



PAPER – OPEN ACCESS

Evaluasi Kontrol Postural Pada Anak Ataxic Cerebral Palsy Pada Saat Berjalan Dengan Anterior Walker Pengembangan Menggunakan Free Software CvMob

Author : Susy Susmartini dkk.,
DOI : 10.32734/ee.v3i2.1011
Electronic ISSN : 2654-704X
Print ISSN : 2654-7031

Volume 3 Issue 2 – 2020 TALENTA Conference Series: Energy & Engineering (EE)



This work is licensed under a [Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Published under licence by TALENTA Publisher, Universitas Sumatera Utara



Evaluasi Kontrol Postural Pada Anak *Ataxic Cerebral Palsy* Pada Saat Berjalan Dengan *Anterior Walker* Pengembangan Menggunakan *Free Software CvMob*

Susy Susmartini^a, Lobes Herdiman^{b*}, Taufiq Rochman^c

^{a,b,c}*Industrial Engineering Departement Faculty of Engineering Universitas Sebelas Maret (UNS)*

Laboratory of Product Planning and Design

Jl. Ir. Sutami No.36 A, Kentingan, Jebres, Surakarta 57126, Indonesia

Susysus2011@gmail.com, *lobesh@gmail.com, taufiqrochman@staff.uns.ac.id

Abstrak

Pada paper ini menjelaskan mengenai evaluasi kontrol postural pada anak-anak dengan *ataxic cerebral palsy* (CP) dengan kontrol *trunk* dan *head* pada saat berjalan menggunakan *anterior walker* (AW) pengembangan. Gerakan berjalan subjek pada saat berjalan direkam menggunakan kamera dan disimpan dalam bentuk video dengan *ext.AVI*. Evaluasi ini bertujuan untuk menilai dampak pada subjek dari penggunaan AW pengembangan terhadap *human gait*, postur dan koordinasi gerakan tungkai bawah melalui video. Lima siswa perempuan dari sekolah yang dibina Yayasan Pembinaan Anak-Anak Cacat (YPAC) Surakarta dipilih untuk berpartisipasi dalam mengujian ini dengan usia 8 hingga 13 tahun. Evaluasi pada kontrol postural pada subjek selama 6 menit berjalan, diterapkan pada waktu yang berbeda-beda untuk semua peserta selama tiga hari berturut-turut. Proses data diperoleh dari video gerakan berjalan subjek dan dievaluasi menggunakan *open source software CvMob 3.4*. Studi ini menunjukkan peningkatan signifikan secara statistik sehubungan dengan parameter *gait*. Penggunaan *anterior walker* pengembangan memberikan pengaruh dalam penyesuaian kontrol postural pada subjek saat berjalan selama 6 menit dengan intensitas ringan hingga sedang. Dengan demikian, evaluasi kontrol postural menggunakan *software CvMob* menjadi metode alternatif untuk menganalisis *human gait* dalam mempelajari perubahan postur saat berjalan pada anak *ataxic CP*.

Kata kunci: *Ataxic cerebral palsy*, *anterior walker* pengembangan, kontrol postural, *CvMob*

Abstract

This paper explains the evaluation for postural control in children with ataxic cerebral palsy (CP) with trunk and head control when walking using anterior walker (AW) development. Walking movements of the subject when walking are recorded using the camera and saved in video format with ext.AVI. This evaluation aims to assess the effect on the subject of the use of AW development on human gait, posture, and coordination of lower limb movements through video. Five female students from schools that have been care by the Yayasan Pembinaan Anak-Anak Cacat (YPAC) Surakarta were selected to participate in the testing at ages 8 to 13 years. Evaluation of postural controls on the subject for 6 minutes walking, applied at different times for all participants for three consecutive days. The process data is obtained from the subject's motion video and evaluated using open-source CvMob 3.4 software. This study shows a statistically significant increase with respect to gait parameters. The use of anterior walker development influences the adjustment of postural control on subjects while walking for 6 minutes with mild to moderate intensity. Thus, the evaluation of postural control using CvMob software can be an alternative method for analyze human gait in studying posture changes when walking in children with ataxic CP.

Keywords: *ataxic cerebral palsy*, *anterior walker* development, postural control, *CvMob*

1. Pendahuluan

Ataxic cerebral palsy (CP), umumnya kondisi ini terjadi pada anak-anak CP yang mempengaruhi seluruh tubuh anak ini sehingga memiliki gangguan keseimbangan dan koordinasi atau gangguan gaya berjalan atau *gait* (*Glucosamine/ chondroitin Arthritis Intervention Trial*), khususnya pada saat berjalan [1,2,3,4,5]. Anak ini seperti terlihat mengalami kesulitan fungsional meliputi memiliki pergerakan yang lambat dan tidak terkontrol, serta bentuk otot yang buruk, membuat mereka sulit untuk duduk tegap dan berjalan [4,5]. *Ataxic CP* adalah jenis gangguan yang paling jarang terjadi, ini terjadi pada anak-anak CP sekitar 5 hingga 10% [3], dengan prevalensi di seluruh dunia diperkirakan 26:100.000 untuk kedua penyebab yaitu genetik dan selama pertumbuhan [6]. *Ataxic CP* berasal dari kata "*ataxia*" berarti kurangnya koordinasi dan sinkronisasi gerakan [7]. *Ataxia* disebabkan kerusakan atau disfungsi otak kecil dan hubungannya, dan ini disebut *cerebellar ataxia* [8]. Kondisi ini bersamaan

dengan munculnya tremor, anak-anak *ataxic* CP juga memiliki masalah pada menggenggam dan memanipulasi, gerakan mata, menelan dan kejelasan bicara [9,10]. Fitur utama *cerebellar ataxia* meliputi kurangnya koordinasi tungkai (misalnya, dismetria dan tremor), defisit postural dan *gait* atau disebut gerakan abnormal, memengaruhi kekuatan, ritme, dan akurasi gerakan lengan, masalah dengan kontrol *oculomotor* dan *dysarthria* [11,12]. *Ataxia* sensorik pada anak CP dapat mengganggu terutama pada koordinasi tungkai baik tangan atau kaki, terutama gaya berjalan, tergantung pada lokasi dan ukuran kecacatan [13]. Meskipun saat ini tidak ada obatnya, ada berbagai perawatan yang membantu anak-anak ini dalam mengatasi kesulitan mereka, agar terus memiliki kualitas hidup yang lebih baik.

