

**RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE**  
Elektronikas un Telekomunikāciju fakultāte  
Radioelektronikas institūts

**Kaspars OZOLS**  
Doktora studiju programmas "Elektronika" doktorants

**ELEKTROENCEFALOGRAMMAS SIGNĀLU  
ASINHROŅA DATU IEGUVE**

**Promocijas darba kopsavilkums**

Zinātniskais vadītājs  
vadošais pētnieks *Dr. sc. comp.*  
**M. GREITĀNS**

RTU Izdevniecība  
**Rīga 2017**

Ozols K. Elektroencefalogrammas signālu  
asinhrona datu ieguve. Promocijas darba  
kopsavilkums. – R.:RTU Izdevniecība, 2017.  
– 34 lpp.

Iespiests saskaņā ar RTU promocijas padomes  
P-08 2017. gada 16. marta lēmumu, protokols  
Nr. 39.

**ISBN 978-9934-10-956-0**

## PROMOCIJAS DARBS IZVIRZĪTS INŽENIERZINĀTŅU DOKTORA GRĀDA IEGŪŠANAI RĪGAS TEHNISKAJĀ UNIVERSITĀTĒ

Promocijas darbs inženierzinātņu doktora grāda iegūšanai tiek publiski aizstāvēts 2017. gada 16. jūnijā plkst. 15.00 Rīgas Tehniskās Universitātes Elektronikas un telekomunikāciju fakultātē, Āzenes ielā 12, 120. auditorijā.

### OFICIĀLIE RECENZENTI

Profesors *Dr. habil. sc. ing.* Andris Ozols  
Rīgas Tehniskā Universitāte, Latvija

Vadošais pētnieks *Dr. math.* Māris Alberts  
Latvijas Universitāte, Latvija

Asociētais profesors *Dr. sc. ing* Dainius Udris  
Viļņas Gedīminas Tehniskā Universitāte, Lietuva

### APSTIPRINĀJUMS

Apstiprinu, ka esmu izstrādājis doto promocijas darbu, kas iesniegts izskatīšanai Rīgas Tehniskajā universitātē inženierzinātņu (vai cita) doktora grāda iegūšanai. Promocijas darbs nav iesniegts nevienā citā universitātē zinātniskā grāda iegūšanai.

Kaspars Ozols .....(paraksts)

Datums: .....

Promocijas darbs ir uzrakstīts latviešu valodā, satur ievadu, 5 nodaļas, secinājumus, literatūras sarakstu, 12 pielikumus, 72 zīmējumus un ilustrācijas, kopā 174 lappuses. Literatūras sarakstā ir 183 nosaukumi.

## SATURS

SAĪSINĀJUMI . . . . .	5
APZĪMĒJUMI . . . . .	6
VISPĀRĒJAIS DARBA APRAKSTS . . . . .	7
Tēmas aktualitāte . . . . .	7
Darba mērķis un uzdevumi . . . . .	8
Pētījumu metodika . . . . .	8
Zinātniskā novitāte un galvenie rezultāti . . . . .	8
Aizstāvamās tēzes . . . . .	9
Darba praktiskais lietojums un aprobācija . . . . .	9
Darba struktūra un apjoms . . . . .	10
1. PAMATOJUMS UN SAISTĪTAIS DARBS . . . . .	11
1.1. Elektroencefalogrammas signāli . . . . .	11
1.2. Analogciparu pārveidotāji . . . . .	11
1.3. Secinājumi . . . . .	13
2. ASINHRONAIS SIGMA-DELTA MODULATORŠ . . . . .	14
2.1. Signāla kodēšana . . . . .	14
2.2. Signāla atjaunošana. . . . .	15
2.3. Priekšrocības un trūkumi . . . . .	17
2.4. Secinājumi . . . . .	17
3. AMPLITŪDAS ADAPTĪVS ASINHRONAIS SIGMA-DELTA MODULATORŠ . . . . .	18
3.1. AA-ASDM ar atsevišķu apliecējas kodēšanu . . . . .	19
3.2. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas . . . . .	19
3.3. Secinājumi . . . . .	21
4. EKSPERIMENTĀLIE PĒTĪJUMI . . . . .	22
4.1. Simulācijas . . . . .	22
4.1.1. Asinhronais sigma-delta modulators . . . . .	22
4.1.2. AA-ASDM ar atsevišķu apliecējas kodēšanu . . . . .	22
4.1.3. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas . . . . .	23
4.2. Modelēšana . . . . .	25
4.2.1. Asinhronais sigma-delta modulators . . . . .	25
4.2.2. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas . . . . .	25
4.3. Praktiskā realizācija . . . . .	28
4.4. Secinājumi . . . . .	30
5. SECINĀJUMI . . . . .	31
LITERATŪRA . . . . .	32

## SAĪSINĀJUMI

AA-ASDM – *amplitūdas adaptīvs asinhronais sigma-delta modulators*  
AA-ASDM1 – *AA-ASDM ar atsevišķu apliecējas kodēšanu*  
AA-ASDM2 – *AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas*  
ACP – *analogciparu pārveidotājs*  
ASDM – *asinhronais sigma-delta modulators*  
ATS460 – *signāla ciparotājs*  
BCI – *domu jutīga saskarne*  
DC – *līdzstrāva*  
ECG – *elektrokardiogramma*  
EEG – *elektroencefalogramma*  
EMG – *elektromiogramma*  
EMI – *elektromagnētiskā Interference*  
ENOB – *efektīvais bitu skaits*  
EOG – *elektrookulogramma*  
HDR – *plašs dinamiskais diapazons*  
LC ADC – *līmeņšķersojumu ACP*  
OOK – *”on-off” modulācija*  
PC – *personālais dators*  
PCB – *spiestā plate*  
SAR – *secīgas aproksimācijas reģistrs*  
SNR – *signāla un trokšņa attiecība*  
SWR – *sinusa līmeņšķērsošana*  
TDC – *laika mērītājs, taimeris*  
TEM – *laika kodēšana*  
VCC – *barošanas spriegums*  
XNOR – *izslēdozšais VAI-NE*

## APZĪMĒJUMI

$\mathbf{a}$  – vektors

$\mathbf{a}^T$  – transponētais vektors

$b$  – ASDM/AA-ASDM trigeru parametrs

$C, c$  – signāla moduļa maksimālā vērtība

$c(t), \tilde{o}(t)$  – signāla laikā mainīgā apliecības funkcija

$\mathbf{D}$  – diagonālmatrix

$E$  – signāla enerģija

$e(t)$  – kļūdas signāls

$F_{\max}$  – maksimālā frekvence

$\mathbf{G}$  – matrica

$\mathbf{G}^{-1}$  – inversā matrica

$\mathbf{G}^+$  – pseidoinversā matrica

$g(t)$  – signāla atjaunošanas bāzes funkcija

$\hat{g}(t) - g(t)$  periodiska aproksimācija

$h(t)$  – signāla atjaunošanas bāzes funkcija / filtra impulsa reakcija

$N_{\text{ASDM}}$  – trigeru pārslēgumu skaits

$P$  – signāla jauda

$T$  – periods / Naikvista solis

$t$  – laiks

$t_n$  – diskrets laiks

$t_k$  – ASDM/AA-ASDM trigeru pārslēgumu laika momenti

$w(t)$  – loga funkcija

$x(t)$  – analogais signāls

$\bar{x}(t)$  – vidējā vērtība

$\hat{x}(t)$  – atjaunotais signāls

$\hat{x}_{L,M,K}(t)$  – no intervāliem atjaunotais signāls

$y(t)$  – integratora izejas signāls

$z(t)$  – ASDM/AA-ASDM trigeru izejas signāls

$\alpha, \beta$  – konstante

$\delta$  – ASDM/AA-ASDM trigeru parametrs

$\Theta$  – signāla garums

$\theta(t)$  – funkcija, kas apraksta loga funkcijas kāpjošo un krītošo fronti

$\kappa$  – ASDM/AA-ASDM integratora parametrs

$\xi$  – konstante

$\varsigma(t)$  – signāla integrālā reprezentācija

$\tau_{\max}$  – maksimālais attālums starp diviem secīgiem trigeru izejas pārslēgšanās laika momentiem

$\tau_{\min}$  – minimālais attālums starp diviem secīgiem trigeru izejas pārslēgšanās laika momentiem

$\tau_n$  – diskrets laiks

$\Omega$  – nogriešanas cikliskā frekvence

$\omega$  – cikliskā frekvence

# VISPĀRĒJAIS DARBA APRAKSTS

## Tēmas aktualitāte

Ikdienas dzīvē it viss, ar ko sastopamies, – skaņa, gaisma, temperatūra, spiediens utt. – parasti ir analogā veidā. Lai šos signālus būtu vieglāk analizēt un apstrādāt, tos ir nepieciešams pārveidot ciparu formā. Šim nolūkam tiek izmantoti analogciparu pārveidotāji (ACP).

Viena no jomām, kurā strauji pieaug nepieciešamība pēc šādiem ACP, ir neirozinātne. Ir zināms, ka neironu aktivitāte cilvēka smadzenēs ģenerē elektriskās strāvas, kas savukārt rada elektriskā lauka potenciālus, kurus, izmantojot speciālus uz galvas novietotus elektrodus, var nomērīt [1]. Šos nomērītos signālus sauc par elektroencefalogrammas (EEG) signāliem, un tie ir analogā formā. Lai būtu iespējams šos signālus vienkāršāk un ātrāk saglabāt, analizēt, apstrādāt un veikt pētījumus, tos ir nepieciešams pārvērst digitālā formā jeb ciparot. Tā kā EEG signāli satur visu nepieciešamo informāciju par smadzeņu neironu funkcijām un neirofizioloģiskajām īpašībām, mūsdienās, lietojot progresīvus signālu apstrādes paņēmienus [2], ir iespējams saprast dažādus procesus cilvēka ķermenī. Turklāt, izmantojot šos paņēmienus domu jutīgās saskarnēs (BCI), ir iespējams radīt ierīci, kur ar domu spēku var kontrolēt citas vadības ierīces, piemēram, ratiņkrēslu, robotisku protēzi, datoru vai pat automašīnu [3], [4], [5], tādā veidā padarot daudz cilvēku dzīvi labāku. Šī iemesla dēļ darba autors uzskata, ka BCI joma ir mūsu nākotne un ir būtiski attīstīt šo jomu tālāk.

BCI ir komunikācijas līdzeklis starp cilvēka smadzenēm un ārējo ierīci. Parasti BCI sistēma sastāv vismaz no četrām komponentēm: elektrodziem, diferenciālā pastiprinātāja, ACP un datu apstrādes/vizualizācijas ierīces (piem., datora). Bet mūsdienās, lai padarītu šīs ierīces izmantošanu daudz pieejamāku un ērtāku, šādas sistēmas tiek aprīkotas ar bezvadu datu pārraidi un bateriju kā enerģijas avotu. Lai arī arvien biežāk tiek veikti pētījumi šajā jomā, vēl joprojām šajās sistēmās eksistē dažādi trūkumi un ierobežojumi.

Lai varētu paildzināt bezvadu BCI sistēmas darbības laiku, ir būtiski samazināt enerģijas patēriņu sistēmas veidojošajās komponentēs. Kā iepriekš tika minēts, viena no šādām komponentēm, kurā būtiski iespējams samazināt enerģijas patēriņu, ir ACP. Turklāt, izmantojot atbilstošu ACP, ir iespējams samazināt arī pārraidāmo datu apjomu, tādā veidā samazinot arī paša raidītāja enerģijas patēriņu. Bet, neskatoties uz zemo enerģijas patēriņu, šādam ACP ir jāspēj nodrošināt arī pietiekama izšķirtspēja un diskretizācijas frekvence, kā arī to jāspēj realizēt fiziski mazos izmēros, lai to varētu kompakti ievietot ķiverē, kas atrodas uz cilvēka galvas.

ACP var iedalīt divos veidos: sinhronie ACP un asinhronie ACP; katram no šiem veidiem ir savas priekšrocības un trūkumi atkarībā no lietojuma. Pētījumi ir pierādījuši, ka salīdzinājumā ar sinhronajiem ACP asinhronajiem ACP ir priekšrocības, piemēram, zems enerģijas patēriņš, zema sarežģītība un elektromagnētiskā interference, imunitāte pret metastabilu uzvedību, modulāritāte un takts impulsu ģeneratora neesamība [6], [7].

Tā kā EEG signāls klasificējas kā plaša dinamiskā diapazona signāls, asinhronajam sigma-delta modulatoram (ASDM) ir liels potenciāls samazināt enerģijas patēriņu BCI sistēmā [8], saglabājot iepriekš minētās kvalitātes prasības. ASDM ir laika kodēšanas paņēmienis, kas amplitūdas informāciju pārvērš laika informācijā jeb laika kodā bez amplitūdas kvantēšanas kļūdas. Šī metode ļauj aizstāt augstas precizitātes analogo amplitūdas kvantētāju ar viena bita komparatoru, tādā veidā būtiski samazinot analogās ķēdes sarežģītību. Ķēdes pārslēgumu skaitu ir iespējams regulēt, mainot komparatora histerēzes parametrus, kas savukārt ļauj samazināt dinamisko jaudas patēriņu. [9] Saskaņā ar jaunākajiem pētījumiem ir iespējams izveidot tādu ASDM, kura jaudas

patēriņš ir zem 7,5 nW [10].

Tomēr EEG signālu plašā dinamiskā diapazona dēļ ASDM ķēdē parādās augsta slēgšanās aktivitāte brīžos, kad ieejas signāla amplitūda ir zema, tādā veidā radot paaugstinātu bezvadu *BCI* sistēmas jaudas patēriņu. Ķēdes slēgšanās aktivitāti var mazināt, izmantojot autora piedāvāto amplitūdas adaptīvo asinhrono sigma-delta modulatoru.

