Opdracht van MST-Gynaecologie

TGO groep 11

Amber Timmermans s2277980, Esther Bosman s2233843, Susan Fledderus s1935321, Stefanie Voorthuis s2260212, Sabiha Zeynep Uslu\$s2309408\$

Medische begeleiders: drs. J.H. Baalman, Drs. A. Van der Steen en Dr. A. Veenstra van Nieuwenhoven Technische Begeleider: Dr. ir. G. Meinsma Procesbegeleider: Mw. A. Lovink Tutor: I.C. Rikkers

In samenwerking met NEMO en het Medisch Spectrum Twente (MST)

27-06-2022

Abstract

Op dit moment is er in de praktijk geen methode om verschillende baringspathologieën te onderscheiden tijdens een bevalling. De efficiëntie van de contracties kan daar mogelijk onderscheid in maken, dat kan naar verwachting gemeten worden met elekterohystogram (EHG). Mogelijke parameters die iets zeggen over de efficiëntie, zijn de richting en oorsprong. In deze technisch geneeskundige opdracht is onderzocht in hoeverre het technisch mogelijk is om de richting en oorsprong te bepalen met behulp van EHG. De analyse is gedaan aan de hand van ca. 2300 contracties die met NEMO De richting is bepaald met Fetal Monitoring System (NFMS) zijn gemeten. kruiscorrelatie en vectorhystogram (VHG). Uit de resultaten van kruiscorrelatie lijkt 28% van de contracties omhoog gericht te zijn en 32.3% omlaag. Uit analyse met VHG lijkt 41.1% van de contracties over een verticale richtingslijn te bewegen. Met de NFMS is het bepalen van de richting met kruiscorrelatie onmogelijk gebleken, aangezien de resultaten niet valide zijn. Uit de resultaten van VHG lijkt een verticale richting aanwezig te zijn, maar het is onbekend of deze omhoog of naar beneden gericht is. Daarnaast moet de validiteit daarvan bepaald worden. De oorsprong kan niet bepaald worden met het NFMS.

Trefwoorden: contractie, NFMS (Nemo Fetal Monitoring System), EHG (Electrohysterogram), richting, oorsprong, kruiscorrelatie, VHG (Vectorhysterogram)

Dankwoord

Graag willen wij de mensen bedanken die deze TGO mogelijk gemaakt hebben. Als eerst bedanken wij onze opdrachtgevers en begeleiders van het Medisch Spectrum Twente en van de Universiteit (UT) voor de tijd die zij hebben genomen voor het begeleiden van ons. Daarnaast willen we van NEMO, Rik Vullings, René Kok en Ayesha Heines bedanken voor het beschikbaar stellen van data en het delen van hun kennis. Daarnaast willen we onze dank betuigen aan Peter van Dam, docent van de UT, die tijd vrijgemaakt heeft om zijn kennis over elektrofysiologie met ons te delen.

Contents

A	bstra	nct	2
D	ankw	voord	3
1	Inle	eiding	7
2	Ach	atergrond	8
	2.1	Anatomie	8
		2.1.1 Baringspathologieën	9
	2.2	Techniek	10
3	Ma	terialen en methoden	12
	3.1	Materialen	12
	3.2	Methode	12
		3.2.1 Contracties isoleren	12
		3.2.2 Richting bepalen	15
		3.2.3 Oorsprong	19
4	Res	ultaten	20
	4.1	Kruiscorrelatie	20
	4.2	Vectorhysterogram	21
	4.3	Oorsprong	22
5	Dis	cussie	23
	5.1	Contracties isoleren	23
	5.2	Kruiscorrelatie	23

T(ute	TGO groep 11; Het electrohysterografisch meten van richting en oorsprong van uteruscontracties 5					
	5.3	Vectorhysterogram	24			
	5.4	Oorsprong	24			
	5.5	Alternatieve methoden	25			
6	Con	clusie	27			
7	Bijl	age	36			
	7.1	Datamangement plan	36			
	7.2	Bijlage 2	38			
	7.3	Bijlage 3	52			
	7.4	Bijlage 4	61			
	7.5	Bijlage 5	61			

Definities

Grootheid	Eenheid
Frequentie	Hz
Spanning	mV
VHG	mV
kruiscorrelatie	samples
hoeken	graden

Tabel 1

Aanduiding	Betekenis	
Fs	Sampling frequentie van 20 Hz	
L1	Variantie in p1	
P1	Vector PCA met richting	
x	EHG-signaal in alle kanalen	
$x_{1,2,3,4}$	EHG-signaal in kanaal 1, 2, 3 of 4	
x_f	Gefilterd EHG-signaal in alle kanalen	
$x_{f1,2,3,4}$	Gefilterd EHG-signaal in kanaal 1, 2, 3 of 4	
x_{rms1}	Envelope van x_{f1}	

 $Tabel\ 2$

1 Inleiding

In Nederland worden ongeveer 170.000 kinderen per jaar geboren [1]. Bij nulliparae is de kans 30% tot 40% dat een vaginale kunstverlossing of sectio nodig is [2]. Een dergelijke ingreep kan nodig zijn bij een bevalling met een niet vorderende ontsluiting [3]. Bij een normale bevalling vordert de ontsluiting met één cm per uur. Wanneer blijkt dat gedurende vier uur de ontsluiting niet is gevorderd, is er sprake van een niet vorderende ontsluiting [2, 4, 5, 6]. Een niet vorderende ontsluiting kan resulteren in oververmoeidheid van de moeder en/of uterus spieren [2, 3]. Daaraan ten grondslag ligt een dynamische of mechanische baringsstoornis [2]. Er zijn tijdens de bevalling echter beperkte middelen om die stoornissen vroegtijdig te diagnosticeren, waardoor er behoefte is aan nieuwe middelen. De verwachting is dat een vroegtijdige diagnose van een baringsstoornis de bevallingsduur verkort, de kans op complicaties verlaagt en de bevallingservaring van de moeder verbetert [7, 8].

Op dit moment heeft een arts drie opties bij het monitoren van een bevalling. De eerste optie is het uitvoeren van een inwendig onderzoek, waarbij gekeken wordt naar de ontsluiting van de cervix. Daarnaast kan de arts metingen doen met een tocodynamometer (TOCO), die meet de frequentie van de contracties. Wanneer TOCO ongeschikt is, kan als alternatief een intra-uteriene drukmeter (IUD) gebruikt worden. Dat kan bijvoorbeeld bij vrouwen met een hoge BMI [9]. Een IUD geeft enkel informatie over de frequentie en de kracht van de contracties [10]. Daarnaast kan een IUD alleen gebruikt worden wanneer de vliezen zijn gebroken en er drie centimeter ontsluiting is [11]. De frequentie, kracht en de mate van ontsluiting zijn echter onvoldoende om de soorten baringsstoornissen te onderscheiden.

Een parameter die naar verwachting meer informatie kan geven over het onderscheid tussen een dynamische en mechanische baringsstoornis, is de efficiëntie van een contractie [2]. Omdat die niet gemeten kan worden met een TOCO of IUD, is er een Een opkomende technologie nieuwe technologie nodig. met potentie iselectrohysterogram (EHG). Die meet elektrische signalen van de uterus met externe elektroden. Aan de hand van EHG-signalen is onderzocht of de richting en de oorsprong van contracties bepaald kunnen worden. Die parameters kunnen mogelijk informatie geven over de efficiëntie van een contractie en kunnen zo de arts ondersteunen in het voorspellen van het verloop van een bevalling. Zo kan de arts in het geval van een pathologische bevalling eerder een benodigde interventie uitvoeren [12].

De onderzoeksvraag van deze TGO luidt: In welke mate is het technisch mogelijk om met EHG de oorsprong en de richting van contracties tijdens een bevalling in kaart te brengen?. Die vraag is beantwoord aan de hand van de volgende drie technische deelvragen: Hoe isoleer je de contracties uit het EHG-signaal?, Hoe is de richting van de contractie in het EHG-signaal te bepalen? en In hoeverre is het mogelijk/nuttig om de oorsprong en de richting van de contracties te visualiseren?. Daarnaast is voor literatuuronderzoek over de oorsprong de volgende deelvraag opgesteld: Hoe is de oorsprong van de contractie met EHG te bepalen?

2 Achtergrond

Om de richting en oorsprong van contracties te kunnen bepalen is eerst de anatomie van de uterus en het werkingsprincipe van EHG bestudeerd.

2.1 Anatomie

EHG meet elektrische activiteit van het myometrium. Dat is de spierlaag van de uterus, die bestaat uit twee lagen gladde spiercellen met daartussen een vasculaire zone. De binnenste laag van het myometrium bevat circulaire spierbundels en de buitenste laag bevat longitudinale spierbundels die parallel lopen aan elkaar. De regelmaat en sterkte van de contracties van de twee spierlagen hangen onder andere samen met de fase van de zwangerschap [13, 14].

Voorafgaand aan de bevalling vinden Braxton-Hicks contracties plaats. Dat zijn willekeurige contracties met als doel de uterus voor te bereiden op de bevalling [15]. Daarna vindt de bevalling plaats, daarbij wordt er onderscheid gemaakt tussen vier fases. De eerste fase is de latente fase, waarbij de ontsluiting plaatsvindt. De uterus contraheert dan langzaam en onregelmatig, met variaties in kracht en frequentie. Daarna begint de actieve fase, waarin de contracties regelmatig en krachtig zijn. Ze worden krachtiger en frequenter naarmate de ontsluiting vordert [2]. Wanneer sprake is van ongeveer 10 cm ontsluiting, begint de uitdrijvingsfase. Daarbij gaan ontsluitingscontracties over in perscontracties. Perscontracties creëren een abdominale drukverhoging, waardoor de moeder de foetus naar buiten perst. Ten slotte wordt in de laatste fase, het nageboortetijdperk, de placenta geleverd en de navelstreng doorgeknipt [2, 16]. Tijdens die fase zijn milde contracties aanwezig [17].

Over de initiatie van contracties in de uterus is in de literatuur weinig bekend. Het mechanisme van de voortgeleiding van actiepotentialen is wel beschreven. De sterkte van de baarmoedercontracties is afhankelijk van simultane activatie en synchronisatie van spierbundels in het myometrium [14, 18]. Actiepotentialen bestaan onder andere uit een depolariserende fase en een repolariserende fase. De depolariserende fase van het actiepotentiaal is het gevolg van een naar binnen gerichte stroom Ca^{2+} en Na⁺-ionen. De toename van Ca^{2+} heeft een cascade tot gevolg, die leidt tot fosforylatie van myosine. Daardoor zal een contractie optreden. Repolarisatie ontstaat door een uitwaartse stroom van Ca^{2+} , dat gaat met behulp van K⁺ ionen. Tijdens de repolarisatie keren de cellen terug naar het rustpotentiaal en kan de volgende contractie plaatsvinden [14]. Door aanwezigheid van *gap junctions* zijn myocyten in staat actiepotentialen door te geven, waardoor de baarmoeder kan contraheren [14, 18]. Tijdens de bevalling spelen *gap junctions* een grote rol. Het is waarschijnlijk dat de expressie van *gap junctions* wordt vergroot door het hormoon oxytocine [19, 20]. Een hogere expressie van *gap junctions* veroorzaakt een grotere signaal geleiding [21], waardoor de baarmoeder gedurende de bevalling sterker contraheert.

