

Deteksi Apnea Tidur Bayi Non-kontak

Gihan Jayatilaka*, Harshana Weligampola*, Suren Sriitharan*, Pankayraj Pathmanathan, Roshan Ragel, Isuru Nawinne Jurusan Teknik Komputer Fakultas Teknik
Universitas Peradeniya, Sri Lanka { gihanjayatilaka,harshana.w,suren.sri }
@ eng.pdn. ac.lk , {e14237,roshanr,isurun } @ce.pdn.ac.lk

Abstrak—Sleep apnea adalah gangguan pernapasan dimana seseorang berulang kali berhenti bernapas saat tidur. Deteksi dini sangat penting bagi bayi karena dapat membawa kesulitan jangka panjang. Mekanisme deteksi akurat yang ada (oksimetri nadi) adalah pengukuran kontak kulit. Mekanisme non-kontak yang ada (akustik, pemrosesan video) tidak cukup akurat. Makalah ini menyajikan algoritma baru untuk mendeteksi sleep apnea dengan pemrosesan video. Solusinya adalah non-kontak, akurat, dan cukup ringan untuk dijalankan di komputer papan tunggal. Makalah ini membahas keakuratan algoritme pada data nyata, keunggulan algoritme baru, keterbatasannya, dan saran perbaikan di masa mendatang.

1

Istilah Indeks—apnea tidur, pemrosesan video, biomedis rekayasa kal, pengenalan pola

I. PENDAHULUAN

A. Apnea Tidur

Sleep Apnea [1, 2] adalah gangguan tidur yang disebabkan oleh gangguan pernapasan saat tidur. Seseorang yang terkena mungkin berhenti bernapas untuk waktu yang singkat. Kejadian berulang akan mengakibatkan kandungan oksigen darah rendah yang dapat menyebabkan komplikasi lainnya. Ini dapat mempengaruhi orang-orang dari segala usia, tetapi bayi dengan kondisi ini dapat memiliki efek samping yang serius. Jika tidak diobati, itu bisa berdampak buruk jangka panjang pada bayi. Jadi deteksi dini sangat penting.

Ada dua bentuk Apnea Tidur - apnea tidur obstruktif (OSA) dan apnea tidur sentral. Apnea tidur obstruktif terjadi karena gangguan fisik pada saluran hidung. Apnea tidur sentral terjadi karena gangguan neurologis.

B. Kelompok risiko

Kelompok risiko umum [1] dari kondisi sleep apnea adalah orang yang kelebihan berat badan, pria dengan leher panjang, orang dengan kelainan pada leher. Down Syndrome memiliki korelasi dengan sleep apnea pada orang dewasa dan anak-anak.

Anak-anak dengan amandel besar juga merupakan kelompok risiko [1].

Bayi prematur memiliki risiko sleep apnea yang lebih tinggi dan oleh karena itu makalah ini mengusulkan solusi untuk kelompok risiko tersebut.

C. Efek

Fluktuasi kadar oksigen dalam darah, peningkatan detak jantung, peningkatan tekanan darah dan peningkatan risiko stroke adalah efek dari sleep apnea. Perubahan suasana hati dan gangguan konsentrasi dapat diamati pada korban sleep apnea.

Ketika sleep apnea terjadi pada bayi [3], efek ini (terutama penurunan kadar oksigen dalam darah) dapat membahayakan pertumbuhan otak yang menyebabkan efek jangka panjang.

II. SOLUSI YANG TERSEDIA

A. Pulse oksimetri

Pulse oximetry [4] adalah teknik untuk mengukur konsentrasi oksigen darah. Jika seorang anak menderita OSA, kadar oksigen darahnya turun secara tiba-tiba. Kadang-kadang penurunan kadar oksigen dalam darah bisa disebabkan oleh beberapa masalah lain juga. Tapi tetap saja, karena masalah terbesar OSA adalah berkurangnya suplai oksigen ke otak, oksimeter denyut cukup baik sebagai teknik deteksi OSA.

Pulse oximeters harus dihubungkan ke kulit dengan vena di bawahnya ada. Biasanya, mereka terhubung ke jari pada orang dewasa. Tapi untuk bayi, mereka terhubung ke daun telinga.