## Darba mērķis un uzdevumi

Darba galvenais mērķis ir izstrādāt uzlabotu uz ASDM balstītu signāla kodēšanas metodi, kas ļautu samazināt jaudas patēriņu bezvadu *BCI* sistēmā, saglabājot nepieciešamo signāla kvalitāti. Mērķa sasniegšanai autors izvirzīja šādus uzdevumus:

- veikt literatūras pārskatu un analīzi par EEG signāliem, kas iekļauj neironu aktivitātes, smadzeņu ritmus, signālu īpašības, mērīšanas pieejas u. c.;
- balstoties uz EEG signālu un *BCI* sistēmas īpašībām, definēt ACP prasības;
- balstoties uz definētajām prasībām, veikt literatūras pārskatu un analīzi par sinhronajiem un asinhronajiem ACP un izvēlēties vispiemērotāko EEG signālu kodēšanai un *BCI* sistēmai;
- veikt padziļinātu ASDM izpēti un analīzi, identificējot pilnveidošanas iespējas;
- veikt padziļinātu izpēti šo pilnveidojumu ieviešanā;
- izstrādāt, pārbaudīt un novērtēt piedāvāto pilnveidojumu/metodi.

## Pētījumu metodika

Lai izpildītu darbā definētos uzdevumus, autors izmantoja šādu pētījuma metodoloģiju: analītiskā pētījuma metode literatūras pārskata un matemātisko modeļu izstrādei; matemātiskā skaitļošana un skaitliskās simulācijas ASDM un AA-ASDM metožu pārbaudei un novērtēšanai (tas iekļauj signāla kodēšanu, ātro un reāllaika atjaunošanu, kļūdu analīzi utt.); eksperimentālie mērījumi un pārbaude piedāvātā AA-ASDM validācijai un tā veiktspējas noteikšanai, kad tas ieslēgts *BCI* sistēmā, laboratorijas vidē.

## Zinātniskā novitāte un galvenie rezultāti

Darba zinātniskā novitāte ir saistīta ar izstrādāto teoriju un metodēm signāla diskretizācijai un atjaunošanai ar amplitūdas adaptīvo ASDM. Galvenie pētījumu rezultāti ir:

- izstrādāta un detalizēti aprakstīta amplitūdas adaptīva asinhronā sigma-delta modulatora (AA-ASDM) metode signālatkarīgai diskretizācijai (signāla kodēšana, atjaunošana, ātrā un reāllaika atjaunošana). Lietojot EEG signāliem, izstrādātā metode ļauj samazināt ķēdes slēgšanās aktivitāti līdz pat 68,85 %;
- izanalizēti AA-ASDM parametri un to ietekme uz ķēdes slēgšanās aktivitāti, jaudas patēriņu, ātrumu, precizitāti un sarežģītību;
- izstrādātas un skaitliskās un ķēdes simulācijās novērtētas divas AA-ASDM metodes: AA-ASDM1 ar atsevišķu aplikācijas kodēšanu un AA-ASDM2 bez atsevišķas aplikācijas kodēšanas;
- izstrādātas un skaitliskās simulācijās uz EEG signāliem novērtētas vairākas AA-ASDM kodētu signālu atjaunošanas metodes (atjaunošana, ātrā un reāllaika atjaunošana);
- projektēta, izstrādāta un novērtēta AA-ASDM spiestā plate;
- projektēta, izstrādāta un novērtēta uz AA-ASDM balstīta EEG signālu ieguves sistēma.



## Aizstāvamās tēzes

Promocijas darbā tika izvirzītas un pierādītas šādas tēzes:

1. Salīdzinot ar ASDM, AA-ASDM izejas trigeru pārslēgumu skaita sekundē samazinājums ir atkarīgs no ieejas signāla moduļa vidējās un maksimālās vērtības un no tās aplikācijas funkcijas vidējās vērtības.
2. Saglabājot vēlamu 22 bitu izšķirtspēju, salīdzinot ar ASDM, AA-ASDM ar piedāvāto aplikācijas funkciju ir vidēji par 68,85 % mazāk izejas trigeru pārslēgumu skaits sekundē, ja tas tiek lietots EEG kodēšanai.
3. Salīdzinot ar ASDM, atkarībā no notikumu balstīta raidītāja ķēdes parametriem, lietojot AA-ASDM, ir iespējams samazināt raidītāja jaudas patēriņu par 50 %.

## Darba praktiskais lietojums un aprobācija

Promocijas darbā izstrādāto teoriju un metodes var lietot signālu signālatkarīgai diskretizācijai un apstrādei ar mērķi samazināt datu ieguves sistēmu jaudas patēriņu, kas īpaši aktuāli ir bezvadu sensoru tīklos. Piedāvātās metodes ir izdevīgas, lai diskretizētu plaša dinamiskā diapazona signālus, piemēram, EEG, EMG, ECG, EOG, seismiskos un citus signālus.

Ar promocijas darbu saistītās autora publikācijas:

- Ozols K., Shavelis R., *Amplitude Adaptive ASDM without Envelope Encoding*, 2016 24th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), Budapesta, 2016, pp. 165–169.
- Ozols K., *Implementation of reception and real-time decoding of ASDM encoded and wirelessly transmitted signals*, 2015 25th International Conference Radioelektronika (RA-DIOELEKTRONIKA), Pardubice, 2015, pp. 236–239.
- Ozols K., Greitans M., Shavelis R., *Amplitude Adaptive Asynchronous Sigma-Delta Modulator*, 2013 8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA 2013), Trieste, 2013, pp. 460–464
- Ozols K., Greitans M., Shavelis R., *EEG Data Acquisition System Based on Asynchronous Sigma-Delta Modulator*, 2012 13th Biennial Baltic Electronics Conference, Tallinn, 2012, pp. 183–186.

Promocijas darba zinātniskos rezultātus autors prezentējis šādās starptautiskās konferencēs:

- "13th Biennial Baltic Electronics Conference", 3–5 October 2012, Tallin, Estonia;
- "8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA 2013)", 4–6 September 2014, Trieste, Italy;
- "The Microwave and Radio Electronics Week 2015 (MAREW2015)", 21–23 April, Pardubice, Czech Republic;
- "24th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)", 28 August to 2 September 2016, Budapest, Hungary.

Promocijas darbs ir izstrādāts Elektronikas un datorzinātņu institūtā, Rīgā, Latvijā. Iegūtie rezultāti ir izmantoti šādos projektos:

- Valsts pētījumu programma “Kiberfizikālās sistēmas, ontoloģijas un biofotonika drošai & viedai pilsētai un sabiedrībai” (SOPHIS). Projekts Nr. 4. “Tehnoloģijas drošai un uzticamai gudrajai pilsētai” (GUDPILS);
- Eiropas Sociālā fonda projekts “Viedo sensoru un tīklotu iegulto sistēmu pētījumu un attīstības centrs (VieSenTIS)”. Projekta Nr. ”2009/0219/1DP/1.1.1.2.0/09/APIA/VIAA/020”.

## **Darba struktūra un apjoms**

Promocijas darba apjoms ir 174 lpp., un tam ir piecas nodaļas. Darba 1. nodaļā tiek veikts literatūras pārskats un analīze saistībā ar neironu aktivitātēm, potenciāliem, smadzeņu ritmiem, EEG signālu īpašībām un to mērīšanas paņēmieniem. Papildus tiek veikta arī padziļināta sinhrono un asinhrono ACP analīze. Nodaļā tiek novērtētas katra ACP priekšrocības un trūkumi, kā arī piemērotība *BCI* lietojumam. Balstoties uz analīzes rezultātiem, *BCI* piemērotākais ACP tiek izvēlēts padziļinātākai analīzei 2. nodaļā, kas veltīta pētījumiem saistībā ar ASDM, kas iekļauj signāla kodēšanas un atjaunošanas fundamentālos principus. Nodaļā papildus tiek identificētas un analizētas ASDM lielākās priekšrocības un trūkumi. Zinot ASDM trūkumus, 3. nodaļā tiek piedāvāta un aprakstīta jauna AA-ASDM metode. Šajā nodaļā tiek aprakstīti galvenie principi signāla kodēšanai, atjaunošanai, kā arī ātrai un reāllaika atjaunošanai ar AA-ASDM. Lai praksē pārbaudītu un novērtētu izstrādāto teoriju, 4. nodaļā tiek veiktas dažādas simulācijas un modelēšanas, kā arī projektēšanas un fiziskas ierīces realizācijas gan ASDM (izmantojot kā atbalsta arhitektūru), gan AA-ASDM. Darba nobeigumā, 5. nodaļā, tiek izdarīti secinājumi. Pielikumos ir pievienoti ar darba izklāstu saistītie matemātiskie izvedumi un *Matlab* kodi.

Promocijas darbs ir balstīts uz šādām publikācijām: [\[11\]](#), [\[12\]](#), [\[13\]](#) [\[14\]](#). Šeit un arī turpmāk darbā literatūras avoti ar autora ieguldījumu tiks pasvītroti un rakstīti treknrakstā.

# 1. PAMATOJUMS UN SAISTĪTAIS DARBS

Šīs nodaļas galvenais mērķis ir EEG signālu kodēšanai un *BCI* vispārīgam lietojumam izvēlēties atbilstošāko ACP. Lai sasniegtu šo mērķi, vispirms ir nepieciešams saprast EEG signālu būtību un *BCI* sistēmas darbību. Tad, balstoties uz EEG signālu īpašībām un *BCI* sistēmas īpatnībām, definēt ACP kritērijus, kurus turpmāk izmantot, lai identificētu un analizētu līdzšinējos pētījumus sinhrono un asinhrono ACP jomā. Visbeidzot, veicot visu raksturoto ACP salīdzināšanu, izvēlēties vispiemērotāko/daudzsološāko ACP padziļinātākai analīzei 2.nodaļā.

## 1.1. Elektroencefalogrammas signāli

Cilvēka smadzenēs ir vairāk nekā 100 miljardi neironu, kas vada elektriskos impulsus un ir nervu sistēmas pamatelements. Izmantojot speciālus elektrodus, novietotus uz cilvēka galvas, šos elektriskos impulsus ir iespējams izmērīt neinvazīvā veidā. Izmērītos signālus sauc par EEG signāliem, un tos galvenokārt veido pieci smadzeņu ritmi: delta (0,2–3,9 Hz), teta (4,0–7,9 Hz), alfa (8,0–12,9 Hz), beta (13–40 Hz) un gamma (40+ Hz). Līdz ar to tipiskā EEG signālu frekvence ir starp 0,2 Hz un 50 Hz un amplitūda, mērot no galvas virsmas, ir starp 0,5  $\mu\text{V}$  un 200  $\mu\text{V}$ .

Izmantojot EEG signālus, ir iespējams izveidot *BCI*, ar kuras palīdzību ar domu spēku ir iespējams kontrolēt citas elektriskas vai elektromehāniskas ierīces. Vienkāršojot, *BCI* sistēma sastāv no elektrodiem (sensori), pastiprinātāja, ACP, raidītāja, uztvērēja un datora.

Tā kā pēdējo gadu tendence ir šādas *BCI* sistēmas aprīkot ar bezvadu datu pārraidi, ir būtiski spēt samazināt enerģijas patēriņu sistēmas veidojošajās komponentēs. Viena no šādām komponentēm, kurā iespējams būtiski samazināt enerģijas patēriņu, ir ACP. Turklāt, izmantojot atbilstošu ACP, ir iespējams samazināt arī pārraidāmo datu apjomu, tādā veidā samazinot arī paša raidītāja enerģijas patēriņu.

## 1.2. Analogciparu pārveidotāji

Atbilstošākā ACP izvēlei EEG signālu kodēšanai un *BCI* vispārīgam lietojumam šīs nodaļas ietvaros pieci sinhronie un pieci asinhronie ACP tika analizēti attiecībā pret kritērijiem, kuri izvēlēti, balstoties uz EEG signālu īpašībām un esošo situāciju *BCI* jomā. Šie kritēriji ir: energoefektivitāte (jo mazāk patērē, jo labāk), kodēšanas sarežģītība (jo mazāku laukumu aizņem uz silīcija kristāla, jo labāk), izšķirtspēja (vismaz 12 biti) un diskretizācijas frekvence (vismaz 400 nolases sekundē).

### Sinhronie analogciparu pārveidotāji

Šī brīža populārākie sinhronie ACP ir acumirkīgais ACP (*Flash ADC*), virknes ACP (*Pipeline ADC*), digitālās rampas ACP (*Digital Ramp ADC*), izsekojošais ACP (*Tracking ADC*), SAR ACP un sigma-delta ACP. Tos sauc par sinhronajiem ACP, jo tajos tiek izmantots takts impulsu ģenerators, ar kura palīdzību uz takts kāpjošās vai krītošās frontes tiek izmainīts ACP stāvoklis. Šajā nodaļā, balstoties uz izvīrītājiem kritērijiem, tiek raksturoti un analizēti visi iepriekš minētie ACP.