Teori kontrol motorik terhadap kontrol postural pada seseorang, seperti teori sistem bahwa kontrol postur pada seseorang yang muncul dari interaksi kompleks selama terjadinya proses sistem muskuloskeletal dan saraf. Sistem kontrol postural [14] meliputi perubahan dalam sistem muskuloskeletal termasuk pengembangan kekuatan otot dan perubahan massa relatif dari segmen tubuh yang berbeda; pengembangan sinergi dari respon neuromuskuler yang digunakan dalam menjaga keseimbangan; pengembangan sistem sensorik individu termasuk sistem *somatosensori*, *visual*, atau *vestibular*; dan pengembangan mekanisme adaptif dan antisipatif yang memungkinkan anak untuk memodifikasi cara mereka merasakan dan bergerak untuk kontrol postural. Kontrol postural pada keseimbangan seseorang melibatkan pengontrolan posisi pada suatu bidang tubuh untuk stabilitas dan orientasi [15]. Stabilitas postural adalah kemampuan seseorang untuk mempertahankan atau mendapatkan kembali pusat massa tubuh dengan dasar dukungan, sementara titik gravitasi tubuh adalah kunci dari kekuatan vektor yang bekerja pada stabilitas postural seseorang [16]. Orientasi postural adalah kemampuan untuk mencapai dan mempertahankan hubungan fungsional tubuh antara segmen anggota tubuh, *task gait* yang diberikan, dan karakteristik lingkungan [17]. Mempertahankan postur yang stabil menuntut interaksi yang kompleks antara aktivitas sistem saraf pusat dan perifer dengan sistem muskuloskeletal [18,19]. Interaksi ini bagi anak-anak dengan CP dikenal sebagai tantangan yang lebih sulit [20,21,22]. Kontrol batang tengkorak (*trunk*) adalah kerangka acuan awal untuk kontrol postural; hal ini melibatkan stabilisasi melalui gerakan selektif *trunk* [23,24]. Strategi kontrol *trunk* bervariasi tergantung pada tugas dan lingkungan, semua tugas fungsional memerlukan kontrol *trunk* yang telah diketahui sebelumnya [25,26]. Tanpa *trunk* sebagai pusat kestabilan, gerakan selektif dari tungkai dan kepala sangat terganggu [27]. Pada anak *ataxic* CP, kontrol *trunk* untuk memastikan penguasaan pada dasar keterampilan motorik kasar selama pengembangan kegiatan yang diarahkan dalam rehabilitasi untuk kehidupan mandiri di rumah dan di masyarakat [28].

Kontrol *trunk* selama *gait* dilakukan pada diri seseorang sangat penting untuk menjaga keseimbangan, karena dua pertiga dari massa tubuh (kepala, lengan, dan *trunk*) terletak di dua pertiga bagian atas dari tinggi badan, kondisi ini juga membuat tubuh tidak stabil [29]. Selain itu, *trunk* melayani sejumlah fungsi kontrol selama *gait* berlangsung yaitu memberikan peran penting dalam kontrol keseimbangan proaktif [30], dalam pengendalian (memindahkan pusat massa ke arah yang baru) [31], dan dalam pelemahan osilasi terkait *gait* untuk meningkatkan stabilitas pada kepala [32,33]. Selanjutnya, *trunk* berinteraksi dengan gerakan tungkai bawah atau kedua kaki selama *gait* untuk mencapai gerakan efisien [34]. Berjalan sangat penting untuk kegiatan kehidupan sehari-hari sebagai salah satu kegiatan paling penting dalam kehidupan sehari-hari [35]. Saat ini, karena kompleksitas *gait* dan terutama *gait* patologis, analisis *gait* umumnya digunakan untuk mengidentifikasi, mengukur dan memahami defisit dari spesifik subjek dan sepenuhnya terintegrasi ke dalam pengambilan keputusan klinis pada subjek terhadap kompleksitas gangguan *gait* [36]. Moissenet dan Armand [37] mengusulkan algoritma sederhana untuk pengelolaan subjek dengan kompleksitas gangguan *gait*. Algoritma ini menjelaskan tiga langkah yaitu mengidentifikasi penyimpangan *gait*; memahami penyimpangan *gait* dengan menghubungkannya dengan gangguan klinis; dan pilih opsi terapi terbaik.

Anak *ataxic* CP mengalami kesulitan berjalan secara independent, *walker* merupakan prasyarat untuk membantu dalam berjalan dan memberikan stabilitas yang diperlukan selama ambulasi [38]. Penggunaan alat bantu berjalan berupa AW tidak hanya meningkatkan mobilitas anak yang sedang pertumbuhan tetapi memberikan kemampuan mereka untuk menjelajahi lingkungan dan berinteraksi dengan teman-teman sebayanya [39]. Secara tradisional, *rollator anterior walker* telah digunakan sebagai alat bantu berjalan, menggunakan bahan rangka yang kokoh dan pegangan tangan diposisikan di depan anak. Kekurangan pada *anterior walker* adalah tubuh anak sering cenderung membungkuk untuk condong ke depan sambil mendorong dan seluruh berat tubuh pada saat dipegang diarahkan di depan [40]. Baru-baru ini, AW telah didesain dengan rangka disesuaikan pada posisi tubuh anak dan pegangan tangan di depan sesuai posisi alami dari pergelangan tangan, memungkinkan mereka dapat berjalan dengan bentuk tubuh lebih tegak seperti manusia normal [41]. Penggunaan *walker* baru, pada awalnya akan membutuhkan lebih banyak waktu penyesuaian, dan kedua orang tua maupun anak harus termotivasi untuk menggunakan alat baru [42]. Anak CP tidak suka peralatan di mana saat digunakan untuk berjalan akan menimbulkan ketidaknyamanan disebabkan sulit dalam kontrol *trunk* dan *head*. Oleh karena itu, mungkin sulit untuk membujuk anak untuk menggunakan *walker* khusus, akan tetapi mungkin terbaik untuk masa depan, meskipun mungkin tidak nyaman, lebih lambat, dan di awal membutuhkan lebih banyak waktu penyesuaian. Pada paper ini apakah ada perubahan fungsional pada anak *ataxic* CP dalam menggunakan AW pengembangan dan sementara anak terbiasa dengan perangkat sebelumnya, oleh karena itu kajian tentang anak *ataxic* CP dengan AW pengembangan perlu dilakukan.

