

Diterima 26 Mei 2020, diterima 7 Juni 2020, tanggal publikasi 10 Juni 2020, tanggal versi saat ini 23 Juni 2020.

Pengenal Objek Digital 10.1109/ACCESS.2020.3001343

Deteksi Gerakan Secara Otomatis Selama Tidur Menggunakan Kamera Waktu Terbang 3D: Desain dan Evaluasi Eksperimental

MARKUS GALL¹, HEINRICH GARN¹, (Anggota Senior, IEEE), BERNHARD KOHN¹, KATHARINA BAJIC¹, CARMINA CORONEL¹, STEFAN SEIDEL², MAGDALENA MANDEL³ DAN EUGENIJUS KANIUSAS⁴

¹Teknologi Sensor Baru, Institut Teknologi Austria (AIT) GmbH, 1210 Wina, Austria

²Departemen Neurologi, Medical University of Vienna, 1090 Vienna, Austria

³Departemen Neurologi II, Kepler University Hospital Linz, 4020 Linz, Austria

⁴Institut Elektrodinamika, Gelombang Mikro dan Teknik Sirkuit, Universitas Teknologi Wina, 1040 Wina, Austria

Penulis koresponden: Markus Gall (markus.gall@ait.ac.at)

M. Gall melaporkan hibah dari The Austrian Research Promotion Agency (FFG, nr. 860159) selama penelitian berlangsung.

ABSTRAK Analisis gangguan gerakan terkait tidur menjadi penting karena peningkatan harapan hidup.

Pendekatan saat ini untuk mengukur gerakan didasarkan pada elektromiografi atau akselerometri dan hanya memberikan hasil lokal atau spesifik dari otot/tungkai yang dipasang sensor. Motivasi dari pekerjaan ini adalah untuk menyelidiki deteksi spektrum gerakan tidur yang lebih lengkap menggunakan kamera tiga dimensi (3D) daripada metode konvensional saat ini.

Berbeda dengan sebagian besar literatur yang diterbitkan sebelumnya, metode ini memungkinkan deteksi gerakan bahkan ketika pasien ditutupi selimut. Ini adalah pekerjaan pertama untuk mengevaluasi deteksi gerakan dengan kumpulan data klinis dan mereplikasi lingkungan klinis dalam pengaturan laboratorium. Pengaturan laboratorium memungkinkan karakterisasi gerakan yang dapat dideteksi melalui penentuan batas kecepatan dan amplitudo. Kami menggunakan sensor waktu penerbangan Kinect One untuk merekam video 3D. Pergerakan dikuantifikasi berdasarkan perubahan kedalaman temporal dalam video 3D ini. Meja angkat yang dikendalikan komputer memungkinkan simulasi gerakan yang terkontrol. Algoritme kami mendeteksi gerakan dengan nilai amplitudo >3,0 mm dan nilai kecepatan >3,5 mm/s dengan skor F1 \hat{y} 95%. Durasi gerakan terpendek yang terdeteksi dengan andal adalah 350 ms. Dalam studi klinis yang disetujui secara etis termasuk 44 pasien, 93,1% gerakan kaki yang terdeteksi elektromiografi juga ditemukan dalam 3D. Korelasi yang signifikan ($\hat{y} = 0,86$) ditemukan antara gerakan yang terdeteksi oleh sistem 3D dan polisomnografi. Sistem 3D mendeteksi gerakan 31,2% lebih banyak daripada elektromiografi. Selain mendapatkan spektrum gerakan yang lebih luas yang tidak terbatas pada gerakan lokal dan otot/anggota tubuh tertentu, penggunaan kamera 3D tanpa kontak menyederhanakan penyiapan perekaman dan menjaga perilaku tidur alami. Sistem 3D yang disajikan mungkin berguna untuk tujuan diagnostik selama studi tidur.

SYARAT INDEKS Visi komputer, sensor gambar inframerah, sistem informasi medis, deteksi gerakan, pemantauan pasien.

I. PENDAHULUAN

Deteksi gerakan yang andal dan sensitif selama tidur relevan bagi klinik untuk memperkirakan dengan benar tingkat keparahan gangguan gerakan terkait tidur seperti gerakan tungkai periodik (PLM) atau gangguan perilaku tidur REM (RBD).

Associate editor yang mengoordinasikan review naskah ini dan menyetujuinya untuk diterbitkan adalah Huazhu Fu¹.

PLM dan RBD menjadi semakin umum karena prevalensi yang meningkat pada populasi yang menua [1].

Studi ini adalah yang pertama mengevaluasi metode untuk mendeteksi dan mengukur gerakan yang terjadi selama tidur dalam pengaturan eksperimental dan klinis menggunakan kamera tiga dimensi (3D). Metode kami memungkinkan pasien/objek uji ditutupi dengan selimut. Kami mencirikan gerakan yang dapat dideteksi dengan menentukan batas kecepatan dan amplitudo

Sistem 3D yang disajikan juga dievaluasi berdasarkan data dari rutinitas klinis. Pekerjaan ini didasarkan pada pekerjaan kami sebelumnya oleh Gam *et al.* [2], di mana gerakan kaki periodik yang terdeteksi oleh sistem 3D dibandingkan dengan gerakan kaki periodik yang dijelaskan oleh PSG menggunakan dataset dari 10 pasien.

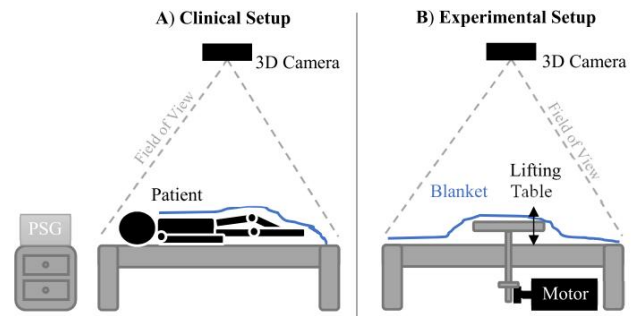
Teknologi terancang klinis untuk menilai gerakan saat tidur adalah polisomnografi (PSG) [3]. Dalam pemindaian PSG, gerakan dideteksi menggunakan electromyography (EMG), di mana elektroda ditempatkan pada otot, seperti otot tibialis anterior, untuk mengukur aktivitasnya [4]. Sinyal yang diperoleh kemudian dianalisis secara manual [5] atau diproses menggunakan algoritma otomatis [6], [7]. Sensor yang terpasang dan kabel penghubung tidak nyaman bagi pasien dan mengganggu perilaku tidur alaminya [8]. Selain itu, pengaturan yang rumit, biaya tinggi, dan ketersediaan terbatas di laboratorium tidur PSG membatasi kegunaannya [5]. Selain itu, sensor cenderung terlepas saat bersentuhan; karenanya, kualitas data sering berkurang oleh artefak [9]. Pertanyaan telah diajukan, apakah cukup hanya memantau otot tibialis [4]. EMG hanya mendeteksi aktivitas otot di mana elektroda diterapkan, sehingga sulit untuk mendapatkan gerakan lain saat memantau hanya satu otot. Actigraphy telah berhasil diperkenalkan sebagai alternatif dalam domain medis [10]–[14]. Lokalisasi aktivitas, bagaimanapun, dibatasi karena hanya gerakan anggota tubuh tertentu yang dilengkapi sensor yang disediakan. Solusi tanpa kontak akan sangat diinginkan.

Saat ini, sebagian besar laboratorium tidur menggunakan video PSG menggunakan kamera inframerah-dekat 2D. Pendekatan tanpa kontak nyaman untuk pasien [15] dan mempertahankan perilaku tidur alami. Video inframerah dari lingkungan tidur dapat dianalisis secara otomatis oleh perangkat lunak pengolah gambar [16]–[19]. Namun, pekerjaan ini mengevaluasi sistem mereka hanya dengan sejumlah kecil sukarelawan sehat dan/atau tidak mengizinkan penggunaan selimut. Sepengetahuan kami, tidak ada pekerjaan menggunakan video inframerah 2D pada sampel perwakilan data yang diperoleh dari rutinitas klinis di mana peserta diizinkan menggunakan selimut untuk mendeteksi gerakan selama tidur telah dilakukan.

Gambar inframerah 2D hanya memungkinkan analisis adegan dalam dua dimensi. Keterbatasan ini telah diatasi dengan metode berdasarkan video 3D yang bahkan memungkinkan deteksi gerakan di sepanjang arah pandang kamera.

Sejumlah penelitian menggunakan sensor 3D, seperti Microsoft Kinect One (Microsoft corp., Redmond, Washington, USA), dalam aplikasi perawatan kesehatan telah dipublikasikan [20]–[23]. Cara teknologi 3D saat ini digunakan dalam lingkungan tidur diusulkan oleh Grimm *et al.* [24], yang menyarankan metode untuk memperkirakan empat kelas postur tubuh. Lee *dkk.* [25] dan Yu *dkk.* [26] memperkirakan postur tubuh dan memperoleh gerakan seluruh tubuh dari perubahan postur menggunakan kamera 3D.

Namun, kedua karya tersebut mengandalkan pasien yang tidur tanpa penutup. Performanya masih belum diketahui saat pasien menggunakan selimut. Metode untuk menggunakan video 3D untuk mendeteksi kejadian pernapasan baru-baru ini ditunjukkan dalam pekerjaan kami oleh Coronel *et al.* [27] dan oleh Yang *et al.* [28]. Baru-baru ini, sistem menggunakan



GAMBAR 1. A) Penataan klinis di mana pasien berbaring di tempat tidur dengan kamera TOF Kinect dipasang di langit-langit di atas kepalanya pada jarak 1,8 m. Kamera memperoleh gambar kedalaman dan inframerah dari pasien yang berbaring di tempat tidur yang ditutupi selimut. Pengaturan ini memungkinkan aplikasi simultan dari rekaman PSG yang disinkronkan. B) Dalam pengaturan eksperimental, pasien digantikan oleh meja pengangkat yang digerakkan oleh motor stepper yang dikendalikan komputer. Meja angkat juga ditutup dengan selimut.

Microsoft Kinect One time-of-flight (TOF) sensor untuk merekam sleep apnea, gerakan kaki periodik dan mendeteksi tidur diterbitkan [29]. Korelasi moderat yang signifikan antara gerakan kaki periodik yang terdeteksi 3D dan yang diperoleh dengan PSG ditemukan.

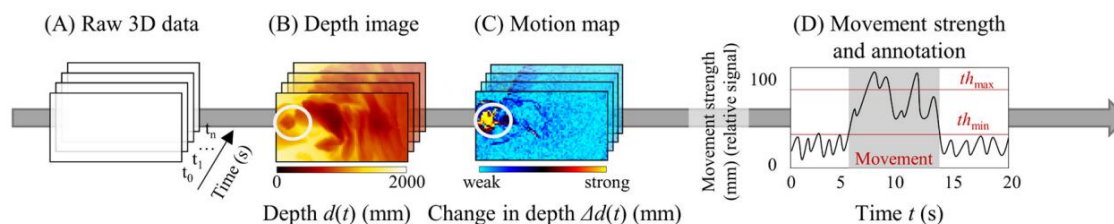
Sepengetahuan kami, tidak ada literatur yang menghitung batas deteksi dalam hal amplitudo dan kecepatan gerakan vertikal. Dengan sistem 3D yang disajikan dalam karya ini, kami bertujuan untuk menyederhanakan penyiapan perekaman, mempertahankan perilaku tidur alami, dan meningkatkan hasil dengan mendeteksi spektrum gerakan yang lebih menyeluruh daripada metode khusus otot/anggota tubuh yang saat ini digunakan.