**Acumirkīgais ACP** nav piemērots EEG signālu kodēšanai, jo neviens no literatūrā atrodamajiem ACP nespēj nodrošināt nepieciešamo 12 bitu izšķirtspēju. Turklāt gan jaudas patēriņš (98 000  $\mu\text{W}$ ), gan ķēdes sarežģītība (0,253  $\text{mm}^2$ ) ir relatīvi liela. Izmantojot dažādus specifiskus

risinājumus, izšķirtspēju var palielināt, bet tad gan jaudas patēriņš, gan ķēdes sarežģītība kļūst vēl lielāka. Izmantojot divpakāpju acumirkliġo ACP, jaudas patēriņu un sarežģītību ir iespējams samazināt, bet tad palielinās aizture. Acumirkliġais ACP ir paredzēts zemas izšķirtspējas un augstas diskretizācijas frekvences lietojumam, tāpēc neder *BCI* lietojumam, kur nepieciešams pretējais. [15]

**Virknes ACP** atbilst izšķirtspējas un diskretizācijas frekvences kritērijam, bet to jaudas patēriņš ir salīdzinoši liels ( $30\,000\ \mu\text{W}$ ) un ķēdes sarežģītība ļoti augsta ( $0,86\ \text{mm}^2$ ). Līdz ar to virknes ACP varētu izmantot EEG signālu kodēšanai, tomēr tā nav labākā izvēle *BCI* lietojumam, kur nepieciešams zems jaudas patēriņš un mazi izmēri. [16]

**Digitālās rampas ACP** ir iespējams realizēt ļoti mazos izmēros ( $0,017\ \text{mm}^2$ ), kas padara to pievilcīgu *BCI* lietojumam. No otras puses, lai gan tas spēj nodrošināt nepieciešamo izšķirtspēju un diskretizācijas frekvenci, tā jaudas patēriņš ir liels ( $3800\ \mu\text{W}$ ), padarot to mazāk noderīgu *BCI* lietojumam. [17]

**Izsekojošais ACP** spēj nodrošināt nepieciešamo izšķirtspēju un diskretizācijas frekvenci, bet tā jaudas patēriņš ( $50\,000\ \mu\text{W}$ ) un ķēdes sarežģītība ( $0,35\ \text{mm}^2$ ) ir pārāk liela *BCI* lietojumam. [18]

**SAR ACP** ir viena no labākajām izvēlēm EEG signālu kodēšanai un *BCI* lietojumam kopumā, jo tas spēj nodrošināt ne tikai nepieciešamo izšķirtspēju un diskretizācijas frekvenci, bet tam ir arī zems jaudas patēriņš ( $0,10\ \mu\text{W}$ ), neskatoties uz to, ka ķēdes sarežģītība ir relatīvi liela ( $0,3\ \text{mm}^2$ ). [19]

**Sigma-delta ACP** līdzīgi kā SAR ACP ir ļoti atbilstošs EEG signālu kodēšanai un *BCI* lietojumam kopumā. Tas spēj nodrošināt ļoti augstu izšķirtspēju (līdz pat 32 bitiem), atbilstošu diskretizācijas frekvenci, un tam ir zems jaudas patēriņš (12 bitiem –  $13,3\ \mu\text{W}$ ). Vienīġgais trūkums ir augstā ķēdes sarežģītība. Lai realizētu sigma-delta ACP silīcija kristālā, nepieciešams  $0,51\ \text{mm}^2$  liels laukums. [20]

### Asinhronie analogciparu pārveidotāji

Lai gan daži no iepriekš raksturotajiem sinhronajiem ACP spēj apmierināt definētās prasības/kritērijus un tos varētu lietot EEG signālu kodēšanai un *BCI* sistēmā, tiem tomēr ir arī vājās puses, kas saistītas ar elektromagnētisko interferenci (EMI), ķēdes sarežģītību, jutību pret barošanas sprieguma un temperatūras izmaiņām, pastāv aiztures utt. [6], [7].

Sinhrono ACP alternatīva ir asinhronie ACP, kas savu labo īpašību dēļ nereti tiek lietoti nestacionāru signālu kodēšanā [21], [8]. Tā kā EEG signāls ir plaša dinamiskā diapazona signāls, nevienmērīgas diskretizācijas metodēm ir liels potenciāls samazināt enerģijas patēriņu, ķēdes sarežģītību kodēšanas daļā un *BCI* sistēmā izvairīties no nevajadzīgas EMI [8]. Šī iemesla dēļ šīs nodaļas ietvaros tiek raksturotas populārākās nevienmērīgas diskretizācijas metodes, kā arī tiek veikta to analīze attiecībā pret izvirzītajiem kritērijiem.

**Nulles līmeņa šķērsojumu ACP** ir ļoti vienkārša arhitektūra, zema sarežģītība un potenciāli zems jaudas patēriņš, to nevar izmantot EEG signālu kodēšanai, jo tas nespēj nodrošināt nepieciešamo izšķirtspēju [22].

**Sinusa šķērsojumu ACP** varētu izmantot EEG signālu kodēšanai, jo tam ir zema ķēdes sarežģītība un potenciāli arī jaudas patēriņš, bet diemžēl darba rakstīšanas laikā netika atrasta neviena fiziska šī ACP realizācija, tāpēc nebija iespējams novērtēt tā patieso veiktspēju [23].

**Līmeņu šķērsojumu ACP** var izmantot EEG signālu kodēšanai, jo tam ir vienkārša arhitektūra un zems jaudas patēriņš (no  $582\ \text{nW}$ ), bet tas ir spēcīgākā tikai zemas izšķirtspējas gadījumos.

Vēlamajiem 12 bitiem gan ķēdes sarežģītība ( $0,30 \text{ mm}^2$ ), gan jaudas patēriņš ( $9 \mu\text{W}$ ) pieaug un padara to mazāk pievilcīgu *BCI* lietojumam. [24]

**ASDM** savu labo īpašību dēļ var izmantot EEG signālu kodēšanai un *BCI* sistēmā. ASDM ir ļoti zems jaudas patēriņš (no  $9,4 \text{ nW}$ ) un zema ķēdes sarežģītība ( $0,026 \text{ mm}^2$ ), kā arī tas spēj nodrošināt vēlamu izšķirtspēju un diskretizācijas frekvenci. Vienīgais ASDM trūkums ir sarežģīta un resursus prasosa signāla atjaunošana. [25]

**Pīķu kodēšanas ACP** ir energoefektīva SAR ACP modifikācija, un potenciāli to varētu lietot EEG signālu kodēšanai. Bet diemžēl darba rakstīšanas laikā tika atrasta tikai viena fiziska realizācija ar 8 biti, tāpēc nebija iespējams novērtēt šī ACP patieso veiktspēju. [26]

### 1.3. Secinājumi

Katrā no raksturotajiem ACP eksistē kompromisi. Visu ACP salīdzinājums ir parādīts 1.1. tabulā.

1.1. tabula

Dažādu ACP veidu salīdzinājums, kur katrā no veidiem, balstoties uz izvirzītajiem kritērijiem, ir izvēlēts visatbilstošākais ACP EEG kodēšanai un *BCI* lietojumam

ACP veids	Jaudas patēriņš ( $\mu\text{W}$ )	Aizņemtais laukums ( $\text{mm}^2$ )	Izšķirtspēja (bits)	Diskretizācijas frekv. (MS/s)
Acumirklīgais ACP	90 800	0,253	8	2000
Virknes ACP	30 000	0,860	12	25
Digitālās rampas ACP	3800	0,017	12	0,746
Izsekojošais ACP	50 000	0,350	12	0,0005
SAR ACP	0,100	0,300	12	0,020
Sigma-delta ACP	13,30	0,510	12	0,0005
Sinusa sķērsojumu ACP	110*	-	12*	60*
Līmeņu sķērsojumu ACP	1700	0,300	12	0,228
ASDM	0,040	0,026	12	0,0004
Pīķu kodēšanas ACP	15	0,230	8	1,25

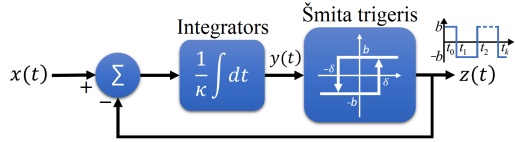
Ņemot vērā 1.2. nodaļā veikto analīzi un 1.1. tabulu, var secināt, ka vispiemērotākie ACP EEG signālu kodēšanai un *BCI* lietojumam ir SAR ACP un ASDM. Apsverot šo abu ACP parametrus un zinot asinhrono ACP priekšrocības, kā, piemēram, zems enerģijas patēriņš, zema EMI, zema jutība pret barošanas sprieguma un temperatūras izmaiņām, zema sarežģītība un mazas aiztures, kā arī modularitāte, takts ģenerators neesamība un liels potenciāls enerģijas patēriņa samazinājumam, ja tiek lietots EEG signālu kodēšanai [6], [7], ASDM tiek izvēlēts turpmākai, padziļinātākai analīzei, pētījumiem un uzlabojumu meklējumiem.

Lai gan ASDM ir daudz priekšrocību, asinhrono sistēmu izmantošana reālās dzīves lietojumos ir ierobežota nesavietojamības dēļ ar klasiskajām (sinhronajām) sistēmām. Rezultātā šajā jomā ir arvien mazāk pētījumu, tādā veidā bremzējot šīs jomas attīstību. Šī iemesla dēļ darba autors uzskata, ka ir svarīgi saprast asinhrono sistēmu patieso potenciālu, un veltīs sevi ASDM pētījumiem un jomas attīstīšanai.

## 2. ASINHRONAIS SIGMA-DELTA MODULATORS

### 2.1. Signāla kodēšana

ASDM ir ACP, kas bez takts impulsu ģeneratora ieejas signāla  $x(t)$  amplitūdas informāciju energoefektīvā veidā pārvērš laika informācijā jeb laika secībā  $t_k$ . ASDM blokshēma ir parādīta 2.1. attēlā. ASDM sastāv no integratora, kura parametrs  $\kappa$ , neinvertējošā Šmita trigeris, kura parametrs  $\delta$  un  $b$ , un negatīvas atgriezeniskās saites. Minēto parametru vērtības nosaka vidējo trigeris pārslēgšanās biežumu. [27] [28]



2.1. att. Asinhronā Sigma-delta modulatora (ASDM) blokshēma [27] [11].

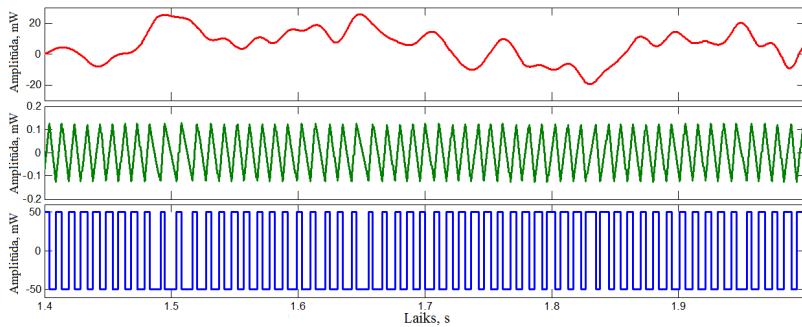
Ieejas signāla  $x(t)$  amplitūda ir ierobežota šādās robežās:  $|x(t)| \leq c < b$  [28]. Tā kā trigeris izejas signāla  $z(t)$  vērtība ir  $b$  vai  $-b$ , uz integratora ieeju attiecīgi tiek padots  $x(t) + b$  vai  $x(t) - b$ . Seko, ka integratora izeja  $y(t)$  ir vai nu augoša, vai dilstoša funkcija, ja  $t \in [t_k, t_{k+1}]$ . Tātad  $y(t_k) = (-1)^k \delta$ . Sakarību, kas saista  $t_k$  ar ieejas signālu  $x(t)$ , var izteikt ar [29] vienādojumu :

$$\int_{t_k}^{t_{k+1}} x(t) dt = (-1)^k [2\kappa\delta - b(t_{k+1} - t_k)]. \quad (2.1)$$

Zinot, ka  $|x(t)| \leq c < b$ , attālums starp secīgiem trigeris pārslēgšanās punktiem  $t_k$  un  $t_{k+1}$  ir ierobežots [30]:

$$\tau_{\min} = \frac{2\kappa\delta}{b+c} \leq t_{k+1} - t_k \leq \frac{2\kappa\delta}{b-c} = \tau_{\max}. \quad (2.2)$$

ASDM darbības princips ir parādīts 2.2. attēlā.



2.2. att. ASDM darbības princips. EEG signāls (sarkanā līnija) un atbilstošais ASDM integratora izejas signāls  $y(t)$  (zaļā līnija), un trigeris izejas signāls  $z(t)$  (zilā līnija).

Pieņemot, ka ieejas signāla amplitūda ir  $A_0 = 1$ , ASDM signāla un trokšņa attiecību (SNR) var aprēķināt pēc šādas formulas [31]:

$$SNR = 10\log_{10}\left(\frac{P_s}{P_N}\right) = 10\log_{10}\left(\frac{3}{8}\frac{\bar{T}}{2T_{res}^2 F_{max}}\right) = 10\log_{10}\frac{3}{8}\frac{\bar{T}}{2F_{max}} + 20\log_{10}f_{res}, \quad (2.3)$$

kur  $P_s$  ir sinusoidāla signāla jauda,  $P_N$  ir trokšņa jauda  $2F_{max}$  joslā,  $\bar{T}$  ir konstanta vidējā vērtība divu secīgu impulsu garumam  $T_k$ , bet  $T_{res} = \frac{1}{f_{res}}$  apzīmē laika mērītāja/taimera ( $TDC$ ) izšķirtspēju. Zinot SNR, ir iespējams aprēķināt ASDM bitus:  $ENOB = \frac{SNR-1,76}{6,02}$ . [32] Seko, ka, divkāršojot  $TDC$  frekvenci  $f_{res}$ , ASDM SNR palielinās pa 6dB, bet ENOB – par 1 bitu.

## 2.2. Signāla atjaunošana

Ja ASDM ieejas signālu  $x(t)$  reprezentē kā

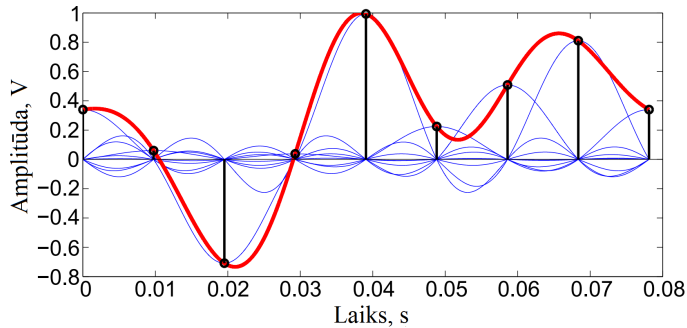
$$x(t) = \sum_{n \in Z} a_n g(t - \tau_n), \quad (2.4)$$

kur  $g(t) = \frac{\sin \Omega t}{\pi t} = \frac{\Omega}{\pi} \text{sinc}(\Omega t)$  ir ideāla zemfrekvenču filtra ar nogriešanas frekvenci  $\Omega$  impulsa reakcija un  $\tau_n = \frac{t_k + t_{k+1}}{2}$ , bet  $a_n$  ir nezināmie koeficienti, kuri jāatrod. No (2.1) un (2.4) seko, ka koeficientu vērtības var izteikt, kā [28]:

$$\mathbf{a} = \mathbf{G}^+ \mathbf{q}, \quad (2.5)$$

kur  $\mathbf{G}^+$  ir pseidoinversā  $\mathbf{G}$  matrica, bet vektora  $\mathbf{q}$  un matricas  $\mathbf{G}$  elementi ir  $q_k = (-1)^k(2k\delta - b(t_{k+1} - t_k))$  un  $G_{kn} = \int_{t_k}^{t_{k+1}} g(t - \tau_n) dt$ . [28]

Kā grafiski redzams 2.3. attēlā, atrodot koeficientu  $\mathbf{a}$  vērtības (melnie stabiņi) un tās pareiznot ar sinc funkcijām  $g(t - \tau_n)$  (zilās līnijas), kas tad tiek summētas kopā, ir iespējams atjaunot sākotnējo signālu  $x(t)$  (sarkanā līnija).



