

Desain dan Implementasi Nonkontak

Sistem Pemantauan Tidur Menggunakan Inframerah Kamera dan Sensor Gerak

Fei Deng, Jianwu Dong, Xiangyu Wang, Ying Fang, Yu Liu, Zhaofei Yu,

Jing Liu, dan Feng Chen , Anggota, IEEE

Abstrak—Tidur yang berkualitas sangat penting bagi kesehatan manusia. Perkembangan terkini dalam teknik pemantauan tidur menunjukkan harapan besar untuk mendeteksi gangguan tidur dan meningkatkan kualitas tidur. Dua indikator penting untuk gangguan tidur adalah pernapasan dan postur tubuh, tetapi metode yang ada menanganinya secara terpisah, dan hampir tidak ada upaya yang dilakukan untuk postur kepala. Dalam makalah ini, kami menyajikan desain dan implementasi sistem pemantauan tidur baru yang secara bersamaan menganalisis pernapasan, postur kepala, dan postur tubuh. Sistem ini hanya terdiri dari perangkat berbasis penglihatan yang hemat biaya, beroperasi dengan tenang dan tanpa kontak dengan sedikit gangguan pada tidur alami. Secara khusus, kami menggunakan kamera infra merah untuk merekam proses tidur. Dari video infra merah, wilayah gerakan pernapasan ditentukan secara otomatis dan perkiraan intensitasnya, menghasilkan bentuk gelombang yang menunjukkan ritme pernapasan. Lima kamera inframerah tambahan digunakan untuk menangkap wajah subjek dari berbagai orientasi, dan kami mengeksploitasi pencocokan template untuk melakukan pelacakan kepala. Sensor gerak Kinect juga digunakan untuk mendapatkan deskripsi kerangka postur tubuh yang kuat terhadap oklusi diri, dan setelah kebisingan disaring, kami menerapkan teknik pembelajaran mesin untuk klasifikasi postur tubuh. Hasil eksperimen menunjukkan bahwa analisis pernapasan dasar dan postur dapat dilakukan berdasarkan informasi yang diperoleh oleh sistem yang diusulkan, dan akurasi tinggi dapat dicapai: 96% dalam

Istilah Indeks—Postur tubuh, pernapasan, analisis gerak, tidur gangguan, pemantauan tidur.

I. PENDAHULUAN

Tidur adalah keadaan menjadi yang berulang pada manusia. Tidur yang buruk dapat menjadi penyebab yang buruk pada kesehatan manusia. Dampak buruk pada kualitas tidur, dan dengan demikian pada kesehatan manusia. Salah satu gangguan tidur yang paling umum adalah obstructive sleep apnea (OSA), yang melibatkan obstruksi parsial atau total pada saluran napas bagian atas [1], menyebabkan penurunan amplitudo pernapasan dan saturasi oksigen darah [2]. Jika OSA tidak diobati, komplikasi parah dapat muncul, termasuk kelelahan, hipertensi, dan stroke [3]. Sayangnya, individu yang terkena OSA cenderung tidak terdiagnosis [4] karena mereka biasanya bahkan tidak menyadari bahwa peristiwa sleep apnea telah terjadi. Ketidaksadaran akan gejala ini saat muncul saat tidur menimbulkan tantangan kesehatan yang serius bagi kehidupan modern.

Sistem pemantauan tidur mengatasi tantangan ini dengan mencatat informasi yang relevan selama tidur dan melakukan analisis otomatis yang membantu mencegah dan mendiagnosis gangguan tidur. Salah satu metode yang paling umum untuk mendeteksi gangguan tidur adalah dengan menggunakan sensor yang dipasang pada tubuh yang dapat menangkap sinyal terkait pernapasan seperti gerakan pernapasan, dengkur, detak jantung, dan saturasi oksigen darah. Selain perilaku bernapas, postur tidur juga merupakan faktor yang relevan. Telah diakui bahwa postur tubuh terlentang dapat menyebabkan kelainan pernapasan yang lebih sering dan OSA yang lebih parah [15], [16]. Postur kepala tertentu telah menunjukkan korelasi yang kuat dengan peningkatan ruang jalan napas faring [17], [18], dan disarankan sebagai prediktor OSA [19], [20]. Oleh karena itu, metode pemantauan tidur individu telah diusulkan untuk mengekstraksi dan memproses kedua jenis sinyal ini melalui berbagai pengukuran sensor. Secara umum, teknik ini dapat dibagi menjadi dua tipe: tipe kontak dan tipe nonkontak.

Metode tipe kontak standar emas, polysomnography (PSG) [5], secara bersamaan dapat mengukur berbagai macam sinyal yang berhubungan dengan pernapasan serta gelombang otak dan gerakan mata. Namun, PSG bersifat padat karya karena sejumlah besar sensor harus dipasang dengan benar ke lokasi yang merespons pada tubuh subjek. Untuk menyederhanakan prosedur diagnostik, beberapa metode telah diusulkan yang menggunakan perangkat yang dapat dikenakan dan hanya memantau sebagian dari sinyal pernapasan yang dapat diukur oleh PSG [6]–[8]. Perangkat serupa

Naskah diterima 6 Juni 2017; direvisi 23 Agustus 2017; diterima 25 September 2017. Pekerjaan ini didukung sebagian oleh National Science Foundation of China di bawah Hibah 61671266 dan Hibah 61327902, sebagian oleh Proyek Penelitian Universitas Tsinghua di bawah Hibah 20161080084, dan sebagian oleh National High-tech Research dan Rencana Pengembangan Hibah 2015AA042306. Associate Editor yang mengoordinasikan proses peninjauan adalah Dr. Anirban Mukherjee. (Penulis terkait: Feng Chen.)

F. Deng, X. Wang, Y. Fang, Y. Liu, dan Z. Yu bersama Departemen Otomasi, Pusat Penelitian Komputasi yang Terinspirasi Otak, Universitas Tsinghua, Beijing 100084, Tiongkok (email: dengf15@mails.tsinghua.edu.cn; xiangyuw12@163.com; fang-y14@mails.tsinghua.edu.cn; neo-lithe@126.com; yuzf12@mails.tsinghua.edu.cn).

J. Dong bersama Pusat Koordinasi Tim Teknis Tanggap Darurat Jaringan Komputer Nasional China, Beijing 100029, China, dan juga dengan Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing 100084, China (email: djw@cert.org.cn).

J. Liu bersama Departemen Teknik Biomedis, Fakultas Kedokteran, Universitas Tsinghua, Beijing 100084, Tiongkok, dan juga Institut Teknik Fisika dan Kimia, Akademi Ilmu Pengetahuan Tiongkok, Beijing 100190, Tiongkok (email: jliubme@tsinghua.edu.cn).

F. Chen bersama Department of Automation, Center for Brain-Inspired Computing Research, Tsinghua University, Beijing 100084, China, dan juga dengan LSBDA Beijing Key Laboratory, Beijing 100084, China (e-mail: chenfang@tsinghua.edu.cn).

Versi warna dari satu atau lebih gambar dalam makalah ini tersedia online di <http://ieeexplore.ieee.org>.

Pengenal Objek Digital 10.1109/TIM.2017.2779358

juga telah dirancang untuk mengenali postur tubuh [24].

Senyaman mungkin, sensor tipe kontak ini dapat menyebabkan ketidaknyamanan, yang pada gilirannya dapat mengganggu proses tidur dan mengubah perilaku tidur normal, menghasilkan hasil yang dikompromikan. Selain itu, kontak fisik yang stabil antara sensor dan subjek mungkin tidak dapat dijamin karena gerakan subjek yang tidak disadari selama tidur, yang menyebabkan kegagalan dalam pembacaan sensor.

Untuk melampaui keterbatasan pendekatan tipe kontak, banyak upaya telah dilakukan untuk memanfaatkan perangkat nonkontak. Untuk analisis pernapasan, sensor audio dan radar adalah yang paling sering digunakan. Namun demikian, metode berbasis audio [9] masih harus menghadapi tantangan utama kebisingan latar belakang dan variasi orang-ke-orang. Radar, terlepas dari keakuratannya, perlu ditargetkan pada wilayah tertentu (misalnya, wilayah dada) tubuh subjek selama durasi tidur [10]–[12], [31], [32]. Ini mungkin tidak praktis karena gerakan tubuh dan oklusi daerah yang diminati. Upaya pencitraan resonansi magnetik baru-baru ini [13] mencoba memecahkan masalah ini melalui visualisasi 3-D, tetapi pemindaian yang berisik menimbulkan kesulitan bagi subjek untuk tertidur. Untuk pengenalan postur, spreis sensitif tekanan [25] tampaknya menjadi solusi yang menjanjikan, tetapi saat ini harganya mahal dan peta tekanan sensitif terhadap oklusi diri.