Makalah ini pertama menjelaskan desain sistem 3D untuk mendeteksi gerakan pasien berbaring di tempat tidur. Selanjutnya, dalam pengaturan eksperimental, sistem 3D dievaluasi berdasarkan gerakan yang dilakukan oleh meja angkat yang dikendalikan komputer untuk mengkaraktirasi batas kecepatan dan amplitudo dari gerakan yang dapat dideteksi. Akhirnya, kami menggambarkan studi klinis di mana video kedalaman PSG dan 3D direkam secara bersamaan dan disinkronkan waktu. Dengan menggunakan data yang dikumpulkan, sistem 3D dievaluasi berdasarkan anotasi gerakan kaki EMG ground truth.

II. RANCANG BANGUN SISTEM 3D UNTUK MENDETEKSI GERAKAN A. PENYIAPAN PEREKAMAN EKSPERIMENTAL DAN KLINIS

Pengaturan perekaman yang digunakan di lokasi klinis terdiri dari kamera time-of-flight Kinect One v2 (Microsoft corp., Redmond, Washington, USA) [30], [31] dipasang di langit-langit di atas pasien yang berbaring di tempat tidur (Gbr. 1A). Satu kamera merekam kedalaman 3D dan video inframerah 2D secara bersamaan. Jarak antara permukaan tempat tidur dan sensor kira-kira 1,8 meter.

Pöhlmann *et al.* [32] mengevaluasi Kinect v2 dan menyatakan bahwa operasi akurat dimulai pada jarak 0,7 m; arsitektur ruangan yang tersedia dan temuan sebelumnya (bahan tambahan, distribusi kebisingan Kinect One) membuat jarak ini menjadi pilihan yang masuk akal. Pengaturan klinis juga memungkinkan penerapan PSG yang disinkronkan waktu secara bersamaan.



GAMBAR 2. Ikhtisar pipa pemrosesan video 3D. (A) Data mentah 3D direkam dengan kamera Kinect v2 pada 30 bingkai per detik dan resolusi 512×424 piksel. Resampling dengan kernel 4×4 dan verifikasi piksel menghasilkan gambar kedalaman yang diproses sebelumnya (B). Kami menggunakan filter konvolusi dengan ukuran jendela $w = 30$ bingkai yang mendekati turunan pertama untuk menunjukkan perubahan kedalaman temporal per piksel dalam representasi warna palsu yang disimpan dalam peta gerak (C). Selanjutnya, sinyal satu dimensi yang menunjukkan kekuatan gerakan (D, garis hitam) pada setiap frame dihitung. Sinyal ini kemudian diklasifikasikan ke dalam segmen gerakan dan nongerakan menggunakan ambang kepemilikan (D, garis merah).

Kami mereplikasi pengaturan klinis di laboratorium kami, memungkinkan evaluasi eksperimental dari sistem deteksi gerakan 3D yang disajikan. Pasien digantikan oleh meja pengangkat mekanis yang dibuat khusus untuk mensimulasikan gerakan tubuh pasien yang berbaring di tempat tidur, Gambar 1B. Kamera Kinect digunakan untuk mendapatkan kedalaman 3D dan video inframerah 2D.

Pöhlmann *et al.* [32] juga menemukan bahwa karakteristik perekaman kamera bergantung pada warna permukaan yang direkam.

Hal ini menyebabkan presisi kedalaman yang bergantung pada warna (= perbedaan setiap titik 3D individu ke bidang yang dipasang, perbedaan maks. 0,05 mm antara warna), sedangkan warna tidak memiliki pengaruh apa pun pada akurasi (= posisi yang diukur oleh kamera Kinect dibandingkan ke posisi kebenaran tanah fisik, $4,0 \pm 3,8$ mm). Oleh karena itu, kami menutupi meja angkat dengan kain putih yang mirip dengan seprai yang digunakan di laboratorium tidur.

Pergerakan aktuator dikendalikan melalui koneksi komputer dengan mengatur amplitudo dan kecepatan. Kecepatan dibatasi pada rentang dari 0,8 hingga 8,5 mm/dtk, dan amplitudo dibatasi hingga 35 mm (dibatasi oleh desain tabel yang digerakkan). Eksperimen dilakukan dalam kegelapan total. Sinkronisasi temporal antara gerakan meja angkat dan pengukuran menggunakan metode berbasis kamera dicapai secara manual menggunakan triplet gerakan penanda yang telah ditentukan sebelumnya dan dapat dideteksi dengan jelas dengan amplitudo 35 mm dan pengaturan kecepatan 6 mm/dtk.

B. IKHTISAR PIPA PENGOLAHAN VIDEO 3D

Di laboratorium tidur, kamera time-of-flight (TOF) 3D dipasang di langit-langit di atas pasien yang berbaring di tempat tidur (Gbr. 1A). Untuk eksperimen yang menggunakan meja angkat, kamera dipasang di langit-langit di atas meja angkat (Gbr. 1B). Setiap piksel dari gambar kedalaman 3D yang direkam mengkodekan jarak antara kamera dan permukaan objek terdekat misalnya tempat tidur, pasien berbaring di tempat tidur, meja angkat.

Prinsip time-of-flight mengukur jarak antara kamera dan permukaan dengan menentukan waktu yang dibutuhkan cahaya infra merah, yang dipancarkan oleh kamera, untuk kembali ke kamera setelah dipantulkan oleh permukaan objek. Untuk pengukuran ini, cahaya inframerah dekat yang dimodulasi amplitudo termodulasi pada panjang gelombang 860 nanometer dipancarkan. Intensitas radiasi jauh di bawah standar keselamatan saat ini (BS EN 14255-1 2005) untuk radiasi optik.

Sebuah pipa diimplementasikan dalam Python 3.4 untuk memproses data kedalaman 3D mentah ini untuk mengambil gerakan beranotasi. Pertama, data kedalaman mentah (Gbr. 2A) diproses sebelumnya menggunakan penyampelan ulang dan verifikasi nilai piksel. Gambar 2B menunjukkan gambar kedalaman berkode warna dari seseorang yang berbaring di tempat tidur dan ditutupi oleh selimut putih dengan ketebalan sekitar 3 cm yang biasa digunakan di laboratorium tidur. Merah yang lebih intens menunjukkan jarak yang lebih kecil dari sensor. Selanjutnya, peta gerak dibuat (Gbr. 2C), yang menunjukkan perubahan kedalaman temporal per piksel dalam representasi warna palsu. Di sini, biru menandakan tidak ada perubahan, sedangkan merah dan kuning menandakan gerak. Area yang disorot dari peta gerak — lihat lingkaran putih pada Gambar. 2B & 2C — tunjukkan piksel dengan perubahan kedalaman waktu yang lebih tinggi, yang menunjukkan gerakan lokal. Dengan informasi ini, area terpilih (misalnya, area kaki) dianalisis untuk memperoleh sinyal 2D yang mewakili kekuatan gerakan untuk setiap kerangka (kekuatan gerakan, Gbr. garis biru 2D). Sinyal ini kemudian diklasifikasikan menjadi gerakan dan nongerakan menggunakan dua ambang batas (Gbr. garis merah 2D). Selama siklus pertama ini, parameter ditetapkan untuk mendeteksi gerakan yang jelas dan kuat.

Kami menemukan bahwa permukaan yang halus dan memantulkan cahaya, seperti palang tempat tidur atau lantai, menghasilkan noise yang kuat pada gambar kedalaman yang terekam. Untuk mengatasi efek ini dan meningkatkan rasio signal-to-noise, kami menerapkan pendekatan dua siklus. Setelah menghasilkan peta gerak, menghitung kekuatan gerakan dan memperoleh gerakan beranotasi pada siklus pertama, kami memperoleh nilai yang menunjukkan kebisingan dengan menghitung rata-rata piksel dari standar deviasi antara dua gerakan beranotasi berdasarkan persamaan (1):

$$f_{i,j}^{av} = \text{rata-rata} \left(\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N (m_{i,j}(t)) \right) \quad (1)$$

di mana f adalah nilai noise untuk piksel pada posisi (i,j) yang diperoleh dari semua bingkai t pada segmen v mulai dari akhir gerakan beranotasi hingga awal gerakan berikutnya; m menunjukkan nilai gerak yang tersimpan dalam peta gerak siklus pertama.

Kemudian, motion map tersebut dinormalisasi dengan pembagian pixelwise dengan nilai noise yang diperoleh f . Peta gerakan yang dihasilkan menunjukkan derau yang dinormalisasi, menetapkan dasar untuk mendapatkan kekuatan gerakan dengan rasio sinyal-terhadap derau yang ditingkatkan dalam siklus kedua. Peta gerak yang dinormalisasi memungkinkan ambang batas ditetapkan untuk area yang dipilih (misalnya, area kaki)

Tingkat ambang kemudian dapat diatur ke tingkat yang lebih rendah daripada di siklus pertama, karena tingkat kebisingan yang berbeda yang lazim di peta gerakan tidak menyebabkan deteksi gerakan positif palsu, memungkinkan algoritme yang disajikan untuk mengklasifikasikan sinyal kekuatan gerakan dalam periode gerakan dan nongerakan. dengan sensitivitas yang lebih tinggi.

C. PRAPROSES

Gambar mentah berukuran 512×424 piksel dengan laju bingkai 30 Hz disampel ulang menggunakan rata-rata kernel 4×4 . Jika Kinect tidak dapat menghitung nilai kedalaman dari pengukuran TOF, API (application programming interface) menghasilkan nilai nol. Piksel yang disampel ulang disetel ke nol oleh algoritme kami jika kernel menyertakan piksel bernilai nol.

D. MEMBUAT PETA GERAK

Terlepas dari arah gerakan, jika nilai kedalaman piksel berubah ke derajat tertentu, hal ini dianggap sebagai bagian dari gerakan. Kami mempraktikkan ide ini menggunakan filter konvolusi untuk mendapatkan sinyal yang mewakili gerakan piksel (sinyal gerak). Jendela yang telah ditentukan digabungkan dengan nilai kedalaman untuk mendeteksi perubahan nilai kedalaman piksel.

Setiap piksel dinilai secara individual per frame. Persamaan (2) menunjukkan formulasi matematis yang diterapkan untuk mendapatkan sinyal gerak piksel tunggal $m_{i,j}$.

$$m_{i,j}(t) = \frac{\sum_{k=1}^s d_{i,j}(t - k)}{s} - \frac{\sum_{l=1}^s d_{i,j}(t + l)}{s} \quad (2)$$

di mana (i, j) menunjukkan posisi piksel dalam gambar, t menunjukkan bingkai untuk menghitung nilai gerak dan d mewakili nilai kedalaman piksel. Perhitungan nilai absolut ditunjukkan oleh dua batang vertikal. Kami memilih ukuran jendela 31 bingkai ($s = 15$ bingkai) untuk memasukkan sinyal kedalaman 0,5 detik sebelum dan sesudahnya d .

Ukuran jendela ini dianggap sebagai pilihan yang masuk akal mengingat gerakan terpendek yang dikembangkan karya ini untuk dideteksi adalah gerakan kaki periodik yang memiliki durasi minimum 0,5 detik ($=15$ frame) [33], [34]. Implikasi dari jendela 31 bingkai dibahas secara rinci di bagian diskusi. Gambar 3 mengilustrasikan proses perhitungan sinyal gerak. Nilai yang diperoleh mendekati turunan pertama dari sinyal kedalaman untuk setiap piksel. Sinyal gerak yang dihitung disimpan dalam peta gerak (Gbr. 2C).

