
C     DETERMINE ANALYSIS TIME
      DO 20 IC = 1, 3
      20 ANAL(IC)=ANAL(IC)+(MEND(IC)-MBEG(IC))/200.0
      DO 22 IC = 1, 3
C     COMPUTE FINAL SPECTRAL VALUES
      DO 21 NL = 1, 18
      WAVE(NL, IC) = MWAVE(NL, IC)/ANAL(IC)
      TIME(NL, IC) = JTIME(NL, IC)/(2.0*ANAL(IC))
      VOLT(NL, IC) = (VOLT(NL, IC)*CAL)/(200.0*ANAL(IC))
      21 XWAVE(IC) = XWAVE(IC) + MWAVE(NL, IC)
C     PLOT OUT SPECTRUM (CALL PLOTTER SUBROUTINE)
      DO 400 NL = 1, 18
      400 PCTIM(NL) = TIME(NL, IC)
      CALL WALT3 (NFREQ, PCTIM, 1, 18)
C     PRINT OUT SPECTRUM
      CALL NYSS
      WRITE(6, 104) I
      WRITE(6, 106) IC, ANAL(IC)
      22 WRITE (6, 113) (NFREQ(NL), WAVE(NL, IC), TIME(NL, IC), VOLT(NL, IC), NL=1,
      118)
      CALL NYSS
      WRITE(6, 104) I
      DO 28 IC = 1, 3
C     COMPUTE VALUES FOR FREQUENCY BANDS
      DO 23 KBAND = 1, 4
      WC(KBAND) = 0.0
      PT(KBAND) = 0.0
      23 SV(KBAND) = 0.0
      DO 24 NL = 1, 3
      WC(1) = WC(1)+WAVE(NL, IC)
      PT(1) = PT(1)+TIME(NL, IC)
      24 SV(1) = SV(1)+VOLT(NL, IC)
      DO 25 NL = 4, 7
      WC(2) = WC(2)+WAVE(NL, IC)
      PT(2) = PT(2)+TIME(NL, IC)
      25 SV(2) = SV(2)+VOLT(NL, IC)
      DO 26 NL = 8, 12
      WC(3) = WC(3)+WAVE(NL, IC)
      PT(3) = PT(3)+TIME(NL, IC)
      26 SV(3) = SV(3)+VOLT(NL, IC)
      DO 27 NL = 13, 18
      WC(4) = WC(4)+WAVE(NL, IC)
      PT(4) = PT(4)+TIME(NL, IC)
      27 SV(4) = SV(4)+VOLT(NL, IC)
C     COMPUTE TOTALS (ALL FREQ. BANDS)
      TWC=WC(1)+WC(2)+WC(3)+WC(4)
      TPT= PT(1)+PT(2)+PT(3)+PT(4)
      TSV= SV(1)+SV(2)+SV(3)+SV(4)

```

```
C      COMPUTE AVERAGES AND COMPLEXITY
      AVPER = (.01*TPT)/TWC
      AVFRE = TWC/(.01*TPT)
      AVVOL = TSV/(.01*TPT)
      COMPX = (NPEAK(IC)-XWAVE(IC))/XWAVE(IC)
C      PRINT OUT FREQ, BANDS, TOTALS, AVERAGES AND COMPLEXITY
      WRITE(6,106) IC,ANAL(IC)
      WRITE (6,107) WC(1),PT(1),SV(1)
      WRITE (6,108) WC(2),PT(2),SV(2)
      WRITE (6,109) WC(3),PT(3),SV(3)
      WRITE (6,110) WC(4),PT(4),SV(4)
      WRITE (6,111) TWC,TPT,TSV
28    WRITE(6,112) AVPER,AVFRE,AVVOL,COMPX
      CALL EXIT
      END
```

```
// FOR WALT1
*IOCS(CARD)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
C EEG ANALYSIS --- PEAK PROGRAM
EXTERNAL WALT2
DIMENSION SEC(10,6)
COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
READ (5,50) CAL,MP,(NSEG(I),I=1,MP)
50 FORMAT (F6.5,T11,I1,T21,6I2)
NUMB = 0
DO 1 I = 1,MP
NO = NSEG(I)
READ(5,51) (SEC(JS,I),JS=1,NO)
51 FORMAT (10F5.0)
DO 1 JS = 1,NO
KFRST(JS,I)= NUMB+1
LAST(JS,I)= NUMB+2.0*(SEC(JS,I)+0.1)
1 NUMB= LAST(JS,I)
CALL LINK (WALT2)
99 GO TO 99
END
```