Seperti yang dapat dilihat dari survei literatur, tidak ada metode pemantauan tidur yang menangani sinyal pernapasan dan postur secara bersamaan dalam satu sistem. Selain itu, penelitian tentang analisis postur tampaknya cukup terbatas, dan tidak ada penelitian sebelumnya yang dikhususkan untuk mendeteksi postur kepala sejauh pengetahuan kami. Kelemahan lain dari pendekatan sebelumnya termasuk gangguan tidur normal dan ketidakstabilan yang disebabkan oleh gerakan tubuh.

Dalam makalah ini, kami bertujuan untuk mengintegrasikan analisis pernapasan, postur kepala, dan postur tubuh ke dalam satu sistem. Karena ketiga sinyal tersebut merupakan indikator penting untuk gangguan tidur yang umum, sistem seperti itu memiliki keunggulan dalam memberikan informasi lengkap yang membantu diagnosis. Dengan hanya menggunakan perangkat berbasis penglihatan, sistem beroperasi dengan cara yang tenang dan tanpa kontak, sehingga sedikit mengganggu tidur alami. Selain itu, sistem ini kuat terhadap gerakan tubuh karena memonitor tubuh subjek secara keseluruhan dan secara otomatis menentukan wilayah yang akan diambil sinyal pernapasannya. Melalui eksperimen ekstensif, kami mendemonstrasikan kemampuan sistem untuk memperoleh sinyal yang disebutkan di atas dan kelayakan memanfaatkan informasi yang diperoleh untuk melakukan analisis pernapasan dasar dan postur.

II. PEKERJAAN TERKAIT

A. Analisis Pernapasan Tipe Kontak

Perawatan klinis untuk gangguan tidur biasanya mengadopsi PSG [5], yang dapat mengukur sinyal terkait pernapasan secara komprehensif dengan memasang sensor khusus pada subjek.

Metode lain yang akurat adalah optoelektronik plethysmografi [33]. Ini mengevaluasi kapasitas vital dengan menggunakan kamera optoelektronik dan menerapkan penanda reflektif pada subjek.

Beberapa sistem yang disederhanakan dan perangkat yang dapat dipakai juga telah diusulkan. Chang *dkk.* [6] menyusun sistem PSG terdistribusi yang menawarkan akuisisi sinyal yang fleksibel dan termodulasi.

Dupuis dan Eugène [7] mengekstrak ritme pernapasan dan jantung dari data variasi tekanan yang dikumpulkan oleh manset ringan yang dililitkan di pergelangan tangan subjek. Venema *et al.* [8] memperoleh saturasi oksigen dan detak jantung dengan mengembangkan sensor oksimetri denyut dalam telinga. Meskipun sensor tipe kontak dapat memberikan hasil yang akurat saat berfungsi dengan baik, sensor tersebut dapat menimbulkan kekhawatiran akan ketidaknyamanan dan ketidakstabilan. Oleh karena itu kami mengusulkan sistem non-kontak dalam makalah ini untuk menghindari masalah ini.

B. Analisis Pernapasan Nonkontak

Berbagai teknik pemantauan pernapasan nonkontak telah diperkenalkan dengan tujuan untuk meminimalkan gangguan pada tidur normal. Ng *dkk.* [9] mendemonstrasikan kelayakan mengidentifikasi apneic dan dengkur jinak dari sinyal audio yang diperoleh oleh mikrofon kondensor. Radar Doppler [10], [11], radio impuls ultrawideband [12], gelombang kontinu [31], dan gelombang milimeter [32] telah diusulkan untuk mengukur tanda-tanda vital, dengan fokus khusus pada pernapasan dan detak jantung.

Javed *et al.* [13] secara langsung memvisualisasikan dinamika saluran napas bagian atas dalam 3-D melalui pencitraan resonansi magnetik, mencapai kekokohan terhadap oklusi. Namun, seperti yang ditunjukkan pada pendahuluan, metode ini tampaknya tidak praktis selama tidur alami. Pendekatan praktis perintis menggunakan kamera inframerah aktif diusulkan oleh Wang *et al.* [14]. Mereka mendeteksi peristiwa apnea dan gerakan tubuh melalui pencocokan template dan aturan transisi status berdasarkan peta aktivitas. Namun demikian, pola pernapasan normal tidak terlihat di peta aktivitas, dan karenanya tidak dapat diungkapkan dalam metodenya. Sebaliknya, metode kami menerapkan perbesaran gerak dan mampu memperkirakan ritme pernapasan sambil mempertahankan manfaat metode mereka.

C. Analisis Postur

Penelitian yang cukup terbatas telah dilakukan untuk memantau postur tidur. Kishimoto *dkk.* [24] mendefinisikan lima postur tubuh dalam kaitannya dengan permukaan basal dan menggunakan akselerometer tri-sumbu yang diikat dada untuk mengenalinya. Liu *dkk.* [25] merancang spreis sensitif tekanan yang terdiri dari sensor tekstil yang nyaman, dan mereka mampu membedakan antara enam postur umum. Kami menyempurnakan pendekatan ini dengan mendeteksi postur kepala dan tubuh satu per satu. Kami juga mengenali postur tungkai atas dan bawah serta batang tubuh, sehingga postur tubuh lebih dapat didefinisikan secara prinsip.

Hal ini menambah kelengkapan informasi yang dapat disediakan oleh sistem pemantauan.

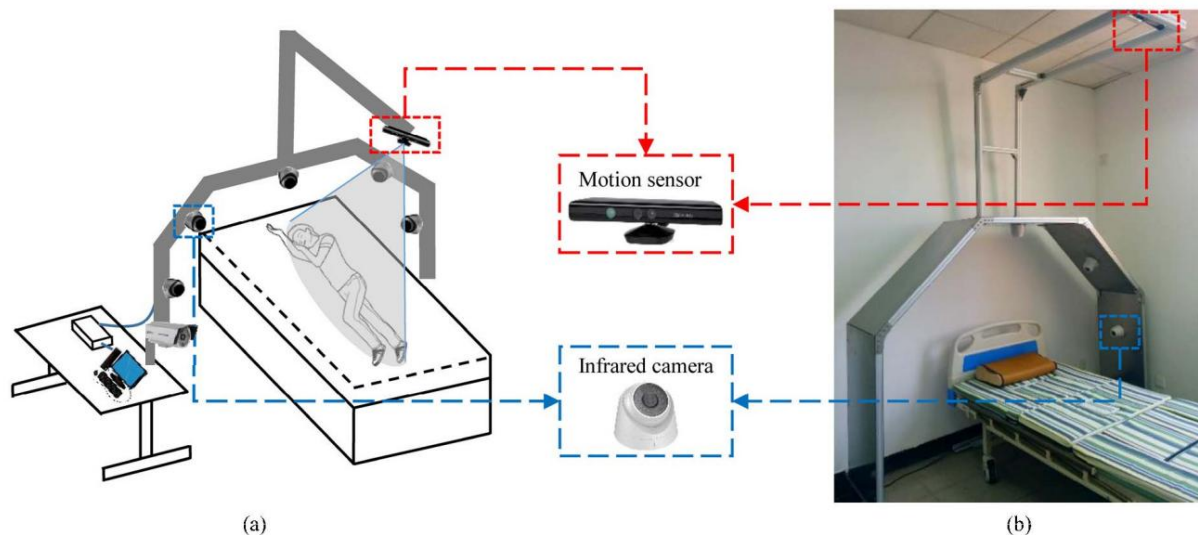
AKU AKU AKU. BAHAN DAN METODE

A. Subjek

Penelitian ini diikuti oleh tujuh subjek dewasa sehat: enam laki-laki, satu perempuan, usia $24,3 \pm 1,6$ tahun, tinggi badan $175,9 \pm 5,7$ cm, dan berat badan $68,6 \pm 13$ kg. Mereka tidak memiliki penyakit pernapasan atau gangguan tidur.

B. Perangkat Keras

Perangkat perangkat keras termasukudukan kamera yang terbuat dari paduan aluminium, enam kamera inframerah aktif (satu kamera peluru dan lima kamera kubah), sensor gerak Kinect, dan komputer pribadi untuk analisis data. Gambar 1 menunjukkan keseluruhan arsitektur sistem dan komponen individualnya.