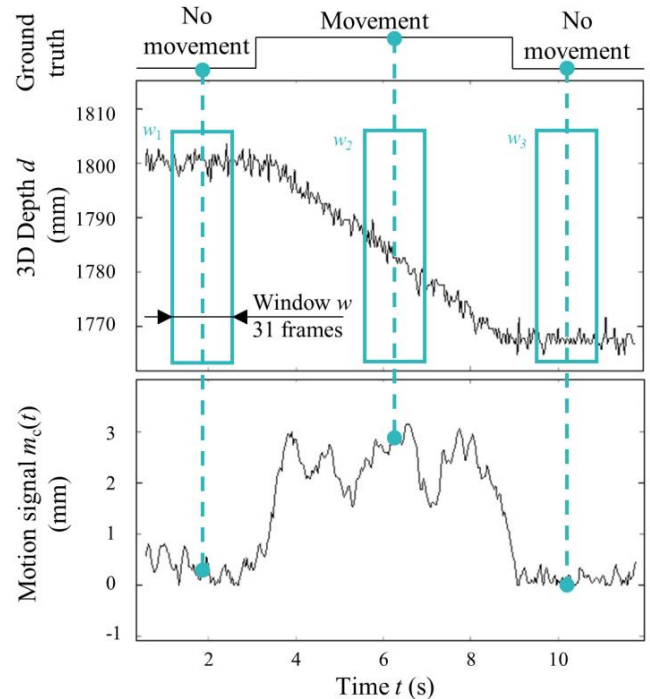
E. MEMPEROLEH KEKUATAN GERAKAN

Kami menetapkan empat kriteria, $C1$ hingga $C4$, agar piksel disertakan dalam perhitungan kekuatan gerakan.

$C1$: Piksel harus menjadi bagian dari wilayah minat yang ditentukan sebelumnya.

$C2$: Sinyal gerak piksel harus melebihi ambang batas dengan tujuan untuk mengecualikan fluktuasi nilai kedalaman kecil yang disebabkan oleh derau.

$C3$: Nilai kedalaman piksel harus antara 1,0 m dan 2,5 m untuk mengecualikan piksel yang bukan bagian dari area target (mis., kebisingan tambahan dari bar tempat tidur dan lantai).



GAMBAR 3. Sinyal gerak dari satu piksel (bawah) dihitung (persamaan 2) melalui konvolusi jendela yang telah ditentukan sebelumnya (cyan, dengan ukuran 31 bingkai) dengan sinyal kedalaman piksel (pusat) di setiap bingkai.

$C4$: Sinyal infra merah piksel yang sesuai harus mencapai setidaknya intensitas 700 per bingkai untuk mengecualikan piksel yang menunjukkan derau berlebihan akibat permukaan reflektif.

Kami kemudian menghitung kekuatan gerakan sebagai a sinyal satu dimensi S menurut

$$S(t) = m_{i,j}(t) : m_{i,j} \text{ memenuhi kriteria } l = C1, \dots, C4 \quad (3)$$

di mana $m_{i,j}$ adalah sinyal gerak dari sebuah piksel pada bingkai t dan posisi (i, j) yang memenuhi keempat kriteria $l = C1$ hingga $C4$ untuk sebuah piksel yang akan dimasukkan dalam perhitungan.

Kami menerapkan masker kedalaman yang tidak valid untuk menonaktifkan semua piksel yang dipengaruhi oleh output API Kinect untuk nilai kedalaman yang tidak ditentukan. Dengan demikian, semua piksel yang memiliki nilai nol, keluaran Kinect API untuk piksel yang tidak ditentukan, dalam rentang ± 15 bingkai dinonaktifkan. Mematikan nilai ini cukup karena filter konvolusi yang diterapkan, yang menggunakan ukuran jendela 31 bingkai.

Setiap nilai nol dengan demikian memengaruhi 15 frame sebelumnya dan selanjutnya.

F. KLASIFIKASI GERAKAN

Kami mengklasifikasikan periode sinyal menjadi gerakan dan tidak bergerak berdasarkan kekuatan gerakan menggunakan dua ambang statis (Gbr. 2D). Thmin ambang pertama ditetapkan segera di atas kebisingan dasar. Ini adalah tinggi amplitudo kekuatan gerakan selama keadaan istirahat. Awal dan akhir periode dengan puncak sinyal tinggi demikian

didefinisikan dengan melewati ambang t_{min} . Definisi waktu mulai dan berhenti diperlukan karena kekuatan gerakan merupakan sinyal positif hampir setiap saat mencapai nilai nol. Metode ini didasarkan pada aturan terbaru yang ditetapkan untuk penilaian tidur dan kejadian terkait [33], [34].

Aturan mendefinisikan baseline istirahat tepat di atas noise baseline. Waktu mulai dan berhenti gerakan kaki ditentukan oleh amplitudo EMG yang melintasi ambang batas. Untuk penelitian ini, kami menggunakan nilai t_{min} yang sama di seluruh rekaman. Ini dimungkinkan karena kebisingan dasar tetap sama di seluruh rekaman karena konfigurasi situs perekaman yang sama.

T_{max} ambang kedua diperiksa untuk ketinggian maksimum puncak diidentifikasi sebelumnya. Puncak yang tidak melebihi nilai t_{max} didefinisikan sebagai augmentasi yang diinduksi kebisingan, sedangkan yang melebihi t_{max} diklasifikasikan sebagai periode pergerakan nyata dan diberi catatan seperti itu. T_{max} ambang terbaik ditentukan secara empiris dengan memaksimalkan skor F1.

Kami mengamati bahwa augmentasi yang diinduksi kebisingan juga dapat melebihi ambang batas maksimum, yang menyebabkan anotasi palsu. Oleh karena itu, kami mengembangkan filter yang memungkinkan penghapusan anotasi yang disebabkan oleh derau tersebut. Augmentasi ini menunjukkan pola karakteristik, dengan peta gerakan menunjukkan gerakan yang terdistribusi secara merata di seluruh gambar. Metrik yang dibangun dari nilai deviasi maksimum, rata-rata, dan standar dari semua sinyal gerakan yang termasuk dalam gerakan beranotasi menentukan apakah anotasi ditandai sebagai gerakan yang diinduksi kebisingan.

AKU AKU AKU. EVALUASI

A. AKUISISI DATA EKSPERIMENTAL Untuk

pengaturan eksperimental, kamera dipasang di atas meja pengangkat, Gambar 1B. Dalam 4 percobaan total 100 gerakan dilakukan untuk setiap pasangan pengaturan kecepatan dan amplitudo. Tabel 1 merangkum percobaan ini. Setiap percobaan dilakukan dua kali. Sekali, gerakan meja angkat dilakukan di tengah (percobaan x.1) dan sekali gerakan meja angkat dilakukan di daerah luar bidang pandang kamera (percobaan x.2). Eksperimen 1 menguji kecepatan yang dapat dideteksi. Oleh karena itu, meja pengangkat melakukan gerakan dengan amplitudo 30 mm dan kecepatan dalam kisaran 1,5 mm/dtk hingga 5,5 mm/dtk dalam langkah 0,5 mm/dtk.

Eksperimen 2 menguji amplitudo yang dapat dideteksi. Oleh karena itu, meja pengangkat melakukan gerakan dengan amplitudo dalam rentang 1,0 mm hingga 5,0 mm dalam langkah 1,0 mm dan kecepatan dalam rentang 3,0 mm/s hingga 4,5 mm/s dalam langkah 0,5 mm/s. Eksperimen 3 mengevaluasi durasi sesingkat mungkin yang dapat dideteksi oleh pendekatan berbasis kamera TOF.

Oleh karena itu, meja pengangkat melakukan gerakan dengan amplitudo dalam rentang 1,0 mm hingga 4,0 mm dengan langkah 1,00 mm dan kecepatan 8,5 mm/dtk. Eksperimen 4 merekam meja angkat sambil tidak melakukan gerakan apa pun selama beberapa jam. Eksperimen ini bertujuan untuk menguji apakah noise mampu memicu anotasi 3D yang memalsukan jumlah gerakan yang terdeteksi 3D.

TABEL 1. Ikhtisar percobaan.

Experiment	Movement region	Speed da/dt (mm/s)		Amplitude a (mm)	
		range	steps	range	steps
1.1	Center	1.5 - 5.5	0.5	30	-
1.2	Foot	1.5 - 5.5	0.5	30	-
2.1	Center	3.0 - 4.5	0.5	1.0 - 5.0	1.0
2.2	Foot	3.0 - 4.5	0.5	1.0 - 5.0	1.0
3.1	Center	8.5	-	1.0 - 4.0	1.0
3.2	Foot	8.5	-	1.0 - 4.0	1.0

Noise kamera tidak terdistribusi secara merata di seluruh bidang pandang kamera—meningkat dari pusat ke piksel luar (lihat materi tambahan, distribusi noise Kinect One)—itulah sebabnya kami pertama kali menguji pergerakan yang terletak di pusat gambar (percobaan x.1) dan kemudian menguji gerakan yang terletak di daerah luar di mana, misalnya, gerakan kaki akan terjadi (percobaan x.2). Oleh karena itu, kamera digeser sebesar 800 mm sehingga pergerakan meja angkat terjadi di wilayah gambar luar.

B. AKUISISI DATA KLINIS Kami juga

mengevaluasi usulan sistem deteksi gerakan 3D pada data yang direkam selama studi klinis.

Anotasi gerakan kaki yang diperoleh sistem 3D dibandingkan dengan yang diperoleh PSG.

Sebuah studi yang disetujui oleh Komite Etika Universitas Kedokteran Wina (EK-No. 1091/2014) dan negara bagian Upper Austria (EK-No. 254) dilakukan dengan mengumpulkan data polisomnografi dan 3D dari pasien yang mengalami berbagai keluhan tidur. ke Departemen Neurologi II dari Kepler Medical University of Linz. Persetujuan tertulis diperoleh dari semua pasien yang berpartisipasi dalam penelitian ini.

Peserta dicatat selama satu malam minimal 8 jam di tempat tidur. Video PSG dan kedalaman 3D dan 2D yang disinkronkan waktu direkam sesuai dengan pengaturan yang dijelaskan pada Gambar 1A.

Video kedalaman 3D dan video inframerah 2D direkam dengan sinkronisasi waktu menggunakan satu Kinect One V2 (Microsoft Corp, Redmond, Washington, USA).

Dokter melakukan pengujian PSG pasien sesuai dengan standar American Academy of Sleep Medicine (AASM) [33]. Gerakan kaki dideteksi menggunakan elektroda permukaan yang ditempatkan di atas otot tibialis anterior.

Somnoscreen Plus PSG dengan Perangkat Lunak Domino (Somnomedics, Randersacker, Jerman) digunakan untuk merekam trokologografi elektronik; elektroensefalografi (elektroda F3, F4, C3, C4, O1, O2, M1 dan M2); rekaman kardiorespirasi (elektrokardiografi saluran tunggal); rekaman aliran udara hidung (termokopel); data kanula tekanan hidung; gerakan pernapasan rasis dan perut (piezo); saturasi oksigen transkutan; elektromiografi, termasuk setidaknya otot mental, submental, dan kedua otot tibialis anterior; Perekaman gerakan kaki menggunakan elektroda permukaan yang ditempatkan

longitudinal dan simetris di sekitar tengah otot tibialis anterior, terpisah 2-3 cm. EMG permukaan bipolar direkam dengan filter low-pass pada 100 Hz, filter high-pass pada 10 Hz, dan kecepatan pengambilan sampel 500 Hz. Amplifikasi ditetapkan pada 10 μ V per mm. Impedansi elektroda EMG permukaan harus lebih rendah dari 10 k.

Gerakan kaki kebenaran dasar berasal dari sinyal EMG yang direkam, yang telah dianotasi secara manual oleh somnolog SS dan MB menurut standar American Academy of Sleep Medicine (AASM) [33]. Periode perekaman dikecualikan jika data tidak lengkap atau masalah teknis seperti artefak atau hilangnya sensor membuat sinyal tidak dapat digunakan. Sistem 3D menganotasi gerakan berdasarkan video kedalaman 3D yang direkam selama penelitian ini. Region of interest (ROI) diatur secara manual dan hanya menutupi kaki pasien. Periode perekaman juga dikecualikan jika gerakan bagian tubuh lain secara ekstensif mengganggu ROI atau kaki keluar dari tempat tidur. Gerakan seluruh tubuh ditandai untuk dibungkam untuk analisis data PSG dan 3D.