2.1.1 Baringspathologieën

Het uiteindelijke doel van deze TGO is om in eventueel vervolgonderzoek onderscheid te maken tussen baringspathologieën. Volgens de NVOG-richtlijnen zijn pathologische baringen onder te verdelen in de categorieën mechanische baringsobstructie en dynamische baringspathologie. Bij een mechanische baringsobstructie wordt de uitdrijvingsfase niet bereikt, ondanks dat de contracties sterk genoeg zijn. Dat kan veroorzaakt worden door bijvoorbeeld een te grote *caput* of te kleine *pelvis*. Een dynamische baringspathologie is het gevolg van onvoldoende contractiekracht of inefficiënte contracties. Bij een inefficiënte contractie is de contractiegolf onvoldoende gecoördineerd en heeft de krachtsvector een onjuiste richting [2]. Er zijn vijf soorten dynamische baringspathologieën te onderscheiden:

- Een primaire ineffectieve contractie wordt veroorzaakt door incomplete elektrisch signaalgeleiding in het myometrium. Dat maakt de spieren minder effectief gedurende de samentrekking, waardoor de uitdrijving afzwakt. Oxytocine kan dat verhelpen.
- Bij secundaire ineffectieve contractie doet de pathologie zich voor tijdens de wigfase, de fase na 6 à 7 centimeter ontsluiting. Dat gebeurt alleen bij nulliparae. Er is dan onvoldoende kracht om de *caput* dieper te krijgen.
- Bij secundaire ineffectieve contracties in de uitdrijvingsfase is de persreflex begonnen en is het *caput* de bekkeningang gepasseerd. De foetus komt echter niet verder door ineffectieve contracties, wat leidt tot een niet vorderende uitdrijving.
- Tijdens een te lang durende bevalling ontstaat een uitgeputte refractaire uterus. Daarbij stapelt melkzuur zich op in de uterus wat leidt tot verlies aan

oxytocinereceptoren. Dat kan resulteren in tetanische kramp met risico op foetale nood.

Bij hypertone dystocie is sprake van willekeurige prikkeling van het myometrium. Daardoor zijn de contracties ongecoördineerd en ontspant de uterus onvoldoende. Dat hindert de uitdrijving en kan leiden tot onvoldoende vordering en foetale nood
[2].

2.2 Techniek

Een TOCO is op dit moment de standaard voor monitoring van een bevalling, welke enkel de frequentie van contracties weergeeft op basis van drukverandering. De frequentie geeft onvoldoende informatie om te beoordelen of een contractie efficiënt en krachtig genoeg is [22]. De parameters die een verloskundige beoordeelt om de effectiviteit van een contractie te bepalen zijn: de ontsluiting, de ontsluitingssnelheid en de feedback van de patiënte. Er is geen objectieve meetmethode die de effectiviteit van de contracties kan geven, waardoor de verloskundige niet geholpen kan worden bij het beoordelen van de bevalling. Een opkomende techniek, electrohysterografie (EHG), biedt mogelijkheden tot meer inzicht in het verloop van de bevalling [11]. EHG meet de elektrische activiteit van de spieren gedurende een contractie. De ionstromen zorgen voor spanningsverschillen tussen twee locaties in het weefsel, die meetbaar zijn op de huid [23]. De contracties worden weergegeven als opeenvolgende spikes, welke actiepotentialen zijn die synchroon door spiervezels propageren. Er zijn meerdere gecoördineerde actiepotentialen nodig om een krachtige en effectieve contractie op gang te brengen [24]. Om spanningsverschillen in het weefsel te kunnen meten, dient er een goede connectie te zijn met de huid. Dat kan door middel van preparatie van de huid, waardoor de impedantie verlaagt [25].

Het MST is in het bezit van het Nemo Fetal Monitoring System (NFMS). Dat is een systeem dat met oppervlakteelektroden de uterus activiteit (het EHG) en de foetale en de maternale ECG kan meten. Het NFMS bestaat onder andere uit zes elektroden die verwerkt zijn in een *patch*, zie figuur 1. De *patch* bevat vier meetelektroden, een grondelektrode en een referentie-elektrode. De eerste meetelektrode en de grondelektrode zitten beide boven de navel, op de *fundus*. De



Figuur 1: Schematische weergave van de NFMS-patch [26]

tweede meetelektrode zit links op de buik, de derde boven het os pubis en de vierde rechts

op de buik. De referentie-elektrode bevindt zich in het midden, vlak boven de navel, en dient als nulpunt waarmee de vier meetelektroden worden vergeleken. De grondelektrode meet achtergrond signalen, welke uit de vier kanalen verwijderd worden. De *patch* is flexibel, waardoor de afstanden tussen de elektroden kunnen variëren. Het NFMS bevat naast de *patch* ook een *link* en een *base*. De *link* kan worden geplaatst in de linkhouder op de *patch*. Die verstuurt signalen door naar de *base* via bluetooth. Daar worden de signalen uiteindelijk verwerkt en weergegeven [26].

3 Materialen en methoden

3.1 Materialen

In deze TGO is gebruikgemaakt van een dataset van het bedrijf NEMO. Die dataset bevat EHG metingen van 35 bevallingen, waarvan twee metingen ongebruikt zijn. Meting A-213 bleek een volledig lege dataset te zijn. Meting C-108 was moeilijk te analyseren. Om deze redenen zijn de datasets geëxcludeerd.

Alle metingen vonden plaats bij blanke vrouwen in Gran Canaria. De vrouwen zijn allemaal vaginaal bevallen met een normale hoofdligging van de foetus. Zij hebben voorafgaand aan de metingen een *informed consent* ondertekend, waarin zij toestemming geven dat de metingen gebruikt mogen worden voor onderzoeksdoeleinden. De persoonsgegevens zijn volledig geanonimiseerd door NEMO.

De dataset is aangeleverd in een Matlab file en is door NEMO voorbewerkt. Daarbij is de data gedownsampled naar 20 Hz, waarna een lowpassfilter is toegepast om hoogfrequente storingen grotendeels te verwijderen. Die storingen zijn onder andere veroorzaakt door de buikspieren en de foetale en maternale hartslag [27]. Bij het filter is een afkapfrequentie van 10 Hz gebruikt om *aliasing* te voorkomen. De ruwe data is gecorrigeerd met een vanuit NEMO ontvangen factor: 0.0224, waardoor de amplitude van de y-as geschaald is naar millivolts.

De datasets hebben een lengte tussen de 70.000 samples (58 min.) en 1.300.000 samples (18 uur). Elke dataset is in vier gelijke delen verdeeld, in elk deel zijn 50.000 samples (42 min.) geanalyseerd. Twee datasets zijn korter dan 200.000 samples (2 uur en 46 min.), die zijn in het geheel bekeken. Delen signaal (x) die moeilijk te interpreteren zijn, zijn niet meegenomen in de resultaten. Dat gaat vaak om het eerste en laatste deel van het totale signaal (x). Daarom zijn de eerste 5000 samples (4 min.) en de laatste 15000 samples (12,5 min.) buiten beschouwing gelaten. Uiteindelijk zijn 2300 contracties gebruikt voor deze TGO. Meer informatie over de data staat in het datamangementplan in bijlage 1.

3.2 Methode

3.2.1 Contracties isoleren

De analyse is gedaan met behulp van Matlab, het volledige script is te vinden in bijlage 2. Voordat contracties gedefinieerd kunnen worden, is de ruwe data gefilterd. Het filter verwijdert storende frequenties die niet voortkomen uit spiercontracties van de uterus. Het signaal (x) kan zowel hoogfrequente als laagfrequente storingen bevatten. Een hoogfrequentie storing is bijvoorbeeld het ECG van de moeder (1.38-1.5 Hz) [27]. Laagfrequente storingen in het signaal (x) veroorzaken een *drift*, waardoor het signaal (x) een afwijking heeft ten opzichte van de 0-baseline. Die drift kan drie oorzaken hebben: de ademhaling van de moeder [27], de bewegingen van de moeder of de verandering van elektroden-impedantie door transpiratie [28].

Om zowel de hoogfrequente als de laagfrequente storing uit het signaal (x) te filteren, is er een *bandpass* filter toegepast. Dat filter laat frequenties binnen een gewenst bereik door en filtert alles daaromheen uit. Voordat het filter toegepast kan worden, moeten de frequenties bepaald worden die veroorzaakt worden door de contracties van de uterus.



Figuur 2: Frequentiespectrum van dataset A-152. Frequenties voor het bandpass filter worden aangegeven met groene lijnen.

De gewenste frequentieband is bepaald aan de hand van een fouriersanalyse. Daarbij is het signaal (x_1) omgezet van het tijdsdomein naar het frequentiedomein. Het blijkt dat de meest voorkomende frequenties in het signaal (x_1) liggen tussen 0.3-0.7 Hz. Een bandpass filter tussen die waarden is optimaal, wat overeenkomt met de waarden in de literatuur [29].



(a) Ongefilterde signaal (x) van vier kanalen met zichtbare drift (Dataset A-152)

b) Gefilterde signaal (x_f) van vier kanalen zonder zichtbar drift (Dataset A-152).

Het gefilterde signaal (x_f) (figuur 3b) is vervolgens gebruikt om de begin- en eindpunten van elke contractie te bepalen. Daarvoor is eerst de functie *envelope* gebruikt, die geeft de omhullende van het signaal (x_{f1}) , zie figuur 4. Uit literatuur blijkt dat de *envelope* bepaald op basis van de *root mean square* (RMS) een veelgebruikte *envelope* is voor analyse van een EHG-signaal [30, 31]. De gekozen *sliding window length* voor de *envelope* is 600 samples (30 sec.). Die waarde is bepaald door middel van *trial-and-error* en geeft een bruikbare *envelope* (Xrms₁), de formule voor de *envelope* is als volgt.

$$X_{rms}(t) = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2 dt}$$
(1)



Figuur 4: Gefilterde kanaal 1 met bijbehorende envelope (Xrms₁) (Dataset A-152).

Er is een *baseline* opgesteld op basis van het gemiddelde van de *envelope* $(Xrms_1)$. Dat is te zien in figuur 5.



Figuur 5: Envelope $(xrms_1)$ kanaal 1 met de berekende baseline (Dataset A-152).

Alle punten onder de *baseline* zijn gedefinieerd als geen contractie en zijn gelijkgesteld aan 0. Vervolgens zijn alle punten boven die *baseline* als contractie aangeduid en gelijkgesteld

aan 1. De begin en eindpunten van de contracties zijn bepaald met de afgeleide, die is gelijk aan 1 op de beginpunten en gelijk aan -1 op de eindpunten. Uit de literatuur blijkt dat contracties gemiddeld 30 tot 40 seconden duren [32]. Een contractie van 15 seconden is als ondergrens gebruikt, waardoor aangeduide contracties smaller dan 300 samples zijn verwijderd. Figuur 6 toont hoe de begin en eindpunten zijn gedefinieerd.



Figuur 6: Envelope (Xrms₁) van kanaal 1 met in rood de begin en eindpunten van de contracties (Dataset A-152).

De visualisatie van de geïsoleerde contractiegolf is in figuur 7 te zien.



Figuur 7: Geïsoleerde contractie toegepast op vier kanalen (Dataset A-152).

3.2.2 Richting bepalen

In deze TGO zijn twee technieken toegepast om de richting van contracties te bepalen, kruiscorrelatie en VHG. Het script voor die methoden is weergegeven in bijlage 3.