```

// FOR WALT2
*IOCS(DISK)
*IOCS(PLOTTER)
*IOCS(1443 PRINTER)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
  DEFINE FILE 1(10,300,U,NN1)
  DEFINE FILE 2(200,300,U,NN2)
  DIMENSION PCTIM(18)
  DIMENSION LIMIT(18),NFREQ(18),IN(300),B(3,2),AB(3),IX(3),EEG1(3),
1 EEG2(3),JBEG(3),MBEG(3),MEND(3),LOOK(3),KP(3),KT(3),NPK(3),NTR(3)
  DIMENSION PEAK(3),TROF(3),HILL(3),VALY(3),PMAK(3),TMAX(3)
  DIMENSION MWAVE(18,3),JTIME(18,3),WAVE(18,3),TIME(18,3),VOLT(18,3)
1,NSUP(3),XWAVE(3),ANAL(3),WC(4),PT(4),SV(4)
  COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
  DATA LIMIT /133,80,57,44,36,30,26,23,21,19,17,15,13,11,10,9,8,7/
  DATA NFREQ /1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,14,16,18,20,22,25/
100 FORMAT (14H1EEG BASELINES//8H CHANNEL,9X,1H1,9X,1H2,9X,1H3//)
101 FORMAT (5H PART,12,3X,3F10.2)
102 FORMAT (8HOAVERAGE,2X,3F10.2)
104 FORMAT (1H1,21X4HPART,12//)
106 FORMAT (8H CHANNEL,12,4X,14HANALYSIS TIME=,F7.3//10H FREQ.BAND,4X,
110HWAVE COUNT,4X,8HPCT-TIME,4X,8HSUM.VOLT/)
107 FORMAT (6H DELTA,F16.3,F14.2,F12.2)
108 FORMAT (6H THETA,F16.3,F14.2,F12.2)
109 FORMAT (6H ALPHA,F16.3,F14.2,F12.2)
110 FORMAT (5H BETA,F17.3,F14.2,F12.2)
111 FORMAT (6HOTOTAL,F16.3,F14.2,F12.2)
112 FORMAT (12HOAVG.PERIOD=,F7.4,3X,9HAVG.FREQ=,F7.3,3X,9HAVG.VOLT=,F7
1.3,3X,11HCOMPLEXITY=,F6.3//)
113 FORMAT (1H0,15,F16.3,F14.2,F12.2)
  WRITE (6,100)
  DO 13 I= 1,2
  DO 10 IC= 1,3
10 B(IC,I)= 0.0
  IF (I-1) 501,500,501
500 NR1=1
  NR2=5
  GO TO 502
501 NR1=6
  NR2=10
502 DO 11 NR=NR1,NR2
  READ (1,NR) (IN(J),J=1,300)
  DO 11 M=1,100
  DO 11 IC= 1,3
  J= 3*(M-1)+IC
11 B(IC,I) = B(IC,I) + IN(J)
  DO 12 IC= 1,3
12 B(IC,I)= B(IC,I)/500.0
13 WRITE (6,101) I,(B(IC,I),IC=1,3)
  DO 14 IC= 1,3
14 AB(IC)= (B(IC,1)+B(IC,2))/2.0
  WRITE (6,102) (AB(IC),IC=1,3)
  DO 28 I = 1,MP
  DO 16 IC = 1,3
  DO 15 NL = 1,18
  MWAVE(NL,IC) = 0
  JTIME(NL,IC) = 0
15 VOLT(NL,IC) = 0.0
  NSUP(IC)= 0
  XWAVE(IC) = 0.0

```