Dalam praktik klinis bahwa evaluasi kontrol postural pada anak *ataxic* CP umum dilakukan oleh dokter rehab medik [43]. Kekurangan cara ini adalah memiliki sifat yang sangat subyektif karena bergantung pada pengalaman dan cenderung munculnya

kesalahan, sehingga mengarah pada keandalan rendah hingga sedang. Dalam beberapa tahun terakhir, sistem komputasi diciptakan secara kuantitatif untuk mengevaluasi *human gait* dengan mengukur parameter kinetik dan kinematik dalam populasi yang berbeda, baik untuk aplikasi klinis dan untuk meningkatkan kinerja. Analisis pada bidang tiga dimensi untuk mengukur gerakan manusia dalam mengevaluasi gerakan di ketiga bidang gerakan merupakan pengukuran yang sangat andal, ini dianggap sebagai standar dalam banyak kajian. Namun, biaya tinggi dan kurangnya sumber daya manusia yang mampu mengoperasikannya dan menginterpretasi-kan hasil pengukuran. Kondisi ini menjadi sulit untuk menerapkan teknologi ini di rumah sakit dan praktik klinis. Sedangkan analisis dua dimensi masih terbatas karena mengukur gerakan manusia hanya dalam satu bidang sebagai analisis *uniplanar*. Hasilnya harus ditafsirkan dengan mengacu pada bidang itu, tidak mewakili keseluruhan gerakan pada bidang yang lain. Namun, analisis *uniplanar* ini menghasilkan langkah-langkah kuantitatif dengan cara praktis, sederhana, dan murah. Cara ini merupakan alternatif untuk analisis *gait* karena lebih dapat diandalkan daripada metode subjektif, mudah dikelola dan dijangkau. *Computer vision Mobility (CvMob)* [44] adalah alat evaluasi yang tersedia gratis untuk gerakan dinamis dengan mengekspresikan hasil pengukuran ini dalam bentuk angka, tabel, dan grafik [45]. *Software CvMob 3.4* merupakan *open source software* yang digunakan sebagai alat evaluasi yang akurat dan sensitif daripada evaluasi subjektif yang dilakukan berdasarkan pengamatan penilai. Proses validasi dan verifikasi diperlukan agar menjamin pengukuran yang andal untuk analisis bidimensional dari *human gait* [44].

Software CvMob digunakan untuk melakukan analisis kemampuan *gait* pada saat berjalan pada anak *ataxic* CP yang berhubungan antara kontrol postural dan kemampuan fungsional menggunakan AW pengembangan. Dengan demikian, tujuan paper ini adalah bagaimana mengevaluasi keseimbangan berjalan terhadap perubahan fungsional pada anak *ataxic* CP yang berpartisipasi dalam pelatihan kontrol postural dari hasil terapi fisik biasa (*treatment as usual*/TaU) menggunakan *software* analisis mobilitas.

2. Metodologi Penelitian

Protokol observasi selama *pre-test* ini telah dibuat oleh peneliti utama berdasarkan bukti ilmiah yang tersedia. Protokol dirancang dengan maksud agar menjadi sama dalam tindakannya untuk semua variabel berbeda yang signifikan secara statistik di mana intervensi dilakukan.

2.1. Subjek

Observasi melibatkan sebanyak 5 siswa sekolah dasar (SD) berjenis kelamin perempuan dari sekolah yang dibina Yayasan Pembinaan Anak-Anak Cacat (YPAC) Surakarta, subjek dipilih dengan kondisi *ataxia* untuk berpartisipasi dan rentang usia 8 hingga 13 tahun dalam kondisi sehat dan bugar. Semua subjek menerima perawatan terapi medis dan fisik selama bersekolah di YPAC Surakarta. Semua subjek dalam fase aktif proses rehabilitasi berjalan seperti saat dilaksanakan pengambilan data. Subjek tidak diizinkan untuk melakukan aktivitas lain selama periode obser-vasi. Subjek harus melaporkan masalah apa pun, terkait dengan peristiwa atau tidak, serta perubahan apa pun.

2.2. Prosedur test

Prosedur *pre-test* yang dilakukan pada subjek untuk pengujian ini sesuai dengan Deklarasi Helsinki (1964). Prosedur *pre-test* ini bertujuan untuk menguji keberadaan fitur pada anak *ataxic* CP secara terukur yang didapat dari penggunaan AW pengembangan, di bawah kondisi yang sama untuk semua subjek. Pengujian pada subjek dilaksanakan tanpa adanya kontrol individu, pengujian menggunakan *treatment by subject* dengan lamanya masa *washing out* dalam 1 hari dan mempertimbangkan variabilitas *intersubject*. Itu juga dimaksudkan untuk menguji fitur pada subjek agar dapat diukur setelah adanya *washing out*. Tujuan dari *test* ini untuk mengukur dan meningkatkan objektifitas penilaian keseimbangan berjalan pada semua subjek yang di *test*. Subjek diminta hadir pada saat *test* dengan mengenakan pakaian *training* atau olah raga berbahan kaos dengan atasan tanpa kerah dan celana panjang, mengenakan sepatu kets selama pengujian.

2.3. Peralatan test

Dalam mengevaluasi kontrol postural dan kemampuan fungsional pada anak *ataxic* CP menggunakan AW pengembangan dan hipotesis yang diajukan. Gerakan berjalan dari 5 subjek difilmkan menggunakan kamera digital kecepatan tinggi (Casio Exilim EX-F1 6MP 12x Zoom). Proses rehabilitasi berjalan pada subjek difilmkan dalam posisi tegak, dengan lengan memegang pegangan pada *walker* pada bidang sagital. Kamera diposisikan pada jarak tetap dari subjek sebagai amplitudo osilasi untuk merekam gerakan berjalan di sekitar sumbu *anterior-posterior* (AP) ke arah depan dan *mediolateral* (ML) ke arah samping.