Kruiscorrelatie

Kruiscorrelatie is een maatstaf voor het verband tussen twee signalen $(x_{f1,3} \text{ of } x_{f2,4})$ [33]. Twee elektroden meten op verschillende moment een maximale spanning, waardoor de signalen $(x_{f1,3} \text{ of } x_{f2,4})$ van elkaar verschillen. De kruiscorrelatie geeft de overeenkomst weer, wanneer een signaal $(x_{f1,2,3,4})$ in de tijd over een ander signaal $(x_{f1,2,3,4})$ heen verschoven wordt [34]. De kruiscorrelatie is berekend aan de hand van de volgende formule [34]:

$$r_{x,y}(l) = \sum_{n=\infty}^{\infty} x_f(n) y_f(n-l) \qquad met \ n \ en \ l \ in \ samplenummers \ en \ l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$$
(2)

Daarin wordt signaal $x_f(n)$ verschoven ten opzichte van signaal $y_f(n)$, met een constante verschuiving van l samples. Op het punt waar de signalen $(x_{f1,3} \text{ of } x_{f2,4})$ de meeste overeenkomst tonen, is de correlatie het hoogst, zie figuur 8. Daar is de verschuiving in aantal samples weergegeven als de *lag*. In deze TGO wordt de *lag* altijd beschouwd als de maximale *lag* van de kruiscorrelatie en kan die zowel positief als negatief zijn.



 (a) Voorbeeld van twee simultaan gemeten spanningspieken, waarbij de metingen in het verlengde van het activatiefront zijn.
 (b) Verschuiving van spanningspieken waarbij gekeken wordt naar de meeste overeenkomst.

Figuur 8: Schematische weergave van werking kruiscorrelatie.

Uit de *lags* tussen kanaal 3 $(x_f(n))$ en kanaal 1 $(y_f(n-1))$ kan een verticale richting bepaald worden. Een positieve *lag* betekent dat het activatiefront richting elektrode 3 beweegt. Als de *lag* negatief is, beweegt het activatiefront naar elektrode 1. Op vergelijkbare manier kan tussen kanaal 4 en 2 een horizontale richting bepaald worden. Een positieve *lag* zou betekenen dat de contractie richting elektrode 2 beweegt. Wanneer de *lag* tussen twee kanalen nul is, is er tussen die kanalen geen richting.

Wanneer de *lags* zijn berekend, kunnen die gevisualiseerd worden met richtingsvectoren. Die vectoren zijn bepaald met de Matlabfunctie *quiver*. De weergave van de richting is bij een *lag* tussen kanaal 1 en 3 verticaal en tussen kanaal 2 en 4 horizontaal. De gemiddelde richting is weergegeven door de twee vectoren bij elkaar op te tellen. De richting is over 360 graden bepaald, waarbij de hoeken lopen van -180 graden (links) tot 180 graden (rechts), zie figuur 9. Per stap van 20 graden is bepaald hoeveel procent van de contracties binnen dat interval vallen.



Figuur 9: Schematisch weergave van de hoeken die de richting aanduiden bij kruiscorrelatie.

Vectorhysterogram

Een andere methode om de richting van een contractie te bepalen, is met behulp van leadvectoren, zie figuur 10. Die manier is afgeleid van het principe van een vectorcardiogram (VCG). Er zijn overeenkomsten tussen het spierweefsel van het hart en de uterus. Beide organen bestaan uit gladde spiercellen en geleiden AP's met behulp van *gap junctions* [14, 35]. Daarom is de verwachting dat de richting van uterus contracties op een vergelijkbare manier kunnen worden bepaald als bij het hart. Een soortgelijk VCG is opgesteld voor de uterus, dat is het vectorhysterogram (VHG).

Bij VHG zijn de leadvectoren vanuit de referentie gericht naar de meetelektroden toe. Omdat in alle meetelektroden het signaal (x) simultaan gemeten is, kan een richting bepaald worden. Afgeleid van het VCG is de volgende formule opgesteld voor het VHG, waarbij lv de leadvector is van het bijbehorende kanaal [36]:

$$VHGverticaal(t) = \frac{lv_{30}}{||lv_{30}||} * x_{f3}(t) + \frac{lv_{10}}{||lv_{10}||} * x_{f1}(t) \quad met \ t \ in \ seconden$$
(3)

$$VHGhorizontaal(t) = \frac{lv_{40}}{||lv_{40}||} * x_{f4}(t) + \frac{lv_{20}}{||lv_{20}||} * x_{f2}(t) \quad met \ t \ in \ seconden$$
(4)



Figuur 10: In dit schematische weergave is er een activatiefront van contractie bij een verticale neerwaartse richting te zien (rode pijl). Verder zijn de richtingen van de leadvectoren gedefinieerd (blauwe pijlen). Aan de rechterkant worden de formules 3 4 visueel toegepast.

De richting van de leadvector geeft de oriëntatie van de meting weer. Een contractie die naar beneden gericht is, geeft een negatieve spanningspiek in meetelektrode 1 en een positieve in meetelektrode 3. Omdat de signalen $(x_{f1,3})$ tegenovergesteld zijn aan elkaar, zal formule 3 een versterking bij een verticale richting weergeven, zie figuur 10. Wanneer geen richting aanwezig is, zullen de signalen $(x_{f1,3})$ gelijk lopen aan elkaar en wordt het VHG uitgedoofd. Kanaal 2 en 4 zijn op dezelfde manier met elkaar vergeleken. Een horizontale richting is aanwezig wanneer het VHG uit formule 4 versterkt is.

Vervolgens is de uitkomst van formule 3 op de y-as geplot en die van formule 4 op de x-as. Daar is de verplaatsing van de richtingsvector op alle tijdstippen weergegeven. Om daaruit de gemiddelde richting te benaderen is Principal Component Analysis (PCA) toegepast. De verspreiding van de data, uit formule 3 en 4, wordt benaderd als een ellips, PCA berekent de lange (P1) en de korte as (P2) [37]. P1 bepaalt de dominante richting van de ellips. Een schematische weergave daarvan is zichtbaar in figuur



Figuur 11: Schematische weergave van P1 en P2 in de benaderde ellips.

11. Daarin is het groene vlak het gebied waarin de meetpunten zich bevinden. P1 is

gebruikt om de dominante richting te bepalen, Die geeft niet een definitieve richtingsvector, maar enkel de lijn waarop deze vector zich zal bevinden. De oorzaak daarvan is het *bandpass* filter, welke zorgt dat het signaal (x_f) rond de *0-baseline* ligt.

Na het plotten van het VHG, is de hoek tussen de P1 en de y-as gemeten om de richtingslijn te bepalen. Omdat het gaat om een richtingslijn, is gekozen om de richting de bepalen over hoeken tussen de -90 (links) en 90 (rechts) graden, zie figuur 12. Vervolgens zijn de contracties onderverdeeld in intervallen van 10 graden.



Figuur 12: Schematisch weergave van de hoeken die de richtinglijnen kunnen aanduiden bij VHG.

PCA berekent ook de lengtes van P1 en P2, respectievelijk $\sqrt{L1}$ en $\sqrt{L2}$. Wanneer die lengtes gelijk zijn, is de figuur cirkelvormig en kan er geen uitspraak gedaan worden over een dominante richting. Wanneer de verhouding L1/L2 groter is dan 1, is er wel een dominante richting aanwezig.

3.2.3 Oorsprong

Er is literatuur bestudeerd voor het onderzoek naar de oorsprong van de contracties. Daarbij is recente literatuur gebruikt, die gepubliceerd is na het jaar 2000. Er is gezocht naar het soort cellen die een contractie initiëren en naar methoden die de oorsprong kunnen bepalen. Op basis van de publicatiedatum en het tijdschrift waarin de literatuur is gepubliceerd zijn de bruikbaarheid en betrouwbaarheid bepaald.

4 Resultaten

4.1 Kruiscorrelatie

In figuur 13a is de kruiscorrelatie van kanalen 1-3 en 2-4 weergegeven. Daar is te zien dat de hoogste pieken respectievelijk op 4 en 8 samples liggen, welke aangeduid zijn als de *lag.* In figuur 13b is de bijbehorende richting te zien.



 (a) Kruiscorrelatie van één contractie tussen kanaal 1 en 3
 (b) Richting kruiscorrelatie, bepaald met de berekende lag en kanaal 2 en 4 met bijbehorende lag (Dataset A-152).
 (Dataset A-152).

Figuur 13: Resultaat kruiscorrelatie.

In tabel 3 is het percentage contracties weergegeven die zich in de gekozen intervallen bevinden. Te zien is dat 28.0% van de contracties omhoog beweegt tussen de hoeken -20 en 20 graden rondom de y-as. Een percentage van 32.3% heeft een richting naar beneden tussen de -160 en 160 graden rondom de y-as.

$h_{0eke_{II}}$	-160180	-140160	-120140	-100120	-80100	-6080	-4060	-2040	020
%	10.3	2.1	3.2	1.4	6.4	2.1	3.0	1.7	9.2
$h_{oeke_{ll}}$	0 - 20	20 - 40	$\frac{40}{60}$ - 60	60 - 80	80 - 100	¹⁰ 0 - 120	120 - 140	¹⁴⁰ - ¹⁶⁰	¹⁶⁰ - ¹⁸⁰
%	18.8	2.1	2.9	2.1	5.6	1.9	3.2	2.2	21.9

Tabel 3: Percentage contracties bij bijbehorende interval, berekend met kruiscorrelatie.

4.2 Vectorhysterogram

In figuur 14 is de VHG en de berekende P1 en P2 van één contractie te zien.



Figuur 14: VHG gedurende één contractie met daarin P1 en P2 weergegeven (Dataset A-152).

Bij VHG zijn de percentages van de contracties weergegeven in intervallen in tabel 4. 41.1% van de contracties vallen binnen een interval tussen de -10 en 10 graden ten opzichte van de y-as.

$H_{0eke_{H}}$	-8090	-7080	02 09-	-5060	-4050	-30 - 40	-2030	-1020	010
%	3.4	3.3	1.9	2.4	2.0	3.0	4.9	8.5	20.4
H_{oeken}	0-10	10-20	20-30	30 - 40	40 - 50	50 - 60	60 - 70	70-80	80 - 90
%	20.7	8.2	4.5	3.4	3.2	2.3	2.2	2.9	3.0

Tabel 4: Percentage contracties bij bijbehorende interval berekend met VHG.

De percentages van de verhoudingen tussen L1 en L2 zijn weergegeven in tabel 5. 29.9 % van de contracties heeft een verhouding tussen de 1 en de 2. 23.9 % van de contracties heeft een verhouding tussen de 2 en de 3.

Verhouding	Percentage
1 - 2	29.94
2 - 3	23.91
3 - 4	15.26
4 - 5	8.33
5 - 10	12.47
10 - 15	3.20
15 - 20	1.98
20 - 25	0.72
> 25	4.41

Tabel 5: Percentage van de geanalyseerde contracties binnen een bepaald interval van L1/L2.