B. Akustik

Teknik akustik [5] yang digunakan untuk mendeteksi OSA terdiri dari mikrofon dan pemrosesan suara. Mikrofon mencoba merasakan suara napas bayi. Sinyal suara ini kemudian diproses untuk mengidentifikasi anomali dalam pola tersebut.

Kerugian dari teknik ini adalah bahwa suara pernapasan berkekuatan rendah dan oleh karena itu kebisingan di latar belakang dapat membuat analisis suara pernapasan menjadi sangat sulit.

C. Pemrosesan Video

Kelayakan penggunaan analisis video untuk mendeteksi sleep apnea telah dibuktikan melalui analisis manual [6]. Pekerjaan selanjutnya mencoba mengotomatiskan analisis ini.

• Analisis deret waktu piksel individual [7]

Pendekatannya adalah menemukan laju pernapasan dengan transformasi Fourier dari deret waktu nilai skala abu-abu dari sekumpulan piksel. Algoritma ini adalah

¹* Sama-sama memberikan kontribusi penulis

cukup untuk kasus di mana satu-satunya gerakan dalam video adalah bernapas. Gangguan eksternal akan menghasilkan pembacaan anomali saat menggunakan teknik ini. • **Analisis deret waktu intensitas warna rata-rata regional** [8]

Algoritme didasarkan pada melacak **intensitas** total wilayah yang diminati. Masalah dengan algoritme ini adalah tidak memperhitungkan bentuk sebenarnya dari bayi. Intensitas wilayah dapat berubah drastis dengan perubahan kondisi pencahayaan. Perubahan ini dianggap sebagai positif palsu dalam algoritme.

Pendekatan ini tidak memberikan hasil yang akurat karena tidak memperhitungkan fakta bahwa pola pernapasan bayi terlihat jelas melalui gerakan beberapa bagian tubuh.

AKU AKU AKU. SOLUSI YANG DIUSULKAN

Solusinya terdiri dari 3 langkah : (1) Mengidentifikasi bayi, (2) mengukur pola pernapasan, (3) mendeteksi kelainan pada pola pernapasan. Setiap langkah dijelaskan secara rinci di bagian ini.

Identifikasi bayi dilakukan dengan melatih jaringan saraf yang **dibuat khusus**. Pengukuran pola pernapasan menggunakan versi **modifikasi** dari algoritma deteksi tepi cerdas untuk ketahanan dan **algoritme baru** untuk menemukan siklus pernapasan. Anomali terdeteksi oleh ambang batas untuk interval waktu yang lebih lama antara napas.

A. Deteksi bayi

Algoritme deteksi pola pernapasan diterapkan pada wilayah lokal. Wilayah yang menarik ini diidentifikasi menggunakan jaringan saraf konvolusi. Informasi ini digunakan untuk memutar kamera menggunakan motor servo sebagaimana dimaksud, untuk mencakup seluruh wilayah yang diinginkan (wilayah perut), setelah itu pola pernapasan dapat dianalisis.

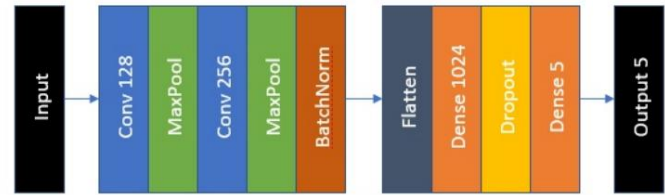
Untuk kasus kami, kami hanya perlu mengidentifikasi probabilitas keberadaan bayi dalam bingkai (P_c) dan informasi lokalisasi (lebar (b_w) dan tinggi (b_h) bayi dalam gambar dalam piksel dan koordinat pusat bayi (b_x, b_y)). Oleh karena itu, kami mendefinisikan label target y seperti pada Persamaan. (1).

$$y = \begin{matrix} & P_c & \\ \tilde{y} & b_x & \tilde{y} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \tilde{y} & b_y & \tilde{y} \end{matrix} \quad (1)$$

\tilde{y} oleh b_w b_h

Kami membuat kumpulan data yang berisi gambar bayi dengan usia di bawah 6 bulan dan memberi label pada setiap gambar dengan parameter yang ditentukan sebelumnya. Juga, beberapa gambar acak yang tidak mengandung bayi ditambahkan dan diberi label dengan $P_c = 0$. Gambar-gambar ini dengan bayi dan tanpa bayi didistribusikan dengan rasio 3:1 dalam kumpulan data.