Gambar 1. Keseluruhan arsitektur sistem pemantauan. (a) Cetak biru perangkat keras sistem. (b) Adegan nyata. Dudukan terbuat dari profil paduan aluminium. Kamera inframerah dari sistem pemantauan ditampilkan dalam kotak biru, dan sensor gerak Kinect ditampilkan dalam kotak merah.

Dudukan kamera terdiri dari dua bagian, yaitu dudukan melengkung dan boom sensor. Dudukan melengkung memiliki tinggi 2,7 m dan lebar 2,2 m, dan boom sensor yang diperpanjang dari bagian atas dudukan melengkung memiliki panjang 1,2 m.

Untuk memantau proses tidur dan memperoleh data video untuk analisis respirasi khususnya, kami memasang kamera peluru di atas meja di samping tempat tidur, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1. Kamera tersebut dapat secara aktif memancarkan cahaya inframerah yang panjang gelombangnya berkisar antara 780 hingga 940 nm, sehingga dapat merekam video di malam hari dengan mengumpulkan cahaya inframerah yang dipantulkan. Ini menggunakan sensor gambar CMOS dan memiliki resolusi 640×360 pada frame rate 25 frame/s. Tidak ada batasan posisi yang ketat untuk kamera ini kecuali kamera ini setidaknya harus menutupi bagian dada dan perut subjek.

Untuk menganalisis postur kepala dan melakukan pelacakan kepala, kami memasang lima kamera kubah pada dudukan melengkung. Mereka dapat menangkap wajah subjek dari berbagai orientasi. Mirip dengan kamera peluru, kelima kamera ini juga memancarkan cahaya infra merah saat ada sedikit penerangan. Mereka menggunakan sensor gambar perangkat yang dipasangkan muatan dan memiliki resolusi yang sama 704×576 pada kecepatan bingkai 25 bingkai/dtk.

Untuk pengenalan postur tubuh, kami menggunakan sensor gerak Microsoft Kinect, yang kami perbaiki hingga ujung boom sensor.

Kinect memiliki kamera warna, proyektor infra merah, dan kamera kedalaman. Kami terutama memanfaatkan deskripsi kerangka yang diperoleh dari kamera kedalaman, yang menggunakan sensor gambar CMOS dan memiliki resolusi 320×240 pada kecepatan bingkai 30 frame/s.

Karena Kinect memancarkan cahaya inframerah dengan panjang gelombang 830 nm, kami menerapkan filter pada keenam kamera inframerah sehingga kamera tersebut hanya memancarkan dan menerima cahaya inframerah dengan panjang gelombang lebih besar dari 850 nm. Ini membantu mengurangi kebisingan dalam data video yang diperoleh untuk analisis pernapasan dan postur kepala. Di sisi lain, karena Kinect menggunakan pengkodean ringan, ia berhasil mengekstrak deskripsi kerangka tanpa filter kamera.

C. Kumpulan Data Simulasi

Kami telah membuat kumpulan data simulasi untuk evaluasi sistem yang diusulkan. Kami bertujuan untuk menutupi pernapasan normal, abnormal

pernapasan, dan berbagai postur tidur dan gerakan tubuh dalam kumpulan data ini.

Data dikumpulkan dari subjek yang masing-masing berbaring di tempat tidur secara alami di lingkungan seperti rumah dengan pencahayaan redup. Mereka diminta mempertahankan postur tubuh tertentu selama beberapa waktu sebelum mengubah postur tersebut. Selama periode ini, mereka akan mensimulasikan pernapasan abnormal beberapa kali. Di sini, kami hanya mempertimbangkan satu jenis pernapasan abnormal, yaitu hiperventilasi (yaitu pernapasan dengan frekuensi tinggi). Subyek juga secara acak memutar kepala mereka dan menghasilkan berbagai gerakan tubuh minor (misalnya, gerakan torso atau tungkai, rotasi tubuh). Oklusi sendiri oleh tungkai dan oklusi parsial oleh selimut tipis juga dimasukkan dalam kumpulan data. Data video 20 jam direkam secara total pada hari yang berbeda.

Standar referensi atau kebenaran dasar dihasilkan oleh satu pengamat manusia untuk memastikan definisi dan pelabelan yang konsisten.

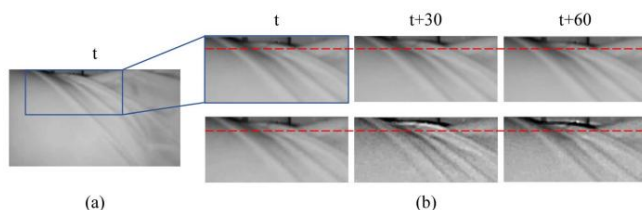
Secara khusus, pengamat menandai bingkai awal dan akhir dari episode pernapasan dan gerakan tubuh yang tidak normal.

Upaya bernapas yang berlangsung kurang dari 2,5 detik akan dianggap sebagai pernapasan abnormal. Pengamat juga menentukan di setiap bingkai kotak pembatas dan orientasi kepala subjek serta postur tubuh dan tungkai.

Dibandingkan dengan skenario dunia nyata, kumpulan data simulasi mungkin akan lebih menantang untuk sistem karena kejadian pernapasan abnormal dan perubahan postur tidur biasanya lebih jarang terjadi dalam status tidur sebenarnya daripada dalam simulasi kami. Selain itu, beberapa postur tubuh yang tidak biasa juga dimasukkan dalam kumpulan data simulasi, seperti tidur miring dengan lengan atau kaki lurus.

D. Perangkat Lunak Analisis Data

Semua data video yang dikumpulkan oleh perangkat keras ditransfer ke komputer pribadi melalui kabel, dan kemudian diproses oleh perangkat lunak analisis data. Perangkat lunak mengimplementasikan algoritme termodulasi untuk menganalisis pernapasan, postur kepala, dan postur tubuh menggunakan Visual Studio 2010 dan



Gambar 2. Pembesaran gerak sinyal pernapasan. (a) Bingkai asli dari data video pada waktu t . (b) Wilayah gambar yang diperbesar dengan persegi panjang biru. Bayangan pada baris pertama merupakan bingkai asli pada waktu t , $t + 30$, dan $t + 60$. Baris kedua merupakan hasil perbesaran yang bersesuaian. Dari garis putus-putus merah, kita dapat menemukan bahwa pernapasan halus diperbesar oleh algoritme.

OpenCV 2.4.5. Tantangan utama analisis pernapasan terletak pada kehalusan gerakan pernapasan, yang kami atasi dengan menerapkan perbesaran gerakan [26] dan pemilihan wilayah. Pelacakan kepala dilakukan dengan cara aliran optik [28], [29] dan pencocokan template. Postur tubuh dibagi menjadi postur torso, postur tungkai atas, dan postur tungkai bawah, yang diklasifikasikan oleh tiga mesin vektor pendukung (SVMs) [30] secara terpisah. Perangkat lunak ini juga memiliki antarmuka pengguna grafis yang menyajikan hasil analisis, termasuk bentuk gelombang yang menunjukkan ritme pernapasan, deteksi kejadian pernapasan dan gerakan tubuh yang tidak normal, dan prediksi orientasi wajah dan postur tubuh.

E. Analisis Pernapasan

Algoritme untuk analisis pernapasan mengklasifikasikan setiap frame data video ke dalam tiga kategori: pernapasan normal, pernapasan abnormal, dan gerakan tubuh, dan menampilkan daftar episode, masing-masing berisi frame berturut-turut maksimal dari kategori yang sama. Sebuah episode dianggap benar jika memiliki lebih dari 85% tumpang tindih dengan standar referensi, seperti yang setara dengan protokol evaluasi yang diadopsi oleh Wang *et al.* [14].

Algoritma ini terutama terdiri dari tiga bagian: pembesaran gerakan, pemilihan wilayah, dan estimasi intensitas. Tujuan pembesaran gerak adalah untuk mengungkapkan gerakan halus dada dan perut selama tidur. Kami menerapkan perbesaran video euler [26] untuk tujuan ini. Pertama, video input didekomposisi menjadi beberapa pita frekuensi spasial menggunakan piramid Laplacian [27]. Setiap pita kemudian melalui proses penyaringan temporal untuk mengekstraksi variasi temporal yang sesuai dengan gerakan pernapasan. Misalnya, kita dapat menggunakan filter temporal bandpass 0,17 hingga 0,33 Hz. Akhirnya, gerakan yang diekstraksi di setiap pita frekuensi spasial diperkuat dan ditambahkan kembali, dan video yang diperbesar diperoleh dengan rekonstruksi piramida Laplacian.