4.3 Oorsprong

Uit onderzoek blijkt dat er geen pacemakercellen zijn in de uterus [14, 38]. In andere literatuur staan verschillende theorieën over welke cellen de contractie wel zouden kunnen initiëren [38, 39]. Zo is er een theorie dat de contracties ontstaan uit *ICC-like* cellen [39]. In het onderzoek van Wray et al. wordt die theorie weerlegd [38]. Ook zijn er theorieën over de locatie van de initiatie. Zo zegt Lutton et al. dat een 'myometrial-placental pacemaker zone' in het myometrium aanwezig is in ratmodellen [40]. Onderzoeken naar humane modellen kunnen geen specifieke pacemakerzone vinden en beweren dat er geen duidelijke plek van initiatie is [41, 42, 43]. Eswaran et al. beweert dat initiatie per contractie op verschillende plekken kan ontstaan [44].

In de literatuur staan verschillende methoden om de oorsprong te detecteren. In het onderzoek van Eswaran et al. is bij elke contractie een andere oorsprong gevonden [44]. Uit het onderzoek van Mikkelsen kwam dat de verspreidingspatronen willekeurig zijn en dat die simultaan in verschillende richtingen gemeten worden [45].

5 Discussie

Uit de resultaten blijkt dat met kruiscorrelatie de richting niet valide geacht kan worden. Met VHG lijkt er wel een richtingslijn bepaald te kunnen worden, hiervan is nog niet de validiteit bepaald. Over de oorsprong is dusdanig weinig bekend dat het onmogelijk is om die in deze TGO te bepalen.

Uit de resultaten uit het VHG blijkt 40.5% van de contracties over een verticale lijn te bewegen. Met kruiscorrelatie is in 28% van de contracties een richting omhoog gevonden en in 32.3% een richting omlaag. In de volgende twee onderzoeken is ook een verticale richting gevonden [45, 46]. In het onderzoek van Euliano et al. is een opwaartse richting gevonden. Mikkelsen et al. concludeert dat de richting evenveel naar boven als naar beneden gaat. In een review van Rabotti waarin meerdere onderzoeken met elkaar vergeleken zijn, blijkt echter dat er geen dominante richting aanwezig is [41]. De resultaten uit deze TGO komen overeen met de onderzoeken van Mikkelsen en Euliano, waarbij er een veelvoorkomende richting naar boven en/of naar beneden is gevonden. Er is vervolgonderzoek nodig om de invloed van de richting op de efficiëntie van de contracties te bepalen. Bij de VHG methode moet bepaald worden of een richtingslijn in vergelijking met een richtingsvector voldoende is om een conclusie te trekken over de efficiëntie van een contractie. Zo kan naar verwachting in de toekomst een onderscheid gemaakt worden tussen de verschillende pathologische bevallingen.

5.1 Contracties isoleren

In deze TGO zijn er limitaties die de resultaten beïnvloeden. Zo zijn de contracties onvoldoende nauwkeurig gedefinieerd met de berekende *baseline*. Er zijn namelijk enkele signalen (x_f) waar de contracties niet boven de *baseline* uitkomen, waardoor die niet gedetecteerd worden. Daarnaast is gebleken dat bij sommige signalen (x_f) de *baseline* te laag is, waardoor delen die niet bij een contractie horen wel aangeduid zijn als contractie.

5.2 Kruiscorrelatie

Bij kruiscorrelatie is alleen de horizontale en verticale richting bepaald. Met de huidige meetopstelling van het NFMS zou daarnaast ook de diagonale richting bepaald kunnen worden. Dat zou kunnen door spanningsverschillen te meten tussen twee meetelektroden [47]. Daardoor kunnen de spanningsverschillen tussen elektrode 1-2 en 2-3 gecorreleerd worden met respectievelijk de spanningsverschillen tussen elektrode 3-4 en 4-1. Een ander alternatief voor de huidige meetopstelling is het gebruik van meer dan vier meetelektroden. Daarmee kan nauwkeuriger een richting worden bepaald en mogelijk de oorsprong van het activatiefront.

De richting van de correlatie is niet valide, omdat geen rekening is gehouden met de grootte van de *lag* en er een grote variëteit tussen de gevonden *lags*. De grootte van de *lag* is bepalend voor de richtingsvector. Wanneer een *lag* te groot is, zal die de richting fors beïnvloeden. De richting is namelijk vooral bepaald door de grootste factor, waardoor de kleine factor gedomineerd wordt. De resultaten doen lijken dat de richting van de contractie daardoor vaak volledig naar boven of naar beneden gericht is. Daarnaast is ook de invloed van een te kleine *lag* niet meegenomen bij het bepalen van de richting. Bij sommige contracties blijkt dat tussen elektrode 2 en 4 geen *lag* aanwezig is en tussen elektrode 1 en 3 een erg kleine *lag*. Zulke contracties hebben alleen in verticale richting kleine *lag* geeft echter aan dat er geen duidelijke verticale richting is. Voor vervolgonderzoek is het advies om de grootte van de *lag* mee te nemen in de resultaten, zodat de resultaten nauwkeuriger worden. Dat kan bijvoorbeeld gedaan worden met een corrigerende factor voor de grootte van de lag. Er moet daarvoor eerst onderzoek gedaan worden naar welke *lag* realistisch is.

5.3 Vectorhysterogram

Een probleem dat bij het *bandpassfilter* optreedt, is dat het signaal (x_f) rondom de *0*baseline geplaatst is. Dat leidt ertoe dat er geen positieve of negatieve richting gevonden is, omdat het signaal (x_f) evenveel positief als negatief is ten opzichte van de *0*-baseline. Het is enkel mogelijk om de hoek ten opzichte van de y-as te bepalen. Het bandpassfilter weg laten is geen optie, aangezien meetfouten en ruis de uitkomst dan teveel zullen beïnvloeden.

De verhouding L1/L2 bepaalt hoe dominant de richting is, deze is niet gebruikt in deze TGO. Uit de resultaat blijk dat een groot deel van de verhoudingen ligt tussen de waarden 1 en 2. Er moet een afkapwaarde bepaald worden die aangeeft vanaf welke verhouding de richting dominant beschouwt mag worden. De aanbeveling is om in vervolgonderzoek die afkwapwaarde te bepalen.

5.4 Oorsprong

Er zijn in het literatuuronderzoek verschillende theorieën gevonden over de cellen die een contractie initiëren. Zo is in het histochemische onderzoek van Duquette et al. gevonden dat ICC-like cellen aanwezig zijn in de uterus die de contractie initiëren [39]. Wray et al. weerlegt die theorie op basis van testen met een elektrische stimulus. Daaruit blijkt dat *ICC-like* cellen onder elektrische stimulus niet polariseren [38]. Omdat cellen die een contractie initiëren op een elektrisch potentiaal moeten kunnen reageren, is de theorie

van Wray et al. in deze TGO meer betrouwbaar geacht. Er is onduidelijk welke cellen wel een contractie initiëren.

Ook bleek uit het literatuuronderzoek dat er verschillende methoden gebruikt zijn voor visualisatie van de oorsprong. In het onderzoek van Eswaran et al. zijn magnetomyografische opnames van contracties gevisualiseerd, daarbij is bij elke contractie een andere oorsprong gevonden [44]. Een sterk punt van dat onderzoek is dat er 151 meetelektroden zijn gebruikt met een hoge samplefrequentie van 250 Hz. Daardoor is de spatiotemporele resolutie van de metingen hoog. Gebruik van die meetopstelling is echter gedurende een bevalling onmogelijk.

Uit onderzoek Mikkelsen het van met EHG-apparaat is gebleken dat verspreidingspatronen willekeurig zijn en dat die simultaan in verschillende richtingen gemeten worden [45]. Daaruit lijkt dat er meerdere initiatieplekken per contractie aanwezig zijn. Dat zorgt ervoor dat bepalen van een mogelijke oorsprong uitdagend is. Met een meetopstelling van vier meetelektroden en een samplefrequentie van 20 Hz, is het onmogelijk om in deze TGO een oorsprong te bepalen.

5.5 Alternatieve methoden

Een alternatieve methode voor het bepalen van een omhullende, is het spectrogram. Een spectrogram geeft de meest voorkomende frequenties per tijd weer [29]. Gedurende een contractie is de frequentie hoger dan tussen de contracties [29]. Het spectrogram wordt gebruikt als vermenigvuldigingsfactor, waarbij frequenties met zichzelf vermenigvuldigen. Hoge frequenties zullen daardoor meer versterkt worden en lage frequenties zullen verzwakken. Dat zorgt voor een duidelijke piek tijdens een contractie. De omhullende bepalen met een spectrogram is in deze TGO achterwege gelaten. De uitkomst moest genormaliseerd worden [29], wat onmogelijk was wegens een korte tijdsplanning. Daarom is gekozen om de RMS *envelope* te gebruiken. De aanbeveling is om meer onderzoek te doen naar het gebruik van een spectrogram, aangezien die mogelijk nauwkeuriger is.

Andere methoden dan kruiscorrelatie om de *lag* te bepalen zijn *spectral matching* of *phase difference*. Die methoden zijn onafhankelijk van de temporele resolutie. Het nadeel van die twee methoden is dat de signalen (x_f) zoveel mogelijk op elkaar moeten lijken. Er is daarom een voorbewerking nodig met een *finite impulse response filter*, waardoor de signalen meer overeenkomen [29]. Er moet worden onderzocht welke methode het beste is om de *lag* te bepalen.

Er zijn ook andere parameters dan de lag, die te bepalen zijn met EHG. Die parameters

zijn de decile 1, mean frequency (de mediaan), sample entropy en variance entropy [48]. Decile 1 is de frequentie die behoort tot de eerste 10 % van het power density spectrum (PDS) [49]. Sample entropy en variance entropy zijn twee algoritmen die de regelmaat van de data bepalen aan de hand van bestaande patronen in het EHG-signaal [50]. Er is aangetoond dat bovenstaande parameters onderscheid kunnen maken tussen de zwangerschapsfase en bevallingsfase. Er is echter meer onderzoek nodig om te bepalen of die parameters bruikbaar zijn om de efficiëntie van een contractie te bepalen.

De tweedimensionale geleidingssnelheid van AP's is een mogelijke indicator voor de richting van een contractie [51]. In de literatuur staan verschillende methoden om die geleidingssnelheid te bepalen. Die methoden zijn kruiscorrelatie, faseverschil, maximum likelihood (ML) en spectral multidip phase [51, 52]. Uit onderzoek is gebleken dat analyse op basis van de ML mogelijk geschikt is om een schatting te maken van de tweedimensionale geleidingsnelheid van AP's [51, 53]. De ML methode geeft echter nog geen resultaten die de richting van de propagatie tonen [51, 54, 55]. Er is verder onderzoek nodig naar de ML om te bepalen of die methode geschikt is om de richting te bepalen met een andere meetopstelling dan in bovenstaande onderzoeken.

Andere parameters die informatie kunnen geven over de efficiëntie van de contracties zijn de intensiteit van een EHG en de synchronisatie van de contracties. De intensiteit van een EHG en de synchronisatie van de contracties kunnen worden gebruikt bij het beoordelen van effectiviteit van de uteriene contracties [56]. De verwachting is dat de intensiteit benaderd kan worden met de amplitude van een EHG-signaal. Verder is de breedte van de *bursts* een indicatie voor synchronisatie van de individuele spikes. Meer synchronisatie van individuele spikes zal waarschijnlijk voor een hogere amplitude en een nauwere piek zorgen. Een andere parameter die met de *bursts* bepaalt kan worden is de fall to rise (FR) ratio. Daarbij wordt de verhouding tussen het signaal vanaf het begin van de contractie tot de piek en het signaal vanaf de piek tot de einde van de contractie berekend. De FR ratio lijkt bij de vaginale bevalling korter te zijn [56, 57].