2.3. att. Signāla atjaunošanas vizualizācija. Koeficienti  $\mathbf{a}$  (melnie stabiņi), sinc funkcijas  $g(t - \tau_n)$  (zilās līnijas), atjaunotais EEG signāls (sarkanā līnija).

Tā kā matricas  $\mathbf{G}$  elementu  $G_{k,n}$  skaitliskajam aprēķinam ir nepieciešams uzdot  $g(t)$  funkciju ar pietiekami mazu soli un ir jāveic  $\mathbf{G}$  matricas pseidoinversija, iepriekš minētā signāla atjauno-

šanas metode ir laika un resursu ietilpīga, un to nevar izmantot reāllaika lietojumam. Tāpēc, lai paātrinātu signāla atjaunošanu, tiek lietota šāda izteiksme, kas apraksta atjaunoto signālu [13], [33]:

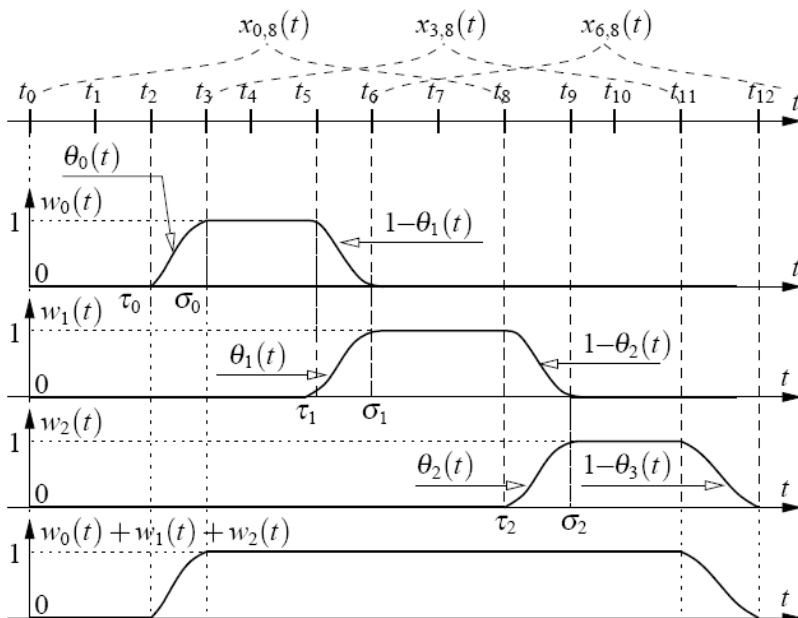
$$\hat{x}(t) = \frac{j2\pi F_{\max}}{M} \sum_{m=-M}^M mv_m e^{jm \frac{2\pi F_{\max}}{M} t}, \quad (2.6)$$

kur nezināmie koeficienti  $v_m$  tiek atrasti:  $\mathbf{v} = \xi \Phi^+ \mathbf{RDP}^{-1} \mathbf{q}$  (vienādojuma elementu izteiksmes ir pieejamas pilnajā promocijas darbā).

Tomēr, lai arī tiek izmantota ātrā signāla atjaunošanas metode, t. i., signālu ir iespējams atjaunot daudz ātrāk (skatīt 4.1.1. nodaļu), to vēl joprojām nav iespējams atjaunot reāllaikā, jo pirms atjaunošanas ir nepieciešams uzkrāt un saglabāt ASDM izejas pārslēgšanās laika momentus. Lai būtu iespējams signālu atjaunot reāllaikā, signāls ir jāatjauno, izmantojot īsus intervālus [34]:

$$\hat{x}(t) = \sum_{m \in Z} \hat{x}_m(t) w_m(t),$$

kur  $t \in [t_{mJ}, t_{mJ+L}]$ , bet  $w_m(t)$  ir loga funkcija, kas definēta, kā norādīts (2.7). Šajā gadījumā  $m = 0, 1, 2, \dots$  apzīmē intervāla kārtas numuru,  $J$  nosaka pārslēgumu skaitu, pēc kuriem var sākties nākamā intervāla atjaunošana, bet  $L$  ir pārslēgumu skaits, kas nosaka intervāla garumu (2.4. att.).



2.4. att. Signāla atjaunošana reāllaikā, izmantojot intervālu pieceju [34]. Šajā gadījumā  $t_0 = 0$ ,  $L = 8$ ,  $M = 2$ ,  $K = 1$  ( $J = 3$ ),  $x_{mJ,L}(t)$ .



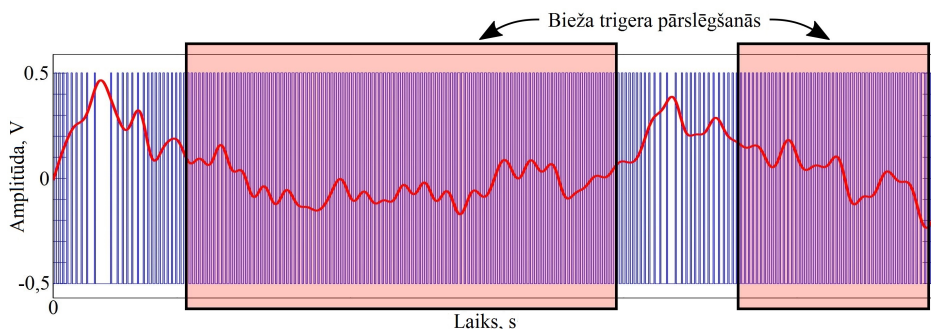
$$w_m(t) = \begin{cases} 0, & \text{ja } t \notin (\tau_m, \sigma_{m+1}], \\ \theta_m(t), & \text{ja } t \in (\tau_m, \sigma_m], \\ 1, & \text{ja } t \notin (\sigma_m, \tau_{m+1}], \\ 1 - \theta_{m+1}(t), & \text{ja } t \in (\tau_{m+1}, \sigma_{m+1}], \end{cases} \quad (2.7)$$

kur  $\tau_m = t_{mJ+M}$ ,  $\sigma_m = t_{mJ+M+K}$  un  $\theta_m(t) = \sin^2 \frac{\pi(t-\tau_m)}{2(\sigma_m-\tau_m)}$ .

### 2.3. Priekšrocības un trūkumi

ASDM galvenās priekšrocības, kas padara to piemērotu *BCI* lietojumam, ir zems enerģijas patēriņš, zema sarežģītība un elektromagnētiskā interference, imunitāte pret metastabilu uzvedību, modularitāte, takts impulsu ģeneratora neesamība u. c. [35], [36], [37].

Lai gan ASDM ir daudz priekšrocību, kas padara to par vienu no labākajām EEG signālu kodēšanai izvēlēm un *BCI* lietojumam, tam ir arī dažas nepilnības, viena no kurām ir pārlietu bieža izejas trigeru slēgšanās, kad ASDM tiek izmantots plaša dinamiskā diapazona signālu, piemēram, EEG signālu, kodēšanai (2.5. att.) [12].



2.5. att. EEG signāls (sarkanā līnija) un ASDM trigeru izejas signāls (zilā līnija).

Tā kā EEG signāliem ir plašs dinamiskais diapazons, ASDM ķēdē parādās augsta slēgšanās aktivitāte brīžos, kad ieejas signāla amplitūda ir zema, tādā veidā rodas paaugstināts bezvadu *BCI* sistēmas jaudas patēriņš, kā arī samazinās signāla atjaunošanas precizitāte šajās vietās.

### 2.4. Secinājumi

Lielākais ASDM trūkums ir pārlietu bieža izejas trigeru slēgšanās, kad ASDM tiek izmantots plaša dinamiskā diapazona signālu kodēšanai. Tas ir saistīts ar ASDM ķēdes parametru izvēli, kas tiek noteikti, ņemot vērā signāla maksimālo vērtību, kuru signāls nekad nepārsniedz. Tā kā signāla amplitūda laikā mainās, priekšlikums ir konstantas vērtības vietā izmantot laikā mainīgu maksimālo vērtību, ko signāls arī nekad nepārsniedz. Šāds uzlabojums ļautu samazināt ķēdes slēgšanos un līdz ar to arī bezvadu *BCI* sistēmas jaudas patēriņu, jo būs nepieciešams pārraidīt mazāk laika momentu, kas savukārt krietni samazina raidītāja jaudas patēriņu. Piedāvātā amplitūdas adaptīvā metode ir aprakstīta 3. nodaļā.

### 3. AMPLITŪDAS ADAPTĪVS ASINHRONAIS SIGMA-DELTA MODULATORŠ

Lai uzlabotu ASDM veiktspēju, šajā nodaļā tiek piedāvāta un aprakstīta jauna metode: amplitūdas adaptīvs asinhronais sigma-delta modulators.

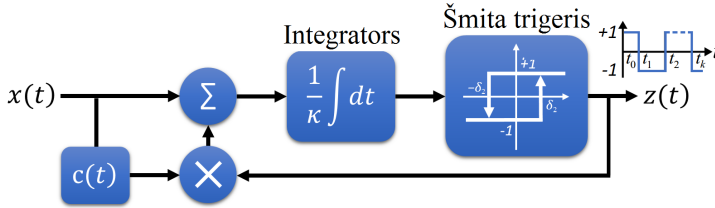
Tā kā signāla aplicēja laikā mainās, priekšlikums ir konstantas vērtības  $b$  vietā izmantot laikā mainīgu maksimālo vērtību  $c(t)$ , ko signāls nekad nepārsniedz, t. i., mainīt ASDM ķēdes parametru  $b$  saskaņā ar  $c(t)$ , nodrošinot, ka maksimālais attālums starp diviem secīgiem trigeru pārslēgšanās laika momentiem  $t_k$  un  $t_{k+1}$  ir [12]:

$$\tau_{\max 2}(t) = \frac{2\kappa\delta_2}{b_2(t) - c(t)} = \text{const} = T, \quad (3.1)$$

kur  $b_2(t)$  un  $\delta_2$  ir trigeru histerēzes parametri. Šajā gadījumā starpībai  $b_2(t) - c(t)$  ir jābūt konstantai, tāpēc  $b_2(t)$  var pierakstīt kā  $b_2(t) = c(t) + \beta C$ , kur  $C$  ir  $|x(t)|$  maksimālā vērtība un  $\beta > 0$ . Seko, ka minimālais attālums ir [12]:

$$\tau_{\min 2}(t) = \frac{2\kappa\delta_2}{b_2(t) + c(t)} = \frac{T}{1 + 2c(t)/(\beta C)}. \quad (3.2)$$

Piedāvātā AA-ASDM blokshēma ir parādīta 3.1. attēlā [12].



3.1. att. Amplitūdas adaptīva asinhronā sigma-delta modulatora blokshēma.

Kā redzams 2.1. attēlā, papildus ASDM ķēdei atgriezeniskajai saitei ir pieslēgts aplicējas detektors ar izeju  $c(t)$ . Šajā gadījumā sakarību, kas saista AA-ASDM  $t_k$  ar ieejas signālu  $x(t)$ , var izteikt ar vienādojumu [12]:

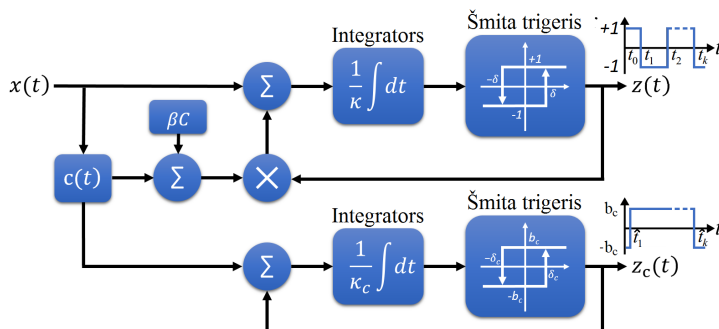
$$\int_{t_k}^{t_{k+1}} x(t) dt = (-1)^k [2\kappa\delta - \int_{t_k}^{t_{k+1}} c(t) dt], \quad (3.3)$$

kur  $\kappa$  un  $\delta$  ir AA-ASDM ķēdes parametri. Piedāvātā metode ļauj samazināt izejas trigeru slēgšanos un līdz ar to arī bezvadu BCI sistēmas enerģijas patēriņu.

Balstoties uz iepriekš minēto, turpmāk darbā tiek piedāvātas un aprakstītas divas amplitūdas adaptīvas metodes: 1) AA-ASDM1 ar atsevišķu aplicējas kodēšanu (3.1. nodaļa) un 2) AA-ASDM2 bez atsevišķas aplicējas kodēšanas (3.2. nodaļa).

### 3.1. AA-ASDM ar atsevišķu apliecējas kodēšanu

Šajā gadījumā, lai atjaunotu  $x(t)$  signālu, ir nepieciešams zināt arī apliecējas signālu  $c(t)$ , tāpēc tas ir kodēts ar citu ASDM (3.2. att.) [12].



3.2. att. Amplitūdas adaptīva asinhronā sigma-delta modulatora ar atsevišķu apliecējas kodēšanu (AA-ASDM1) blokskāma.

Lai AA-ASDM1 būtu mazāk trigeru pārslēgumu nekā ASDM,  $c(t)$  signālam salīdzinājumā ar  $x(t)$  ir jābūt ar zemāku frekvenci.

Lai arī šajā gadījumā signāla atjaunošana paliek sarežģītāka, samazināts trigeru pārslēgšanās biežums ļauj samazināt bezvadu BCI sistēmas jaudas patēriņu. AA-ASDM1 metodes efektivitāte ir novērtēta, veicot simulācijas (skatīt 4.1.2. nodaļu). Lai arī tiek samazināts trigeru pārslēgumu skaits, no saņemtajiem laika momentiem vēl joprojām ir iespējams perfekti atjaunot sākotnējo signālu. [12]

Lai atjaunotu sākotnējo signālu, vispirms ir nepieciešams atjaunot apliecējas signālu  $c(t)$ . Kad  $c(t)$  ir atjaunots, no saņemtās laika secības  $t_k$  ir iespējams atjaunot sākotnējo  $x(t)$  signālu, atrodot nezināmo koeficientu vērtības [33], [12]:

$$\hat{\mathbf{a}} = \mathbf{G}^+ \mathbf{q}, \quad (3.4)$$

kur  $q_k = (-1)^k (2\kappa\delta - \beta C(t_{k+1} - t_k) - \int_{t_k}^{t_{k+1}} c(t) dt)$  un  $G_{kn} = \int_{t_k}^{t_{k+1}} g(t - \tau_n) dt$ .