Kebenaran dasar dan gerakan beranotasi 3D dibandingkan dengan perangkat lunak yang ditulis dengan Python 3.4.

C. METRIK YANG DIPAPORKAN

Metrik yang dilaporkan menunjukkan kinerja sistem 3D dalam mendeteksi gerakan bila dibandingkan dengan gerakan meja angkat kebenaran tanah atau aktivasi EMG. Gerakan kebenaran dasar dan gerakan yang terdeteksi 3D dianotasi terus menerus. Dengan demikian, anotasi dapat dimulai dan berhenti kapan saja. Kami melaporkan metrik berikut:

- True Positive (TP): Anotasi kebenaran dasar tempo reli tumpang tindih dengan tepat satu anotasi 3D, terlepas dari waktu tumpang tindih.
- Multiple True Positives (MTPs): Anotasi kebenaran dasar untuk sementara tumpang tindih dengan lebih dari satu anotasi 3D.
- Positif Palsu (FP): Anotasi 3D yang tidak tumpang tindih dengan gerakan kebenaran dasar. • False Negative (FN): Gerakan kebenaran dasar yang tidak tumpang tindih dengan gerakan apa pun yang terdeteksi oleh sistem 3D.

Kami menghitung benar positif jika kebenaran dasar tumpang tindih dengan anotasi 3D, terlepas dari waktu yang tumpang tindih. Ini dianggap sebagai pilihan yang masuk akal sebagai sistem 3D, dan anotasi EMG yang sering dibandingkan bergantung pada metode deteksi yang berbeda (rangsangan otot pada PSG vs. perubahan kedalaman dalam 3D). Misalnya, suatu gerakan dapat dihasilkan dari bagian tubuh yang jatuh kembali ke posisi semula setelah aktivasi otot berakhir. Dalam skenario seperti itu, deteksi antar metode mungkin hanya tumpang tindih untuk waktu yang singkat. EMG akan mendeteksi aktivasi otot, sedangkan sistem 3D akan mendeteksi gerakan sebenarnya dari kaki yang jatuh ke belakang pada posisi awalnya. Namun, sistem EMG dan 3D menargetkan gerakan yang sama.

Kami memperkenalkan metrik MTP untuk mendapatkan wawasan lebih jauh tentang karakteristik deteksi algoritme kami. Ukuran MTP bertujuan untuk menyelidiki jumlah kebenaran dasar

TABEL 2. Tingkat deteksi.

Detection level	Description
1	F1 = 100% and no MTPs
2	F1 = 100% and MTP occupation $\geq 95\%$
3	F1 $\geq 95\%$ and no MTPs
4	F1 < 95% or MTP occupation < 95%

gerakan beranotasi dibagi menjadi beberapa gerakan yang lebih pendek oleh sistem 3D. Untuk MTP, kami melaporkan pendudukan sebagai persentase pergerakan kebenaran dasar yang ditempati oleh deteksi sistem 3D.

Skor F1 (4) menunjukkan seberapa akurat deteksi berbasis 3D bila dibandingkan dengan kebenaran dasar.

$$F1 = \frac{2 \cdot (TP + MTP)}{2 \cdot (TP + MTP) + FP + FN} \quad (4)$$

Kami mendefinisikan empat tingkat deteksi berdasarkan skor F1.

Untuk memperhitungkan deteksi yang andal meskipun gerakan ground truth dipecah menjadi beberapa gerakan yang lebih pendek oleh sistem 3D, pendudukan MTP digabungkan dalam tingkat deteksi. Tabel 2 menunjukkan tingkat deteksi yang ditentukan.

Deteksi level 1 tercapai ketika skor F1 sama dengan 100 % dan tidak ada skor MTP. Deteksi level 2 dicapai ketika skor F1 sama dengan 100% tetapi skor MTP dengan rata-rata pekerjaan MTP $\geq 95\%$. Deteksi level 3 dicapai saat F1-score $\geq 95\%$ dan <100% tanpa terjadinya MTPs. Skor F1 <95% atau pekerjaan MTP rata-rata <95% menghasilkan tingkat deteksi 4.

Dalam percobaan 4, kami menyatakan jumlah gerakan deteksi 3D beranotasi palsu yang disebabkan oleh derau dan jumlah anotasi yang diinduksi derau tetapi difilter dengan benar (lihat filter di "*Klasifikasi Gerakan II.F*").

Evaluasi klinis membandingkan hasil deteksi gerakan kaki sistem 3D dengan hasil yang diperoleh PSG. Untuk setiap metode, kami menyatakan jumlah gerakan kaki yang terdeteksi. Kami tertarik pada rasio antara gerakan kaki yang terdeteksi oleh sistem 3D (LM3D) dan gerakan kaki yang terdeteksi PSG (LMPSG) yang dihitung dengan persamaan (5):

$$R3D/PSG = \frac{LM3D}{LMPSG} \quad (5)$$

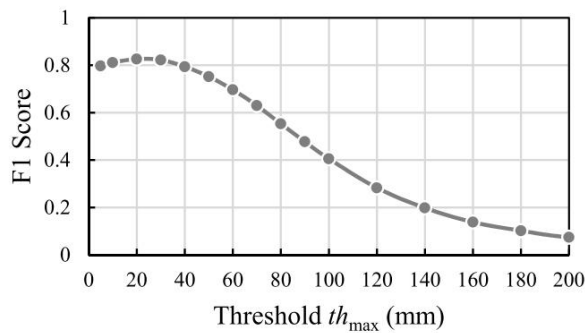
Persentase pergerakan kaki PSG beranotasi yang juga terdeteksi oleh sistem 3D ditentukan dengan menggunakan persamaan (6):

$$TPR = \frac{TP + MTP}{TP + MTP + FN} \quad (6)$$

Demikian pula, kami memberikan persentase LM yang terdeteksi PSG yang tidak terdeteksi oleh persamaan sistem 3D (7):

$$FNR = \frac{FN}{TP + MTP + FN} \quad (7)$$

Kami juga tertarik pada apakah pencetak gol manusia dapat secara visual mengenali gerakan yang hanya terdeteksi oleh PSG tetapi terlewatkan oleh sistem 3D. Dua pencetak gol dianalisis relevan



GAMBAR 4. Optimasi ambang batas berdasarkan skor F1. Plot menunjukkan skor F1 (sumbu y) untuk pengaturan yang berbeda untuk th_{max} . Ambang batas 20 mm dilaporkan untuk mencapai skor F1 tertinggi.

gerakan dan dijelaskan apakah gerakan tersebut adalah:

tidak dapat diamati pada peta gerak atau video infra merah, hanya dapat diamati pada peta gerak, hanya dapat diamati pada video infra merah atau dapat diamati pada peta gerak dan video infra merah.

Koefisien korelasi Pearson menentukan apakah jumlah gerakan yang terdeteksi 3D berkorelasi dengan jumlah gerakan yang ditentukan PSG. Koefisien yang sama digunakan untuk menentukan hubungan antara R3D/PSG dan parameter PSG lainnya (usia, efisiensi tidur, indeks gairah, indeks gerakan kaki periodik, indeks apnea-hipopnea).

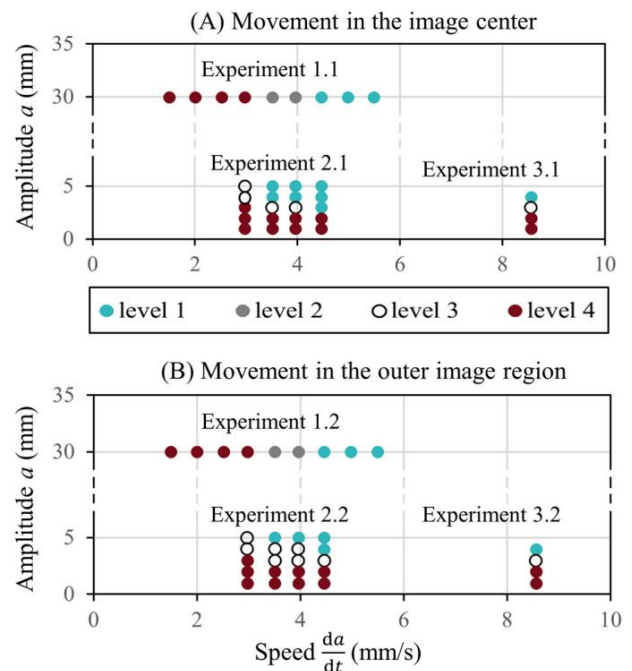
IV. HASIL

A. HASIL PERCOBAAN

Kami menentukan th_{max} ambang terbaik secara empiris dengan mengoptimalkan skor F1, seperti yang ditunjukkan pada Gambar. 4. Ambang batas 20 mm dilaporkan untuk mencapai skor F1 tertinggi = 0,83.

Gambar 5 membandingkan hasil yang diperoleh dari percobaan yang dipisahkan untuk gerakan yang dilakukan di pusat gambar (Gambar 4A) dan daerah gambar luar (Gambar 4B). Gambar menunjukkan tingkat deteksi menurut Tabel 2 untuk pengaturan kecepatan dan amplitudo yang berbeda dalam warna yang berbeda. Eksperimen 1.1 menguji kecepatan yang dapat dideteksi oleh sistem berbasis kamera TOF menggunakan amplitudo 30 mm dan kecepatan berkisar antara 1,5 hingga 5,5 mm/dtk. Eksperimen menunjukkan bahwa untuk gerakan dengan kecepatan > 4,0 mm/dtk, metode berbasis kamera mencapai tingkat deteksi 1 ($F1 = 100\%$, $MTP = 0$). Pada kecepatan lebih lambat 4,0 dan 3,5 mm/s, masing-masing 3 MTP dan 19 MTP terdeteksi. Namun, skor F1 mencapai 100%, dan lebih dari 95% durasi pergerakan ground truth ditempati oleh deteksi berbasis kamera (pendudukan MTP $\geq 95\%$), menghasilkan tingkat deteksi 2. Untuk kecepatan yang lebih lambat, pendudukan MTP turun di bawah 75%, dan sebagian besar gerakan terpecah dengan metode berbasis kamera atau tidak terdeteksi sama sekali (tingkat deteksi 4). Untuk kecepatan ≤ 2 mm/s, hampir tidak ada gerakan yang terdeteksi.

Eksperimen 1.2 didasarkan pada protokol yang sama dengan Eksperimen 1.1 tetapi menguji pergerakan di wilayah luar



GAMBAR 5. Hasil eksperimen pergerakan yang terjadi pada daerah citra tengah (A) dan citra luar (B).

bidang pandang kamera TOF. Metrik deteksi metode berbasis kamera sedikit meningkat dibandingkan dengan Eksperimen 1.1, terutama untuk kecepatan gerakan ≥ 2 mm/dtk. Namun, hal ini tidak menyebabkan pergeseran tingkat deteksi yang diperoleh pada Eksperimen 1.1. Jumlah rata-rata positif sejati meningkat sebesar 3,1%, jumlah rata-rata MTP meningkat sebesar 3,7%, dan jumlah rata-rata jumlah negatif palsu yang terdeteksi menurun sebesar 6,7% (rata-rata TP: +3,1%, rata-rata MTP: +3,7%, rata-rata FN: $\sim 6,7\%$). Tidak ada positif palsu yang dicetak selama Eksperimen 1.