```

16 ANAL(IC) = 0.0
   NO = NSEG(1)
   DO 20 JS = 1,NO
   N = 0
   DO 17 IC = 1,3
17 IX(IC) = 0
   K = KFRST (JS,I)
   L = LAST (JS,I)
   DO 19 NR = K,L
   READ (2,NR) (IN(J),J=1,300)
   DO 19 M= 1,100
   N= N+1
   DO 19 IC= 1,3
   J= 3*(M-1)+IC
   EEG2(IC) = IN(J) - AB(IC)
   IF (N-1) 19,19,503
503 IF (EEG1(IC)) 504,505,505
504 J1= -1
   GO TO 506
505 J1= 1
506 IF (EEG2(IC)) 507,508,508
507 J2= -1
   GO TO 509
508 J2= 1
509 IF (IX(IC)-1) 510,512,512
510 IF (J2-J1) 19,19,511
511 MBEG(IC)=N
   JBEG(IC)=N
   LOOK(IC)= 1
   KP(IC)= 0
   KT(IC)= 0
   IX(IC)= 1
   GO TO 19
512 IF (LOOK(IC)) 514,514,513
513 IF (EEG2(IC)-EEG1(IC)) 515,531,531
514 IF (EEG2(IC)-EEG1(IC)) 531,531,516
515 LOOK(IC)= -1
   IF (J1) 517,518,518
516 LOOK(IC)= 1
   IF (J1) 524,523,523
517 HILL(IC)= EEG1(IC)
   GO TO 531
518 IF (KP(IC)-1) 519,520,520
519 PMAX(IC)= EEG1(IC)
   PEAK(IC)= EEG1(IC)
   NPK(IC)= N-1
   KP(IC)= 1
   GO TO 531
C. MEASURE PERIOD AND AMPLITUDE OF SUPERIMPOSED WAVES
520 JP= N-1-NPK(IC)
   AMPL= 0.5*(PEAK(IC)+EEG1(IC))-VALY(IC)
   IF (PMAX(IC)-EEG1(IC)) 521,522,522
521 PMAX(IC)= EEG1(IC)
522 PEAK(IC)= EEG1(IC)
   NPK(IC) = N-1
   GO TO 529
523 VALY(IC)= EEG1(IC)
   GO TO 531
524 IF (KT(IC)-1) 525,526,526
525 TMAX(IC)= EEG1(IC)
   TRUF(IC)= EEG1(IC)
   NTR(IC)= N-1

```

```

KT(IC)= 1
GO TO 531
526 JP= N-1-NTR(IC)
AMPL= HILL(IC)-0.5*(TROF(IC)+EEG1(IC))
IF(TMAX(IC)-EEG1(IC)) 528,528,527
527 TMAX(IC)= EEG1(IC)
528 TROF(IC)= EEG1(IC)
NTR(IC)= N-1
C ACCUMULATE SUPERIMPOSED WAVES IN MATRIX
529 DO 8 NL= 1,18
IF(JP-LIMIT(NL)) 8,8,530
530 MWAVE(NL,IC)= MWAVE(NL,IC)+1
JTIME(NL,IC)= JTIME(NL,IC)+JP
VOLT(NL,IC)= VOLT(NL,IC)+AMPL
NSUP(IC)= NSUP(IC)+1
GO TO 531
8 CONTINUE
531 IF (J2-J1) 19,19,532
532 MEND(IC)= N
C MEASURE PERIOD AND AMPLITUDE OF BASE WAVES
JP= N - JBEG(IC)
AMPL= PMAX(IC)-TMAX(IC)
DO 18 NL= 1,18
IF(JP-LIMIT(NL)) 18,18,533
533 MWAVE(NL,IC)= MWAVE(NL,IC)+1
JTIME(NL,IC)= JTIME(NL,IC)+JP
VOLT(NL,IC)= VOLT(NL,IC)+AMPL
GO TO 534
18 CONTINUE
534 JBEG(IC) = N
KP(IC) = 0
KT(IC) = 0
19 EEG1(IC)= EEG2(IC)
DO 20 IC = 1,3
20 ANAL(IC)=ANAL(IC)+(MEND(IC)-MBEG(IC))/200.0
DO 22 IC = 1,3
C ACCUMULATE BASE WAVES IN MATRIX
DO 21 NL = 1,18
WAVE(NL,IC) = MWAVE(NL,IC)/ANAL(IC)
TIME(NL,IC)= JTIME(NL,IC)/(2.0*ANAL(IC))
VOLT(NL,IC)= (VOLT(NL,IC)*CAL)/ANAL(IC)
21 XWAVE(IC) = XWAVE(IC) + MWAVE(NL,IC)
DO 400 NL = 1,18
400 PCTIM(NL) = TIME(NL,IC)
CALL WALT3 (NFREQ,PCTIM,1,18)
CALL NYSS
WRITE(6,104) I
WRITE(6,106) IC,ANAL(IC)
22 WRITE (6,113) (NFREQ(NL),WAVE(NL,IC),TIME(NL,IC),VOLT(NL,IC),NL=1,
118)
CALL NYSS
WRITE(6,104) I
DO 28 IC = 1,3
DO 23 KBAND = 1,4
WC(KBAND) = 0.0
PT(KBAND) = 0.0
23 SV(KBAND) = 0.0
DO 24 NL = 1,3
WC(1) = WC(1)+WAVE(NL,IC)
PT(1) = PT(1)+TIME(NL,IC)
24 SV(1) = SV(1)+VOLT(NL,IC)

```