Contoh perbesaran gerak ditunjukkan pada Gambar. 2, di mana Gambar. 2 (a) menunjukkan bingkai asli, dan Gambar. 2 (b) menunjukkan wilayah yang diperbesar di mana pernapasan terjadi (ditandai dengan persegi panjang biru) pada langkah waktu yang berbeda. Baris pertama menampilkan data video asli, dan baris kedua menampilkan gambar yang dihasilkan setelah pembesaran gerakan. Kami melihat dengan jelas bahwa gerakan pernapasan yang halus diungkapkan oleh perbesaran gerakan.

Setelah perbesaran gerakan, piksel pada posisi gerakan cenderung memiliki tingkat keabuan yang sangat tinggi atau rendah, dan jumlah piksel ini dapat memperkirakan intensitas gerakan. Namun, jika kita menghitung jumlahnya

piksel di seluruh gambar, kita akan mendapatkan banyak noise. Jadi sebelum itu kita harus mencari daerah pergerakannya. Ini sulit untuk ditentukan sebelumnya, karena posisi tubuh dapat bervariasi. Kami mengusulkan algoritma pemilihan wilayah heuristik untuk secara adaptif menentukan wilayah pergerakan. Kami pertama-tama membagi setiap bingkai menjadi sembilan bidang persegi panjang yang sama. Kemudian dihitung kovarians dari nilai piksel pada masing-masing wilayah sebagai perkiraan seberapa sering terjadi pergerakan pada wilayah tersebut. Wilayah dengan kovarians tertinggi dianggap sebagai tempat pergerakan terjadi.

Setelah memilih wilayah pergerakan, sekarang kita dapat memperkirakan intensitas pergerakan dengan jumlah nilai piksel ekstrim di wilayah ini, dihitung sebagai

$$NR = \frac{I(P_i \cdot T_u) + I(P_i \cdot T_l)}{i \cdot R} \quad (1)$$

di mana i adalah piksel, R adalah wilayah, $I(\cdot)$ adalah fungsi indikator, P_i adalah nilai piksel, dan T_u dan T_l masing-masing adalah batas atas dan bawah. Kita dapat membuat estimasi lebih stabil melalui normalisasi

$$NF = \frac{I(P_i \cdot T_u) + I(P_i \cdot T_l)}{i \cdot F} \quad (2)$$

$$n = NR/NF \quad (3)$$

di mana F adalah seluruh frame, dan n adalah intensitas gerakan yang dinormalisasi.

Berdasarkan perkiraan intensitasnya, kita dapat mengklasifikasikan gerakan intensitas tinggi sebagai gerakan tubuh dan gerakan intensitas rendah sebagai gerakan pernapasan. Dinamika temporal intensitas gerakan pernapasan dapat divisualisasikan sebagai bentuk gelombang yang menunjukkan ritme pernapasan. Dari bentuk gelombang, kita dapat menghitung frekuensi pernapasan f , dan metode klasifikasi keseluruhan adalah

$$M = \begin{cases} MN, & n < T_n \text{ dan } f < f_u \\ MA, & n < T_n \text{ dan } (f < f_l \text{ atau } f > f_u) \\ MB, & n \geq T_n \end{cases} \quad (4)$$

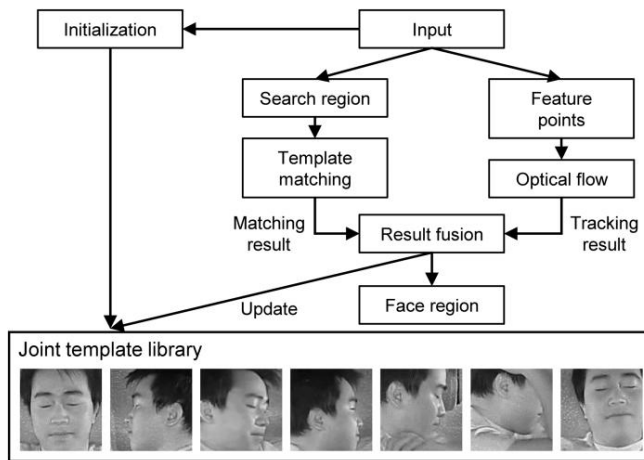
di mana MN , MA , dan MB masing-masing mewakili pernapasan normal, pernapasan abnormal, dan gerakan tubuh, T_n adalah ambang intensitas, dan f_u dan f_l masing-masing adalah ambang frekuensi pernapasan atas dan bawah.

F. Analisis Postur Kepala

Algoritme untuk analisis postur kepala melacak kepala subjek dan memperkirakan orientasi wajah subjek.

Secara khusus, algoritme menempatkan kepala subjek di setiap bingkai dengan memprediksi kotak pembatas wilayah kepala. Jika tumpang tindih antara kotak pembatas yang diprediksi dan kebenaran dasar lebih besar dari 50%, kami menentukan pelacakan kepala dalam bingkai ini menjadi benar. Keakuratan pelacakan akhir dihitung sebagai rasio jumlah bingkai yang dilacak dengan benar terhadap jumlah total bingkai video. Flowchart dari algoritma ditunjukkan pada Gambar. 3.

Algoritma pelacakan kepala menggunakan informasi gerak yang ditangkap oleh aliran optik [26], [27] untuk memprediksi posisi kepala pada frame berikutnya berdasarkan posisinya saat ini. Ini menghasilkan titik sampel yang terdistribusi secara merata di wilayah kepala saat ini.



Gambar 3. Algoritma analisis sinyal postur kepala. Pustaka templat bersama dibuat dengan menginisialisasi video masukan. Setelah itu algoritma pelacakan dijalankan pada video secara bergantian untuk merekam wilayah kepala. Terakhir, orientasi wajah diperkirakan dengan membandingkan kemiripan antara hasil pelacakan dan pustaka template.

Posisi titik-titik ini pada frame berikutnya dapat dihitung melalui aliran optik. Kemudian, kotak pembatas yang mencakup titik terbanyak pada bingkai berikutnya dipilih sebagai hasil pelacakan.

Untuk mencapai ketahanan yang lebih tinggi, kami menggabungkan pencocokan template dengan aliran optik. Kami menggunakan pendekatan sliding window untuk menemukan wilayah di frame berikutnya yang paling cocok dengan wilayah kepala di frame saat ini. Di sini, kami menghitung koefisien kesamaan dengan jarak Bhattacharyya

$$DB(p, q) = \ln \frac{p(x)q(x)}{x} \quad (5)$$

di mana p dan q adalah dua wilayah yang dicocokkan, dan x menunjukkan lokasi piksel. Jika wilayah yang diprediksi oleh aliran optik dan pencocokan templat cukup dekat (misalnya, persimpangan di atas serikat lebih besar dari ambang batas), kami menggabungkan dua wilayah untuk menghasilkan prediksi akhir.

Jika tidak, kami menggunakan hasil aliran optik karena mengandung lebih sedikit noise.

Untuk mengenali orientasi wajah, kami membuat pustaka template gabungan L

$$L = \begin{matrix} P_{11} \dots P_{15} \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ P_{51} \dots P_{55} \end{matrix} \quad (6)$$

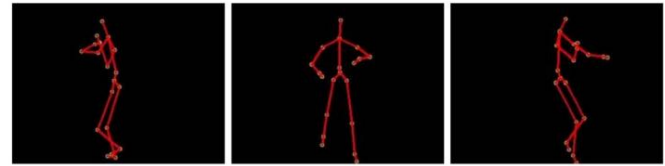
di mana P_{ij} menunjukkan templat yang disumbangkan oleh kamera j untuk orientasi i . Jika kita menunjukkan bingkai saat ini yang ditangkap oleh lima kamera sebagai $l = [l_1 \dots l_5]$, maka skor untuk wajah yang berada dalam orientasi i dapat dihitung sebagai

$$S(l, Li) = \sum_{j=1}^5 DB(l_j, T_j) \quad (7)$$

Orientasi yang memiliki skor pencocokan tertinggi adalah hasil pengenalan.

G. Analisis Postur Tubuh

Algoritma untuk analisis postur tubuh mengklasifikasikan data kerangka berdasarkan postur tubuh, ekstremitas atas,



Gambar 4. Data kerangka subjek. Node kerangka digambar pada gambar untuk menunjukkan keseluruhan struktur. Dan posisi node tersebut berasal dari aliran data Kinect.

dan ekstremitas bawah. Secara khusus, postur tubuh dikelompokkan menjadi tiga kategori: berbaring telentang, berbaring miring ke kiri, dan berbaring miring ke kanan. Postur tungkai dikenali sebagai bengkok atau lurus. Jika digabungkan, strategi ini dapat mendeteksi hingga total 12 postur tubuh.