Līdzīgi kā ASDM gadījumā (skatīt 2.2. nodaļu) piedāvātā signālu atjaunošanas metode ir laika un resursu ietilpīga un to nevar izmantot reāllaika lietojumam, tāpēc darbā tiek izmantotas ātrā un reāllaika atjaunošanas metode. Abu šo metožu apraksts un matemātiskie vienādojumi ir atrodami pilnajā promocijas darbā.

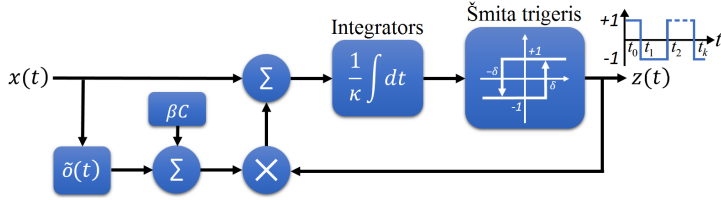
Lai gan AA-ASDM1 ir mazāk trigeru pārslēgumu nekā ASDM, tā efektivitāti varētu uzlabot, ja nebūtu nepieciešams atsevišķi kodēt un pārraidīt laikā mainīgās apliecējas signālu, kas nepieciešams sākotnējā signāla atjaunošanai.

### 3.2. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas

Turpmākie pētījumi ļāvuši rast risinājumu, kas ne tikai atrisina AA-ASDM1 problēmu, kur nepieciešams atsevišķi kodēt un pārraidīt apliecēju, bet ļauj arī vēl vairāk samazināt trigeru slēgša-

nos. Piedāvātā metode parāda, kā izvēlēties tādu laikā mainīgu apliecēju, kuru nav nepieciešams atsevišķi kodēt un pārraidīt, lai būtu iespējams atjaunot sākotnējo signālu.

Sakarība starp ieejas signālu  $x(t)$  un izejas signāla  $z(t)$  pārslēgumu laika momentiem  $t_k$  ir uzdots ar tādu pašu integrāļa vienādojumu kā AA-ASDM1 gadījumā (skatīt (3.3)), tikai šajā gadījumā ir ieteikts lietot šādu laikā mainīgu apliecējas funkciju:  $\tilde{o}(t) = 0,25 + x^2(t)$ , kur nevienādība  $\tilde{o}(t) \geq |x(t)|$  ir spēkā visiem  $x(t) \in [-1, 1]$ . Šāda funkcija nepieprasa atsevišķu kodēšanas ķēdi, lai būtu iespējams atjaunot sākotnējo signālu (3.3. att.). **[14]**



3.3. att. Amplitūdas adaptīva asinhronā sigma-delta modulatora bez atsevišķas apliecējas kodēšanas (AA-ASDM2) blokshēma.

Ja ieejas signāls  $x(t)$  tiek reprezentēts kā  $x(t) = \sum_{n=0}^{N-1} \tilde{d}_n g_n(t)$ , kur  $\tilde{d}_n$  ir nezināmie koeficienti, bet  $g_n(t)$  izvēlētas bāzes funkcijas, tad nezināmie koeficienti  $\tilde{\mathbf{d}}$  tiek atrasti, minimizējot kopējo kļūdas vērtību, izteiksmē **[14]**:

$$\sum_{k=1}^{K-1} \left( \tilde{\mathbf{d}}^T \cdot \mathbf{g}_k + (-1)^k \tilde{\mathbf{d}}^T \cdot \hat{\mathbf{G}}_k \cdot \tilde{\mathbf{d}} - \tilde{q}_k \right)^2, \quad (3.5)$$

kur  $\tilde{q}_k = (-1)^k [2\kappa\delta - (\beta C + 0,25)(t_{k+1} - t_k)]$ ,  $\hat{G}_{kmn} = \int_{t_k}^{t_{k+1}} g_m(t)g_n(t)dt$ , bet

$$\mathbf{g}_k = \begin{bmatrix} \int_{t_k}^{t_{k+1}} g_0(t)dt \\ \int_{t_k}^{t_{k+1}} g_1(t)dt \\ \vdots \\ \int_{t_k}^{t_{k+1}} g_{N-1}(t)dt \end{bmatrix}. \quad (3.6)$$

Ieejas signālu  $x(t)$  var reprezentēt ar dažādām bāzes funkcijām  $g_n(t)$ . Ja izvēlas, ka  $g_n(t)$  ir sinc funkcija, tad gan ASDM, gan AA-ASDM1 gadījumā parādās divas problēmas: 1) šī funkcija nav pietiekami piemērota, lai reprezentētu laikā ierobežotus signālus; 2)  $\mathbf{g}_k$  un  $\hat{\mathbf{G}}_k$  aprēķins ir laikietilpīgs, un, tā kā integrālim neeksistē analītisks atrisinājums, šīs funkcijas nav arī perfekti precīzas. Lai atrisinātu šo problēmu, piedāvājums: sākotnējā signāla reprezentācijai sinc funkcijas vietā izmantot Furjē rindu. **[14]**

Izmantojot Furjē rindu un ņemot vērā AA-ASDM2 izejas laika secību  $\{t_k\}_{k=1,2,\dots,K}$  atbilstošajā laika periodā  $\Theta = t_K - t_1$ , ieejas signāls laika posmā  $t \in [t_1, t_K]$  tiek izteikts kā **[14]**:

$$x(t) = \tilde{d}_0 + \sum_{m=1}^M \left( \tilde{d}_m \cos\left(m \frac{2\pi}{\Theta} t\right) + \tilde{d}_{m+M} \sin\left(m \frac{2\pi}{\Theta} t\right) \right), \quad (3.7)$$

kur augšējā robeža  $M$  izriet no signāla joslas platuma  $\Omega$ :  $M = \left\lfloor \frac{\Omega\Theta}{2\pi} \right\rfloor$ .

Šāda  $x(t)$  reprezentācija ir labi piemērota, lai izteiktu laikā ierobežotus signālus, kuru garums ir  $\Theta$ . Tā ļauj veikt ātru un precīzu  $\mathbf{g}_k$  un  $\mathbf{G}_k$  aprēķinu. Reāllaika atjaunošana tiek veikta, izmantojot to pašu metodi, kas aprakstīta AA-ASDM1 gadījumā. [14]

Salīdzinot ar AA-ASDM1, AA-ASDM2 ļauj ne tikai vēl vairāk samazināt trigeru pārslēgumu skaitu ASDM, bet ļauj arī samazināt ātrumu un aizturi pie signāla atjaunošanas, saglabājot nepieciešamo precizitāti (skatīt 4.1.3. nodaļu) [14].

Attiecību starp minimālo ASDM pārslēgumu skaitu  $N_{\text{ASDM}}$  un maksimālo AA-ASDM pārslēgumu skaitu  $N_{\text{AA-ASDM}}$  var iegūt no šādas izteiksmes:

$$\frac{N_{\text{ASDM min}}}{N_{\text{AA-ASDM max}}} = \frac{1 - \gamma_x + \alpha}{\gamma_c + \gamma_x + \alpha}. \quad (3.8)$$

kur  $\gamma_x = \bar{x}_{abs}/C$  and  $\gamma_c = \bar{\delta}/C$  ir koeficienti, kuru elementi tiek izteikti kā  $\bar{x}_{abs} = \frac{1}{\Theta} \int_0^\Theta |x(t)| dt$ ,  $C$  ir signāla  $x(t)$  moduļa maksimālā vērtība, bet  $\bar{\delta} = \frac{1}{\Theta} \int_0^\Theta \delta(t) dt$  ir signāla  $x(t)$  laikā mainīgas aplikācijas  $\delta(t)$  vidējā vērtība. AA-ASDM2 gadījumā maksimālā attiecība ir vienāda ar 4.

Seko, ka AA-ASDM ir izteiktākas priekšrocības salīdzinājumā ar ASDM, ja ieejas signālam ir lielas no minimālās līdz maksimālai amplitūdai vērtības, salīdzinot ar signāla vidējo vērtību. Visu šo izteiksmju risinājumi ir pieejami pilnajā promocijas darbā.

### 3.3. Secinājumi

Lai samazinātu ASDM izejas trigeru pārslēgumu skaitu, šajā nodaļā tiek piedāvāta un detalizēti aprakstīta jauna metode: amplitūdas adaptīvs asinhronais sigma-delta modulators. Priekšlikums ir konstanta trigeru parametra vērtības  $b$  vietā izmantot laikā mainīgu maksimālo vērtību  $c(t)$ , kuru signāls nekad nepārsniedz, t. i., mainīt ASDM ķēdes parametru  $b$  saskaņā ar  $c(t)$ , nodrošinot, ka maksimālais attālums starp diviem secīgiem trigeru pārslēgšanās laika momentiem ir vienāds ar Naikvista soli  $T$ . Tiek piedāvātas divas pieejas: AA-ASDM1 un AA-ASDM2, kurām ir izteiktākas priekšrocības attiecībā pret ASDM, ja tās tiek lietotas plaša dinamiskā diapazona signāliem. Teorētiski, izmantojot AA-ASDM2, trigeru izejā var būt līdz pat 75 % mazāk pārslēgumu nekā ASDM gadījumā. Lai šo teoriju pārbaudītu praksē, AA-ASDM2 ir nepieciešams simulēt, modelēt, projektēt, salodēt un pārbaudīt, veicot dažādus testus. Tas tiek veikts nākamajā, 4. nodaļā.

## 4. EKSPERIMENTĀLIE PĒTĪJUMI

Lai praksē varētu pārbaudīt un novērtēt teoriju, kas izstrādāta 3. nodaļā, šajā nodaļā tiek veiktas dažādas simulācijas (*Matlab* vidē), modelēšanas (*SIMatrix* vidē), spiesto plašu projektēšana (*Altium Designer* vidē), kā arī ierīces izstrāde gan ASDM, gan AA-ASDM.

### 4.1. Simulācijas

Šajā nodaļā gan ASDM, gan AA-ASDM tiek simulēti un pārbaudīti ar reāliem elektroencefalogrammas (EEG) signāliem, kas iegūti no 14 kanālu *Emotiv EPOC* ierīces. Zinot tipiskās EEG signālu frekvences (skatīt 1.1. nodaļu), pirms kodēšanas, lai noņemtu troksni, iegūtie signāli tiek filtrēti, izmantojot zemfrekvenču filtru.

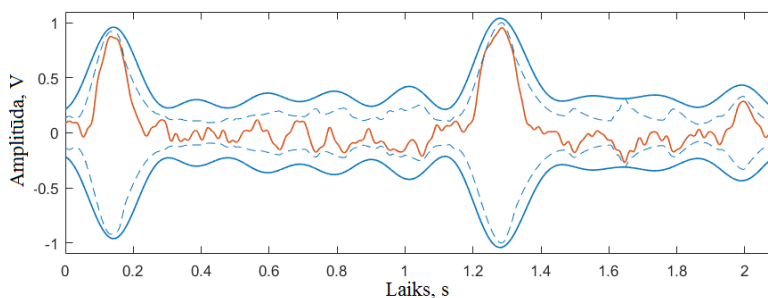
#### 4.1.1. Asinhronais sigma-delta modulators

ASDM eksperimentālie simulāciju rezultāti saistībā ar signāla kodēšanu, atjaunošanu, ātro un reāllaika atjaunošanu, kā arī ātruma, izšķirtspējas un kļūdas novērtējumiem ir pieejami pilnajā promocijas darbā un daļēji arī 4.1. tabulā un 4.2. tabulā.

#### 4.1.2. AA-ASDM ar atsevišķu apliecības kodēšanu

Balstoties uz teoriju, kas izstrādāta un aprakstīta 3.1. nodaļā, šajā nodaļā tiek simulēts un novērtēts AA-ASDM1. Vispirms, AA-ASDM1 parametrus ir nepieciešams uzstādīt tā, lai maksimālais attālums starp diviem trigeru pārslēgumu laika momentiem  $t_{k+1} - t_k$  nepārsniedz Naikvista soli, t. i.,  $\tau_{\max} \leq \frac{1}{2F_{\max}}$ . Šajā gadījumā AA-ASDM1 parametri tiek uzstādīti šādi:  $\kappa = 1$ ,  $b_2 = c(t) + \beta C$ , kur  $\beta$  ir konstante (0,1; 0,3; 0,7; 1; 1,3; 1,9 vai 2,5) un  $C$  ir maksimālā amplitūda absolūtajai EEG signāla vērtībai, bet  $\delta_2$  tiek aprēķināta ar šādu formulu:  $\delta_2 = 0,9\beta CT/2$ . Apliecības kodēšanai tiek uzstādīti šādi parametri:  $\kappa_c = 1$ ,  $b_c = 2C$  un  $\delta_c = C/4F_{\max,c}$ .

4.1. attēlā ir parādīts piemērs ar EEG ieejas signālu un tam atbilstošo apliecības funkciju, ja  $\beta = 0,1$ .

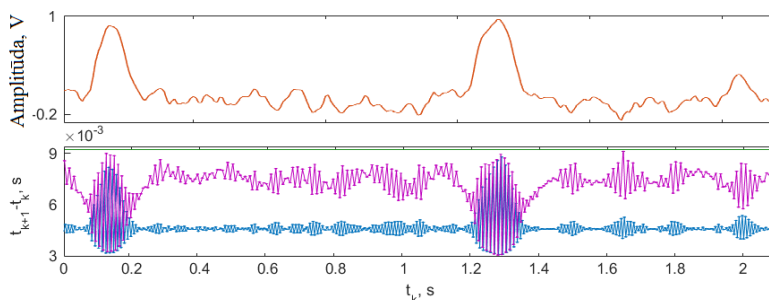


4.1. att. EEG ieejas signāls (sarkanā līnija) un tam atbilstošā apliecības funkcija (zilā līnija).

Ja tiek izmantota apliecēja, kas precīzāk izseko signāla absolūtajai vērtībai (raustītā līnija 4.1. att.), tad augšējā trigerī (3.2. att.) būs mazāk trigeru pārslēgumu, toties būs nepieciešams vairāk pārslēgumu apliecējas sakodēšanai.