```
DO 25 NL = 4,7
WC(2) = WC(2)+WAVE(NL,IC)
PT(2) = PT(2)+TIME(NL,IC)
25 SV(2) = SV(2)+VOLT(NL,IC)
DO 26 NL = 8,12
WC(3) = WC(3)+WAVE(NL,IC)
PT(3) = PT(3)+TIME(NL,IC)
26 SV(3) = SV(3)+VOLT(NL,IC)
DO 27 NL = 13,18
WC(4) = WC(4)+WAVE(NL,IC)
PT(4) = PT(4)+TIME(NL,IC)
27 SV(4) = SV(4)+VOLT(NL,IC)
TWC=WC(1)+WC(2)+WC(3)+WC(4)
TPT= PT(1)+PT(2)+PT(3)+PT(4)
TSV= SV(1)+SV(2)+SV(3)+SV(4)
AVPER = (.01*TPT)/TWC
AVFRE = TWC/(.01*TPT)
AVVOL = TSV/TWC
COMPX = NSUP(IC)/(XWAVE(IC) - NSUP(IC))
WRITE(6,106) IC,ANAL(IC)
WRITE (6,107) WC(1),PT(1),SV(1)
WRITE (6,108) WC(2),PT(2),SV(2)
WRITE (6,109) WC(3),PT(3),SV(3)
WRITE (6,110) WC(4),PT(4),SV(4)
WRITE (6,111) TWC,TPT,TSV
28 WRITE(6,112) AVPER,AVFRE,AVVOL,COMPX
CALL EXIT
END
```

```
// FOR WDO1
*IOCS(CARD)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
C   EEG ANALYSIS --- FILTER PROGRAM
   EXTERNAL WDO2
   DIMENSION SEC(10,6)
   COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
   READ (5,50) CAL,MP,(NSEG(I),I=1,MP)
50  FORMAT (F6.5,T11,I1,T21,6I2)
   NUMB = 0
   DO 1 I = 1,MP
   NO = NSEG(I)
   READ(5,51) (SEC(JS,I),JS=1,NO)
51  FORMAT (10F5.0)
   DO 1 JS = 1,NO
   KFRST(JS,I) = NUMB+1
   LAST(JS,I) = NUMB+2.0*(SEC(JS,I)+0.1)
   1 NUMB = LAST(JS,I)
   CALL LINK(WDO2)
99  GO TO 99
   END
```