2.4. CVMob

Setelah merekam gambar, file video dengan *extention.AVI* dimuat ke dalam *software CVMob* untuk ekstraksi *time-series* dan *trajectory*. *CVMob* adalah *software* visi komputasi yang menggunakan pengukuran aliran optik untuk melacak gerakan suatu titik

dalam video [49,50]. *Software* ini memberikan langkah-langkah kinematik untuk titik-titik yang dipilih dalam video seperti posisi, kecepatan, percepatan dan sudut.

2.5. Gait test

Subjek harus berjalan, pada kecepatan semampunya, sejauh 200 cm. Pengujian ini akan dilakukan satu kali. Sebagai batasan rentang optik kamera, hanya 3 siklus *gait* yang akan ditangkap. Oleh karena itu, berjalan dengan *range* sejauh 200 centimeter digunakan dalam analisis parameter *gait*. Aktivitas fisik pada subjek selama *gait* melalui uji enam menit (6MWT) berjalan [45,46]. Kapasitas fungsional pada subjek melalui uji selama 6 menit sudah dirasakan tanda-tanda vital pada denyut jantung, tekanan darah, dan tenaga [47]. Uji 6MWT dapat ditoleransi dengan baik oleh subjek dan lebih representatif untuk mendeskripsikan aktivitas sehari-hari (ADL) dibandingkan dengan tes berjalan lainnya [48].

2.6. Rangkaian time-series dan trajectory

Rangkaian *time-series* dan *trajectory* dengan menempatkan pada dua titik di kepala (*head*) subjek sebagai titik acuan dalam analisis. Posisi ini berguna untuk menghitung amplitudo dari 5 subjek, tetapi hal ini tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan. Rangkaian *trajectory* digunakan untuk menghitung eksponen *Hurst* dengan metode *Root Mean Square* (RMS) dari osilasi keseimbangan berjalan dalam mempertahankan tubuh agar tetap stabil [51] Metode RMS digunakan dalam memperkirakan standar deviasi rata-rata sinyal dari *time-series* untuk skala yang berbeda dengan persamaan di bawah ini.

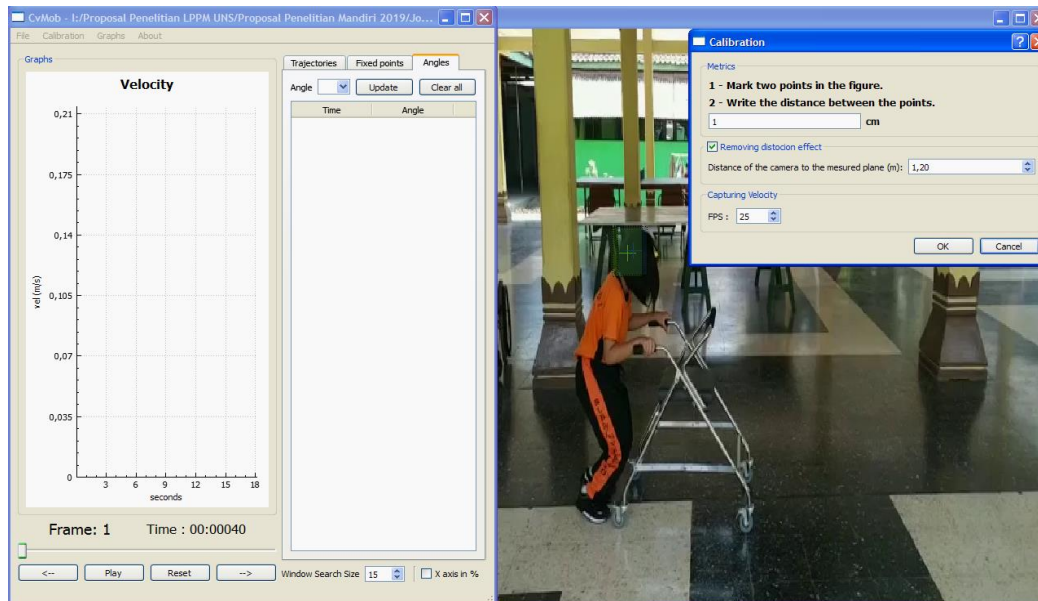
$$RMS(\varepsilon) = \frac{1}{N - \varepsilon} \sum_{\varepsilon=1}^{N-1} \sqrt{\frac{1}{\varepsilon} \sum_{i=1}^{\varepsilon} (X(t_i) - X_{\varepsilon})^2} \quad (1)$$

di mana $X(t)$ adalah *time-series*, X_{ε} nilai rata-rata sinyal dalam ukuran *window* dan N total jumlah pengukuran.

3. Results and Discussion

Pada paper ini pembahasan ditekankan mengenai analisis keseimbangan berjalan terhadap perubahan fungsional pada anak *ataxic CP* yang dievaluasi melalui *gait test*. *CvMob* atau *Computer Vision Mobility* merupakan perangkat sistem analisis dari *software open-source* untuk analisis gerakan, dikembangkan oleh *OpenCV* dan *Qt libraries* [49]. Sebuah kajian tentang validitas dan reliabilitas dari *software* ini telah menunjukkan bahwa *CvMob* merupakan perangkat analisis yang andal untuk analisis bidang dua dimensi dari *human gait* [44]. Hasil kajian ini telah meng-ungkapkan adanya korelasi yang kuat antara *CvMob* dan *Vicon Motion System* [52]. Sistem pada *software CvMob* untuk tangkapan dari gambar gerak dalam dua dimensi dapat dilakukan dengan kepresisian teknologi yang baik untuk analisis gerakan. *Software* ini menggunakan teknik visi komputasi, pengenalan pola, dan aliran *fixel* pada gambar yang diubah menjadi kecepatan, dengan demikian memungkinkan untuk pelacakan objek bergerak, menghasilkan data lintasan, kecepatan, dan akselerasi [49].