Jaringan syaraf Gambar g. 1 terdiri dari lapisan convolution dan max pooling untuk mengaktifkan wilayah yang menarik dan mengurangi kompleksitas. Jaringan yang lebih dalam tidak diperlukan karena kita hanya perlu mengidentifikasi satu kelas. Kemudian matriks fitur keluaran dari lapisan tersebut diratakan. Lapisan padat digunakan untuk memprediksi label target y .



Gambar 1. Model jaringan saraf

Dataset dibagi menjadi validasi set dan training set dengan rasio 1:4. Data pelatihan digunakan untuk melatih model dengan ukuran batch 64 untuk 1000 epoch.

Setelah pelatihan, model ini dapat digunakan untuk melokalkan bayi dalam gambar tertentu.

B. Analisis pola pernapasan 1)

Deteksi tepi: Input video 3 warna dengan kedalaman 8 bit diubah menjadi video skala abu-abu $G(t)[H \times W]$. Video skala abu-abu diumpankan ke versi modifikasi dari **algoritma deteksi tepi Canny** [9, 10]

Langkah pertama dari algoritma adalah memburamkan gambar menggunakan kernel Gaussian ukuran 5×5 untuk memfilter noise yang dapat memberikan positif palsu sebagai tepi. Kernel Kblur digunakan untuk berbelit-belit sesuai Persamaan. (2).

$$K_{\text{bur}} = \frac{1}{159} \begin{matrix} & 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ \tilde{y} & 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ \tilde{y} & 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ & 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ \tilde{y} & 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{matrix} \quad \tilde{y} \quad (2)$$

$$G_1(t) = G(t)K_{\text{blur}}$$

Kemudian turunan dari matriks intensitas skala abu-abu ini diperoleh sepanjang sumbu x dan y dengan konvolusi dengan kernel K_d iff x dan K_d iff y seperti pada Persamaan. (3).

$$K_d \text{ iff } x = \begin{matrix} & \tilde{y} & 1 & 0 & 1 \\ \tilde{y} & 2 & 0 & 2 \\ \tilde{y} & 1 & 0 & 1 & \tilde{y} \end{matrix} \quad (3)$$

$$K_d \text{ iff } y = \begin{matrix} & 1 & & 2 & & 1 \\ \tilde{y} & 0 & & 0 & 0 \\ \tilde{y} & 1 & \tilde{y} & 2 & \tilde{y} & 1 \end{matrix}$$

$$D_x(t) = G_1(t)K_d \text{ iff } x$$

$$D_y(t) = G_1(t)K_d \text{ iff } y$$

Dengan menganggap kedua matriks ini memuat komponen vektor dari gradien, vektor gradien resultan untuk (t, x, y) dihitung sebagai matriks $D(t)$ yang memuat besaran vektor tertentu dan $\tilde{y}(t)$

yang berisi sudut vektor tertentu dihitung dengan Persamaan. (4).

$$D(t, x, y) = \sqrt{Dx(t, x, y)^2 + Dy(t, x, y)^2} \quad (4)$$

$$\tilde{y}(t, x, y) = \tan^{-1} \frac{Dy(t, x, y)}{Dx(t, x, y)}$$

Gradien didiskritisasi menjadi 4 arah sebagai

$$0, \frac{\tilde{y}}{8}, \frac{\tilde{y}}{8}, \frac{3\tilde{y}}{8}, \frac{3\tilde{y}}{8}, \frac{5\tilde{y}}{8}, \frac{5\tilde{y}}{8}, \frac{7\tilde{y}}{8}$$

Matriks $\tilde{y}(t)$ diganti dengan 0, Penekanan $\frac{\tilde{y}}{4}, \frac{\tilde{y}}{2}, \frac{3\tilde{y}}{4}$ untuk kenyamanan. non-maksimum [11] diterapkan pada arah ini untuk menemukan tepi tipis dari matriks gradien ini.