Beberapa contoh data kerangka yang diperoleh dari Kinect ditunjukkan pada Gambar 4, masing-masing diwakili oleh koordinat 20 simpul kerangka. Salah satu batasan Kinect adalah kadang-kadang menghasilkan getaran yang tidak wajar pada anggota tubuh. Untuk mengatasi masalah ini, kami menerapkan filter rata-rata rekursif tertimbang

$$x(t) = \frac{1}{n} \sum_{j=t-n}^{t-1} w_j \cdot x(t-j) \quad (8)$$

Setelah memfilter kebisingan, kami menggunakan tiga SVM [30] untuk mengklasifikasikan postur tubuh, postur tungkai atas, dan postur tungkai bawah secara individual. SVM pertama-tama memproyeksikan poin data ke dalam ruang fitur dengan fungsi kernel, dan kemudian melakukan klasifikasi linier di ruang fitur. Rumusan matematis tipikal adalah untuk memecahkan masalah optimisasi cembung berikut:

$$\min_{w,b,\gamma} \frac{1}{2} w^T w + C \sum_{i=1}^n \max(0, \gamma_i) \quad (9)$$

$$\text{st } y_i(w^T \tilde{y}(x_i) + b) \geq 1 - \gamma_i, \quad \gamma_i \geq 0 \quad (10)$$

di mana x_i adalah titik data, y_i adalah label, $\tilde{y}(\cdot)$ adalah fungsi kernel, dan C adalah koefisien penalti. Umum $\tilde{y}(x_j) = x^T x_j$, fungsi kernel termasuk kernel linier: $\tilde{y}(x_i)$ dan kernel radial basis function (RBF): $\tilde{y}(x_i) = \exp(-\gamma \|x_i - x_j\|^2)$, $\gamma = 1/(2\sigma^2)$. Kami mengekstrak 20 frame setiap 10 petak pada data.

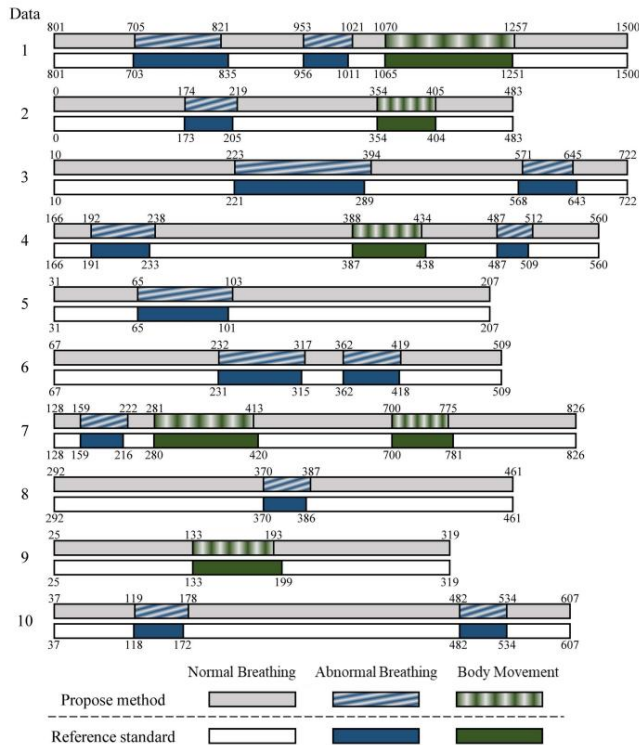
video kerangka untuk menghindari duplikasi frame. Kami juga secara manual menghapus frame di mana subjek mengubah postur tubuh. Kami kemudian membagi frame yang tersisa secara merata menjadi set pelatihan dan pengujian. Kami menggunakan LIBSVM [34] untuk melakukan pelatihan dan pengujian.

Untuk memilih kernel dan hyperparameter, kami mengekstrak frame dari video subjek tunggal untuk membentuk subset data. Kami kemudian membaginya menjadi subset pelatihan dan subset pengujian, dengan subset pelatihan berisi 60% data dan subset pengujian berisi sisanya. Kami melakukan pencarian kisi dengan validasi silang lima kali lipat pada subset pelatihan, dan melaporkan kinerja generalisasi pada subset pengujian. Secara khusus, untuk kernel RBF, kami mencoba (C, γ) berpasangan dengan $C = 2\gamma^5, 2\gamma^3, \dots, 215$ dan $\gamma = 2\gamma^{15}, 2\gamma^{13}, \dots, 23$. Untuk kernel linier, kami hanya menggunakan nilai C di atas.

IV. HASIL

A. Analisis Pernapasan

Gambar 5 menunjukkan hasil kualitatif dari sepuluh klip video yang dipilih dari kumpulan data. Untuk setiap klip, baris pertama menampilkan



Gambar 5. Hasil Eksperimen Analisis Pernapasan Pada Sepuluh Video Klip, Dipisahkan Dalam Sepuluh Kelompok Pada setiap kelompok, baris pertama merupakan hasil dari metode yang diusulkan dan baris kedua merupakan standar acuan. Pernapasan normal, pernapasan abnormal, dan gerakan tubuh ditampilkan dalam berbagai warna dan tekstur.

TABEL I
HASIL EKSPERIMENTAL ANALISIS PERNAPASAN

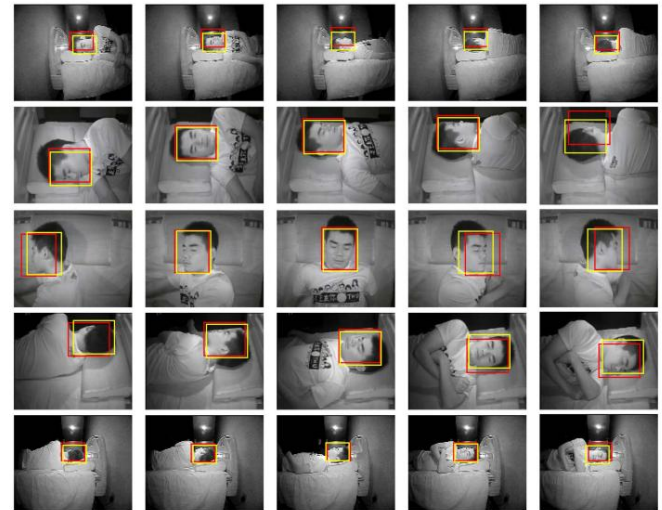
	Normal breathing	Abnormal breathing	Body movement
Normal breathing	97.6%	2.1%	0.3%
Abnormal breathing	1.1%	93.3%	5.6%
Body movement	1%	2%	97%

TABEL II
HASIL EKSPERIMENTAL ANALISIS PERNAPASAN

Camera Position	Stomach	Side	Back
Recognition Accuracy	93.1%	95.2%	92.6%

hasil dari algoritme yang diusulkan dan baris kedua menunjukkan hasil standar referensi, dan episode pernapasan normal, pernapasan abnormal, dan gerakan tubuh ditandai dengan warna dan tekstur yang sesuai.

Tabel I merangkum hasil klasifikasi dalam bentuk a matriks kebingungan. Baris pertama dari matriks berarti bahwa dari semua episode yang diberi label sebagai pernapasan normal, 97,6% dikenali dengan benar, 2,1% disalahartikan sebagai pernapasan abnormal, dan sisanya 0,3% untuk gerakan tubuh. Dua baris lainnya dapat ditafsirkan serupa. Rata-rata diagonal dari matriks kebingungan adalah 96%, yang menunjukkan bahwa algoritma yang diusulkan dapat mengenali pernapasan normal, pernapasan abnormal, dan gerakan tubuh secara akurat dalam kumpulan data simulasi.



Gambar 6. Contoh hasil head tracking. Baris mewakili hasil dari kamera yang sama dalam bingkai yang berbeda, dan kolom mewakili hasil dari kamera yang berbeda pada waktu yang sama. Data berlabel ditampilkan dalam kotak kuning, dan hasil pelacakan ditampilkan dalam kotak merah.

TABEL III
HASIL EKSPERIMENTAL ANALISIS POSTUR KEPALA

Camera	1	2	3	4	5
Head Tracking	81.5%	89.1%	93.7%	88.9%	84.8%
Face orientation estimation	79.8%	85.2%	89.5%	85.5%	82.3%



Gambar 7 Eksperimen Pengenalan Postur Tubuh Postur tubuh dan postur tungkai ditunjukkan pada gambar.