Peralatan yang digunakan pada pengujian terdiri dari kamera digital dan program *CvMob*. Kamera yang digunakan untuk merekam video adalah kamera digital kecepatan tinggi dengan spesifikasi "Casio Exilim EX-F1 6MP 12x Zoom", model "Casio Exilim EX-ZR1000", dengan resolusi 6 megapiksel dan 12000 bingkai/detik. Kamera dipasang pada tripod dan diposisikan pada jarak 1,20 m dari subjek selama pengujian *gait*. Agar analisis selalu tepat, Setiap video dari subjek yang diuji, pada awal menggunakan *CvMob* selalu dikalibrasi. Tujuan kalibrasi ini untuk memberikan referensi ke *software* dan pemberlakuan yang sama untuk semua subjek pada perhitungan. Pada pelaksanaan *gait test*, instrumen digunakan untuk mengkalibrasi sistem yang ditandai dengan dua titik sebagai *marker*, lokasi ini ditempatkan di *head* dengan jarak interval 1 cm. Parameter kalibrasi pada *software CvMob* pada subjek, yang sebelumnya ditentukan titik kalibrasi. Pada kasus ini titik kalibrasi dengan memberikan 2 titik *marker* di lokasi *head* subjek secara vertikal, seperti dijelaskan pada Gambar 1.

Gambar 1. Parameter kalibrasi yang ditandai di lokasi *head* pada subjek

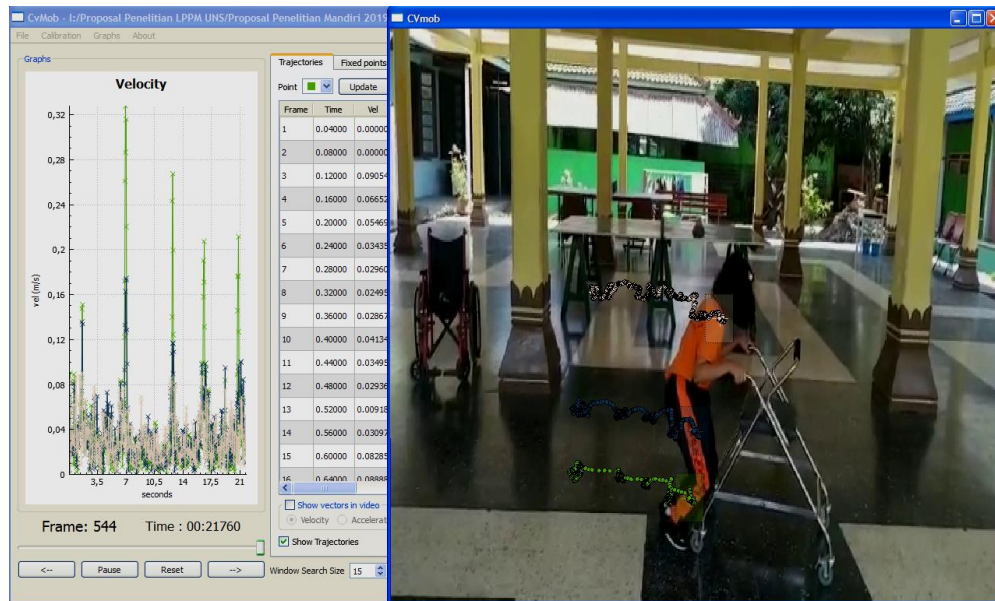
Pada analisis keseimbangan berjalan terhadap perubahan fungsional subjek dengan cara mengekstraksi parameter kinematik dari hasil rekaman video. *Software* ini memiliki tingkat akurasi yang baik pada objek bergerak dalam posisi gerakan tubuh pada titik koordinat X dan Y dari hasil film dapat direkam meskipun menggunakan kamera konvensional. Serangkaian titik-titik dari *marker* ditempatkan pada *landmark* tubuh seperti mulai dari betis, paha dan bahu ditetapkan sebagai penekanan dalam data analisis. *Marker* ini berguna untuk memfasilitasi *register* pada parameter gait terhadap gerakan yang berbeda dari subjek agar dapat dianalisis lebih lanjut, penjelasan parameter ini dapat diuraikan pada Tabel 1.

Tabel 1. Analisis luaran dengan software CvMob

Keseimbangan Berjalan	Alat Evaluasi	Analisis Luaran dengan CvMob	Kode CvMob untuk Luaran	Definisi untuk Luaran CvMob	Lokasi Marker untuk Luaran CvMob
Dinamik	<i>Gait test</i>	Kecepatan <i>gait</i>	“VeloX” MED ^a	Mewakili dari keseluruhan kecepatan <i>gait</i>	<i>Trajectory</i> pada posisi Betis, Paha dan Bahu
		Panjang langkah	“X max-min”	Mewakili dari panjang langkah	Titik pada Betis, Paha dan Bahu
		Tinggi langkah	“Y max-min”	Mewakili dari tinggi langkah	Perbedaan jarak titik antara Betis dan Paha, antara Paha dan Bahu

^a informasi diambil dari *software*, unit-unit pengukuran kecepatan (meter/detik), dan luaran lainnya dalam meter

Hasil olah data dari *software* CvMob untuk semua parameter *gait* sama seperti pada perhitungan *platform* gaya konvensional meliputi kecepatan *gait* (m/detik), *trajectory gait* (detik), panjang langkah, (cm) dan tinggi langkah (cm) dan variabilitas gemeteran tubuh arah di bidang AP dan ML (cm), seperti dijelaskan pada Gambar 2.