Biarkan tepi tipis yang diperoleh menjadi $Ethin(t)H \times W$. Matriks ini mengalami langkah ambang batas untuk menghasilkan matriks tepi akhir $E(t)H \times W$. Langkah thresholding membutuhkan dua nilai threshold untuk $D(t, x, y)$ sebagai $Thigh(t)$ dan $Low(t)$. Ini dihitung dengan menggunakan rata-rata ($\bar{y}(t)$) dan standar deviasi ($\tilde{y}(t)$) dari matriks tepi tipis sesuai persamaan yang diberikan dalam Persamaan. (5).

$$\frac{1}{P \times L} \sum_{x=1, y=1}^{x=W, y=T} Ethin(t, x, y) \mu(t) = \quad (5a)$$

$$\tilde{y}(t) = \frac{1}{H \times L} \sum_{x=1, y=1}^{x=W, y=T} (Ethin(t, x, y) \tilde{y} \mu(t))^2 \quad (5b)$$

$$Thigh(t) = \mu(t) + 0.5\tilde{y}(t) \quad (5c)$$

$$Rendah(t) = \mu(t) - 0.5\tilde{y}(t) \quad (5h)$$

Algoritma 1 Edge threshold algoritma 1: untuk x, y

```

[1,W] lakukan 2: untuk  $y \in [1,H]$  lakukan if  $Ethin(t, x, y) < Low(t)$  lalu  $E(t, x, y) = 0$  else if  $Ethin(t, x, y) > Thigh(t)$  then  $E(t, x, y) = 1$  else  $E(t, x, y) = NA$ 
3:
4: end if 7: end for 8: end for 9: untuk  $x \in [1,W]$  lakukan 10:
5: untuk  $y \in [1,H]$  lakukan jika  $Low(t) < Ethin(t, x, y) < Thigh(t)$ 
6: lalu 11: jika  $\tilde{y}(x_0, y_0)$  sehingga  $(x_0, y_0) = (x, y), x \neq x_0, y \neq y_0$ 

```

```

12:
13: 1,  $\tilde{y} y_0 \neq 1, E(t, x_0, y_0) = 1$  lalu  $E(t, x, y) = 1$ 
14: else  $E(t, x, y) = 0$ 
15: akhir jika akhir jika
16: akhir untuk
17: akhir untuk

```

Edge thresholding [10] dilakukan oleh **Algoritma 1** yang pertama mengenali piksel dengan gradien lebih dari $Thigh(t)$ sebagai tepi dan piksel dengan gradien kurang dari $Low(t)$ menjadi bukan tepi. Maka piksel yang tersisa adalah

dikategorikan ke dalam tepi hanya jika mereka memiliki piksel tepi tetangga.

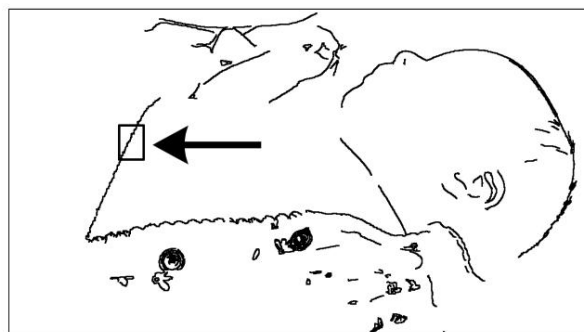
Akhirnya, matriks tepi $E(t)H \times W$ diperoleh. Ini dapat divisualisasikan seperti Gambar 2.

$$E(t, x, y) = \begin{cases} 1 & \text{jika } E(t, x, y) \text{ adalah sebuah sisi} \\ 0 & \text{jika } E(t, x, y) \text{ bukan sisi} \end{cases}$$

2) Memilih bidang minat: Pertama wilayah bunga A0 dipilih. Wilayah ini ditandai pada Gambar. 2.