```

// FOR WDO2
*IOCS(DISK)
*IOCS(PLOTTER)
*IOCS(1443 PRINTER)
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
  DEFINE FILE 1(10,300,U,NN1)
  DEFINE FILE 2(200,300,U,NN2)
  DIMENSION LIMIT(16),NFREQ(16),IN(300),B(3,2),AB(3),IX(3),EEG1(3),
1AMPL(3),JBEG(3)
  DIMENSION MWAVE(16),JTIME(16),WAVE(16),TIME(16),VOLT(16),NPEAK(3),
1XWAVE(3),LOOK(3),NUMB(3),WC(4),PT(4),SV(4),COMPX(3)
  COMMON CAL,MP,NSEG(6),KFRST(10,6),LAST(10,6)
  DATA LIMIT /66,40,28,22,18,15,13,11,10,9,8,7,6,5,4,3/
  DATA NFREQ /1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,14,17,20,25/
100 FORMAT (14H1EEG BASELINES//8H CHANNEL,9X,1H1,9X,1H2,9X,1H3//)
101 FORMAT (5H PART,12,3X,3F10.2)
102 FORMAT (8HOAVERAGE,2X,3F10.2)
104 FORMAT (1H1,21X4HPART;12//)
106 FORMAT (13H FILTERED EEG,4X,14HANALYSES TIME=,F7.3//10H FREQ.BAND,
14X,10HWAVE COUNT,4X,8HPCT-TIME,4X,8HINT.VOLT/)
107 FORMAT (6H DELTA,F16.3,F14.2,F12.3)
108 FORMAT (6H THETA,F16.3,F14.2,F12.3)
109 FORMAT (6H ALPHA,F16.3,F14.2,F12.3)
110 FORMAT (5H BETA,F17.3,F14.2,F12.3)
111 FORMAT (6HOTOTAL,F16.3,F14.2,F12.3)
112 FORMAT (12HOAVG.PERIOD=,F7.4,3X,9HAVG.FREQ=,F7.3,3X,9HAVG.VOLT=,F7
1.3//12H COMPLEXITY=,2(F6.3,1H, ),F6.3//)
113 FORMAT (1HO,I5,F16.3,F14.2,F12.3)
  WRITE (6,100)
  DO 13 I= 1,2
  DO 10 IC= 1,3
10 B(IC,I)= 0.0
  IF (I-1) 501,500,501
500 NR1=1
  NR2=5
  GO TO 502
501 NR1=6
  NR2=10
502 DO 11 NR=NR1,NR2
  READ (1'NR) (IN(J),J=1,300)
  DO 11 M=1,100
  DO 11 IC= 1,3
  J= 3*(M-1)+IC
11 B(IC,I) = B(IC,I) + IN(J)
  DO 12 IC= 1,3
12 B(IC,I)= 8(IC,I)/500.0
13 WRITE (6,101) I,(B(IC,I),IC=1,3)
  DO 14 IC= 1,3
14 AB(IC)= (B(IC,1)+B(IC,2))/2.0
  WRITE (6,102) (AB(IC),IC=1,3)
  DO 30 I = 1,MP
  DO 15 NL = 1,16
  MWAVE(NL)= 0
  JTIME(NL)= 0
15 VOLT(NL) = 0.0
  DO 16 IC = 1,3
  NPEAK(IC) = 0
16 XWAVE(IC)= 0.0
  ANAL = 0.0
  ND = NSEG(I)

```

```

DO 20 JS = 1,NO
N = 0
KX = 1
DO 17 IC = 1,3
17 IX(IC) = 0
K = KFRST (JS,1)
L = LAST (JS,1)
DO 19 NR = K,L
C READ IN DATA FROM 3 FILTERS (ANALYSE ONE EEG CHANNEL ONLY)
READ (2, NR) (IN(J), J=1,300)
DO 19 M = 1,100
N = N+1
DO 19 IC = 1,3
J = 3*(M-1)+IC
EEG2 = IN(J) - AB(IC)
IF (N-1) 19,19,503
503 IF (EEG1(IC)) 504,505,505
504 J1 = -1
GO TO 506
505 J1 = 1
506 IF (EEG2) 507,508,508
507 J2 = -1
GO TO 509
508 J2 = 1
509 IF (IX(IC)-1) 510,512,512
510 IF (J2-J1) 5,19,6
5 AMPL(IC) = -0.5*EEG2
LOOK(IC) = -1
GO TO 511
6 AMPL(IC) = 0.5*EEG2
LOOK(IC) = 1
511 JBEG(IC) = N
NUMB(IC) = 0
IX(IC) = 1
GO TO (7,19),KX
7 MBEG = N
KX = 2
GO TO 19
C COUNT SUPERIMPOSED WAVES
512 IF (LOOK(IC)) 514,514,513
513 IF (EEG2-EEG1(IC)) 515,517,517
514 IF (EEG2-EEG1(IC)) 517,517,516
515 NUMB(IC) = NUMB(IC)+1
LOOK(IC) = -1
GO TO 517
516 NUMB(IC) = NUMB(IC)+1
LOOK(IC) = 1
517 IF (J2-J1) 522,519,522
519 IF (J2) 520,521,521
520 AMPL(IC) = AMPL(IC)-EEG2
GO TO 19
521 AMPL(IC) = AMPL(IC)+EEG2
GO TO 19
522 MEND = N
JP = N - JBEG(IC)
C VOLTAGE DISCRIMINATOR
IF (AMPL(IC) - (104.3*JP)) 524,524,600
C ASSIGN OUTPUT OF THE SEPARATE FILTERS TO THE APPROPRIATE PART OF
C THE SPECTRAL MATRIX
600 GO TO (601,603,605),IC
601 IF (200-JP) 524,524,602
602 DO 18 NL = 1,6

```