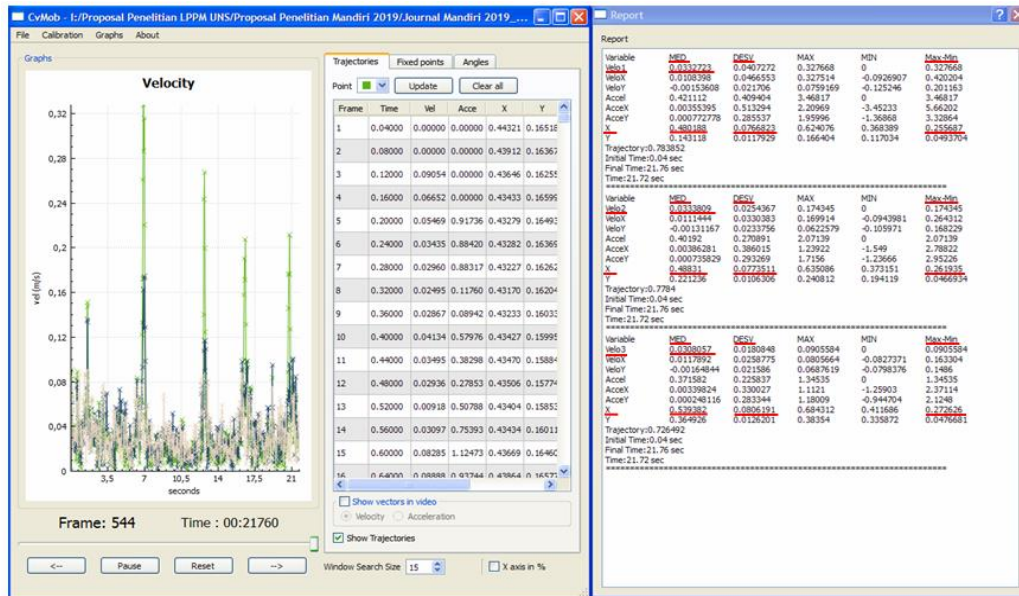


Gambar 2. Titik-titik *marker* pada subjek dengan posisi di betis, paha dan bahu

Parameter *gait* pada anak *ataxic* CP pada saat berjalan untuk fase *stance*, fase *swing* dan fase *double support* secara signifikan dapat disimpulkan terganggu. Temuan ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang menunjukkan bahwa anak *ataxic* CP menunjukkan ritme berjalan lebih lambat selama *gait* dibandingkan dengan anak-anak CP tipe *diplegic* atau *hemiplegic* [5,7,14]. Selain itu, disampaikan bahwa hasil dari observasi ini pada saat berjalan anak *ataxic* CP menghabiskan lebih banyak waktu di posisi fase *double support* daripada di fase *single support*, serta berkurangnya daya tahan otot dan kekuatan isometrik dan isokinetik dalam fleksi dan ekstensi sendi lutut [15,16,17].

Kelebihan berat badan pada anak *ataxic* CP dapat menghambat pada fase *single support* dan meningkatkan waktu fase *double support* [32,33,34]. Kondisi ini menunjukkan adanya relevansi karena penggunaan preferensi fleksor pinggul dibandingkan dengan fleksor *plantar* pergelangan kaki pada anak *ataxic* CP juga menunjukkan mekanisme perubahan, kondisi ini bertujuan untuk menjaga keseimbangan selama *gait* berlangsung [28,29,30].

Munculnya rasa gemeteran pada tubuh yang dirasakan anak *ataxic* CP pada saat berjalan terjadi pada arah sumbu AP dan ML secara signifikan lebih besar pada anak *ataxic* CP daripada anak-anak CP tipe *diplegic* atau *hemiplegic*. Analisis *nonlinear* dari *time-series* dan *trajectory* bahwa dari gemeteran tubuh menunjukkan nilai eksponen *Hurst* secara signifikan, di mana anak CP tipe *diplegic* atau *hemiplegic* (nilai berkisar antara 0,3 dan 0,4) lebih rendah dibandingkan anak *ataxic* CP (nilai sekitar 0,48 hingga 0,54). Temuan ini sesuai kajian sebelumnya bahwa anak-anak tanpa keterbatasan atau sehat [36] dan pasien dengan mobilitas berkurang [38]. Pada dasarnya, eksponen *Hurst* di bawah 0,5 menunjukkan bahwa pergeseran *time-series* dalam satu arah diikuti oleh pergeseran ke arah yang berlawanan, menunjukkan tren gemeteran pada tubuh dalam posisi anti-persisten, yang bertujuan agar dapat mempertahankan posisi tubuh tetap stabil pada saat berjalan. Sebaliknya, eksponen *Hurst* mendekati 0,5 atau lebih pada anak *ataxic* CP menunjukkan bahwa *time-series* ditandai oleh pola gemeteran tubuh yang tidak berkorelasi yang mengarah pada adanya keseimbangan berjalan ke arah tidak stabil. Perilaku ini yang tidak berkorelasi atau acak memungkinkan adanya gangguan yang relevan dalam sistem kontrol motorik kasar pada anak *ataxic* CP yang dapat menyebabkan peningkatan risiko jatuh, seperti dijelaskan pada Gambar 3.



Gambar 3. Hasil analisis CvMob pada posisi betis, paha dan bahu yang menunjukkan adanya gangguan pada sistem motorik kasar dari subjek

Pada paper ini, dijelaskan bahwa anak *ataxic* CP mengalami peningkatan kecepatan getaran tubuh pada sumbu bidang ML dan AP, tetapi jumlah peningkatan arah kecepatan getaran tubuh di bidang AP lebih besar dibandingkan dengan kecepatan getaran tubuh di bidang ML, semua *task gait* dari ke tiga siklus yang ada. Meskipun tidak memperkirakan arah berjalan, terjadinya peningkatan kecepatan getaran tubuh pada arah bidang AP menunjukkan kestabilan berjalan pada arah di bidang ML lebih besar daripada di bidang AP disaat berdiri. Pada saat dan selama berdiri tenang pada seorang individu, dengan kaki berdampingan, strategi pinggul pada posisi *protraction* atau *retraction* adalah dominan selama terjadinya getaran tubuh di bidang ML, sedangkan strategi pergelangan kaki lebih dominan selama menahan getaran tubuh yang terjadi di bidang AP. Sebenarnya mekanisme kontrol pinggul dapat membantu anak *ataxic* CP dengan tingkat yang lebih besar dalam menjaga keseimbangan tubuh pada saat berjalan dibandingkan dengan mekanisme kontrol dari pergelangan kaki. Ketika konsisi ini terjadi pada saat *task gait* dalam posisi berdiri maka akan menimbulkan konflik sensorik [29]. Faktor biomekanik dan neuromuskuler lainnya, seperti tingkat koaktivasi antagonis, urutan temporal aktivasi, dan kekuatan relatif kontraksi sinergis, dimungkinkan bertanggung jawab untuk dalam terjadinya peningkatan getaran tubuh dalam satu arah [28], tidak dievaluasi pada paper ini.