6 Conclusie

Het doel van deze TGO is om te onderzoeken in hoeverre het technisch mogelijk is om de richting en oorsprong van een uterus contractie te bepalen. De twee gebruikte methoden om de richting te bepalen, zijn kruiscorrelatie en VHG. Bij kruiscorrelatie lijkt er een richting te zijn naar boven en beneden. Er is echter een grote variatie in lags, waardoor de uitkomst niet valide is. Met het NFMS is het momenteel onmogelijk om de richting te bepalen aan de hand van kruiscorrelatie. Er zal meer onderzoek gedaan moeten worden naar kruiscorrelatie, voordat die in de praktijk toegepast kan worden. Met VHG is bepaald over welke lijn het activatiefront van een contractie zich voortbeweegt ten opzichte van de y-as, die lijkt voornamelijk verticaal te zijn. Er kan echter nog niet worden bepaald of de richting naar boven of beneden gericht is. Vervolgonderzoek moet nog aantonen of de richtingslijn verkregen met VHG valide is. Daarnaast moet blijken of de lijn van de richting genoeg informatie geeft over de efficiëntie van die contractie. In de literatuur is geen overeenstemming over het ontstaan van een contractie en waar de oorsprong daarvan zich bevindt. Bovendien kan met een meetopstelling van vier elektroden onvoldoende informatie worden vergaard om de locatie van de oorsprong te bepalen. Uit deze TGO is de conclusie getrokken dat VHG potentieel de richtingslijn van contracties kan weergeven. Op dit moment lijkt kruiscorrelatie minder valide dan VHG voor het bepalen van de richting. De oorsprong kan met de huidige meetopstelling van het NFMS niet bepaald worden.

References

- CBS. Geboorte kerncijfers. 2019. Available from: https://www.cbs.nl/nlnl/cijfers/detail/37422ned?dl=3EE75
- Nederlandse Vereniging voor Obstetrie en Gynaecologie. NVOG-richtlijn Spontane vaginale baring. Tech. rep. 2013 :1-46. Available from: https://www.nvog.nl/wpcontent/uploads/2018/02/Spontane-vaginale-baring-2.0-14-11-2013.pdf
- El-Hamamy E and Arulkumaran S. Poor progress of labour. Current Obstetrics & Gynaecology 2005 Feb; 15:1-8. DOI: 10.1016/j.curobgyn.2004.09.001. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957584704001167
- Hofmeyr G, Bernitz S, Bonet M, Bucagu M, Dao B, Downe S, Galadanci H, 4. Homer C, Hundley V, Lavender T, Levy B, Lissauer D, Lumbiganon P, McConville F, Pattinson R, Qureshi Z, Souza J, Stanton M, Hoope-Bender P, Vannevel V, Vogel J, and Oladapo O. WHO next-generation partograph: revolutionary steps towards individualised labour care. BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology 2021 Sep; 128:1658–62. DOI: / 1471 _ 10 1111 0528 16694. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/1471-0528.16694
- Prins M, Land J, and Vierhout M. Verloskunde en gynaecologie: Casuïstiek uit de dagelijkse praktijk. Houten: Bohn Stafleu van Loghum, 2012 :212. Available from: https://books.google.com/books?id=QfBUCXxs6GgC&pgis=1
- 6. Boer J de, Stouwe R van der, Daemers D, Amelink-Verburg M, and Offerhaus PM. KNOV-standaard Niet-vorderende ontsluiting. 2013. Available from: https:// www.knov.nl/kennis-en-scholing/richtlijnen-en-standaarden/richtlijn/ niet-vorderende-ontsluiting-knov-standaard
- 7. Simpson KR. Labor Dystocia. Tech. rep. Agency for Healthcare Research and Quality, 2016. Available from: https://effectivehealthcare.ahrq.gov/sites/default/files/pdf/labordystocia_research-protocol.pdf
- 8. Nystedt A and Hildingsson I. Diverse definitions of prolonged labour and its consequences with sometimes subsequent inappropriate treatment. BMC Pregnancy and Childbirth 2014 Dec; 14:233. DOI: 10.1186/1471-2393-14-233. Available from: https : https : //bmcpregnancychildbirth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2393-14-233

- 9. Euliano TY, Nguyen MT, Marossero D, and Edwards RK. Monitoring Contractions in Obese Parturients. Obstetrics & Gynecology 2007 May; 109:1136-40. DOI: 10.1097/01.AOG.0000258799.24496.93. Available from: https://journals.lww.com/greenjournal/Fulltext/2007/05000/Monitoring_ Contractions _ in _ Obese _ Parturients _ .21 . aspx % 20https : //journals.lww.com/00006250-200705000-00021
- 10. Lucidi RS, Chez RA, and Creasy RK. The clinical use of intrauterine pressure catheters. Journal of Maternal-Fetal and Neonatal Medicine 2001 Jan; 10:420-2. DOI: 10.1080/jmf.10.6.420.422. Available from: http://www.tandfonline. com/doi/full/10.1080/jmf.10.6.420.422
- 11. Frenken MW, Thijssen KM, Vlemminx MW, Heuvel ER van den, Westerhuis ME, and Oei SG. Clinical evaluation of electrohysterography as method of monitoring uterine contractions during labor: A propensity score matched study. European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology 2021 Apr; 259:178-84. DOI: 10.1016 / j.ejogrb.2021.02.029. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301211521001081
- Garfield RE, Murphy L, Gray K, and Towe B. Review and Study of Uterine 12.Bioelectrical Waveforms and Vector Analysis to Identify Electrical and Mechanosensitive Transduction Control Mechanisms During Labor in Pregnant Reproductive Patients. Sciences 2021Mar; 28:838-56.DOI: 1007 / s43032 _ _ 10 . 020 00358 _ 5. Available from: https://link.springer.com/10.1007/s43032-020-00358-5
- Aguilar HN and Mitchell BF. Physiological pathways and molecular mechanisms regulating uterine contractility. Human Reproduction Update 2010 Nov; 16:725-44.
 DOI: 10.1093/humupd/dmq016. Available from: https://academic.oup.com/ humupd/article-lookup/doi/10.1093/humupd/dmq016
- Garfield RE and Maner WL. Physiology and electrical activity of uterine contractions. Seminars in Cell & Developmental Biology 2007 Jun; 18:289-95. DOI: 10 . 1016 / j . semcdb . 2007 . 05 . 004. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1084952107000729
- Raines DA and Cooper DB. Braxton Hicks Contractions. Radiopaedia.org, 2022 Nov. DOI: 10.53347/rID-12304. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih. gov/books/NBK470546/
- Liao JB, Buhimschi CS, and Norwitz ER. Normal Labor: Mechanism and Duration. Obstetrics and Gynecology Clinics of North America 2005 Jun; 32:145-64. DOI: 10.1016/j.ogc.2005.01.001. Available from: https://linkinghub.elsevier. com/retrieve/pii/S0889854505000021

- 17. Coutin AS. Essential Obstetric and Newborn care. Practical guide for midwives, doctors with obstetrics training and health care personnel who deal with obstetric emergencies. 2015. Available from: https://medicalguidelines.msf.org/sites/ default/files/pdf/guideline-449-es-2022-06-24.pdf
- 18. KATILA T. Uterine Contractility. Current Therapy in Equine Reproduction. Elsevier, 2007 Jan :44–51. DOI: 10.1016/B978-0-7216-0252-3.50011-4. Available
 https://dliploin.gbob.el.euri.com/mathematical/b07207204000502500114

https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780721602523500114

- 19. Walter MH, Abele H, and Plappert CF. The Role of Oxytocin and the Effect of Stress During Childbirth: Neurobiological Basics and Implications for Mother and Child. Frontiers in Endocrinology 2021 Oct; 12:1409. DOI: 10.3389/fendo.2021.742236. Available from: https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fendo. 2021.742236/full
- Maxey AP and McCain ML. Tools, techniques, and future opportunities for 20. characterizing the mechanobiology of uterine myometrium. Experimental biology medicine (Maywood, N.J.) 2021 May; 246:1025-35. and DOI: 10 1177 / 1535370221989259. Available from: . https : / / pubmed . ncbi . nlm . nih . gov / 33554648 / %20http : // journals . sagepub . com / doi / 10 . 1177 / 1535370221989259 % 20http : / / www . ncbi . nlm . nih . gov / pubmed / 33554648 % 20http : //www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC8113740
- 21. Nielsen MS, Nygaard Axelsen L, Sorgen PL, Verma V, Delmar M, and Holstein-Rathlou NH. Gap Junctions. Comprehensive Physiology 2012 Jul; 2:1981-2035. DOI: 10.1002/cphy.c110051. Available from: https://onlinelibrary.wiley. com/doi/10.1002/cphy.c110051
- 22. Vlemminx MW, Thijssen KM, Bajlekov GI, Dieleman JP, Van Der Hout-Van Der Jagt MB, and Oei SG. Electrohysterography for uterine monitoring during term labour compared to external tocodynamometry and intra-uterine pressure catheter. European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology 2017 Aug; 215:197-205. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2017.05.027. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301211517302622
- Chowdhury R, Reaz M, Ali M, Bakar A, Chellappan K, and Chang T. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors 2013 Sep; 13:12431–66. DOI: 10.3390/s130912431. Available from: http://www.mdpi. com/1424-8220/13/9/12431

24. Garfield R. Uterine electromyography and light-induced fluorescence in the management of term and preterm labor. Journal of the Society for Gynecologic Investigation 2002 Oct; 9:265–75. DOI: 10.1016/S1071-5576(02)00173-9. Available from:

http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1071557602001739

- 25. Vasak B, Graatsma EM, Hekman-Drost E, Eijkemans MJ, Schagen van Leeuwen JH, Visser GH, and Jacod BC. Uterine electromyography for identification of first-stage labor arrest in term nulliparous women with spontaneous onset of labor. American Journal of Obstetrics and Gynecology 2013 Sep; 209:1-232. DOI: 10.1016/j.ajog. 2013.05.056. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/ pii/S0002937813005450
- 26. Nemo Healthcare B.V. Nemo Fetal Monitoring System. 2021 Apr. Available from: https://rise.articulate.com/share/Y6DGEGIMQ_IwW0BlMT9D-HNvgVqysT4u#/
- 27. Xu J, Chen Z, Lou H, Shen G, and Pumir A. Review on EHG signal analysis and its application in preterm diagnosis. Biomedical Signal Processing and Control 2022 Jan; 71:103231. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.103231. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809421008284
- 28. Zivanovic M and González-Izal M. Simultaneous powerline interference and baseline wander removal from ECG and EMG signals by sinusoidal modeling. Medical Engineering & Physics 2013 Oct; 35:1431-41. DOI: 10 . 1016 / j . medengphy . 2013 . 03 . 015. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453313000775
- Rabotti C. Characterization of uterine activity by electrohysterography. 29.PhD thesis. Technische Universiteit Eindhoven, 2010 :145. DOI: https : / / doi . org / 10 . 6100 / IR672724. Available from: https://research.tue.nl/en/publications/characterization-of-uterineactivity-by-electrohysterography
- 30. Ramondt J, Kooten C van, Verhoeff A, and Wallenburg HCS. Computer analysis of mechanical and electrical uterine activity. Medical and Biological Engineering and Computing 1986 Jul; 24:351–5. DOI: 10.1007/BF02442687. Available from: http://link.springer.com/10.1007/BF02442687
- 31. Song X, Qiao X, Hao D, Yang L, Zhou X, Xu Y, and Zheng D. Automatic recognition of uterine contractions with electrohysterogram signals based on the zero-crossing rate. Scientific Reports 2021 Dec; 11:1956. DOI: 10.1038/s41598-021-81492-1. Available from: https://doi.org/10.1038/s41598-021-81492-1%20http: //www.nature.com/articles/s41598-021-81492-1