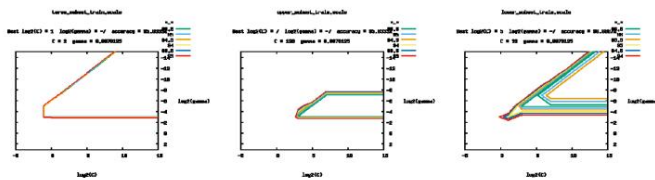
Tabel II menunjukkan akurasi klasifikasi saat kamera infra merah menghadap ke perut, samping, dan belakang subjek. Hasil ini diperoleh dari video satu subjek saja.

B. Analisis Postur Kepala

Gambar 6 menunjukkan hasil pelacakan kepala kualitatif. Baris mewakili hasil dari kamera yang sama dalam bingkai yang berbeda, dan kolom mewakili hasil dari kamera yang berbeda pada waktu yang sama. Kotak pembatas yang diprediksi dan kebenaran dasar masing-masing ditandai dengan warna merah dan kuning. Tabel III menunjukkan keakuratan pelacakan kepala dan estimasi orientasi wajah untuk masing-masing kamera. Algoritme yang diusulkan mencapai akurasi rata-rata masing-masing 87,6% dan 84,5%, dalam pelacakan kepala dan estimasi orientasi wajah, menunjukkan kepraktisan pada kumpulan data yang menantang.

C. Analisis Postur Tubuh

Gambar 7 menunjukkan tiga contoh hasil analisis postur tubuh. Gambar 8 menunjukkan plot kontur akurasi validasi silang



Gambar 8. Plot kontur akurasi validasi silang pada batang tubuh (kiri), tungkai atas (tengah), dan subset latihan tungkai bawah (kanan).

TABEL IV

(A) HYPERPARAMETER OPTIMAL UNTUK LINEAR KERNEL.

(B) HYPERPARAMETER OPTIMAL UNTUK RBF KERNEL

(A)				
	C	Training accuracy \pm Standard deviation	Testing accuracy \pm Standard deviation	
Torso	0.03125	94.58% \pm 2.67%	92.50% \pm 5.83%	
Upper limb	0.03125	73.33% \pm 2.81%	69.58% \pm 5.63%	
Lower limb	0.03125	91.33% \pm 2.08%	84.57% \pm 5.45%	

(B)				
	C	γ	Training accuracy \pm Standard deviation	Testing accuracy \pm Standard deviation
Torso	2	0.0078125	94.17% \pm 2.76%	92.50% \pm 5.83%
Upper limb	128	0.0078125	97.08% \pm 2.67%	90.00% \pm 6.24%
Lower limb	32	0.0078125	98.00% \pm 1.25%	94.78% \pm 3.53%

pada subset data pelatihan, menggunakan kernel RBF.

Hyperparameter terbaik untuk kernel linier dan RBF ditunjukkan pada Tabel IV. Kami juga melaporkan rata-rata dan standar deviasi akurasi pelatihan dan pengujian selama sepuluh pembagian acak dari subset pelatihan dan pengujian. Tabel V menunjukkan hasil eksperimen kuantitatif dari [Tabel V(A)] pengenalan postur tubuh dan [Tabel V(B)] pengenalan postur tungkai atas dan bawah menggunakan kernel RBF pada seluruh kumpulan data.

V. PEMBAHASAN DAN KESIMPULAN

Dibandingkan dengan PSG tradisional dan teknik pemantauan pernapasan lainnya, sistem kami memiliki keunggulan kesederhanaan, stabilitas, dan kompatibilitas. Hal ini dapat diandalkan untuk mendeteksi episode pernapasan abnormal hanya dengan satu kamera inframerah siap pakai, yang menghilangkan kebutuhan untuk merancang sensor khusus dan menargetkannya dengan benar di lokasi yang sesuai pada tubuh subjek. Desain yang sederhana dan efektif ini menghasilkan fungsi sistem yang stabil dan tepat. Karena tidak ada kontak fisik antara sensor dan subjek yang diperlukan dan tidak ada asumsi penargetan yang tepat, sistem ini kuat terhadap gerakan bawah sadar subjek selama tidur, dan dapat diterapkan di lingkungan rumah biasa. Selain itu, subjek dapat tidur dengan nyaman dan alami tanpa gangguan dari sistem pemantauan berkat cara pengoperasiannya yang senyap dan tanpa kontak. Dengan mengungkap gerakan pernapasan halus dan memperkirakan frekuensi pernapasan, sistem kami

TABEL V

(A) HASIL EKSPERIMENTAL PENGENALAN POSTUR TORSO .
(B) HASIL EKSPERIMENTAL PENGENALAN POSTUR LIMB

(A)			
Torso posture	Lying on back	Lying on left side	Lying on right side
Recognition accuracy	97.1%	96.9%	95.7%

(B)				
	Upper limb bend	Upper limb straight	Lower limb bend	Lower limb straight
Lying on back	94.7%	95.5%	93.1%	95.2%
Lying on left side	93.7%	90.3%	93.8%	85.1%
Lying on right side	95.0%	89.1%	92.2%	83.6%

mencapai akurasi 93,3% dalam mengenali peristiwa hiperventilasi pada set data simulasi, seperti yang ditunjukkan pada Tabel I. Fungsionalitas ini akan menjadi nontrivial untuk menerapkan metode pemantauan pernapasan berbasis penglihatan sebelumnya. Selain mencapai akurasi yang tinggi, metode yang diusulkan juga menunjukkan ketahanan. Kita dapat melihat dari Gambar. 5 bahwa pengenalan peristiwa hiperventilasi kuat untuk gerakan tubuh, yaitu peristiwa hiperventilasi sebelum dan sesudah gerakan tubuh keduanya dapat dikenali. Selain itu, sedikit oklusi tidak mengganggu pengenalan bahwa algoritme bekerja saat subjek ditutupi oleh selimut tipis. Kami juga menemukan dari Tabel II bahwa akurasi pengenalan paling tinggi saat kamera menghadap sisi subjek. Pasalnya, dalam situasi ini, fluktuasi dada dan perut terlihat paling jelas di video.

Untuk menggabungkan analisis postur dengan pemantauan pernapasan, kami telah menjelajahi kemungkinan menggunakan kamera infra merah dan sensor gerak Kinect alih-alih mengikuti praktik umum yang bergantung pada seprai peka tekanan yang mahal. Kamera peluru dan kamera kubah biasanya dijual masing-masing seharga US\$15 dan US\$12, dan sensor Kinect harganya sekitar US\$50, jadi harga totalnya sekitar US\$125. Sebagai perbandingan, Sensor Pernafasan XeThru X4M200 komersial dijual dengan harga US \$249, yang hampir dua kali lipat dari total biaya perangkat yang kami gunakan. Tidak hanya perangkat berbasis visi ini hemat biaya, tetapi juga terintegrasi dengan baik ke dalam sistem karena tidak memerlukan pemrosesan pengukuran modalitas yang berbeda. Selain itu, sensor Kinect yang sadar kedalaman sebagian mengatasi kesulitan oklusi sendiri yang merupakan tipikal metode berbasis tekanan. Dari Gambar 7, dapat dilihat bahwa self-occlusion cukup umum terjadi, terutama ketika subjek berbaring miring. Misalnya, subjek mungkin menyilangkan lengan atau kakinya. Bahkan dalam kasus ini, algoritme kami masih dapat mengenali postur tubuh dengan benar. Selain mengadopsi perangkat berbasis penglihatan, kami juga secara inovatif menentukan postur tubuh melalui postur tubuh dan tungkai. Dalam kombinasi, kami dapat mendeteksi hingga 12 postur tubuh yang berbeda, seperti yang tercantum dalam Tabel III, yang hampir menggandakan jumlahnya pada pendekatan sebelumnya. Bersama dengan modu



Gambar 9. Kasus kegagalan umum dari pengenalan postur. Torso berbaring di sisi kiri dikenali sebagai berbaring telentang (kiri). Tekukan ekstremitas atas dikenali sebagai lurus (tengah). Tekukan ekstremitas bawah dikenali sebagai lurus (kanan).

menawarkan informasi diagnostik komprehensif yang membantu deteksi dini dan pengobatan gangguan tidur.

Kami melihat bahwa akurasi pengenalan postur tubuh sedikit lebih tinggi saat subjek tidur telentang. Ini mungkin terkait dengan pengukuran Kinect yang lebih ribut saat subjek tidur menyamping. Alasan lain mungkin ketika subjek tidur miring, beberapa postur tidak umum atau alami (misalnya, tungkai bawah lurus). Postur ini mungkin belum sepenuhnya dilatih, menimbulkan kesulitan bagi sistem untuk mengenalinya.