4. Kesimpulan

Pada anak *ataxic* CP menunjukkan pola gerakan tubuh yang tidak normal selama *task gait* dalam mempertahankan keseimbangan berjalan dan kestabilan tubuh, disebabkan adanya perubahan dalam sistem kontrol motorik kasar dan kemungkinan terjadinya risiko jatuh lebih tinggi. Peran yang relevan dari fungsi terhadap kontrol postural dalam keseimbangan berjalan untuk aktivitas sehari-hari bagi anak *ataxic* CP ini sangat penting. Diperlukan kegiatan spesifik dalam pelatihan berjalan bagi anak *ataxic* CP yang diarahkan pada modifikasi perubahan *gait* dan pola keseimbangan. Intervensi ini dan dapat dimasukkan dalam program fisik reguler. Paper ini memiliki beberapa keterbatasan yang harus dipertimbangkan dalam interpretasi hasil bahwa semua subjek yang menggunakan AW pengembangan selama pengumpulan data, mungkin hasil dari terapi fisik yang dilaksanakan tidak dapat sepenuhnya dievaluasi.

Referensi

- [1] Joseph, N. (2020) "Apa Itu Cerebral Palsy?", Diakses pada 15 Maret 2020, dari <https://hellosehat.com/kesehatan/penyakit/cerebral-palsy-adalah/>
- [2] Cerebral Palsy Group.com, (2020) "Ataxic Cerebral Palsy", Diakses pada 15 Maret 2020, dari <https://cerebralpalsygroup.com/cerebral-palsy/ataxic/>
- [3] Birth Injury Guide.org, (2020) "Ataxic Cerebral Palsy", Diakses pada 15 Maret 2020, dari <https://www.birthinjuryguide.org/cerebral-palsy/types/ataxic/>
- [4] Centers for Disease Control and Prevention.gov, (2019) "What is Cerebral Palsy?", Diakses pada 15 Maret 2020, dari <https://www.cdc.gov/ncbddd/cp/facts.html#>
- [5] Straub, K. dan Obrzut, J. E., (2009), "Effects of Cerebral Palsy on Neuropsychological Function", *J Dev Phys Disabil.*, vol. 21, pp. 153-167.
- [6] Musselman, K. E., Stoyanov, C. T., Marasigan, R., Jenkins, M. E., Konczak, J., Morton, S., Bastian, M. J., (2014), Prevalence of Ataxia in Children: A Systematic Review. *Neurology J.*, vol. 82, pp. 80-9.
- [7] Hartley, H., Cassidy, E., Bunn, L., Kumar, R., Pizer, B., Lane, S., Carter, B., (2019), "Exercise and Physical Therapy Interventions for Children with Ataxia: A Systematic Review", *the Cerebellum J.*, vol. 18, pp. 951-968.
- [8] Marsden, J. F., (2018), "Chapter 17: Cerebellar Ataxia", *Handbook of Clinical Neurology: Balance, Gait, and Falls*, Vol. 159 (3rd series), B. L. Day and S. R. Lord, Editors.
- [9] Mariotti, C., Fancellu, R. dan Di Donato, S., (2005), An Overview of The Patient with Ataxia. *J. Neurol.*, vol. 252, pp. 511-518.