- McEvoy A and Sabir S. Physiology, Pregnancy Contractions. StatPearls Publishing, 2012. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532927/
- 33. Boyd DW. Stochastic Analysis. Systems Analysis and Modeling. Ed. by Boyd DW. Elsevier, 2001. Chap. 8:211-27. DOI: 10.1016/B978-012121851-5/50008-3. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780121218515500083
- 34. Xiros NI. Digital Signal Processing. Springer Handbook of Ocean Engineering. Cham: Springer International Publishing, 2016 :197-226. DOI: 10. 1007 / 978 - 3 - 319 - 16649 - 0{_}99. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-16649-0_9
- Boron WF and Boulpaep EL. Chapter 21 Cardiac Electrophysiology and the Electrocardiogram. Medical Physiology: A Cellular and Molecular Approach. Elsevier, 2016. Chap. 21:630
- 36. Man S, Maan AC, Schalij MJ, and Swenne CA. Vectorcardiographic diagnostic & prognostic information derived from the 12-lead electrocardiogram: Historical review and clinical perspective. Journal of Electrocardiology 2015 Jul; 48:463-75. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2015.05.002. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073615001284
- 37. Abdi H and Williams LJ. Principal component analysis. Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics 2010 Jul; 2:433-59. DOI: 10.1002/wics.101. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/wics.101
- 38. Wray S and Prendergast C. The Myometrium: From Excitation to Contractions and Labour. Hashitani, H., Lang, R. (eds) Smooth Muscle Spontaneous Activity. Advances in Experimental Medicine and Biology. Vol. 1124. Springer, Singapore, 2019 :233-63. DOI: 10.1007/978-981-13-5895-1{_}10. Available from: https: //link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-5895-1_10
- Duquette R, Shmygol A, Vaillant C, Mobasheri A, Pope M, Burdyga T, and Wray S. Vimentin-Positive, c-KIT-Negative Interstitial Cells in Human and Rat Uterus: A Role in Pacemaking?1. Biology of Reproduction 2005 Feb; 72:276-83. DOI: 10.1095/biolreprod.104.033506. Available from: https://academic.oup.com/ biolreprod/article-lookup/doi/10.1095/biolreprod.104.033506
- 40. Lutton EJ, Lammers WJEP, James S, Berg HA van den, and Blanks AM. Identification of uterine pacemaker regions at the myometrial-placental interface in the rat. The Journal of Physiology 2018 Jul; 596:2841-52. DOI: 10 . 1113 / JP275688. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1113/JP275688

- 41. Rabotti C and Mischi M. Propagation of electrical activity in uterine muscle during pregnancy: a review. Acta Physiologica 2015 Feb; 213:406-16. DOI: 10.1111/apha. 12424. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/apha. 12424
- 42. Parkington HC, Sheehan PM, Coleman HA, and Brennecke SP. Setting the pace for labour. The Journal of Physiology 2018 Jul; 596:2641-2. DOI: 10 . 1113 / JP276344. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1113/JP276344
- 43. Kuijsters NP, Sammali F, Ye X, Blank C, Xu L, Mischi M, Schoot BC, and Rabotti C. Propagation of spontaneous electrical activity in the ex vivo human uterus. Pflügers Archiv European Journal of Physiology 2020 Aug; 472:1065-78. DOI: 10 . 1007 / s00424 020 02426 w. Available from: https://link.springer.com/article/10.1007/s00424-020-02426-w%20https://link.springer.com/10.1007/s00424-020-02426-w
- 44. Eswaran H, Preissl H, Wilson JD, Murphy P, Robinson SE, and Lowery CL. First magnetomyographic recordings of uterine activity with spatial-temporal information with a 151-channel sensor array. American Journal of Obstetrics and Gynecology 2002 Jul; 187:145-51. DOI: 10.1067/mob.2002.123031. Available from: https: //linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002937802000959
- 45. Mikkelsen E. Johansen P, Fuglsang-Frederiksen A, and Uldbjerg Ν. Electrohysterography of labor contractions: propagation velocity and direction. Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica 2013 Sep; 92:1070–8. DOI: 10 1111 / aogs 12190. Available from: . https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/aogs.12190
- 46. Euliano TY, Marossero D, Nguyen MT, Euliano NR, Principe J, and Edwards RK. Spatiotemporal electrohysterography patterns in normal and arrested labor. American Journal of Obstetrics and Gynecology 2009 Jan; 200:1-54. DOI: 10.1016 / j.ajog.2008.09.008. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002937808010454
- 47. Jager F, Geršak K, Vouk P, Pirnar Ž, Trojner-Bregar A, Lučovnik M, and Borovac A. Assessing Velocity and Directionality of Uterine Electrical Activity for Preterm Birth Prediction Using EHG Surface Records. Sensors 2020 Dec; 20:7328. DOI: 10.3390/s20247328. Available from: https://www.mdpi.com/1424-8220/20/24/7328
- 48. Alamedine D, Diab A, Muszynski C, Karlsson B, Khalil M, and Marque C. Selection algorithm for parameters to characterize uterine EHG signals for the detection of preterm labor. Signal, Image and Video Processing 2014 Sep; 8:1169–78. DOI:

10.1007/s11760-014-0655-2. Available from: http://link.springer.com/10. 1007/s11760-014-0655-2

- 49. Alamedine D, Khalil M, and Marque C. Comparison of Different EHG Feature Selection Methods for the Detection of Preterm Labor. Computational and Mathematical Methods in Medicine 2013; 2013:1–9. DOI: 10.1155/2013/485684. Available from: http://www.hindawi.com/journals/cmmm/2013/485684/
- 50. Delgado-Bonal A and Marshak A. Approximate Entropy and Sample Entropy: A Comprehensive Tutorial. Entropy 2019 May; 21:541. DOI: 10.3390/e21060541. Available from: https://www.mdpi.com/1099-4300/21/6/541
- 51. Mischi M, Rabotti C, Vosters L, Oei S, and Bergmans J. Electrohysterographic conduction velocity estimation. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2009 Sep :6934-7. DOI: 10. 1109/IEMBS.2009.5333636. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/ document/5333636/
- 52. Farina D and Merletti R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. Medical & Biological Engineering & Computing 2004 Jul; 42:432-45. DOI: 10.1007/BF02350984. Available from: http://link.springer.com/10.1007/BF02350984
- 53. Rabotti C and Mischi M. Two-dimensional estimation of the electrohysterographic conduction velocity. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, 2010 Aug :4262-5. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.
 5627172. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/document/5627172/
- 54. Rabotti C, Mischi M, Oei SG, and Bergmans JWM. Noninvasive Estimation of the Electrohysterographic Action-Potential Conduction Velocity. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2010 Sep; 57:2178–87. DOI: 10.1109/TBME.2010.2049111. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/document/5462870/
- 55. Lange L, Vaeggemose A, Kidmose P, Mikkelsen E, Uldbjerg N, and Johansen P. Velocity and Directionality of the Electrohysterographic Signal Propagation. PLoS ONE 2014 Jan; 9. Ed. by Zakar T. DOI: 10.1371/journal.pone.0086775. Available from: https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0086775
- 56. Zagami SE, Golmakani N, Saadatjoo SAR, Ghomian N, and Baghbani B. The shape of uterine contractions and labor progress in the spontaneous active labor. Iranian Journal of Medical Sciences 2015 Mar; 40:98–103. Available from: https://www. ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4359943/

57. Ebrahimzadeh S, Golmakani N, Kabirian M, and Shakeri MT. Study of correlation between maternal fatigue and uterine contraction pattern in the active phase of labour. Journal of Clinical Nursing 2012 Jun; 21:1563–9. DOI: 10.1111/j.1365-2702.2012.04084.x. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/ 10.1111/j.1365-2702.2012.04084.x

7 Bijlage

7.1 Datamangement plan

Namen studenten: Amber Timmermans s2277980, Esther Bosman s2233843, Susan Fledderus s1935321, Sabiha Zeynep Uslu s23095408 en Stefanie Voorthuis s2260212

Namen begeleiders: Medische begeleiders: drs. J.H. Baalman, Drs. A. Van der Steen en Dr. A. Veenstra van Nieuwenhoven, Technische Begeleider: Dr. ir. G. Meinsma, Procesbegeleider: Mw. A. Lovink Titel: Het electrohysterografisch meten van contractiegolven in de uterus.

Looptijd: 25-04-2022 - 07-07-2022

Dataverzameling: Het onderzoek maakt gebruik van secundaire data vanuit het bedrijf NEMO. De signalen zijn gemeten in een ziekenhuis in Gran Canaria. Bij de metingen is gebruik gemaakt van een IUPC. De pati["]enten zijn allemaal blank en zijn allemaal vaginaal bevallen met een normale hoofdligging van de foetus. De pati["]enten hebben informed consent ondertekend, voorafgaande aan de metingen. Voor ons onderzoek zijn er geen extra kosten gemaakt, aangezien de data uit het voorgaand onderzoek komt. De data is weergegeven in een Matlab file en verwerking kan dus direct in Matlab plaatsvinden. Er zijn 35 metingen gedaan, die elk in een los bestand staan met een grootte tussen de 1.052kB-37.063kB. Er zijn geen andere partijen behalve NEMO met toegang tot deze dataset. De persoonsgegevens zijn volledig geanonimiseerd door het bedrijf, er is niks over deze gegevens bij ons bekend. Daarom hoeft dat niet gerapporteerd te worden bij de Dutch Data Protection Authority.

Dataopslag en beveiliging: De data wordt opgeslagen op een harde schijf, deze is in bezit van een van de groepsgenoten. De metingen zijn volledig geanonimiseerd, daardoor kan er geen sprake zijn van een datalek. De data bestaat uit een gefilterd signaal, waarbij alleen de spieractiviteit van de uterus in de tijd is weergegeven. De weergave is in de vorm van een matrix.

Dataoverdracht: De begeleiders ontvangen de resultaten van het onderzoek tijdens een overdracht op 7 juli 2022 met een korte pitch en een discussie. Daarnaast zal het Matlab script en de resultaten in de vorm van een onderzoeksverslag worden gedeeld met alle opdrachtgevers. Het verslag zal worden opgenomen in de databank van de UT. In overleg met de opdrachtgever kan worden overwogen het onderzoek in te sturen naar wetenschappelijke tijdschriften.