```

IF (JP - LIMIT(NL)) 18,18,523
603 IF(16-JP) 524,524,604
604 DO 18 NL = 7,12
IF (JP - LIMIT(NL)) 18,18,523
605 IF(8-JP) 524,524,606
606 DO 18 NL = 13,16
IF (JP - LIMIT(NL)) 18,18,523
523 MWAVE(NL) = MWAVE(NL)+1
JTIME(NL) = JTIME(NL)+JP
VOLT(NL) = VOLT(NL)+AMPL(IC)
XWAVE(IC) = XWAVE(IC) + 1.0
NPEAK(IC) = NPEAK(IC)+NUMB(IC)
GO TO 524
18 CONTINUE
524 JBEG(IC) = N
NUMB(IC) = 0
IF(J2) 8,9,9
8 AMPL(IC) = -0.5*EEG2
GO TO 19
9 AMPL(IC) = 0.5*EEG2
19 EEG1(IC) = EEG2
20 ANAL = ANAL+(MEND-MBEG)/200.0
DO 21 NL = 1,16
WAVE(NL) = MWAVE(NL)/(2.0*ANAL)
TIME(NL) = JTIME(NL)/(2.0*ANAL)
21 VOLT(NL) = (VOLT(NL)*CAL)/(200.0*ANAL)
CALL NYSS
WRITE(6,104) I
WRITE(6,106) ANAL
WRITE(6,113) (NFREQ(NL),WAVE(NL),TIME(NL),VOLT(NL),NL=1,16)
CALL WALT3 (NFREQ,TIME,1,16)
DO 23 KBAND = 1,4
WC(KBAND) = 0.0
PT(KBAND) = 0.0
23 SV(KBAND) = 0.0
DO 24 NL = 1,3
WC(1) = WC(1)+WAVE(NL)
PT(1) = PT(1)+TIME(NL)
24 SV(1) = SV(1)+VOLT(NL)
DO 25 NL = 4,7
WC(2) = WC(2)+WAVE(NL)
PT(2) = PT(2)+TIME(NL)
25 SV(2) = SV(2)+VOLT(NL)
DO 26 NL = 8,11
WC(3) = WC(3)+WAVE(NL)
PT(3) = PT(3)+TIME(NL)
26 SV(3) = SV(3)+VOLT(NL)
DO 27 NL = 12,16
WC(4) = WC(4)+WAVE(NL)
PT(4) = PT(4)+TIME(NL)
27 SV(4) = SV(4)+VOLT(NL)
TWC=WC(1)+WC(2)+WC(3)+WC(4)
IPT= PT(1)+PT(2)+PT(3)+PT(4)
TSV= SV(1)+SV(2)+SV(3)+SV(4)
AVPER = (.01*TPT)/TWC
AVERE = TWC/(.01*TPT)
AVVOL = TSV/(.01*TPT)
DO 28 IC = 1,3
28 COMPX(IC) = (NPEAK(IC) - XWAVE(IC))/XWAVE(IC)

```

CALL NYSS

WRITE(6,104) I

WRITE(6,106) ANAL

WRITE (6,107) WC(1),PT(1),SV(1)

WRITE (6,108) WC(2),PT(2),SV(2)

WRITE (6,109) WC(3),PT(3),SV(3)

WRITE (6,110) WC(4),PT(4),SV(4)

WRITE (6,111) TWC,TPT,TSV

30 WRITE(6,112) AVPER,AVFRE,AVVOL,(COMPX(IC),IC = 1,3)

CALL EXIT

END