Eksperimentālie simulāciju rezultāti parāda, ka pie dažādām  $\beta$  vērtībām un dažādiem EEG signāliem vidēji ir nepieciešami  $396 + 10 = 406$  (augšējais + apakšējais triggeris) pārslēgumi, ja  $\beta = 1$ , lai sakodētu 1 sekundi garu signālu, attiecīgi – 220 (ja  $\beta = 0, 3$ ), 166 (0,7), 153 (1), 146 (1,3), 139 (1,9), 135 (2,5).

4.2. attēlā redzams, ka, salīdzinot ar ASDM, AA-ASDM1 maksimālie attālumi starp trigeru pārslēgumiem tuvu  $T$  parādās visu laiku un  $\hat{t}_{k+1} - \hat{t}_k$  vērtības ir vairāk izkliedētas, tādā veidā ļaujot iegūt mazāku pārslēgumu skaitu.



4.2. att. EEG signāls (sarkanā līnija) un iegūtie attālumi starp trigeru pārslēgumiem ASDM gadījumā (zilā līnija) un AA-ASDM1 gadījumā (rozā līnija), un Naikvists solis (zaļā līnija).

AA-ASDM1 kodētu signālu ir iespējams atjaunot, izmantojot divas metodes: *klasisko atjaunošanu metodi* and *ātro atjaunošanu metodi*. Kā eksperimentālie simulāciju rezultāti parāda, *ātrā atjaunošanas metode* ir līdz pat 228 reizēm ātrāka nekā *klasiskā atjaunošanas metode*. Reāllaika atjaunošanai tiek izmantota īso intervālu metode, kas aprakstīta 2.2. nodaļā.

Simulāciju rezultāti parāda, ka abām atjaunošanas metodēm vidēji signāla un trokšņa attiecība (SNR) ir  $\approx 132$  dB ( $\approx 22$  biti), bet reāllaika atjaunošanai  $\approx 123$  dB ( $\approx 20$  biti).

### 4.1.3. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas

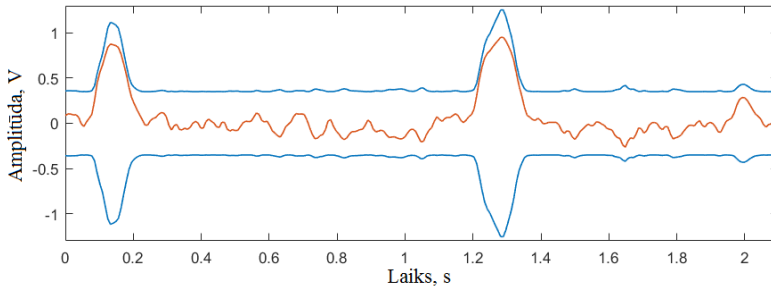
AA-ASDM2 parametri tiek uzdoti tieši tā pat kā AA-ASDM1 gadījumā (skatīt 4.1.2. nodaļu), tikai šajā gadījumā apliecējas funkcija ir  $c(t) = 0,25 + x^2(t)$ . 4.3. attēlā ir parādīts piemērs ar EEG ieejas signālu un tam atbilstošo apliecējas funkciju, ja  $\beta = 0, 1$ .

4.4. attēlā redzami attālumi starp diviem sekojošiem trigeru pārslēgumu laika momentiem, ja  $\alpha = \beta = 1$ .

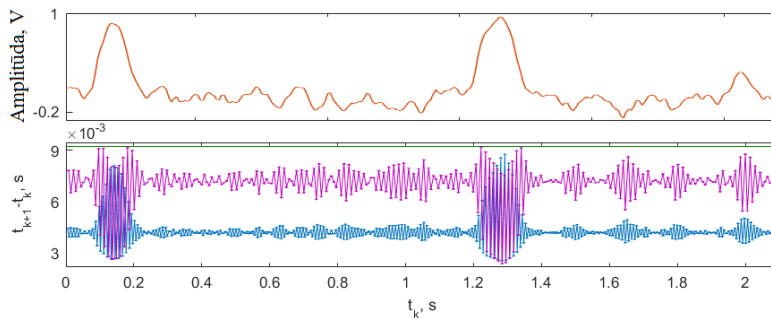
Salīdzinot 4.1. attēlu (AA-ASDM1) un 4.3. attēlu (AA-ASDM2), redzams, ka AA-ASDM2 gadījumā apliecēja signālu izseko precīzāk, tāpēc trigeru pārslēgumu skaits ir mazāks. Salīdzinājums redzams 4.1. tabulā.

4.1. tabula  
ASDM, AA-ASDM1 un AA-ASDM2 trigeru pārslēgumu skaita sekundē un atbilstošā enerģijas

ietaušojuma rādītāja salīdzinājums  
Palielinot  $\alpha = \beta$  vērtību, AA-ASDM2 iegūvams, salīdzinot ar ASDM, kļūst mazāks (pārslēgumu skaita ziņā), tomēr nav ieteicams lietot pārāk lielas  $\alpha = \beta$  vērtības, jo tad samazinās dispersija attālumiem starp pārslēgumiem un, lai izmēritu šos attālumus, ir nepieciešams precīzāks taimeris. Turpretī pārāk zemas  $\alpha = \beta$  vērtības arī nav ieteicamas, jo tad novērojama pārlietu liela ķēdes aktivitāte gan ASDM, gan AA-ASDM2.



4.3. att. EEG ieejas signāls (sarkanā līnija) un tam atbilstošā apliecējas funkcija (zilā līnija).



4.4. att. EEG signāls (sarkanā līnija) un iegūtie attālumi starp trigeru pārslēgumiem ASDM gadījumā (zilā līnija) un AA-ASDM1 gadījumā (rozā līnija), un Naikvists solis (zaļā līnija).

$\alpha = \beta:$	0,1	0,3	0,7	1	1,3	1,9	2,5
$N_{ASDM}$ :	1184	468	263	217	192	166	152
$N_{AA-ASDM1}$ :	406	220	166	153	146	139	135
AA-ASDM1 Enerģijas ietaupījums:	<b>65,69 %</b>	<b>52,90 %</b>	<b>37,11 %</b>	<b>29,55 %</b>	<b>24,01 %</b>	<b>16,42 %</b>	<b>11,48 %</b>
$N_{AA-ASDM2}$ :	369	200	150	139	132	126	122
AA-ASDM2 Enerģijas ietaupījums:	<b>68,85 %</b>	<b>57,20 %</b>	<b>42,91 %</b>	<b>36,00 %</b>	<b>31,18 %</b>	<b>24,38 %</b>	<b>19,96 %</b>

No eksperimentālajiem simulāciju rezultātiem (4.2. tab.) ir redzams, ka AA-ASDM2 atjaunošanas algoritmam vidēji ir nepieciešamas 0,09 sekundes, lai atjaunotu 0,5 s garu signāla fragmentu. Ir redzams arī ka vidējais atjaunošanas laiks mainās atkarībā gan no signāla fragmenta garuma, gan izvēlētajiem ķēdes parametriem. Turklāt AA-ASDM2 atjaunošanas algoritmam ir nepieciešams vairāk laika, atjaunojot signālu, nekā ASDM. Tas notiek tāpēc, ka tiek izmantots optimizācijas algoritms, kurš minimizē izteiksmi (3.5), lai atrastu nezināmos koeficientus, kas nepieciešami signāla atjaunošanai. No tabulas redzams, ka AA-ASDM2 signāla atjaunošanas precizitāte ir praktiski tāda pati kā ASDM gadījumā. Tāpēc var secināt, ka AA-ASDM2 veikspēja ir pieņemama, jo izpilda visus 1.2. nodaļā uzstādītos kritērijus. Turklāt eksperimentālās simulācijas parāda, ka reāllaika atjaunošanas algoritms neietekmē vidējo signāla un trokšņa



attiecības vērtību.

Tā kā AA-ASDM2 visi veiktspējas rādītāji, izņemot signāla atjaunošanas ātrumu, ir labāki nekā AA-ASDM1, turpmākajos pētījumos tiek izmantots tikai AA-ASDM2.

4.2. tabula

ASDM un AA-ASDM2 signāla atjaunošanas ātruma salīdzinājums, izmantojot dažādas  $\alpha = \beta$  vērtības un signālu garumus

ASDM									
	0,1 sekundi garš ieejas signāls			0,5 sekundes garš ieejas signāls			1 sekundi garš ieejas signāls		
$\alpha = \beta$	Laiks (s)	$N_{ASDM}$	SNR (dB)	Laiks (s)	$N_{ASDM}$	SNR (dB)	Laiks (s)	$N_{ASDM}$	SNR (dB)
<b>0,1</b>	0,0015	63	124	0,0073	458	123	0,0249	1184	124
<b>1</b>	0,0040	19	135	0,0058	95	136	0,0170	217	136
<b>2,5</b>	0,0161	14	137	0,0055	69	137	0,0088	152	139

AA-ASDM2									
	0,1 sekundi garš ieejas signāls			0,5 sekundes garš ieejas signāls			1 sekundi garš ieejas signāls		
$\alpha = \beta$	Laiks (s)	$N_{AA-ASDM}$	SNR (dB)	Laiks (s)	$N_{AA-ASDM}$	SNR (dB)	Laiks (s)	$N_{AA-ASDM}$	SNR (dB)
<b>0,1</b>	0,0060	31	128	0,1800	139	127	0,6231	369	129
<b>1</b>	0,0063	15	133	0,0900	67	135	0,4457	139	137
<b>2,5</b>	0,0093	13	138	0,3006	58	137	0,7603	122	138

## 4.2. Modelēšana

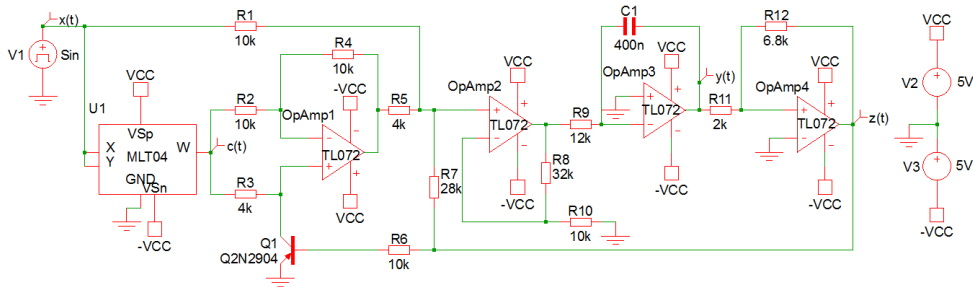
Lai izstrādātu AA-ASDM2 prototipu un novērtētu tā veiktspēju, pirmkārt, gan ASDM (kā atbalsta arhitektūrai), gan AA-ASDM2 ir nepieciešams izstrādāt, simulēt un analizēt elektriskās ķēdes modeli ar reālām elektroniskām komponentēm. Lai to izdarītu, darbā tiek lietota *SIMatrix* ķēžu simulācijas programmatūra.

### 4.2.1. Asinhronais sigma-delta modulators

Asinhronā Sigma-delta modulatora un tam atbilstošā On-Off modulācijas (OOK) raidītāja elektriskās ķēdes, kā arī eksperimentālie modelēšanas rezultāti ir pieejami pilnajā promocijas darbā.

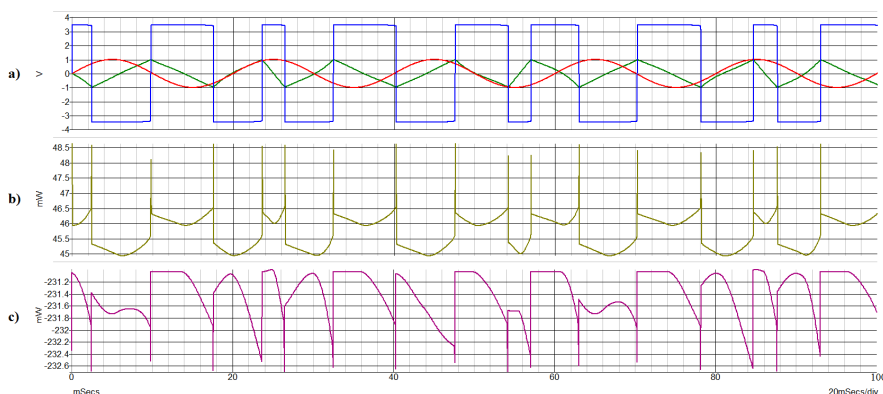
### 4.2.2. AA-ASDM bez atsevišķas apliecējas kodēšanas

Amplitūdas adaptīva asinhronā sigma-delta modulatora bez atsevišķas apliecējas kodēšanas (AA-ASDM2) principiālā elektriskā shēma ir līdzīga ASDM shēmai, tikai šajā gadījumā ķēde ir papildināta ar analogo reizinātāju (*MLT04*) un sprieguma atkārtotāju (*OpAmp1*) (4.5. att.), kur, mainot kondensatora  $C1$  vērtību, iespējams mainīt attālumu starp secīgiem trigeru pārslēgumu laika momentiem. Lai būtu iespējams veikt ASDM un AA-ASDM2 salīdzinājumu, abu ķēžu parametri tiek izvēlēti vienādi.



4.5. att. AA-ASDM2 principiālā elektriskā shēma.

AA-ASDM2 ķēdes simulāciju rezultāti ir parādīti 4.6. attēlā.



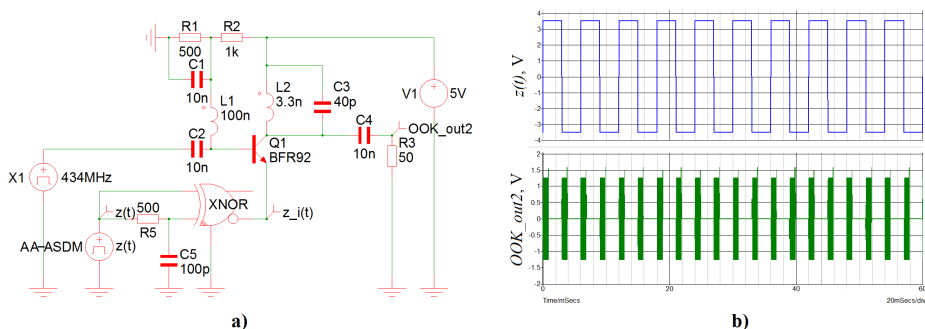
4.6. att. AA-ASDM2 darbības princips: a) ieejas signāls (sarkanā līnija), integratora izejas signāls (zaļā līnija) un trigeru izejas signāls (zilā līnija); b) trigeru jaudas patēriņš; c) visas ķēdes jaudas patēriņš.