Eksperimen 2 menguji amplitudo gerakan terkecil yang dapat dideteksi dengan metode berbasis citra. Pergerakan berkisar dari amplitudo 1 hingga 5 mm dan kecepatan dari 3,0 hingga 4,5 mm/s. Tidak ada gerakan kebenaran dasar yang dipecah menjadi yang lebih pendek dengan metode berbasis kamera, juga tidak ada gerakan positif palsu yang direkam selama pengaturan Eksperimen 2. Eksperimen 2.1 melibatkan gerakan di tengah bidang pandang kamera dan mengungkapkan bahwa, menurut batas kecepatan yang ditentukan dalam Eksperimen 1.1, gerakan dengan amplitudo ≥ 3 mm mencapai tingkat deteksi 1 ($F1 = 100\%$, $MTP = 0$). Berbeda dengan Eksperimen 1.1 yang melibatkan amplitudo lebih tinggi, metode berbasis kamera mendeteksi gerakan dengan kecepatan serendah 3 mm/dtk menurut tingkat deteksi 1 (menggunakan amplitudo 4 mm). Amplitudo ≥ 2 mm hanya mendapat skor F1 $\geq 95\%$ (level deteksi 4).

Eksperimen 2.2 mensimulasikan gerakan di wilayah luar gambar yang direkam oleh kamera TOF dan menunjukkan tingkat deteksi yang lebih rendah daripada yang terdeteksi pada Eksperimen 2.1. Jumlah rata-rata jumlah positif benar menurun sebesar 6,9%, sedangkan jumlah rata-rata nilai negatif palsu meningkat

sebesar 6,8% (rata-rata TP: \bar{y} 6,9%, rata-rata FN: +6,8%). Dengan amplitudo 3 mm, deteksi berbasis kamera mencapai level deteksi 3 untuk kecepatan \bar{y} 3,5 mm/s dengan F1 \bar{y} 95%. Amplitudo 4 mm menghasilkan tingkat deteksi 1 (F1 = 100%) hanya untuk kecepatan 4,5 mm/s dan tingkat deteksi 3 (F1 \bar{y} 95%) untuk semua kecepatan lainnya. Hanya pergerakan dengan amplitudo 5 mm yang menghasilkan metrik deteksi yang serupa dengan hasil yang diperoleh untuk pergerakan di pusat gambar. Pergerakan dengan amplitudo \bar{y} 2 mm dideteksi menurut level 4 (F1 < 95%) oleh sistem berbasis kamera.

Eksperimen 3 diuji untuk durasi minimal yang dapat dideteksi. Semua pengaturan menggunakan kemungkinan kecepatan tertinggi 8,4 mm/dtk, dan amplitudo berkisar antara 1 hingga 5 mm. Pergerakan dengan amplitudo > 3 mm/s dideteksi dengan skor F1 100% dengan metode berbasis kamera (level deteksi 1). Gerakan dengan amplitudo 3 mm dideteksi menurut deteksi level 3 (F1 \bar{y} 95%) dan gerakan dengan amplitudo \bar{y} 2 mm dideteksi menurut deteksi level 4 (F1 < 95%).

Menggunakan kecepatan 8,4 mm/s dan amplitudo 3 mm menghasilkan 0,35 detik, yang merupakan gerakan terpendek yang terdeteksi dengan skor F1 yang masuk akal dalam eksperimen kami.

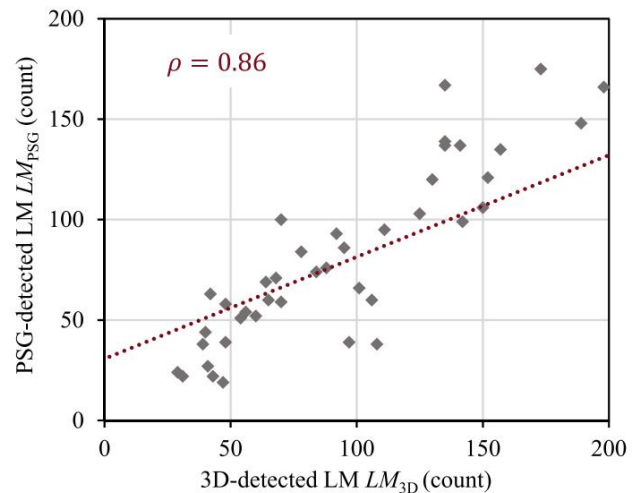
Eksperimen 4 menunjukkan bahwa 49,81 jam merekam meja angkat, tanpa ada gerakan yang dilakukan, hanya menghasilkan satu anotasi palsu oleh sistem 3D. Di sisi lain, algoritme kami dengan benar memfilter 17026 gerakan yang diinduksi oleh noise menggunakan filter yang dijelaskan di II. *Klasifikasi Gerakan F*.

B. HASIL KLINIS

PSG dan kedalaman 3D tersinkronisasi dan video 2D dari 44 pasien yang berbeda (18 wanita, 28 pria) direkam dalam semalam menurut evaluasi klinis yang dijelaskan di III.B. Usia pasien berkisar antara 17 tahun hingga 77 tahun ($53,43 \pm 14,5$ tahun). Diagnosis termasuk pasien dengan hiper somnia (2), insomnia (5), narkolepsi (3), apnea tidur obstruktif (23), sindrom kaki gelisah (5) dan tidak ada gangguan tidur spesifik (6). Total 79,62 jam (rata-rata: 1,81 jam, standar deviasi: 1,23 jam) tidur dianalisis.

Hasilnya mengungkapkan bahwa hubungan antara jumlah gerakan kaki yang terdeteksi 3D dan gerakan kaki yang terdeteksi PSG dapat diamati (Gbr. 6). Hubungan ini dikonfirmasi oleh koefisien korelasi Pearson yang menyatakan korelasi \bar{y} = 0,86 antara sistem 3D dan gerakan kaki yang terdeteksi PSG. Sistem 3D menemukan 31,2% lebih banyak gerakan kaki daripada anotasi berdasarkan PSG (total 3D: 4620, total PSG: 3694). Sebanyak 93,1% gerakan beranotasi PSG juga terdeteksi oleh 3D. Gerakan beranotasi PSG di mana sistem 3D melewati gerakan terdiri dari 6,9% dari total deteksi PSG. Investigasi pada gerakan yang terlewat ini menunjukkan bahwa 4,5% dari gerakan PSG yang terdeteksi sepenuhnya (165 LM) tidak menunjukkan defleksi yang dapat dikenali secara visual baik dalam video inframerah atau peta gerakan.

Untuk 1,7% (61 LM) gerakan PSG yang terdeteksi sepenuhnya, pencatat angka akan menilai gerakan berdasarkan defleksi pada peta gerakan, yang 8 di antaranya juga terlihat jelas dalam video inframerah. Anotasi yang diinduksi kebisingan tetapi difilter terdiri dari 3146 anotasi dalam data klinis.



GAMBAR 6. Plot pencar gerakan kaki membandingkan jumlah gerakan kaki yang terdeteksi PSG LMPG (sumbu y) dengan jumlah gerakan kaki yang terdeteksi oleh sistem 3D LM3D (sumbu x) per pasien. Garis merah menunjukkan tren linier. Metode menunjukkan korelasi yang signifikan \bar{y} = 0,86.

Tidak ada korelasi yang signifikan antara persentase nilai R3D/PSG gerakan kaki tambahan yang terdeteksi dan parameter tidur yang diperoleh ditemukan (usia: \bar{y} = 0,06, efisiensi tidur: \bar{y} = 0,24, indeks gairah: \bar{y} = 0,07, indeks gerakan kaki periodik: \bar{y} = 0,00, indeks apnea-hipopnea: \bar{y} = \bar{y} 0,03).

V. DISKUSI

Kami merancang dan menguji metode baru untuk mendeteksi gerakan tubuh saat tidur menggunakan kamera 3D-TOF. Metode yang diusulkan bertujuan untuk mengatasi beberapa masalah metode yang digunakan saat ini. Yakni, survei otomatis adegan dalam 3D memungkinkan semua gerakan tubuh dipantau secara independen dari otot sumber. Oleh karena itu, sistem 3D memungkinkan pendeteksian spektrum gerakan yang lebih lengkap daripada EMG dengan elektroda yang ditempelkan pada otot tertentu atau aktivitas dengan sensor yang ditempelkan pada anggota tubuh tertentu. Pendekatan tanpa kontak yang disajikan juga bertujuan untuk memfasilitasi penggunaan dan mencegah gangguan pada perilaku tidur alami pasien saat merekam. Ini sejalan dengan aplikasi klinis kamera 3D-TOF lainnya, yang telah dijelaskan dalam karya kami sebelumnya. Dalam karya sebelumnya kami mendemonstrasikan cara mendeteksi gerakan kaki menggunakan kamera TOF [2] dan cara menggunakan metode yang sama untuk mendeteksi gerakan berirama pada anak-anak [35]. Selain itu, penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa kamera 3D-TOF juga dapat digunakan untuk penilaian upaya pernapasan [27], [36].

Berikut kami menyajikan diskusi terpisah dari hasil eksperimen (pengaturan laboratorium) dan hasil klinis (perbandingan dengan polisomnografi standar emas).

Eksperimen di laboratorium dirancang untuk mengkarakterisasi gerakan yang dapat dideteksi oleh sistem 3D. Kami menemukan bahwa untuk kecepatan gerakan > 4,0 mm/s dan amplitudo > 3,0 mm, gerakan terdeteksi dengan metode yang disajikan

sama persis dengan yang dieksekusi oleh meja angkat. Bahkan kecepatan serendah 3,5 mm/s dan amplitudo 3,0 mm terdeteksi dengan sensitivitas tinggi, menunjukkan skor F1 \geq 95%.

Amplitudo <3 mm tidak dapat dideteksi dengan andal oleh sistem berbasis kamera, terlepas dari kecepatan gerakan.

Batasan resolusi ini dikaitkan dengan profil derau dasar Kinect One v2 (bahan tambahan, distribusi derau Kinect One) yang memiliki standar deviasi \approx 1,5 mm di pusat gambar dan meningkat hingga 4,0 mm di pinggir.

Jadi, agar gerakan ekstremitas dapat dideteksi dengan andal, amplitudonya harus melebihi sekitar 3,5 mm.

Tujuan lain dari makalah ini adalah untuk menunjukkan bahwa pendekatan yang disajikan menggunakan kamera TOF akan cukup sensitif untuk mendeteksi gerakan yang relevan dengan gangguan gerakan terkait tidur. Pedoman menentukan kekuatan gerakan yang berhubungan dengan tidur dalam hal durasinya daripada dengan amplitudo atau kecepatan. Misalnya, menurut ICSD [37], durasi gerakan anggota tubuh yang relevan yang terjadi pada gerakan kaki periodik berkisar antara 0,5 hingga 10 detik, sedangkan sentakan mioklonik memiliki durasi terpendek berkisar antara 50 ms hingga 150 ms. Dengan menggunakan kemungkinan kecepatan tertinggi dalam eksperimen kami (8,5 mm/dtk, dibatasi oleh konstruksi meja angkat) dan perubahan amplitudo terkecil yang dapat dideteksi sebesar 3 mm, gerakan terpendek yang dapat dideteksi (Eksperimen 3) berdurasi 350 mdtk. Durasi ini cocok untuk mendeteksi PLM

tetapi tidak cukup untuk menyelesaikan sentakan mioklonik dengan durasi yang lebih singkat. Namun, keterbatasan ini diakibatkan oleh meja angkat yang tidak memungkinkan simulasi gerakan yang lebih cepat. Durasi yang lebih pendek diharapkan dapat dideteksi secara andal oleh sistem 3D. Secara rinci, filter konvolusi rata-rata 15 frame ke kiri dan 15 frame ke kanan dari frame pusat untuk memperkirakan gradien kekuatan gerakan (ukuran jendela = 31 frame). Dengan demikian, gerakan yang lebih lama dari 0,5 detik tidak terpengaruh oleh rata-rata. Filter mungkin memengaruhi gerakan yang memiliki durasi lebih pendek dari 0,5 detik tergantung pada apakah gerakan berakhir pada posisi awalnya. Gerakan yang berlangsung kurang dari 0,5 detik yang berakhir pada posisi awalnya mungkin tidak dikenali saat memiliki amplitudo kecil. Karena rata-rata, puncak ini mungkin tidak memiliki daya yang cukup untuk menaikkan nilai rata-rata ke batas yang dapat dideteksi. Namun, gerakan yang tidak berakhir pada posisi awalnya mengakibatkan perubahan yang berkepanjangan pada peta kedalaman dan dengan demikian menyebabkan perubahan nilai kedalaman tidak peduli seberapa pendek durasi gerakan tersebut.