Gambar 9 menunjukkan kasus kegagalan umum dari pengenalan postur. Pada Gambar 9 (kiri), posisi tubuh berbaring miring ke kiri dikenali sebagai berbaring telentang. Ini merupakan postur yang sangat tidak biasa dengan kedua tangan dan kaki terentang saat tidur miring. Juga, jika kita mengabaikan lengan kanan, postur ini memang menyerupai berbaring telentang. Pada Gambar 9 (tengah), postur tungkai atas dianggap lurus sedangkan salah satu lengan sebenarnya ditekuk. Meskipun kasus ini didefinisikan sebagai tikungan ekstremitas atas, metode kami terkadang mengalami kesulitan. Kesulitan ini mungkin dapat diatasi dengan menentukan postur masing-masing lengan dan kaki secara terpisah, yang memberikan informasi lebih rinci dengan mengorbankan kompleksitas pelatihan yang lebih besar. Gambar 9 (kanan) menunjukkan kasus kegagalan pengenalan postur tungkai bawah: dikenali sebagai lurus tetapi harus ditekuk. Hal ini disebabkan oleh hilangnya informasi kenampakan pada deskripsi kerangka.

Salah satu batasan makalah ini terletak pada kumpulan data simulasi. Misalnya, laju pernapasan akan lebih rendah selama tidur aktual daripada simulasi, jadi beberapa ambang batas algoritme mungkin harus diubah. Juga, kelainan pernapasan yang nyata akan memiliki karakteristik yang kompleks, membutuhkan algoritma deteksi yang lebih canggih. Kami berencana untuk menyelidiki kemampuan sistem untuk mendeteksi gangguan tidur pada data pasien yang sebenarnya di masa mendatang melalui kerja sama ekstensif dengan rumah sakit.

Sistem juga akan gagal jika subjek tertutup sepenuhnya oleh selimut tebal. Dalam kondisi seperti itu, gerakan pernapasan akan terlalu halus untuk diekstraksi oleh algoritme. Juga sensor Kinect tidak dapat memperoleh data kerangka yang valid. Namun, dalam penggunaan praktis, sering kali pengguna merentangkan lengan atau kaki keluar dari selimut, sehingga di masa mendatang, kami berencana untuk menyimpulkan postur tubuh dalam kondisi seperti itu melalui analisis gabungan data kerangka parsial dan hasil pelacakan kepala. Ini juga merupakan integrasi yang lebih dalam dari ketiga komponen tersebut.

Masalah penting lainnya dalam aplikasi praktis adalah privasi. Kami berupaya melindungi privasi pengguna di setiap tahap pemrosesan.

- 1) Pertama, kami mencoba mendapatkan informasi privasi sesedikit mungkin dengan mengumpulkan video inframerah pada malam hari dalam resolusi yang relatif rendah.

- 2) Kedua, kami menggunakan kabel yang terhubung daripada kamera jaringan untuk mencegah kebocoran privasi melalui transmisi data.
- 3) Ketiga, setelah melakukan analisis data, kita dapat memburamkan video sebelum menyimpannya ke hard disk di terminal analisis, yang terputus dari Internet.
- 4) Keempat, kita dapat mengenkripsi data yang disimpan, sehingga hanya mereka yang telah diberikan kata sandi yang dapat mengaksesnya.

REFERENSI

- [1] RB Berry *et al.*, "Aturan untuk menilai kejadian pernapasan saat tidur: Pembaruan manual AASM 2007 untuk penilaian tidur dan kejadian terkait: Musyawarah gugus tugas definisi sleep apnea dari American Academy of Sleep Medicine," *J. Clin. Obat Tidur.*, vol. 8, tidak. 5, hlm. 597–619, Oktober 2012.
- [2] WW Flemons *et al.*, "Diagnosis sleep apnea di rumah: Tinjauan sistematik literatur: Tinjauan bukti yang disponsori bersama oleh American Academy of Sleep Medicine, American College of Chest Physicians, dan American Thoracic Society," *DADA J.*, vol. 124, tidak. 4, hlm. 1543–1579, Oktober 2003.
- [3] GJ Gibson, "Sindrom apnea tidur obstruktif: Diremehkan dan diremehkan," *Brit. Kedokteran Banteng*, vol. 72, tidak. 1, hlm. 49–64, Maret 2005.
- [4] JL Hossain dan CM Shapiro, "Prevalensi, implikasi biaya, dan pengelolaan gangguan tidur: Tinjauan umum," *Sleep Breathing*, vol. 6, tidak. 2, hlm. 85–102, Juni 2002.
- [5] CA Kushida *et al.*, "Parameter praktik untuk indikasi polisomnografi dan prosedur terkait: Pembaruan untuk 2005," *Sleep*, vol. 28, tidak. 4, hlm. 499–521, April 2005.
- [6] D.-W. Chang *et al.*, "Desain dan implementasi sistem polisomnografi termodulasi," *IEEE Trans. Instrumen. Meas.*, vol. 61, tidak. 7, hlm. 1933–1944, Juli 2012.
- [7] P. Dupuis dan C. Eugène, "Deteksi gabungan gangguan irama pernapasan dan jantung dengan pengukuran tekanan manset diferensial beresolusi tinggi," *IEEE Trans. Instrumen. Meas.*, vol. 49, tidak. 3, hlm. 498–502, Juni 2000.
- [8] B. Venema *et al.*, "Mengevaluasi oksimetri nadi in-ear yang inovatif untuk pemantauan kardiovaskular dan paru yang tidak mencolok selama tidur," *IEEE J. Transl. Eng. Kedokteran Kesehatan*, vol. 1 Agustus 2013, Seni. tidak. 2700208, doi: [10.1109/JTEHM.2013.2277870](https://doi.org/10.1109/JTEHM.2013.2277870).
- [9] AK Ng, KY Wong, CH Tan, dan TS Koh, "Analisis bispektral sinyal mendengkur untuk deteksi apnea tidur obstruktif," dalam *Proc. Tahun ke-29 IEEE. Int. Konf. Eng. Kedokteran Biol. Soc.*, Agustus 2007, hlm. 6195–6198.
- [10] C. Li dan J. Lin, "Pembatalan gerakan tubuh acak dalam deteksi tanda vital radar Doppler," *IEEE Trans. mikrow. Teknologi Teori*, vol. 56, tidak. 12, hlm. 3143–3152, Desember 2008.
- [11] F. Lin *et al.*, "SleepSense: Sistem pemantauan tidur tanpa kontak dan hemat biaya," *IEEE Trans. Bioma. Sistem Sirkuit*, vol. 11, tidak. 1, hlm. 189–202, Februari 2017.
- [12] JCY Lai *et al.*, "Penginderaan nirkabel parameter pernapasan manusia oleh radar radio impuls ultrawideband berdaya rendah," *IEEE Trans. Instrumen. Meas.*, vol. 60, tidak. 3, hlm. 928–938, Maret 2010.
- [13] A. Javed, Y.-C. Kim, MCK Khoo, SLD Ward, dan KS Nayak, "Visualisasi MR 3-D dinamis dan deteksi obstruksi saluran napas bagian atas selama tidur menggunakan segmentasi pertumbuhan wilayah," *IEEE Trans. Bioma. Eng.*, vol. 63, tidak. 2, hlm. 431–437, Februari 2016.
- [14] C.-W. Wang, A. Hunter, N. Gravill, dan S. Matusiewicz, "Pemantauan video yang tidak dibatasi dari perilaku pernapasan dan aplikasi untuk diagnosis sleep apnea," *IEEE Trans. Bioma. Eng.*, vol. 61, tidak. 2, hlm. 396–404, Februari 2014.
- [15] A. Oksenberg dan DS Silverberg, "Pengaruh postur tubuh pada gangguan pernapasan terkait tidur: Fakta dan implikasi terapeutik," *Tidur Medis. Pdt.*, vol. 2, tidak. 3, hlm. 139–162, Agustus 1998.
- [16] RD McEvoy, DJ Sharp, dan AT Thornton, "Efek postur pada apnea tidur obstruktif," *Amer. Pendeta Pernafasan. Penyakit*, vol. 133, tidak. 4, hlm. 662–666, April 1986.
- [17] B. Solow, S. Skov, J. Ovesen, PW Norup, dan G. Wildschjødzt, "Dimensi jalan napas dan postur kepala pada apnea tidur obstruktif," *Eur. J. Orthod.*, vol. 18, tidak. 1, hlm. 571–579, Februari 1996.
- [18] T. Muto, S. Takeda, M. Kanazawa, A. Yamazaki, Y. Fujiwara, dan I. Mizoguchi, "Pengaruh postur kepala pada ruang jalan udara faring (PAS)," *Int. J. Oral Maxillofacial Surg.*, vol. 31, tidak. 6, hlm. 579–583, Desember 2002.