Ekspierimentālās modelēšanas rezultāti parāda, ka AA-ASDM2 vidējais jaudas patēriņš ir par  $\approx 60\%$  lielāks ( $\approx 231\text{ mW}$ ) nekā ASDM patēriņš ( $\approx 145\text{ mW}$ ). Bet jāatzīmē, ka šīs simulācijas tiek veiktas, lai pārbaudītu abu ķēžu darbības principus, un jaudas patēriņa vērtības šajā gadījumā ir indikatīvas, jo, kā iepriekš darbā tika parādīts, ir iespējams izstrādāt tādu ASDM, kura jaudas patēriņš ir  $7,5\text{ nW}$  [10]. Tas nozīmē, ka, ja AA-ASDM2 ķēdes realizācijai izmantotu to pašu tehnoloģiju, kas parādīt avotā [10], AA-ASDM2 jaudas patēriņa pieaugums par  $60\%$  salīdzinājumā ar ASDM dotu tikai  $4,5\text{ nW}$  pieaugumu (no  $7,5\text{ nW}$  uz  $12\text{ nW}$ ).

Kā iepriekš tika minēts, lielākais jaudas patērētājs BCI sistēmā ir tieši raidītājs, tāpēc ir būtiski samazināt pārraidāmo datu apjomu. Lai to pārbaudītu, kopā ar AA-ASDM2 tiek modelēts un analizēts uz notikumiem balstīts raidītājs.

Šajā gadījumā, BCI lietojumam savu labo īpašību dēļ tiek izvēlēts OOK raidītājs. Tam ir vairākas priekšrocības – vienkārša arhitektūra, laba veiktspēja starpkanālu interferences gadījumos, tas ir robusts, ja tiek pakļauts vibrācijām vai triecieniem, un galvenais – tas realizējams mazos

izmēros [11]. OOK raidītāja realizācija, kura ieejas signāls ir AA-ASDM2, ir parādīta 4.7. attēlā, kur pie katra AA-ASDM2 pārslēguma tiek ģenerēti un ar nesējfrekvenci aizpildīti īsi impulsi.



4.7. att. OOKraidītājs: a) principiālā elektriskā shēma; b) AA-ASDM2 izejas signāls  $z(t)$  un OOK izejas signāls OOK\_out2, kad ieejā tiek padots AA-ASDM2 izejas signāls.

Šajā gadījumā, ķēdes jaudas patēriņš ir tieši proporcionāls AA-ASDM2 pārslēgumu skaitam ( $N_{AA-ASDM}$ ):

$$P_{OOK_{mod}} = P_0(1 - n \cdot \frac{\tau_{tx}}{T_{tx}}) + n \cdot \frac{P_{tx} \cdot \tau_{tx}}{T_{tx}}, \quad (4.1)$$

kur  $P_0$  ir vidējais ķēdes jaudas patēriņš, kad LC kontūrs nesvārstās, bet  $P_{tx}$  – kad tas pārraides laikā svārstās;  $\tau_{tx}$  ir pārraidāmā impulsa garums,  $T_{tx}$  ir periods, kurā tiek analizēta ķēde, bet  $n$  ir vidējais impulsu skaits  $T_{tx}$  intervālā.

Seko, ja ASDM vietā OOK raidītājs tiek vadīts ar AA-ASDM2 izeju, tā ieejā ir mazāk pārslēgumu un attiecīgi arī proporcionāli zemāks jaudas patēriņš. OOK ķēdes jaudas patēriņa salīdzinājums, ja tā ieejā tiek padots ASDM vai AA-ASDM2 izejas signāls, ir parādīts 4.3. tabulā.

4.3. tabula  
OOK ķēdes jaudas patēriņa salīdzinājums, ja tā ieejā tiek padots ASDM vai AA-ASDM2 izejas signāls

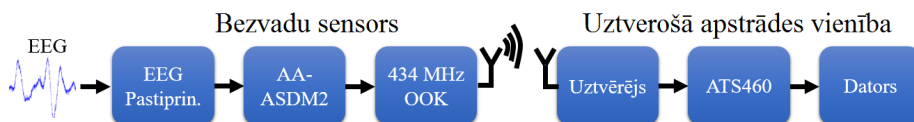
	C1 = 100 nF	C1 = 200 nF	C1 = 400 nF	C1 = 800 nF
$N_{ASDM}$	137	69	34	17
$P_{ASDM\_OOK}$ (mW)	63,63890	40,52755	28,81639	22,67473
$N_{AA-ASDM}$	69	34	16	10
$P_{AA-ASDM\_OOK}$ (mW)	40,34187	28,72533	20,57792	19,02582

Kā redzams 4.3. tabulā, ja ASDM vietā lieto AA-ASDM2, raidītāja jaudas patēriņu var samazināt līdz pat 37 %. Bet ir svarīgi atzīmēt, ka šajā gadījumā ķēdes jaudas patēriņš brīžos, kad netiek raidīts, ir ļoti augsts, proti,  $\approx 16,6$  mW, kamēr mūsdienu raidītājiem šis parametrs ir nW diapazonā. Ja raidītāja jaudas patēriņš brīžos, kad tas neraida, būtu, piemēram, 100 nW, kopējais raidītāja jaudas patēriņa samazinājums, ASDM vietā izmantojot AA-ASDM2, sasniegtu līdz pat 50 %. Vel lielāku ietaupījumu salīdzinājumā ar ASDM ir iespējams iegūt, ja AA-ASDM2 tiek lietots plaša dinamiskā diapazona signālu kodēšanai (skatīt 4.1.3. nodaļu).

Zinot, ka mūsdienās raidītāji patērē  $\approx 3$  mW, ASDM vietā izmantojot AA-ASDM2, ir iespējams samazināt raidītāja jaudas patēriņu par 1,5 mW, kamēr paša kodētāja patēriņš pieaugtu tikai par 4,5 nW. Kopā tas dod  $\approx 50$  % jaudas patēriņa samazinājumu raidītājā un ilgāku darbības laiku BCI sistēmai.

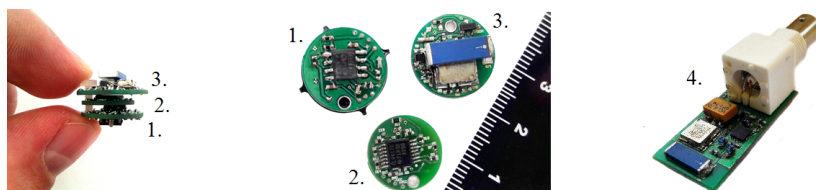
### 4.3. Praktiskā realizācija

Balstoties uz modelēšanas rezultātiem 4.2.2. nodaļā, šīs nodaļas ietvaros tiek uzprojektēta, izstrādāta un pārbaudīta fiziska EEG datu ieguves sistēma, kas balstīta uz AA-ASDM2. 4.8. attēlā ir parādīta šīs sistēmas blokhēma.



4.8. att. Uz AA-ASDM2 balstīta EEG datu ieguves sistēmas blokhēma.

Tā sastāv no bezvadu sensora, kas ietver EEG signālu pastiprinātāju, AA-ASDM2 un OOK raidītāju, un no uztverošās apstrādes vienības, kas iekļauj superheterodīna uztvērēju, ATS460 ciparotāju un datoru. 4.9. attēlā ir parādīts izstrādātais bezvadu sensors un uztvērējs.

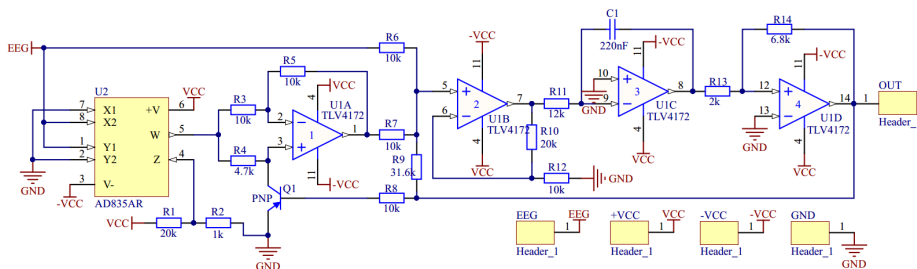


4.9. att. Izstrādātās EEG datu ieguves sistēma, kas balstīta uz AA-ASDM2, komponentes: 1. – EEG pastiprinātājs, 2. – AA-ASDM2, 3. – OOK raidītājs, 4. – uztvērējs.

Darbības principa apraksts par katru no 4.8. attēlā redzamajiem blokiem un 4.9. attēlā redzamajām platēm ir pieejams pilnajā promocijas darbā.

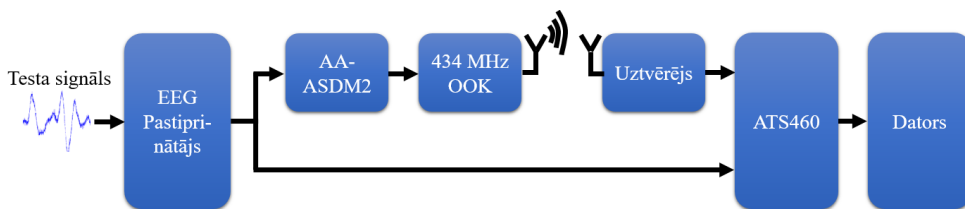
Lai būtu iespējams pārbaudīt un novērtēt izstrādāto EEG datu ieguves sistēmu, vispirms AA-ASDM2 ir nepieciešams kalibrēt, analizējot faktiskās AA-ASDM2 spiestās plates integratora  $y(t)$  un trigeru  $z(t)$  izejas vērtības pie dažādiem DC līmeņiem (šajā gadījumā, 0 V, 0,5 V un 0,9 V). Rezultātā tiek iegūti faktiskie AA-ASDM2 ķēdes parametri  $+b$ ,  $-b$ ,  $\Delta t_{\max}$  un  $\Delta t_{\min}$ .

Lai noteiktu vai izstrādātais AA-ASDM2 strādā pareizi, iegūtās  $\Delta t_{\max}$  un  $\Delta t_{\min}$  vērtības tiek salīdzinātas ar teorētiski aprēķinātajām vērtībām, kas tiek iegūtas no 4.10. attēlā parādītās principiālās elektriskās shēmas. Praktiski iegūtajām vērtībām ir jābūt vienādām vai gandrīz vienādām ar teorētiski izrēķinātajām. Aprēķini rāda, ka atšķirība ir 4 % robežās. Tas skaidrojams ar kondensatora pielaišanas kļūdu, kas ir  $\pm 10$  %. Eksperimentālie rezultāti rāda, ka signāla atjaunošanas precizitāte ir atkarīga no kondensatora pielaišanas kļūdas, tāpēc AA-ASDM2 ķēdi pirms lietošanas ir nepieciešams kalibrēt. Turpmākajos eksperimentos un praktiskajos mērījumos tiek izmantota praktiski iegūta integratora konstantes  $\frac{1}{\kappa}$  vērtība.



4.10. att. Uzprojektētās AA-ASDM spiestās plātes principiālā elektriskā shēma.

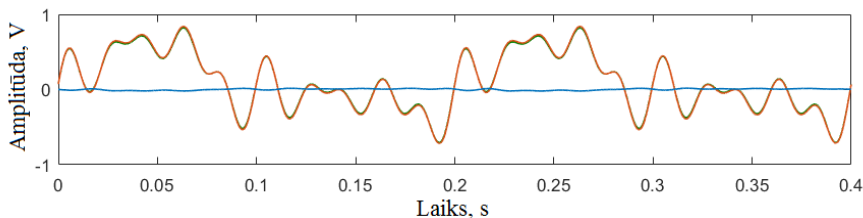
Pēc AA-ASDM2 kalibrēšanas un sākotnējām pārbaudēm AA-ASDM2 ķēdi var ieslēgt kopējā EEG datu ieguves sistēmā turpmākajiem eksperimentālajiem pētījumiem. 4.11. attēlā ir parādīta eksperimenta konfigurācijas blokhēma.



4.11. att. Eksperimentālās sistēmas blokhēma.

Zinot AA-ASDM2 ķēdes parametrus, ir iespējams saņemt un apstrādāt datus, kā arī atjaunot oriģinālo signālu.

4.12. attēlā ir parādīts piemērs ar kodēto un atjaunoto signālu.



4.12. att. Ieejas signāls (sarkanā līnija), atjaunotais signāls (zaļā līnija) un kļūdas signāls (zilā līnija), kas tiek definēts kā starpība starp sākotnējo un atjaunoto signālu.

Kā redzams 4.12. attēlā, vizuāli ir grūti redzēt atšķirību starp kodēto un atjaunoto signālu, kas pierāda, ka AA-ASDM2 var izmantot EEG signālu kodēšanai un kvalitatīvai atjaunošanai. Lai būtu iespējams kvantitatīvi novērtēt AA-ASDM2 veiktspēju, to ir nepieciešams realizēt mikroshēmas ar speciāli konstruētām ķēdes struktūrām, samazinātu spriegumu, kapacitātēm, ātru

frontes pārslēgšanos, zemiem komparatora satricinājumi (*jitter*), nobīdēm, sprieguma piesātinājumiem, aizturēm utt. veidā [25] [38]. Turklāt, kā parādīts avotā [39], laika mērītājam (šajā gadījumā *ATS460*) ir liela ietekme uz atjaunotā signāla precizitāti. Atjaunotā signāla precizitāte ir tieši proporcionāla  $t_k$  mērījumu precizitātei.