Dengan demikian, gerakan yang tidak bergantung pada durasinya diharapkan dapat dikenali oleh sistem 3D yang disajikan jika posisi akhirnya berbeda dari posisi awalnya. Selain itu, delokalisasi bagian tubuh atau jari setidaknya 3 mm dianggap dapat dengan mudah dilampaui saat tidur. Oleh karena itu, dapat dihipotesiskan bahwa sentakan mioklonik pun dapat dideteksi dengan andal menggunakan sistem deteksi 3D otomatis.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa gerakan yang dilakukan dengan kecepatan yang sama 3 mm/s tetapi amplitudo gerakan yang berbeda dibagi menjadi beberapa gerakan yang lebih pendek (MTP). MTP secara eksklusif terjadi saat meja angkat mengeksekusi amplitudo yang lebih tinggi (30 mm, Eksperimen 1.1, 29 MTP), sedangkan tidak ada MTP yang terjadi saat mengeksekusi amplitudo yang lebih kecil

(5 mm, Eksperimen 2.1, 0 MTP). Penjelasan yang mungkin adalah bahwa ketidakakuratan kontrol atau penundaan gaya mekanis motor terjadi saat melakukan gerakan berkepanjangan, yang menyebabkan gerakan meja angkat nonlinier.

Selanjutnya, hasil menunjukkan perbedaan antara pergerakan di dalam pusat gambar dan daerah luar.

Menariknya, Eksperimen 1 mengungkapkan bahwa skor deteksi ditingkatkan untuk gerakan yang dibuat di wilayah gambar luar, terutama untuk pengaturan di mana terjadi sejumlah besar MTP. Namun, tingkat keandalan tidak berubah. Variasi ini dapat dijelaskan dengan ketidakpastian pengukuran. Hasil eksperimen 2 seperti yang diharapkan, dan pergerakan di wilayah gambar luar terdeteksi dengan sensitivitas yang sedikit lebih rendah karena tingkat noise yang ditambah.

Evaluasi sistem 3D berdasarkan data yang diperoleh dari rutinitas klinis menunjukkan bahwa 93,1% gerakan kaki yang terdeteksi PSG juga terdeteksi oleh sistem 3D. Kedua metode menunjukkan korelasi yang signifikan $r = 0,86$ (contoh video adegan di lingkungan klinis di mana gerakan terdeteksi oleh sistem 3D dan PSG dapat ditemukan di bahan tambahan, video 1). Meskipun hasil ini menunjukkan kinerja yang lebih baik daripada yang disajikan dalam karya yang baru-baru ini diterbitkan oleh Veauthier *et al.* [29] (72,8% dari gerakan kaki yang terdeteksi PSG juga terdeteksi oleh sistem 3D yang diusulkan dengan korelasi sedang), hal ini mungkin tidak terjadi karena komposisi kelompok berbeda dari yang kami gunakan. Selain itu, hasil yang dilaporkan dari literatur yang sama didasarkan pada deteksi gerakan kaki periodik, sedangkan angka yang dilaporkan dalam pekerjaan kami didasarkan pada semua gerakan kaki yang dilakukan oleh sistem 3D.

Pergerakan yang tidak terdeteksi oleh sistem 3D tetapi oleh PSG menyumbang 6,9% dari total anotasi PSG. Investigasi visual menunjukkan bahwa 4,5% dari total anotasi PSG tidak terlihat dalam video inframerah atau peta gerak.

Kemungkinan besar, gerakan yang terlewat tersebut disebabkan oleh artefak yang diinduksi karena kontak elektroda yang buruk atau kontraksi otot yang tidak disertai dengan gerakan yang terlihat di permukaan (bahan tambahan, video 2). Di sisi lain, 1,7% dari total anotasi PSG terlihat di peta gerakan dan 0,2% terlihat di video inframerah, menunjukkan bahwa defleksi gerakan tidak berada dalam batas deteksi metode kami. Khususnya, peta gerak menyediakan alat yang berguna untuk mendeteksi gerakan dengan lebih baik yang tidak dapat diamati hanya dengan video inframerah.

Kami menemukan bahwa sistem 3D mendeteksi gerakan 31,2% lebih banyak daripada PSG. Meskipun kami tidak memeriksa semua gerakan yang dianotasi secara visual, Eksperimen 4 memastikan bahwa anotasi yang dipicu oleh noise difilter oleh algoritme kami. Pengaturan PSG hanya mendeteksi gerakan yang mengaktifkan otot tibialis anterior yang terpasang elektroda, sementara gerakan yang tidak mengaktifkan otot ini sama sekali tidak terdeteksi oleh PSG. Di sisi lain, metode yang disajikan menggunakan rekaman 3D memungkinkan untuk mendeteksi semua gerakan terlepas dari otot sumber pengaktif (bahan tambahan, video 3 dan 4). Beberapa gerakan tambahan yang terdeteksi mungkin dihasilkan dari gerakan berkepanjangan di daerah kaki

dipraksai oleh gerakan bagian tubuh lainnya. Namun, jumlah pendeteksian positif palsu tersebut diperkirakan hanya merupakan sebagian kecil dari data karena gangguan pada daerah kaki bagian tubuh lain atau gerakan seluruh tubuh telah dikecualikan dengan anotasi manual. Peningkatan jumlah deteksi kaki yang terdeteksi oleh sistem 3D dibandingkan dengan jumlah deteksi gerakan PSG sesuai dengan karya Provini *et al.* [38], yang menyelidiki gerakan kaki periodik dan menyatakan bahwa hanya tiga perempat dari semua gerakan yang terdeteksi termasuk aktivasi otot tibialis anterior. Dalam Veauthier *et al.* [29], angka yang mewakili gerakan yang hanya terdeteksi oleh metode 3D yang diusulkan tidak ditemukan, sehingga tidak memungkinkan untuk perbandingan lebih lanjut.

Karya ini menggunakan thmin thmin ambang statis sebagai definisi mulai dan berhenti dari puncak berdiri keluar dari kebisingan dasar. Dalam penelitian ini, menggunakan ambang batas yang sama di seluruh rekaman adalah masuk akal karena pengaturan yang identik dan tingkat kebisingan awal yang serupa. Namun, untuk memungkinkan sedikit perubahan antara lokasi perekaman, ambang batas adaptif berdasarkan standar deviasi garis dasar istirahat akan sangat diinginkan. Kami memilih pendekatan ambang batas untuk memutuskan antara gerakan dan nongerakan, karena ini paling mirip dengan teknik yang biasa digunakan di bidang analisis gerakan terkait tidur. Aturan standar untuk penilaian tidur dan kejadian terkait menentukan onset dan offset gerakan kaki berdasarkan persilangan amplitudo EMG dan dua ambang [33], [34].

Algoritma pembelajaran yang bertentangan dengan pendekatan ambang batas harus dipertimbangkan dalam studi selanjutnya.

Thmax ambang terbaik ditentukan dengan mengoptimalkan skor F1 (Gbr. 4). Bahkan skor F1 terbaik yang dilaporkan sebesar 0,83 hanya menunjukkan kinerja klasifikasi sedang. Namun, skor ini didasarkan pada semua data yang direkam selama percobaan laboratorium, bahkan gerakan yang tidak terdeteksi pun dieksekusi.

Gerakan kebenaran dasar dan gerakan yang terdeteksi 3D dianotasi secara terus-menerus. Dengan demikian, anotasi dapat dimulai dan berhenti kapan saja. Meskipun diskritisasi sinyal ke zaman tetap telah dipertimbangkan sebelumnya, poin-poin berikut mendukung keputusan kami untuk menggunakan sinyal kontinu. Pertama, analisis PSG menggunakan diskritisasi hanya untuk definisi tahapan tidur. Aturan terbaru yang menentukan bagaimana tidur dan peristiwa terkait harus dinilai bergantung pada sinyal berkelanjutan [33], [34]. Onset dan offset gerakan kaki ditentukan oleh amplitudo EMG yang melebihi nilai ambang batas. Dengan demikian, diskritisasi akan memperpanjang atau memangkas anotasi jika dibandingkan dengan metode standar. Selain itu, diskritisasi akan menyebabkan parameter tambahan yang diperlukan untuk evaluasi. Parameter ini harus digunakan untuk menentukan apakah zaman akan dinilai sebagai positif atau negatif tergantung pada jumlah tumpang tindih dengan anotasi positif/negatif. Dengan langkah-langkah yang disediakan dalam penelitian ini, kami bertujuan untuk mewakili kesepakatan terbaik antara metode.

Kurangnya evaluasi batas deteksi gerakan horizontal merupakan keterbatasan dari pekerjaan ini. Namun, kami percaya bahwa simulasi pergerakan horizontal tidak akan terjadi

dalam penilaian mendalam tentang batas deteksi sistem 3D karena pertimbangan berikut. Mengukur gerakan horizontal bergantung pada pengukuran tidak langsung dari perubahan kedalaman vertikal yang dihasilkan saat kaki bergerak di bidang ini.

Saat objek bergerak secara horizontal, perubahan kedalaman yang dihasilkan bergantung pada sudut permukaan yang diukur terhadap bidang gambar. Semakin rata permukaan (sudut kecil), semakin banyak objek harus bergerak untuk menimbulkan perubahan kedalaman yang dapat dideteksi dalam sistem 3D. Dalam analisis gerakan terkait tidur, objek yang paling sering diukur adalah selimut. Selimut menutupi bagian tubuh yang bergerak. Banyak faktor yang berdampak pada geometri permukaan yang dihasilkan. Sebagai contoh, ketika suatu bagian tubuh bergerak, efek gerakan ini pada permukaan selimut bergantung pada karakteristik tekstil, yaitu kecenderungannya untuk meregang dan meregang. Akibatnya, sehubungan dengan ruang lingkup makalah ini, geometri permukaan selimut yang dihasilkan terlalu rumit untuk dipertimbangkan untuk simulasi.

Keterbatasan lain dari pekerjaan ini adalah komponen manual masih diperlukan untuk mengecualikan gerakan seluruh tubuh dari analisis. Namun, upaya manual yang diperlukan berkurang dengan penggunaan sistem 3D karena hanya gerakan yang terdeteksi yang harus diperiksa sebagai bagian dari gerakan seluruh tubuh. Studi di masa depan harus menggabungkan deteksi otomatis dari gerakan seluruh tubuh tersebut untuk memberikan hasil yang lebih kuat tanpa perlu anotasi gerakan seluruh tubuh secara manual.

VI. KESIMPULAN

Kami merancang sebuah metode untuk deteksi gerakan otomatis selama tidur dan mengevaluasi kinerjanya dalam hal batas kecepatan dan amplitudo gerakan. Investigasi eksperimental menunjukkan bahwa dalam batas-batas ini, sistem menunjukkan sensitivitas yang cukup untuk memberikan deteksi gerakan yang berhubungan dengan tidur yang dapat diandalkan. Tidak ada deteksi positif palsu. Kami mengevaluasi kinerja metode menggunakan data video 3D yang diperoleh dari rutinitas klinis.