- [10] Bodranghien, F., Bastian, A., Casali, C., Hallett, M., Louis, E., Manto, M., Mariën, P., Nowak, D. A., Schmähmann, J. D., Serrao, M., Steiner, K. M., Strupp, M., Tilikete, C., Timmann, D., dan van Dun, K., (2016), Consensus Paper: Revisiting the Symptoms and Signs of Cerebellar Syndrome, *J. Cerebellum*, vol. 15 (3), pp. 369-391.
- [11] Manto, M. dan Marien, P., (2015), Schmähmann's Syndrome - Identification of The Third Cornerstone of Clinical Ataxiology. *Cerebellum & Ataxias J.*, vol. 2, pp. 2.
- [12] Cans, C. (2007), Surveillance of Cerebral Palsy in Europe: A Collaboration of Cerebral Palsy Surveys and Registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 42(12), pp. 816-824.
- [13] Bastian, A. J., (1997). Mechanisms of Ataxia. *Physical Therapy*, vol. 77(6), pp. 672-675.
- [14] Woollacott, M. H. (1994). Normal and Abnormal Development of Posture Control in Children. *Adapted Physical Activity J.*, pp. 109-116.
- [15] Horak, F. B., (2006), Postural Orientation and Equilibrium: What Do We Need to Know About Neural Control of Balance to Prevent Falls. *Age and Ageing J.*, vol. 35(2), pp. ii7-ii11.
- [16] Massion, J., (1998), Postural Control Systems in Developmental Perspective, *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 22(4), pp. 465-472.
- [17] Fay Horak, F., (2009), *Postural Control*, Chapter: Brain Inflammation: Biomedical Imaging, In book: Encyclopedia of Neuroscience, editors: Marc D. Binder, Nobutaka Hirokawa, Uwe Windhorst, Publisher: Springer Berlin Heidelberg, pp.472-477.
- [18] Newell, K. M., Slobounov, S. M., Slobounova, B. S., dan Molenaar, P. C. M., (1997), Shortterm Non-Stationary and the Development of Postural Control, *Gait & Posture J.*, vol. 6(1), pp. 56-62.
- [19] Pavão, S. L., dos Santos, A. N., Woollacott, M. H., dan Rocha, N. A. C. F., (2013), Assessment of Postural Control in Children with Cerebral Palsy: A Review, *Res Dev Disabil.*, vol. 34(5), pp. 1367-1375.
- [20] Woollacott, M. H. dan Shumway-Cook, A. (2005). Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children with Cerebral Palsy: What Are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance?, *Neural Plasticity J.*, vol. 12(2-3), pp. 211-219.
- [21] Dewar, R., Love, S., dan Johnston, L. M. (2014), Exercise Interventions Improve Postural Control in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 57(6), pp. 504-520.
- [22] Pavão, S. L., Nunes, G. S., Santos, A. N., & Rocha, N. A. C. F. (2014). Relationship Between Static Postural Control And The Level Of Functional Abilities In Children With Cerebral Palsy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 18(4), pp. 300-307.
- [23] Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., dan Schmitz, C. (2005). Development of Postural Control in Healthy Children: A Functional Approach. *Neural Plasticity J.*, vol. 12(2-3), pp. 109-118.
- [24] Seyyar, G. K., Aras, B., dan Aras, O., (2018), Trunk Control and Functionality in Children with Spastic Cerebral Palsy. *Developmental Neurorehabilitation J.*, pp. 1-6.
- [25] Sæther, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Braendvik, S., Lydersen, S., dan Vik, T. (2015). The Relationship between Trunk Control in Sitting and During Gait in Children and Adolescents with Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 57(4), pp. 344-350.
- [26] Sveistrup, H., Schneiberg, S., McKinley, P. A., McFadyen, B. J., Levin, M. F., (2008), Head, Arm and Trunk Coordination During Reaching in Children, *Exp Brain Res.*, vol. 188, pp. 237-247.
- [27] Sæther, R., dan Jorgensen, L. (2011). Intra- and inter-Observer Reliability of The Trunk Impairment Scale for Children with Cerebral Palsy. *Research in Developmental Disabilities*, vol. 32(2), pp. 727-739.
- [28] Saxena, S., Rao, B. K., dan Kumaran, S., (2014), Analysis of Postural Stability in Children with Cerebral Palsy and Children with Typical Development: An Observational Study. *Pediatric Physical Therapy*, vol. 26(3), pp. 325-330.
- [29] Winter, D. (1995). Human Balance And Posture Control During Standing And Walking. *Gait & Posture*, vol. 3(4), pp. 193-214.
- [30] Tang, P.-F., Woollacott, M. H., dan Chong, R. K. Y., (1998), Control of Reactive Balance Adjustments in Perturbed Human Walking: Roles of Proximal and Distal Postural Muscle Activity. *Experimental Brain Research*, vol. 119(2), pp. 141-152.
- [31] Patla, A. E., Adkin, A., dan Ballard, T., (1999), Online Steering: Coordination and Control of Body Center of Mass, Head and Body Reorientation. *Experimental Brain Research*, vol. 129(4), pp. 629-634.
- [32] Kavanagh, J. J., Morrison, S., dan Barrett, R. S., (2005), Coordination of Head and Trunk Accelerations During Walking, *European Journal of Applied Physiology*, vol. 94(4), pp. 468-475.
- [33] Kavanagh, J. J. (2009). Lower Trunk Motion and Speed-Dependence During Walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6(1), pp. 1-10.
- [34] Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., dan Zomlefer, M. R., (1984), Trunk Movements in Human Locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 121(1), pp. 9-22.
- [35] Chiou, I. I. L. dan Burnett, C. N., (1985), Values of Activities of Daily Living. A Survey of Stroke Patients and Their Home Therapists. *Phys Ther.*, vol. 65, pp. 901-906.
- [36] Wren, T. A. L., Gorton III, G. E., Ounpuu, S., dan Tucker, C. A., (2011), Efficacy of Clinical Gait Analysis: A Systematic Review, *Gait Posture*, vol. 34, pp. 149-53.
- [37] Moissenet, M. dan Armand, S., (2015), Qualitative and Quantitative Methods of Assessing Gait Disorders. In: Canavese F, Deslandes J, ed. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*. New York: Nova Science, pp. 215-239.
- [38] Armand, S., Decoulon, G., dan Bonnefoy-Mazure, A., (2016), Gait Analysis in Children With Cerebral Palsy. *EFORT Open Rev.*, vol. 1(12), pp. 448-460.
- [39] Levangie, P. K., Chimera, M., Johnston, M., Robinson, F., dan Wobesky, L., (1990). The Effects of Posterior Rolling Walkers vs. the Standard Rolling Walker on Gait Characteristics of Children with Spastic Cerebral Palsy, *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, vol. 9(4), pp. 1-17.
- [40] Paleg, G. dan Livingstone, R., (2016), Evidence-Informed Clinical Perspectives on Selecting Gait Trainer Features for Children with Cerebral Palsy, *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, vol. 23(8), pp. 386-396.
- [41] Thompson-Rangel, T., Smith, S. B., dan Griner, D. E., (1992), Customized Walker Adaptions for a Child with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, vol. 4(2), pp. 96-98.
- [42] Logan, L., Byers-Hinkley, K., dan Ciccone, C. D., (2008), Anterior Versus Posterior Walkers: A Gait Analysis Study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 32(12), pp. 1044-1048.
- [43] Kenis-Coskun, O., Giray, E., Eren, B., Ozkok, O., dan Karadag-Saygi, E., (2016), Evaluation of Postural Stability in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 28(5), pp. 1398-1402.
- [44] Quixadá, A. P., Onodera, A. N., Peña, N., Miranda, J.-G. V., Nunes Sá, K., (2017), Validity and Reliability of Free Software for Bidimensional Gait Analysis, *Journal of Physiotherapy Research*, vol. 7(4), pp. 101-110.
- [45] ATS Board, (2002), ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test, *American Thoracic Society Am J Respir Crit. Care Med.*, vol 166, pp. 111-117.
- [46] Ghofraniha, L., Dalir Sani, Z., Vakilian, F., Khajedalooyi, M., Javid Arabshahi, Z., (2015), The Six-minute Walk Test (6MWT) for the Evaluation of Pulmonary Diseases. *J. Cardiothorac Med.*, vol. 3(2), pp. 284-287.
- [47] Borg, G. dan Borg, E. (2014). *A Range Model and A Schematized Conception for Intermodal Comparisons*. Dalam: Patching, G.R. Johnson, M. Borg, E. Hellstrom, A. (Eds) – Proceedings of the 30th Annual Meeting of the International Society for Psychophysics. Lund, Sweden. p. 6.
- [48] Solway, S., Brooks, D., Lacasse, Y., dan Thomas, S., (2001), A Qualitative Systematic Overview of the Measurement Properties of Functional Walk Tests Used in the Cardiorespiratory Domain. *Chest J.*, vol. 119(1), pp. 256-270.

- [49] Peña, N., Credidio, B. C., Corrêa, L. P. N.R. M. S., França, L. G. S., Cunha, M. V., de Sousa, M. C., Vieira, J. P. B. C., Miranda, eJ., G., V., (2013), Instrumento Livre Para Medidas de Movimento. *Rev. Bras. Ensino Física*, vol. 35(3), pp. 1-5.
- [50] Durlak, J. A., (2009), How to Select, Calculate, and Interpret Effect Sizes. *Journal of Pediatric Psychology*, vol. 34(9), pp. 917-928.
- [51] Malinverno, A., (1990), A simple Method to Estimate The Fractal Dimension of A Self-Affine Series. *Geophysical Research Letters*, vol. 17(11), pp. 1953-1956.
- [52] Vicon. <https://www.vicon.com/> Accessed 3 Aug 2016.