#### 4.4. Secinājumi

No simulācijām var secināt, ka, ASDM vietā lietojot AA-ASDM1 un izmantojot dažādas  $\beta$  vērtības, ir iespējams iegūt līdz pat 65,69 % mazāk trigera pārslēgumu. Lai gan AA-ASDM1 ir mazāk trigera pārslēgumu nekā ASDM, tam ir daži trūkumi. Piemēram, tā kā aplikācija tiek kodēta ar atsevišķu ASDM, AA-ASDM1 gadījumā ir nepieciešams pārraidīt divus signālus, nevis vienu. Turklāt, tā kā aplikācija ir jāatjauno pirms signāla atjaunošanas, parādās aizture. Fiziska aplikācijas detektora realizācija ir sarežģīta un prasa sinhronizācijas ķēdi. No tā var izvairīties, izmantojot piedāvāto AA-ASDM2 metodi, kur pārslēgumu skaits salīdzinājumā ar AA-ASDM1 ir vēl mazāks. ASDM vietā lietojot AA-ASDM2, ir iespējams iegūt līdz pat 68,85 % mazāk pārslēgumu. Šis metodes vienīgais trūkums ir laikietilpīgāka signāla atjaunošana optimizācijas algoritma dēļ. Tomēr AA-ASDM2 veiktspēja ir pieņemama, jo 0,5 sekunžu garu signālu uz datora var atjaunot 0,09 sekundēs. Salīdzinot ar AA-ASDM1, AA-ASDM2 ir zemāka ķēdes sarežģītība, jo nav nepieciešams atsevišķi kodēt aplikāciju.

No modelēšanas procesa var secināt, ka AA-ASDM2 jaudas patēriņa pieaugums par  $\approx 60$  % salīdzinājumā ar ASDM ir relatīvi mazs (4,5 nW), ja salīdzina ar to, ka raidītāja jaudas patēriņš tiek samazināts par 1,5 mW. Tas tiek panākts ar samazinātu pārslēgumu skaitu AA-ASDM2 izejā. Vidējais jaudas patēriņš piedāvātajā raidītāja risinājumā ir tieši proporcionāls pārslēgumu skaitam. ASDM vietā lietojot AA-ASDM2, ir iespējams divas reizes paildzināt bezvadu *BCI* sistēmas darbības laiku.

No praktiskās realizācijas procesa var secināt, ka AA-ASDM2 var izmantot EEG signālu kodēšanai un kvalitatīvai atjaunošanai. Lai būtu iespējams kvantitatīvi novērtēt AA-ASDM2 veiktspēju, to ir nepieciešams realizēt mikroshēmas ar speciāli konstruētām ķēdes struktūrām, samazinātu spriegumu, kapacitātēm, ātru frontes pārslēgšanos, zemiem komparatora satricinājumi (*jitter*), nobīdēm, sprieguma piesātinājumiem, aizturēm utt. veidā. Turklāt, laika mērītājam (šajā gadījumā *ATS460*) ir liela ietekme uz atjaunotā signāla precizitāti. Atjaunotā signāla precizitāte ir tieši proporcionāla  $t_k$  mērījumu precizitātei.

## 5. SECINĀJUMI

Darba galvenais mērķis – izstrādāt uzlabotu, uz ASDM balstītu signāla kodēšanas metodi, kas ļautu samazināt jaudas patēriņu bezvadu *BCI* sistēmās, saglabājot nepieciešamo signāla kvalitāti, – ir sasniegts.

Balstoties uz definētajiem uzdevumi ir sasniegti šādi rezultāti:

- balstoties uz literatūras analīzi par EEG signālu īpašībām un *BCI* sistēmas īpatnībām, ir definētas ACP prasības/kritēriji. Šie kritēriji ir: energoefektivitāte, kodēšanas sarežģītība, izšķirtspēja un diskretizācijas frekvence;
- balstoties uz definētajām prasībām/kritērijiem, ir veikts literatūras pārskats un analīze par sinhronajiem un asinhronajiem ACP, kā arī izvēlēts vispiemērotākais ACP EEG signālu kodēšanai un lietojumam *BCI* sistēmā. Savu labo īpašību dēļ par vispiemērotāko tiek uzskatīts ASDM;
- ir veikta un aprakstīta padziļināta ASDM analīze un izpēte, kurā ir arī identificēti ASDM trūkumi. ASDM lielākais trūkums ir saistīts ar izejas trigeru biežo slēgšanos brīžos, kad plaša dinamiskā diapazona ieejas signāla amplitūda ir zema, tādā veidā radot paaugstinātu bezvadu *BCI* sistēmas jaudas patēriņu;
- lai mazinātu ASDM ķēdes slēgšanās aktivitāti, saglabājot nepieciešamo signāla kvalitāti, tiek piedāvāta un detalizēti aprakstīta jauna metode: amplitūdas adaptīvs asinhronais sigma-delta modulators (AA-ASDM). Samazinot ķēdes slēgšanās aktivitāti, tiek samazināts arī visas bezvadu *BCI* sistēmas jaudas patēriņš;
- lai praksē pārbaudītu un novērtētu piedāvāto metodi, ir veiktas AA-ASDM simulācijas (*Matab* vidē) un modelēšana (*SIMatrix* vidē), kā arī spiestās plātes projektēšana (*Altium Designer* vidē) un izstrāde. Ir aprakstīti galvenie rezultāti un izdarīti secinājumi;
- ir izstrādāta un pārbaudīta viena kanāla eksperimentālā *BCI* sistēma. Ir aprakstīti galvenie rezultāti un izdarīti secinājumi.

Ņemot vērā uzskaitītos rezultātus, var secināt, ka promocijas darbā izvirzītais mērķis ir sasniegts.

## LITERATŪRA

- [1] M.F. Bear, B.W. Connors, and M.A. Paradiso. *Neuroscience: Exploring the Brain, Third Edition*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007, pp. 857, ISBN: 978-0781760034.
- [2] S. Sanei and J.Chambers. *EEG Signal Processing*. Wiley, 2013, pp. 312, ISBN: 978-1118691236.
- [3] I. Iturrate, J. Antelis, and J. Minguez. *Synchronous EEG Brain-Actuated Wheelchair with Automated Navigation*. Robotics and Automation. ICRA '09. IEEE International Conference on, 2009, pp. 2318–2325.
- [4] K. Feong-Hun, F. Biessmann, and L. Seong-Whan. *Reconstruction of Hand Movements from EEG Signals Based on Non-Linear Regression*. Brain-Computer Interface (BCI), International Winter Workshop on, 2014, pp. 1–3.
- [5] R. Rojas, D. Goehring, D. Latotzky, and M. Wang. *Semi-autonomous Car Control Using Brain Computer Interfaces*. Proceedings of the 12th International Conference IAS-12. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol. 194., 2013, pp. 393–408.
- [6] M. Renaudin. *Asynchronous Circuits and Systems: a Promising Design Alternative*. in Journal of Microelectronic Engineering, 2000, pp. 133–149.
- [7] A. Yakovlev, D. Kinniment, and B. Gao. *Synchronous and Asynchronous A-D Conversion*. in IEEE Transactions on VLSI Systems, vol.8, 2000, pp. 217–220.
- [8] S. Senay, L.F. Chaparro, S. Mingui, R. Sclabassi, and A. Akan. *Asynchronous Signal Processing for Brain-Computer Interfaces*. Electrical and Electronics Engineering, 2009. ELECO 2009. International Conference on, 2009, pp. II-30–II-35.
- [9] A.A. Deshmukh, R. Deshmukh, and R.Patrikar. *Low Power Asynchronous Sigma-Delta Modulator Using Hysteresis Level Control*. VLSI (ISVLSI), 2011 IEEE Computer Society Annual Symposium on, 2011, pp. 353–354.
- [10] G.D. Colletta, O.O. Dutra, L.H.C. Ferreira, and T.C. Pimenta. *An ultra-low-power first-order asynchronous sigma-delta modulator for biomedical applications*. SOI-3D-Subthreshold Microelectronics Technology Unified Conference (S3S), 2013 IEEE, 2013, pp. 1–2.
- [11] K. Ozols, M. Greitans, and R. Shavelis. *EEG Data Acquisition System Based on Asynchronous Sigma-Delta Modulator*. Electronics Conference (BEC), 2012 13th Biennial Baltic, 2012, pp. 183–186.
- [12] K. Ozols, R. Shavelis, and M. Greitans. *Amplitude adaptive asynchronous sigma-delta modulator*. In *2013 8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA)*. IEEE, 2013, pp. 467–470.
- [13] K. Ozols. *Implementation of reception and real-time decoding of asdm encoded and wirelessly transmitted signals*. In *Radioelektronika (RADIOELEKTRONIKA), 2015 25th International Conference*. IEEE, 2015, pp. 236–239.



- [14] K. Ozols and R. Shavelis. Amplitude adaptive asdm without envelope encoding. In *2016 24th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, 2016, pp. 165–169.
- [15] D. Lee, J. Yoo, K. Choi, and J. Ghaznavi. Fat tree encoder design for ultra-high speed flash a/d converters. In *Circuits and Systems, 2002. MWSCAS-2002. The 2002 45th Midwest Symposium on*. vol.2 IEEE, 2002, pp. II–87.
- [16] Synopsys. Designware 12-bit, 110 msp/s adc. [https://www.synopsys.com/dw/doc.php/ds/a/dwc\\_adc\\_12b\\_110mhz\\_14.pdf?fe=y](https://www.synopsys.com/dw/doc.php/ds/a/dwc_adc_12b_110mhz_14.pdf?fe=y), 2016. [Online; accessed 17-March-2016].
- [17] E. Delagnes, D. Breton, F. Lugiez, and R. Rahmanifard. A low power multi-channel single ramp adc with up to 3.2 ghz virtual clock. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 54(5):pp. 1735–1742, Oct 2007.
- [18] Analog Devices. Low cost, complete 12-bit resolver-to-digital converter. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD2S90.pdf>, 2016. [Online; accessed 17-March-2016].
- [19] T. K. H. Roy and T. H. Teo. A 0.9v 100nw rail-to-rail sar adc for biomedical applications. In *Integrated Circuits, 2007. ISIC '07. International Symposium on*, Sept 2007, pp. 481–484.
- [20] F. Cannillo, E. Prefasi, L. Hernández, E. Pun, F. Yazicioglu, and C. Van Hoof. 1.4 v 13 $\mu$ w 83db dr ct- $\sigma\delta$  modulator with dual-slope quantizer and pwm dac for biopotential signal acquisition. In *ESSCIRC (ESSCIRC), 2011 Proceedings of the*. IEEE, 2011, pp. 267–270.
- [21] L. Zhu, H. Chen, X. Zhang, K. Guo, S. Wang, Y. Wang, W. Pei, and H. Chen. *Design of Portable Multi-Channel EEG Signal Acquisition System*. Biomedical Engineering and Informatics, BMEI '09. 2nd International Conference on, 2009, pp. 1–4.
- [22] R. Elliott. Zero crossing detectors and comparators. <https://www.scribd.com/doc/97388393/Zero-Crossing-Detectors-and-Comparators>, 2016.
- [23] I. Bilinskis. *Digital Alias-free Signal Processing*. UK: Wiley, 2007, pp. 454, ISBN: 978-0470027387.
- [24] E. Allier, G. Sicard, L. Fesquet, and M. Renaudin. A new class of asynchronous a/d converters based on time quantization. In *Asynchronous Circuits and Systems, 2003. Proceedings. Ninth International Symposium on*. IEEE, 2003, pp. 196–205.
- [25] S. Ouzounov, E. Roza, H. Hegt, G. Van Der Weide, and A. Van Roermund. An 8mhz, 72 db sfdr asynchronous sigma-delta modulator with 1.5 mw power dissipation. In *VLSI Circuits, 2004. Digest of Technical Papers. 2004 Symposium on*. IEEE, 2004, pp. 88–91.
- [26] I. Homjakovs, M. Hashimoto, T. Onoye, and T. Hirose. Signal-dependent analog-to-digital converter based on minimax sampling. In *SoC Design Conference (ISOCC), 2012 International*. IEEE, 2012, pp. 120–123.
- [27] A. A. Lazar, E. K. Simonyi, and L. T. Tóth. *Time Encoding of Bandlimited Signals, an Overview*. Electronics Conference (BEC), 2012 13th Biennial Baltic, 2005.

- [28] A.A. Lazar and L.T. Toth. *Time Encoding and Perfect Recovery of Bandlimited Signals*. Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2003. Proceedings. (ICASSP '03). 2003 IEEE International Conference on, 2003, vol 6, pp. 709–712.
- [29] S. Senay, L. F. Chaparro, M. Sun, and R. J. Scwabassi. *Adaptive Level-Crossing Sampling and Reconstruction*. 18th European Signal Processing Conference (EUSIPCO-2010), 2010, pp. 1296–1300.
- [30] A.A. Lazar and L.T. Toth. *Perfect Recovery and Sensitivity Analysis of Time Encoded Bandlimited Signals*. IEEE transactions on circuit and systems -I: Regular papers, 2004, vol 51, No. 10 pp. 2060–2073.
- [31] E. Roza. Analog-to-digital conversion via duty-cycle modulation. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, 44(11):907–914, Nov 1997.
- [32] D. Wei and J. G. Harris. *Signal reconstruction from spiking neuron models*. ISCAS (5), 2004, pp. 353–356.
- [33] A.A. Lazar, E.K. Simonyi, and L.T. Toth. *Fast recovery algorithms for time encoded bandlimited signals*. Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005. Proceedings. (ICASSP '05). IEEE International Conference on, 2005. iv/237-iv/240 vol. 4.
- [34] A. A. Lazar, E. K. Simonyi, and L. T. Toth. *A real-time algorithm for time decoding machines*. Signal Processing Conference (EUSIPCO'2006), 2006 14th European, 2006, pp.1–5.
- [35] M. Renaudin. *Asynchronous circuits and systems: a promising design alternative*. Microelectronic engineering, 2000, pp. 133–149.
- [36] D. Kinniment, A. Yakovlev, and B. Gao. *Synchronous and asynchronous AD conversion*. Very Large Scale Integration (VLSI) Systems, IEEE Transactions on, 2000, 8.2: pp. 217–220.
- [37] D. Wei, V. Garg, and J. G. Harris. *An asynchronous delta-sigma converter implementation*. Circuits and Systems, 2006. ISCAS 2006. Proceedings. 2006 IEEE International Symposium on, 2006, pp. 4.
- [38] Y. Jun, Z. Zhaofeng, W. Jun, W. Chao, C. Zhenhai, Q. Wenrong, and Y. Yintang. Continuous time sigma delta adc design and non-idealities analysis. *Journal of Semiconductors*, 32(12):125007, 2011.
- [39] A. A. Lazar and L. T. Toth. Perfect recovery and sensitivity analysis of time encoded bandlimited signals. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 51(10):2060–2073, Oct 2004.