Kami menemukan bahwa metode ini sensitif dan dapat diandalkan, dan fakta bahwa deteksi mempertimbangkan pergerakan semua bagian tubuh dapat menjadikan sistem 3D yang disajikan sebagai metode yang menarik untuk mendeteksi gerakan selama tidur. Dengan mengatasi masalah saat ini dan dengan demikian meningkatkan analisis gerakan sehari-hari, pendekatan kami mungkin menawarkan manfaat untuk rutinitas klinis dalam diagnosis tidur.

PERNYATAAN KONFLIK KEPENTINGAN M.

Gall melaporkan hibah dari The Austrian Research Promotion Agency (FFG, nr. 860159) selama pelaksanaan penelitian.

Selain itu, M. Gall, H. Garn dan B. Kohn memiliki aplikasi paten Austria AT520863A1 yang tertunda untuk "Metode untuk mendeteksi gerakan tubuh orang yang sedang tidur".

PENGAKUAN

Para penulis ingin berterima kasih kepada Marion Böck dari Medical University of Vienna untuk mengawasi anotasi manual PSG.

REFERENSI [1] S.

- Stranges, W. Tigbe, FX Gómez-Olivé, M. Thorogood, dan N.-B. Kandala, "Masalah tidur: Epidemi global yang muncul? Temuan dari studi INDEPTH WHO-SAGE di antara lebih dari 40.000 orang dewasa yang lebih tua dari 8 negara di seluruh Afrika dan Asia," *Sleep*, vol. 35, tidak. 8, hlm. 1173–1181, Agustus 2012, doi: [10.5665/sleep.2012](#).
- [2] H. Garn, M. Gall, B. Kohn, C. Wiesmeyr, G. Kloesch, M. Wimmer, A. Stefanic-Kejik, M. Boeck, M. Mandl, OS Ipsiroglu, and S. Seidel, "0678 deteksi 3D nirkontak gerakan kaki saat tidur," *Tidur*, vol. 41, tidak. 1, hal. A251, April 2018, doi: [10.1093/sleep/zsy061.677](#).
- [3] V. Ibáñez, J. Silva, dan O. Cauli, "Sebuah survei tentang metode penilaian tidur," *PeerJ*, vol. 6, hal. e4849, Mei 2018, doi: [10.7717/peerj.4849](#).
- [4] B. Frauscher, A. Irazzo, B. Högl, J. Casanova-Molla, M. Salameró, V. Gschliesser, E. Tolosa, W. Poewe, dan J. Santamaria, "Kuantifikasi aktivitas elektromiografi selama REM tidur di banyak otot dalam gangguan perilaku tidur REM," *Tidur*, vol. 31, tidak. 5, hlm. 724–731, Mei 2008, doi: [10.1093/sleep/31.5.724](#).
- [5] S. Shustak, L. Inzelberg, S. Steinberg, D. Rand, MD Pur, I. Hillel, S. Katzav, F. Fahoum, M. De Vos, A. Mirelman, dan Y. Hanein, "Pemantauan tidur di rumah dengan EEG tato temporer, EOG dan susunan elektrode EMG: Sebuah studi kelayakan," *J. Neural Eng.*, vol. 16, tidak. 2, April 2019, Seni. tidak. 026024, doi: [10.1088/1741-2552/aafa05](#).
- [6] R. Ferri, M. Zucconi, M. Manconi, O. Bruni, S. Miano, G. Plazzi, dan L. Ferini-Strambi, "Deteksi berbantuan komputer dari aktivitas motorik kaki nokturnal pada pasien dengan kaki gelisah sindrom dan gerakan kaki periodik saat tidur," *Tidur*, vol. 28, tidak. 8, hlm. 998–1004, Agustus 2005.
- [7] H. Moore, E. Leary, S.-Y. Lee, O. Carrillo, R. Stubbs, P. Peppard, T. Young, B. Widrow, dan E. Mignot, "Desain dan validasi detektor gerakan kaki periodik," *PLoS ONE*, vol. 9, tidak. 12 Desember 2014, Seni. tidak. e114565, doi: [10.1371/journal.pone.0114565](#).
- [8] S. Kye, J. Moon, T. Lee, S. Lee, K. Lee, S.-C. Shin, dan YS Lee, "Mendeteksi gerakan anggota tubuh secara berkala saat tidur menggunakan sensor gerak yang disematkan pita yang dapat dikenakan," dalam *Proc. IEEE Int. Conf. Syst., Man, Cybern. (SMC)*, Banff, AB, Kanada, Oktober 2017, hlm. 1087–1092, doi: [10.1109/SMC.2017.8122756](#).
- [9] H. Garn, B. Kohn, C. Wiesmeyr, K. Dittich, M. Wimmer, M. Mandl, G. Kloesch, M. Boeck, A. Stefanic, dan S. Seidel, "deteksi 3D dari sindrom apnea tidur sentral," *Current Directions Biomed. Eng.*, vol. 3, tidak. 2, hlm. 829–833, September 2017, doi: [10.1515/cdbme-2017-0174](#).
- [10] GJ Bellone, SA Plano, DP Cardinali, DP Chada, DE Vigo, dan DA Golombek, "Analisis komparatif kinerja aktigrafi pada subjek muda yang sehat," *Sleep Sci.*, vol. 9, tidak. 4, hlm. 272–279, Oktober 2016, doi: [10.1016/j.slsci.2016.05.004](#).
- [11] E. Sforza, M. Johannes, dan B. Claudio, "Ambulatory device PAM-RL untuk mendeteksi gerakan kaki periodik: Sebuah studi validasi," *Sleep Med.*, vol. 6, tidak. 5, hlm. 407–413, Sep. 2005, doi: [10.1016/j.sleep.2005.01.004](#).
- [12] V. Gschliesser, B. Frauscher, E. Brandauer, R. Kohnen, H. Ulmer, W. Poewe, dan B. Högl, "deteksi PLM dengan aktigrafi dibandingkan dengan polisomnografi: Validasi dan perbandingan dua aktigraf," *Sleep Med.*, vol. 10, tidak. 3, hlm. 306–311, Maret 2009, doi: [10.1016/j.sleep.2008.03.015](#).
- [13] M. Kobayashi, K. Namba, E. Ito, S. Nishida, M. Nakamura, Y. Ueki, N. Furudate, T. Kagimura, A. Usui, and Y. Inoue, "Validitas Perangkat PAM-RL untuk mengevaluasi gerakan ekstremitas periodik saat tidur dan penyelidikan variabilitas gerakan tungkai periodik malam-ke-malam selama tidur pada pasien dengan sindrom kaki gelisah atau gangguan gerakan tungkai periodik menggunakan sistem ini," *Sleep Med.*, vol. 15, tidak. 1, hlm. 138–143, Jan. 2014, doi: [10.1016/j.sleep.2013.08.790](#).
- [14] A. Stefani, A. Heidbreder, E. Brandauer, M. Guaita, L.-M. Neier, T. Mitterling, J. Santamaria, A. Irazzo, A. Videnovic, C. Trenkwalder, F. Sixel-Döring, GK Wenning, A. Chade, W. Poewe, OS Gershanik, and B. Högl, "Penyaringan untuk gangguan perilaku tidur REM idiopatik: Kegunaan actigraphy," *Sleep*, vol. 41, tidak. 6 Juni 2018, Seni. tidak. zsy053, doi: [10.1093/sleep/zsy053](#).
- [15] A. Ulate-Campos, F. Coughlin, M. Gainza-Lein, IS Fernández, PL Pearl, dan T. Loddenkemper, "Sistem deteksi kejang otomatis dan keefektifannya untuk setiap jenis kejang," *Kejang*, vol. 40, hlm. 88–101, Agustus 2016, doi: [10.1016/j.seizure.2016.06.008](#).
- [16] S. Akbarian, G. Delfi, K. Zhu, A. Yadollahi, dan B. Taati, "Deteksi otomatis posisi kepala dan tubuh tanpa kontak selama tidur," *IEEE Access*, vol. 7, hlm. 72826–72834, 2019, doi: [10.1109/ACCESS.2019.2920025](#).
- [17] M. Scatena, S. Dittoni, R. Maviglia, R. Frusciante, E. Testani, C. Vollono, A. Losurdo, S. Colicchio, V. Gnani, C. Labriola, B. Farina, GD Marca, dan MA Pennisi, "Sistem perangkat lunak analisis video terintegrasi yang dirancang untuk deteksi gerakan dan analisis tidur. Validasi alat untuk studi perilaku tidur," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 123, tidak. 2, hlm. 318–323, Februari 2012, doi: [10.1016/j.clinph.2011.07.026](#).
- [18] JU Bak, N. Giakoumidis, G. Kim, H. Dong, dan N. Mavridis, "Sistem penginderaan cerdas untuk gerakan tidur dan analisis panggung," dalam *Proc. Int. Simp. Robot. Intell. Sensor (IRIS)*, vol. 41, 2012, hlm. 1128–1134, doi: [10.1016/j.proeng.2012.07.292](#).
- [19] A. Heinrich, D. Geng, D. Znamenskiy, JP Vink, dan G. de Haan, "Deteksi gerakan video yang kuat dan sensitif untuk analisis tidur," *IEEE J. Biomed. Informasi Kesehatan.*, vol. 18, tidak. 3, hlm. 790–798, Mei 2014, doi: [10.1109/JBHI.2013.2282829](#).
- [20] RA Clark, Y.-H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, KE Webster, L. Denehy, dan AL Bryant, "Validitas microsoft kinect untuk penilaian kontrol postural," *Postur Kiprah*, vol. 36, tidak. 3, hlm. 372–377, Juli 2012, doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.03.033](#).
- [21] LF Yeung, KC Cheng, CH Fong, WCC Lee, dan K.-Y. Tong, "Evaluasi microsoft kinect sebagai alat penilaian klinis goyangan tubuh," *Gait Posture*, vol. 40, tidak. 4, hlm. 532–538, Sep. 2014, doi: [10.1016/j.gaitpost.2014.06.012](#).
- [22] EE Stone dan M. Skubic, "Deteksi jatuh di rumah orang dewasa yang lebih tua menggunakan microsoft kinect," *IEEE J. Biomed. Informasi Kesehatan.*, vol. 19, tidak. 1, hlm. 290–301, Jan. 2015, doi: [10.1109/JBHI.2014.2312180](#).
- [23] S. Bauer, A. Seitel, H. Hofmann, T. Blum, J. Wasza, M. Balda, H.-P. Meinzer, N. Navab, dan J. Hornegger, dan L. Maier-Hein, "Real-time range imaging in health care: A survey," dalam *Time-of Flight and Depth Imaging. Sensor, Algoritma, dan Aplikasi* (Catatan Kuliah Ilmu Komputer), vol. 8200, tidak. 11, M. Grzegorzec, C. Theobalt, R. Koch, dan A. Kolb, Eds. Berlin, Jerman: Springer, 2013, hlm. 228–254.
- [24] T. Grimm, M. Martinez, A. Benz, dan R. Stiefelhagen, "Klasifikasi posisi tidur dari kamera kedalaman menggunakan peta yang disejajarkan dengan tempat tidur," dalam *Proc. Int.23 Konf. Pengenalan Pola. (ICPR)*, Desember 2016, hlm. 319–324, doi: [10.1109/ICPR.2016.7899653](#).
- [25] J. Lee, M. Hong, dan S. Ryu, "Sistem pemantauan tidur menggunakan sensor kinect," *Int. J. Distrib. Jaringan Sensor*, vol. 11, tidak. 10 Oktober 2015, Seni. tidak. 875371, doi: [10.1155/2015/875371](#).
- [26] M.-C. Yu, H. Wu, J.-L. Liou, M.-S. Lee, dan Y.-P. Hung, "Pemantauan tidur multiparameter menggunakan kamera kedalaman," dalam *Sistem dan Teknologi Rekayasa Biomedis*. Berlin, Jerman: Springer, Feb. 2012, hlm. 311–325, doi: [10.1007/978-3-642-38256-7_21](#).
- [27] C. Coronel, C. Wiesmeyr, H. Garn, B. Kohn, M. Wimmer, M. Mandl, M. Glos, T. Penzel, G. Kloesch, A. Stefanic-Kejik, M. Boeck, E. Kaniusas, dan S. Seidel, "0460 mendeteksi peristiwa pernapasan dengan upaya pernapasan yang berasal dari kamera 3D time-of-flight dan SpO2," *Sleep*, vol. 42, tidak. 1, hal. A185, April 2019, doi: [10.1093/sleep/zsz067.459](#).
- [28] C. Yang, G. Cheung, K. Chan, dan V. Stankovic, "Pemantauan tidur melalui kompresi & analisis video mendalam," dalam *Proc. IEEE Int. Konf. Lokakarya Pameran Multime dia (ICMEW)*, Juli 2014, hlm. 1–6. [On line]. Tersedia: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6890645 [29] C. Veauthier, J. Ryczewski, S. Mansow-Model, K. Otte, B. Kayser, M. Glos, C. Schöbel, F. Paul, AU Brandt, dan T. Penzel, "Rekaman apnea tidur tanpa kontak dan gerakan kaki periodik dengan video 3-D nokturnal dan komputasi perseptif visual selanjutnya," *Sci. Rep.*, vol. 9, tidak. 1, hal. 16812, Des. 2019, doi: [10.1038/s41598-019-53050-3](#).
- [30] CS Bamji, P. O'Connor, T. Elkhatib, S. Mehta, B. Thompson, LA Prather, D. Snow, OC Akkaya, A. Daniel, AD Payne, T. Perry, M. Fenton, dan V.-H. Chan, "Sistem-on-chip CMOS 0,13 µm untuk sensor gambar waktu terbang 512x424 dengan demodulasi foto multifrekuensi hingga 130 MHz dan 2 GS/s ADC," *IEEE J. Solid-State Sirkuit*, vol. 50, tidak. 1, hlm. 303–319, Jan. 2015, doi: [10.1109/JSSC.2014.2364270](#).
- [31] E. Lachat, H. Macher, T. Landes, dan P. Grussenmeyer, "Penilaian dan kalibrasi kamera RGB-D (Sensor kinect v2) menuju potensi penggunaan untuk pemodelan 3D jarak dekat," *Penginderaan Jauh*, vol. 7, tidak. 10, hlm. 13070–13097, Oktober 2015, doi: [10.3390/rs71013070](#).
- [32] STL Pöhlmann, EF Harkness, CJ Taylor, dan SM Astley, "Evaluasi sensor 3D kinect untuk pencitraan layanan kesehatan," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 36, tidak. 6, hlm. 857–870, Des. 2016, doi: [10.1007/s40846-016-0184-2](#).