Dataset	Samples	Tijd
A136	219705	3 uur en 3 minuten
A139	1102806	15 uur en 19 minuten
A142	799730	11 uur en 6 minuten
A146	700040	9 uur en 43 minuten
A148	453281	6 uur en 18 minuten
A152	525864	7 uur en 18 minuten
A154	517480	7 uur en 11 minuten
A157	255741	3 uur en 33 minuten
A159	1332691	18 uur en 31 minuten
A161	189937	2 uur en 38 minuten
A176	1022967	14 uur en 12 minuten
A177	179494	2 uur en 30 minuten
A180	657001	9 uur en 8 minuten
A187-188-189-190	288742	4 uur en 1 minuut
A191	308739	4 uur en 17 minuten
A192	399940	5 uur en 33 minuten
A199	547921	7 uur en 37 minuten
A209	340421	4 uur en 44 minuten
A213	348055	4 uur en 50 minuten
A215	369591	5 uur en 8 minuten
A218	87283	1 uur en 13 minuten
B049	522966	7 uur en 16 minuten
B051	400694	5 uur en 34 minuten
C76	384835	5 uur en 20 minuten
C87	387516	5 uur en 23 minuten
C88	861005	11 uur en 58 minuten
C91	1301452	18 uur en 5 minuten
C100	822938	11 uur en 26 minuten
C105	752317	10 uur en 27 minuten
C108	460029	6 uur en 23 minuten
C111	73173	1 uur en 1 minuut
C115	308776	4 uur en 17 minuten
C119	760741	10 uur en 34 minuten
C124	1316628	18 uur en 17 minuten
C127	672325	9 uur en 20 minuten

37

Tabel 6: Overzicht van data met bijbehorende samples en tijd

7.2 Bijlage 2

Matlabscript contracties isoleren

Door: Amber Timmermans S2277980, Esther Bosman s2233843, Susan Fledderus s1935321, Stefanie Voorthuis s2260212, Sabiha Zeynep Uslu s2309408

In opdracht van MST-Gynaecologie Enschede

clear all
close all
load('A-152_EHG.mat') % De dataset laden

Signaal weergeven

De dataset bestaat uit twee matrixen. De een is de samplefrequentie Fs die in het verdere script wordt gebruikt. De andere is het signaal x. Deze matrix heeft vier rijen. Deze wordt in onderstaand script opgesplitst in de vier kanalen. Daarnaast wordt de schalingswaarde toegepast op het signaal.

```
tijdbox= [300000:312000]; %het deel van het signaal dat gebruikt, in samples
schalingsfactor=0.0224;
kanaal_1 = x(1,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal_2 = x(2,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal 3 = x(3,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal_4 = x(4,tijdbox).*schalingsfactor;
lengte = length(x)-1;
figure
hold on
plot(tijdbox, kanaal_1, 'b')
plot(tijdbox, kanaal_2, 'g')
plot(tijdbox, kanaal_3, 'r')
plot(tijdbox, kanaal_4, 'm')
title('Contracties')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
legend('Kanaal 1', 'Kanaal 2', 'Kanaal 3', 'Kanaal 4')
hold off
```



Fourier bepalen

In onderstaande code wordt het fourierspectrum, ofwel frequentiespectrum, van het signaal van kanaal 1 berekend met de fastfourier transform functie.

In de plot zijn twee lijnen geplaatst bij de twee frequenties die later gekozen zijn om het filter te maken. Hiertussen is zijn de amplitudes van de gebruikte contractie data te zien.

```
fourier= fft(kanaal_1);
f = (0:length(fourier)-1)*Fs/length(fourier); %frequentie-as definiëren
f_nuttig= find(f>0.1 & f<=4); %Selecteren van nuttige frequenties om de plot te versimpelen
figure
plot(f(f_nuttig), abs(fourier(f_nuttig)))
xline([0.3 0.7], 'g', LineWidth=2)
title('Fourier')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Frequentie in Hz')
```



Filteren

In de eerste afbeelding is te zien dat alle signalen zich niet om en nabij dezelfde y-waarde bevinden. Dit is de drift van het signaal. Daarnaast is er nog hoogfrequente ruis in het signaal aanwezig. Hieronder is te zien hoe het filter tussen de 0.3 en 0.7 Hz wordt opgebouwd.

In de afbeelding hieronder worden de gefilterde contracties van de vier kanalen in losse grafieken geplot. Hierin is te zien dat de drift weg is. Ook zijn de contracties duidelijker zichtbaar geworden.

```
filterorde=6;
fkantel=[0.3 0.7]; %kantelfrequenties
[b,a]=butter(filterorde,fkantel/(Fs/2),'bandpass'); % Dit zijn de
%karakteristieken van het filter
kanaal_1_filt=filtfilt(b,a,kanaal_1);
kanaal_2_filt=filtfilt(b,a,kanaal_2);
kanaal_3_filt=filtfilt(b,a,kanaal_3);
kanaal_4_filt=filtfilt(b,a,kanaal_4);
figure
hold on
subplot(2,2,1)
plot(tijdbox,kanaal_1_filt,'b')
title('Kanaal 1 (a)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,2)
```

```
plot(tijdbox,kanaal_2_filt,'g')
title('Kanaal 2 (b)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,3)
plot(tijdbox,kanaal 3 filt,'r')
title('Kanaal 3 (c)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,4)
plot(tijdbox,kanaal_4_filt,'m')
title('Kanaal 4 (d)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
hold off
sgtitle('Contracties')
```



Envelope en begin/eind punten bepalen

In het onderstaande script wordt de envelope van de bovenstaande stukken signaal bepaald.

```
windowlengte = 300;
[yupper1,ylower1] = envelope(kanaal_1_filt,windowlengte,'rms');
[yupper2,ylower2] = envelope(kanaal_2_filt,windowlengte,'rms');
[yupper3,ylower3] = envelope(kanaal_3_filt,windowlengte,'rms');
[yupper4,ylower4] = envelope(kanaal_4_filt,windowlengte,'rms');
```

```
figure
hold on
subplot(2,2,1)
plot(tijdbox,yupper1,'b')
title('Envelope kanaal 1 (a)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,2)
plot(tijdbox,yupper2,'g')
title('Envelope kanaal 2 (b)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,3)
plot(tijdbox,yupper3,'r')
title('Envelope kanaal 3 (c)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
subplot(2,2,4)
plot(tijdbox,yupper4,'m')
title('Envelope kanaal 4 (d)')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
hold off
sgtitle('Contracties met envelope')
```



Contracties met envelope

Baseline bepalen

In onderstaand stuk script wordt de baseline bepaald. Dit is de afkap waarde waarboven iets als contractie wordt gedefinieerd. Dit wordt gedaan op de envelope van kanaal 1.

```
baseline = mean(yupper1); %dit is de waarde van de baseline
figure
hold on
plot(tijdbox, yupper1)
yline(baseline, 'r')
title('Envelope kanaal 1 met baseline')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
hold off
```



Contracties isoleren

In onderstaande code worden de snijpunten van de envelope met de baseline bepaald.

```
[yupper1_1, ylower1_1] = envelope(kanaal_1_filt,600,'rms'); %nogmaals
%bepalen, omdat deze wordt omgezet naar 0 en 1 om de begin- en eindpunten te bepalen.
contracties = find(yupper1_1>baseline);
geencontracties = find(yupper1_1<=baseline);
yupper1_1(geencontracties) = 0;
figure
plot(tijdbox,yupper1_1)
title('Envelope boven de baseline')
```

```
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
```



Het gedeelte van de contracties boven de envelope wordt omgezet naar 1'en. Daarna wordt gezocht naar de punten waar het signaal verandert van 0 naar 1 doormiddel vande afgeleide. Dit zijn de begin en eind punten van de contracties.

yupper1_1(contracties)=1; Y= diff (yupper1_1); matrix2 = find (Y~=0);

Begin en eindpunten corrigeren

In de vorige bepaling van de begin en eind punten is het nog niet duidelijk welke punten de beginpunten zijn en welke de eindpunten. Dit moet wel bepaald worden. Het volgende stuk script doet dit door te kijken naar of het eerste punt van de het script boven de baseline ligt of niet. Als dit punt boven de baseline ligt betekend dat, dat het geselecteerde stuk data begint in het midden van een contractie. Het eindpunt hiervan wordt dan uit de matrix gehaald. Ditzelfde wordt ook gedaan voor het laatste punt in de envelope om te kijken of hier ook geen halve contractie wordt gepakt.

```
if yupper1(1,1)>baseline && yupper1(end)>baseline;
    plot(yupper1)
    xline(matrix2(2:end-1),'r');
    c_begin = matrix2(2:2:end-1);
    c_eind = matrix2(3:2:end-1);
```

```
elseif yupper1(1,1) > baseline && yupper1(end)<baseline;</pre>
       plot(yupper1)
       xline(matrix2(2:end),'r');
   c_begin = matrix2(2:2:end);
   c_eind = matrix2(3:2:end);
 elseif yupper1(1,1) < baseline && yupper1(end)>baseline;
        plot(yupper1)
        xline(matrix2(1:end-1),'r');
    c_begin = matrix2(1:2:end-1);
    c_eind = matrix2(2:2:end-1);
else yupper1(1,1)< baseline && yupper1(end)<baseline;</pre>
      plot(yupper1)
      xline(matrix2(1:end),'r');
    c_begin = matrix2(1:2:end);
    c_eind = matrix2(2:2:end);
end
title('Begin- en eindpunten contracties');
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
```



In bovenstaande afbeelding is te zien dat er soms vrij korte contracties worden geselecteerd. Om deze te verwijderen wordt een een minimum lengte ingesteeld van 300 samples, ofwel 15 seconden. Alle korter contracties worden uit de matrix verwijderd.

```
clengte = c_eind-c_begin; %lengte contracties
c_begin (clengte < 300) = [];
c_eind (clengte <300) = [];</pre>
```

Hieronder wordt een afbeelding gemaakt om te controleren of de contracties die nu geslecteerd worden kloppen

```
figure
hold on
plot(yupper1)
xline(c_begin, 'r')
xline(c_eind, 'r')
hold off
title('Begin en eindpunten contracties')
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Tijd in s')
```



De contracties zijn op basis van kanaal 1 bepaald. In onderstaande afbeeldingen worden de losse contracties geplot en worden dezelfde begin en eindpunten ook toegepast op alle andere kanalen.

```
matrix_rows = [c_begin;c_eind];
matrix_colums = matrix_rows.';
NOC=length(c_begin);
```

```
for i=1:NOC
    B{i}= c_begin(i):c_eind(i);
    kanaal_1_c{i} = kanaal_1_filt(B{1,i});
    kanaal_2_c{i}= kanaal_2_filt(B{1,i});
    kanaal_3_c{i}= kanaal_3_filt(B{1,i});
    kanaal 4 c{i} = kanaal 4 filt(B{1,i});
figure
 hold on
    subplot(2,2,1)
    plot(B{1,i}, kanaal_1_c{1,i}, 'b')
    title('Kanaal 1 (a)')
    xlabel('Samples')
    ylabel('Spanning in mV')
    subplot(2,2,2)
    plot(B{1,i}, kanaal_2_c{1,i}, 'g')
    title('Kanaal 2 (b)')
    xlabel('Samples')
    ylabel('Spanning in mV')
    subplot(2,2,3)
    plot(B{1,i}, kanaal_3_c{1,i}, 'r')
    title('Kanaal 3 (c)')
    xlabel('Samples')
    ylabel('Spanning in mV')
    subplot(2,2,4)
    plot(B{1,i}, kanaal_4_c{1,i}, 'm')
    title('Kanaal 4 (d)')
    xlabel('Samples')
    ylabel('Spanning in mV')
 hold off
 sgtitle(['Contractie', sprintf('%d', i)])
 i+1;
end
```







7.3 Bijlage 3

Matlabscript kruiscorrelatie en VHG

Door: Amber Timmermans S2277980, Esther Bosman s2233843, Susan Fledderus s1935321, Stefanie Voorthuis s2260212, Sabiha Zeynep Uslu s2309408