- [19] B. Solow, J. Ovesen, PW Nielsen, G. Wildschjødtz, dan A. Tallgren, "Postur kepala pada apnea tidur obstruktif," *Eur. J. Ortodontik*, vol. 15, tidak. 2, hlm. 107–114, April 1993.
- [20] MM Özbek, K. Miyamoto, AA Lowe, dan JA Fleetham, "Postur kepala alami, morfologi jalan napas bagian atas, dan keparahan apnea tidur obstruktif pada orang dewasa," *Eur. J. Ortodontik*, vol. 20, tidak. 2, hlm. 133–143, April 1998.
- [21] A. Sadeh, PJ Hauri, DF Kripke, dan P. Lavie, "Peran aktigrafi dalam evaluasi gangguan tidur," *Tidur*, vol. 18, tidak. 4, hlm. 288–302, Mei 1995.
- [22] MH Jones, R. Goubran, dan F. Knoefel, "Mengidentifikasi waktu permulaan gerakan untuk rangkaian sensor tekanan berbasis tempat tidur," dalam *Proc. IEEE Int. Bengkel Kedokteran. Meas. Appl.*, April 2006, hlm. 111–114.
- [23] W.-H. Liao dan C.-M. Yang, "Analisis pola gerakan dan aktivitas berbasis video dalam studi tidur semalaman," dalam *Proc. IEEE 19 Int. Konf. Pengenalan Pola.*, Desember 2008, hlm. 1–4.
- [24] Y. Kishimoto, A. Akahori, dan K. Oguri, "Estimasi posisi tidur untuk M-Health dengan akselerometer tri-sumbu yang dapat dipakai," dalam *Proc. IEEE/EMBS 3rd Int. Kedokteran Sekolah Musim Panas. Devices Biosensors*, Sep. 2006, hlm. 45–48.
- [25] JJ Liu *et al.*, "Desain sprei peka tekanan yang padat untuk pemantauan postur tidur yang tidak mencolok," dalam *Proc. IEEE Int. Konf. Komputasi Pervasif. Komun.*, Maret 2013, hlm. 207–215.
- [26] H.-Y. Wu, M. Rubinstein, E. Shih, J. Guttg, F. Durand, dan W. Freeman, "Pembesaran video Euler untuk mengungkapkan perubahan halus di dunia," *ACM Trans. Grafik*, vol. 31, tidak. 4 Juli 2012, Seni. tidak. 65.
- [27] PJ Burt dan EH Adelson, "Piramida Laplacian sebagai kode gambar yang ringkas," *IEEE Trans. Komun.*, vol. 31, tidak. 4, hlm. 532–540, April 1983.
- [28] JJ Gibson, *Persepsi Dunia Visual*. Oxford, Inggris: Houghton Mifflin, 1950.
- [29] BD Lucas dan T. Kanade, "Teknik pendaftaran gambar berulang dengan aplikasi untuk penglihatan stereo," dalam *Proc. 7th Int. Konferensi Bersama Artificial Intell.*, 1981, hlm. 674–679.
- [30] V. Vapnik, *Teori Pembelajaran Statistik*. New York, NY, AS: Wiley, 1998.
- [31] G. Wang *et al.*, "Penerapan radar gelombang kontinu termodulasi frekuensi linier (LFMCW) untuk melacak tanda-tanda vital," *IEEE Trans. mikrow. Teknologi Teori*, vol. 62, tidak. 6, hlm. 1387–1399, Juni 2014.
- [32] IV Mikhelson, S. Bakhtiar, TW Elmer, II, dan AV Sahakian, "Penginderaan jarak jauh terhadap detak jantung dan pola pernapasan pada subjek yang tidak bergerak menggunakan interferometri gelombang milimeter 94 GHz," *IEEE Trans. Bioma. Eng.*, vol. 58, tidak. 6, hlm. 1671–1677, Juni 2011.
- [33] J. Boudarham *et al.*, "Pengukuran kapasitas vital optoelektronik untuk penyakit restriktif," *Respirat. Peduli*, vol. 58, tidak. 4, hlm. 633–638, April 2013.
- [34] C.-C. Chang dan C.-J. Lin, "LIBSVM: Pustaka untuk mesin vektor dukungan," *ACM Trans. Intell. Sistem. Technol.*, vol. 2, tidak. 3, hlm. 27:1–27:27, 2011.



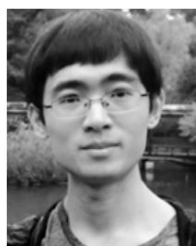
Xiangyu Wang menerima gelar BS dalam otomasi dari Universitas Teknologi Hebei, Tianjin, Tiongkok, pada 2012, dan gelar MS dari Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, Tiongkok, pada 2015.

Minat penelitiannya saat ini termasuk komputer visi, pembelajaran mesin, dan aplikasinya.



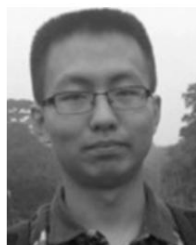
Ying Fang menerima gelar BS dari Departemen Otomasi, Universitas Xi'an Jiaotong, Xi'an, China, pada tahun 2014. Saat ini ia sedang mengejar gelar Ph.D. gelar dengan Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, Cina.

Minat penelitiannya saat ini meliputi inferensi dalam model grafis probabilistik, komputasi yang diilhami otak, dan ilmu saraf komputasi.



Yu Liu menerima gelar BS dalam otomasi dari Ocean University of China, Qingdao, China, pada tahun 2012, dan gelar MS dari Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, China, pada tahun 2015.

Minat penelitiannya saat ini meliputi visi komputer, pembelajaran mendalam, dan khususnya pembelajaran mesin multimodal.



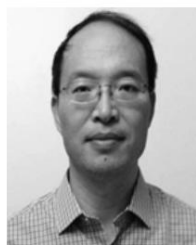
Zhaofei Yu menerima gelar BS dari Sekolah Kehormatan Hong Shen, Sekolah Tinggi Teknik Optoelektronik, Universitas Chongqing, Chongqing, China, pada tahun 2012. Saat ini ia sedang mengejar gelar Ph.D. gelar dari Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, Cina.

Minat penelitiannya saat ini meliputi inferensi dalam model grafis probabilistik, komputasi yang diilhami otak, dan ilmu saraf komputasi.



Fei Deng menerima gelar sarjana dalam otomasi dari Universitas Tsinghua, Beijing, China, pada tahun 2015, di mana dia saat ini sedang mengejar gelar master dalam sains dan teknik kontrol.

Minat penelitiannya saat ini meliputi visi komputer, pembelajaran mendalam, pembelajaran penguatan, dan komputasi yang diilhami otak.



Jing Liu menerima gelar BE dalam rekayasa dan kontrol tenaga, gelar BS dalam fisika, dan Ph.D. gelar dalam ilmu termal dari Universitas Tsinghua, Beijing, Cina, masing-masing pada tahun 1992 dan 1996.

Dia saat ini adalah seorang Profesor di Departemen Teknik Biomedis, Institut Teknik Fisika dan Kimia, Akademi Ilmu Pengetahuan Cina, Universitas Tsinghua. Minat penelitiannya saat ini meliputi energi mikro, teknologi kesehatan seluler, manajemen termal, bioheat dan transfer massa, dan mikro-/nanofluida.



Jianwu Dong menerima gelar BS dalam otomasi dari Central South University, Changsha, China, pada tahun 2010, dan Ph.D. gelar dari Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, Cina, pada tahun 2015.

Minat penelitiannya saat ini meliputi inferensi dalam model grafis probabilistik, pembelajaran mesin, dan penerapannya.



Feng Chen (M'06) menerima gelar BS dan MS dalam otomasi dari Universitas Politeknik Saint-Petersburg, Saint Petersburg, Rusia, masing-masing pada tahun 1994 dan 1996, dan Ph.D. gelar dari Departemen Otomasi, Universitas Tsinghua, Beijing, China, pada tahun 2000.

Dia saat ini adalah seorang Profesor di Universitas Tsinghua. Minat penelitiannya saat ini meliputi visi komputer, komputasi yang diilhami otak, dan inferensi dalam model grafis.