- [33] RB Berry, CL Albertario, SM Harding, RM Lloyd, DT Plante, SF Quan, MM Troester, dan BV Vaughn, "Manual AASM untuk penilaian tidur dan acara terkait: Aturan, terminologi dan spesifikasi teknis, versi 2.5," Amer. Acad. Tidur. Med., Darien, IL, AS, 2018.
- [34] R. Ferri, S. Fulda, RP Allen, M. Zucconi, O. Bruni, S. Chokroverty, L. Ferini-Strambi, B. Frauscher, D. Garcia-Borreguero, M. Hirshkowitz, B. Högl, Y. Inoue, A. Jahangir, M. Manconi, CL Marcus, DL Pic chietti, G. Plazzi, JW Winkelman, dan RS Zak, "World association of sleep medicine (WASM) standar 2016 untuk merekam dan menilai gerakan kaki dalam polisomnogram dikembangkan oleh gugus tugas gabungan dari kelompok studi sindrom kaki gelisah internasional dan Eropa (IRLSSG dan EURLSSG)," *Sleep Med.*, vol. 26, hlm. 86–95, Oktober 2016, doi: [10.1016/j.sleep.2016.10.010](https://doi.org/10.1016/j.sleep.2016.10.010).
- [35] M. Gall, B. Kohn, C. Wiesmeyr, RM van Sluijs, E. Wilhelm, Q. Rondei, L. Jäger, P. Achermann, H.-P. Landolt, OG Jenni, R. Riener, H. Garn, dan CM Hill, "Pendekatan baru untuk menilai gangguan gerakan ritmik terkait tidur menggunakan analisis 3D otomatis," *Frontiers Psychiatry*, vol. 10, hal. 709, Oktober 2019, doi: [10.3389/fpsy.2019.00709](https://doi.org/10.3389/fpsy.2019.00709).
- [36] C. Coronel, C. Wiesmeyr, H. Garn, B. Kohn, M. Wimmer, M. Mandl, M. Glos, T. Penzel, G. Klösch, A. Stefanic-Kejik, M. Böck, E. Kaniusas, dan S. Seidel, "Pengukuran upaya pernapasan saat tidur dengan kamera 3D dan plethysmography induktansi pernapasan," *Somnologie*, vol. 23, tidak. 2, hlm. 86–92, Juni 2019, doi: [10.1007/s11818-019-0203-y](https://doi.org/10.1007/s11818-019-0203-y).
- [37] MJ Sateia, *Klasifikasi Internasional Gangguan Tidur*, edisi ke-3. Darien, IL, AS: American Academy Sleep Medicine, 2014.
- [38] F. Provini, R. Vetrugno, S. Meletti, G. Plazzi, L. Solieri, E. Lugaresi, G. Coccagna, dan AP Montagna, "Motor pola gerakan anggota tubuh periodik selama tidur," *Neurologi*, vol. 57, tidak. 2, hlm. 300–304, Juli 2001, doi: [10.1212/WNL.57.2.300](https://doi.org/10.1212/WNL.57.2.300).



MARKUS GALL lahir di Wina, Austria, pada tahun 1989. Ia menerima gelar M.Sc. gelar di bidang teknik biomedis dari Universitas Teknologi Graz, Graz, Austria. Dia saat ini sedang mengejar gelar Ph.D. gelar dalam bidang teknik biomedis dengan Institut Teknologi Austria (AIT) GmbH, Wina. Minat penelitiannya saat ini meliputi visi komputer medis dan analisis sinyal bio untuk mengembangkan perangkat pemantauan otomatis untuk pasien yang mengalami gangguan gerakan terkait tidur.



HEINRICH GARN (Anggota Senior, IEEE) menerima gelar di bidang teknik komunikasi dari Universitas Teknologi Wina.

Pada tahun 1985, ia memulai karir profesionalnya sebagai ilmuwan di Austrian Research Center Seibersdorf GmbH. Penelitiannya tentang efek biologis dari radiasi elektromagnetik. Sejak 1992, dia mengajar kompatibilitas elektromagnetik dengan Universitas Teknologi Wina. Ia mendirikan Austria Chapter of the IEEE Electromagnetic Compatibility

Society dan menjabat sebagai Ketua, dari tahun 1993 hingga 1998. Beliau adalah Ahli Pengadil Terakreditasi dan Ahli akreditasi laboratorium. Sejak tahun 1994, beliau menjabat sebagai Kepala Departemen Elektronika Industri. Dari tahun 2000 hingga 2008, beliau adalah Kepala Divisi Teknologi Informasi, Austrian Research Centers GmbH. Ia mendirikan Advanced Computer Vision GmbH, pusat kompetensi Kplus untuk pemrosesan gambar digital dan menjabat sebagai Direktur Pelaksana Ilmiah, dari tahun 2002 hingga 2008. Kompetensi tersebut berfokus pada pencitraan ultrasound dalam aplikasi medis (kerja sama dengan GE Medical Systems Kretztechnik, Austria), pengawasan dan inspeksi industri menggunakan ultrasound, video, dan sistem sensor 3-D. Sejak 2009, beliau menjabat sebagai Kepala Unit Bisnis Sensing and Vision Solutions, Austrian Institute of Technology (AIT) GmbH. Dia telah menulis 130 publikasi ulasan dalam jurnal ilmiah dan kontribusi untuk konferensi internasional. Minat penelitiannya meliputi sensor 1-D, 2-D, dan 3-D serta pemrosesan biosignal. Dari tahun 1993 hingga 2000, ia menjabat sebagai Associate Editor untuk TRANSAKSI IEEE PADA KOMPATIBILITAS ELEKTROMAGNETIK.



atas pengembangan algoritme dan terutama sebagai Koordinator Teknis aktivitas laboratorium tidur. Sebagai bagian dari karya ilmiannya, ia menjadi penulis dan rekan penulis lebih dari 50 publikasi ilmiah.

BERNHARD KOHN menerima gelar Ph.D. gelar di bidang fisika dari Universitas Cologne dan Göttingen, pada awal 1999. Setelah studinya, dia bekerja selama empat setengah tahun sebagai Kepala Pengembang Departemen Obligasi, Vis com AG, Hanover. Dia terutama bertanggung jawab untuk manajemen proyek dan pengembangan algoritma pemrosesan gambar baru dan sistem optik. Sejak Maret 2004, dia bekerja di Austrian Institute of Technology (AIT) GmbH yang bertanggung jawab



KATHARINA BAJIC lahir di Cologne, Jerman, pada tahun 1991. Ia menerima gelar sarjana teknik biomedis dari University of Applied Science, Vienna, pada tahun 2016. Saat ini ia sedang mengejar gelar informatika medis di Vienna University of Technology. Dia juga bekerja dengan Institut Teknologi Austria (AIT) GmbH, Wina, Austria. Minat penelitiannya saat ini meliputi metode pembelajaran mesin dan pemrosesan biosignal.



CARMINA CORONEL lahir di Kota Quezon, Filipina. Dia menerima M.Sc. gelar di bidang teknik biomedis dari Universitas Teknologi Wina, di mana dia saat ini mengejar gelar Ph.D. derajat. Dia juga bekerja dengan Austrian Institute of Technology (AIT) GmbH.

Minat penelitiannya saat ini meliputi biosensor dan pemrosesan biosignal.



STEFAN SEIDEL lahir di Linz, Austria, pada tahun 1980. Ia memperoleh gelar MD dari Medical University of Vienna, Austria, pada tahun 2004. Dia saat ini bekerja sebagai Kepala Laboratorium Tidur, Departemen Neurologi, Universitas Kedokteran Wina. Minat penelitiannya meliputi fenotip gangguan tidur, terutama narkolepsi dan sindrom kaki gelisah serta pendekatan tanpa kontak terhadap fenomena terkait tidur.



MAGDALENA MANDL lahir di Praha. Dia menerima gelar Ph.D. gelar dalam bidang psikologi, filsafat, dan biologi manusia dari Universitas Wina. Dia bekerja dengan Sleep Laboratory on Psychiatric Medicine, University of Vienna, dari tahun 1980 hingga 2008. Sejak 2008, dia menjadi Kepala Sleep Laboratory, University Clinic Linz, Austria, mengenai pengobatan pulmologi dan neurologi.



Riset Biomedical Sensing/Theranostics, Institute of Electrodynamics, Microwave and Circuit Engineering, VUT. Dia telah menulis lebih dari 180 publikasi dan seri buku dari tiga volume penulis tunggal oleh Springer.

EUGENIJUS KANIUSAS lahir di Lithuania, pada tahun 1972. Beliau lulus dari Fakultas Teknik Elektro dan Teknologi Informasi, Vienna University of Technology (VUT), pada tahun 1997. Dia menerima Dr.Techn. derajat dalam suara tubuh dan habilitated (venia docendi) dan di bidang teknik bioelektrik, masing-masing pada tahun 2001 dan 2006. Sejak tahun 1997, beliau bekerja di Institute of Fundamentals and Theory of Electrical Engineering, VUT. Saat ini beliau menjabat sebagai Kepala Kelompok