In opdracht van MST-Gynaecologie Enschede

In dit eerste stuk script wordt een verkorte versie weergegeven van hoe de contracties zijn bepaald, zoals dat ook in bijlage 1 is gedaan.

```
clear all
close all
load('A-218_EHG.mat') % De dataset laden
tijdbox= [50000:56000]; %het deel van het signaal dat gebruikt, in samples
schalingsfactor=0.0224;
kanaal_1 = x(1,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal 2 = x(2,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal 3 = x(3,tijdbox).*schalingsfactor;
kanaal_4 = x(4,tijdbox).*schalingsfactor;
filterorde=6;
fkantel=[0.3 0.7]; %kantelfrequenties
[b,a]=butter(filterorde,fkantel/(Fs/2),'bandpass'); % Dit zijn de
%karakteristieken van het filter
kanaal_1_filt=filtfilt(b,a,kanaal_1);
kanaal 2 filt=filtfilt(b,a,kanaal 2);
kanaal_3_filt=filtfilt(b,a,kanaal_3);
kanaal_4_filt=filtfilt(b,a,kanaal_4);
windowlengte = 300;
[yupper1,ylower1] = envelope(kanaal_1_filt,windowlengte,'rms');
[yupper2,ylower2] = envelope(kanaal_2_filt,windowlengte,'rms');
[yupper3,ylower3] = envelope(kanaal_3_filt,windowlengte,'rms');
[yupper4,ylower4] = envelope(kanaal 4 filt,windowlengte,'rms');
baseline = mean(yupper1); %dit is de waarde van de baseline
[yupper1 1, ylower1 1] = envelope(kanaal 1 filt,600,'rms'); %nogmaals
%bepalen, omdat deze wordt omgezet naar 0 en 1 om de begin- en eindpunten te bepalen.
contracties = find(yupper1 1>baseline);
geencontracties = find(yupper1_1<=baseline);</pre>
yupper1 1(geencontracties) = 0;
yupper1_1(contracties)=1;
Y= diff (yupper1_1);
matrix2 = find (Y~=0);
if yupper1(1,1)>baseline && yupper1(end)>baseline;
```

```
plot(yupper1)
   xline(matrix2(2:end-1),'r');
   c_begin = matrix2(2:2:end-1);
   c_eind = matrix2(3:2:end-1);
elseif yupper1(1,1) > baseline && yupper1(end)<baseline;</pre>
       plot(yupper1)
       xline(matrix2(2:end),'r');
   c_begin = matrix2(2:2:end);
   c_eind = matrix2(3:2:end);
 elseif yupper1(1,1) < baseline && yupper1(end)>baseline;
        plot(yupper1)
        xline(matrix2(1:end-1), 'r');
    c_begin = matrix2(1:2:end-1);
    c_eind = matrix2(2:2:end-1);
else yupper1(1,1)< baseline && yupper1(end)<baseline;</pre>
      plot(yupper1)
      xline(matrix2(1:end),'r');
    c_begin = matrix2(1:2:end);
    c_eind = matrix2(2:2:end);
end
title('Begin- en eindpunten contracties');
ylabel('Spanning in mV')
xlabel('Samples')
```



In deze afbeelding zijn 2 contracties te zien die in het script verder worden gebruikt om hier de richtingen van te bepalen.

```
clengte = c_eind-c_begin; %lengte contracties
c_begin (clengte < 300) = [];
c_eind (clengte <300) = [];
matrix_rows = [c_begin;c_eind];
matrix_colums = matrix_rows.';
NOC=length(c_begin);
for i=1:NOC
    B{i}= c_begin(i):c_eind(i);
    kanaal_1_c{i} = kanaal_1_filt(B{1,i});
    kanaal_2_c{i} = kanaal_2_filt(B{1,i});
    kanaal_3_c{i} = kanaal_4_filt(B{1,i});
    kanaal_4_c{i} = kanaal_4_filt(B{1,i});
```

Kruiscorrelatie

In onderstaand deel van het matlabscrip worden de kruiscorrelaties tussen kanaal 1 en 3 en kanaal 2 en 4 bepaald met de functie xcorr. Deze functie levert onderander de variable t31 en t24. Dit is de verschuiving die plaatsvind.

```
[C31{i},lag31{i}] = xcorr(kanaal_3_c{i},kanaal_1_c{i});
C31{i} = C31{i}/abs(max(C31{i}));
[M31{i},I31{i}] = max(C31{i});
t31{i} = lag31{i}(I31{i});
[C24{i},lag24{i}] = xcorr(kanaal_2_c{i},kanaal_4_c{i});
C24{i} = C24{i}/abs(max(C24{i}));
[M24{i},I24{i}] = max(C24{i});
t24{i} = lag24{i}(I24{i});
```

Om de richtingen weer te geven in de afbeeldingen worden vectoren gemaakt met de functie quiver. Er worden 3 vectoren getekend in de afbeelding: de vector van de lag tussen kanaal 1 en 3 op de y-as, de vector van de lag tussen kanaal 2 en 4 op de x-as en de vector die gemiddelde richting weergeeft tussen de x en de y richting. Dit laatste wordt gedaan door de t31 en t24 als x en y waarde van de punt van de vector te gebruiken.

```
X1 = 0;
          Y1 = 1;
X2 = 0;
         Y2 = -1;
X3 = 1; Y3 = 0;
X4 = -1; Y4 = 0;
X5 = 0;
         Y5 = 0;
figure
hold on
plot(X1,Y1)
plot(X2,Y2)
plot(X3,Y3)
plot(X4,Y4)
quiver(X5,Y5,0,-t31{i}); %bepaling van verticale vector die loopt vanuit
%(X5,Y5) naar (0,-t31{i})
quiver(X5,Y5,t24{i},0); %bepaling van horizontale vector die loopt vanuit
%(X5,Y5) naar (t24{i},0)
quiver(X5,Y5,t24{i},-t31{i}); %bepaling van totale vector die loopt vanuit
%(X5,Y5) naar (t24{i},-t31{i})
legend('','','','','richting31', 'richting42', 'richtinggem')
grid on
hold off
title('Richting vectoren kruiscorrelatie')
xlabel('Lag in samples')
ylabel('Lag in samples')
```

Daarnaast wordt voor de verdere verwerking van deze resultaten de hoek bepaald van de gemiddelde richting ten opzichte van y-as. De hoeken worden zowel ten opzichte van de negatieve als de positieve y-as berekend. Aangezien we deze van 0 tot 180 en van 0 tot -180 graden willen weergeven is later handmatig deze hoek bijgesteld om het kloppend te maken.

hoekmety_askruiscorrelatie{i} = (atan(t24{i}/-t31{i}))*(180/pi)

VHG

Ook voor de VHG methode zijn de richtingen bepaald met onderstaand matlabscript. Allereerst zijn de leadvectoren (lv) bepaald. Deze zijn gebruikt om met behulp van de formule de VHG in de x en y richting te bepalen.

```
lv1 = [0,-1];
lv2 = [1,0];
lv3 = [0,1];
lv4 = [-1,0];
VHG_13= ((lv1/abs(lv1))*kanaal_1_c{1,i})+((lv3/abs(lv3))*kanaal_3_c{1,i});
VHG_24 = ((lv2/abs(lv2))*kanaal_2_c{1,i})+((lv4/abs(lv4))*kanaal_4_c{1,i});
```

De VHG's worden geplot. VHG_13 op de y-as en VHG_24 op de x-as.

figure
plot(VHG_24, VHG_13)
axis([-50 50 -50 50])

In onderstaand stuk script wordt de richting van de gecombineerde VHG's bepaald. Dit wordt gedaan met de functie pca, die de data ziet als een elips met een korte en lange as. De variable P die hier uit komt geeft de richting weer en de variable L, de variantie tussen de punten van het VHG. Dit wordt gebruikt als de lengte van de richtingsvectoren. De dominante richitng (P1) wordt geplot als de rode lijn. Loodrecht hierop wordt, in geel, P2 geplot, dit is de korte as van de elips.

```
X=[VHG_24.', VHG_13.'];
[P,S,L]=pca(X);
P1 =P(:,1)*sqrt(L(1));
P2= P(:,2)*sqrt(L(2));
hold on
plot([0 P1(1)],[0 P1(2)], LineWidth=3)
plot([0 P2(1)],[0 P2(2)], LineWidth=3)
hold off
axis square
title('Richting VHG')
xlabel('Spanning in mV')
ylabel('Spanning in mV')
```

Ook hier worden voor de verdere verwerking van de data twee variabelen bepaald: de verhouding tussen L1 en L2 en de hoek van P1 met de y-as. Ook deze hoek wordt zowel ten opzichte van de negatieve als de positieve y-as berekend met dit script. Dit wordt ook handmatig gecontroleerd en bijgesteld zodat alles in de resultaten ten opzichte van de positieve y-as is weergegeven.

```
verhouding{i}= L(1)/L(2)
hoekmety_asvhg{i}= asin(P(1,1))*(180/pi)
i+1;
```







verhouding = 1×1 cell array

{[1.5668]}
hoekmety_asvhg = 1×1 cell array
{[25.5563]}



	1	۷
1	0	4.316



verhouding = 1×2 cell						
	1	2				
1	1.5668	2.3609				
<pre>hoekmety_asvhg = 1×2 cell</pre>						
	1	2				
1	25.5563	-7.8667				

~	
В	
~	

7.4 Bijlage 4

Alle metingen bevatten de bevalling tot en met de uitdrijvingsfase. Aangezien deze TGO zich met name focust op de richting van de ontsluitingscontracties wordt het laatste deel van het signaal niet meegenomen. Het is niet te zeggen wanneer de uitdrijving exact begint. Daarom is gekozen om ten minste de laatste 15000 samples (12,5 min.) weg te laten uit de analyse. Mocht de uitdrijvingsfase niet geheel verwijderd zijn dan wordt er in deze TGO vanuit gegaan dat dit geen grote invloed heeft op de resultaten. De verwachting is namelijk dat ontsluitingscontracties en uitdrijvingscontracties een gelijke oriëntatie zullen hebben.

7.5 Bijlage 5

Het gemeten elektrisch veld zal veranderen naarmate het verder van de bron van de activatie verwijdert is. Hoe dichter de meetelektrode tegen het activatiefront van het elektrisch veld ligt, hoe hoger de gemeten spanning. Bij een verticale richting naar beneden, figuur 15a, is in het begin van de contractie de intensiteit bij elektrode 1 hoger dan bij elektrode 3, omdat het activatiefront dichter bij elektrode 1 ligt. Aan het eind van de contractie is de intensiteit bij elektrode 3 hoger. Het signaal heeft in beide kanalen een andere vorm, waardoor kruiscorrelatie kan worden toegepast. Hoe verticaler het signaal loopt, hoe groter het verschil in afstand tussen elektrode 1 en 3 tot het activatiefront. Er ontstaat een groter verschil in vorm en dus een grotere lag. Een activatiefront dat zich diagonaal verplaatst zorgt voor een kleinere lag, figuur 15b. Bij een horizontale richting is de lag 0, de afstand van het activatiefront tot beide elektroden is gelijk.



(a) De richting van het actiefront gaat verticaal naar beneden.



(b) De richting van het actiefront gaat diagonaal naar beneden.

Figuur 15: Richting van het activatiefront door de uterus