$$(x, y) \in A_0$$

$$x \in [x_0, x_1], y \in [y_0, y_1]$$



Gambar 2. Wilayah yang diminati

Nilai-nilai ini dapat diperoleh dengan hubungan diberikan dalam Persamaan. (6) dengan output jaringan saraf.

$$x_0 = bx - 0.5bW \quad (6a)$$

$$= bx + 0.5bW \quad (6b)$$

$$\text{dengan } y_0 = 0.5bH \quad (6c)$$

$$= \text{dengan } +0.5bH \quad (6h)$$

3) Pelacakan pusat gravitasi: Centroid $C_0(t) = (x_0(t), y_0(t))$ dari sisi-sisi dalam A0 dihitung untuk setiap t dengan Persamaan. (7).

$$x_0(t) = \frac{\sum (x, y) E(t, x, y) x}{\sum (x, y) E(t, x, y)} \quad (7a)$$

$$y_0(t) = \frac{\sum (x, y) E(t, x, y) y}{\sum (x, y) E(t, x, y)} \quad (7b)$$

$$\text{Kasus khusus : } (x_0(t), y_0(t)) = \left(\frac{x_0 + x_1}{2}, \frac{y_0 + y_1}{2} \right)$$

$$\text{Kapan } E(t, x, y) = 0$$

4) Pemfilteran subruang: Kemudian kecepatan pusat massa $v(t)$ dihitung dengan, $v(t) = (x_0(t) - x_0(t-1))i + (y_0(t) - y_0(t-1))j$

Arah sepanjang kecepatan titik berat $v(t)$ dihitung menggunakan **analisis komponen prinsip** sebagai berikut,

Tulis $v(t)$ sebagai vektor baris yang dihitung dengan Persamaan. (8).

$$\begin{aligned} v(t) &= v(t)_i \cdot v(t)_j \quad \dots \quad \dots \\ v(t) &= vx(t) \, vy(t) \end{aligned} \tag{8}$$

Buat matriks dengan mengambil 10 bacaan tersebut dan susun ing mereka sebagai baris dalam Persamaan. (9).

$$V(t) = \begin{pmatrix} vx(t) & vy(t) \\ vx(t_1) & vy(t_1) \\ \vdots & \vdots \\ vx(t_9) & vy(t_9) \end{pmatrix} \tag{9}$$

Rata-rata baris dihitung dengan Persamaan. (10).

$$\overline{vx(t)} = \frac{1}{10} \sum_{i=0}^9 vx(t_i) \tag{10a}$$

$$\overline{vy(t)} = \frac{1}{10} \sum_{i=0}^9 vy(t_i) \tag{10b}$$

Kemudian matriks selisih $D(t)$ dan co-variance matriks $C(t)$ dihitung dengan Persamaan. (11), dan Persamaan. (12).

$$D(t) = V(t) - \overline{V(t)} = \begin{pmatrix} vx(t) - \overline{vx(t)} & vy(t) - \overline{vy(t)} \\ vx(t_1) - \overline{vx(t_1)} & vy(t_1) - \overline{vy(t_1)} \\ \vdots & \vdots \\ vx(t_9) - \overline{vx(t_9)} & vy(t_9) - \overline{vy(t_9)} \end{pmatrix} \tag{11}$$

$$C(t) = D(t)^T \cdot D(t) \tag{12}$$

$C(t)$ didekomposisi menjadi dekomposisi nilai $C(t) = \lambda_1$ oleh eigen $P(t)D(t)P^T(t)$ untuk memberikan matriks dalam Persamaan. (13).

$$P(t) = \begin{pmatrix} w1x(t) & w2x(t) \\ w1y(t) & w2y(t) \end{pmatrix} \quad D(t) = \begin{pmatrix} \lambda_1(t) & 0 \\ 0 & \lambda_2(t) \end{pmatrix} \tag{13}$$

Di sini $P(t)$ memiliki vektor eigen,

$$\begin{aligned} w1(t) &= w1x(t) - i + w1y(t) \cdot j \\ w2(t) &= w2x(t) - i + w2y(t) \cdot j \end{aligned}$$

$D(t)$ memiliki nilai eigen yang sesuai $\lambda_1(t)$ dan $\lambda_2(t)$.

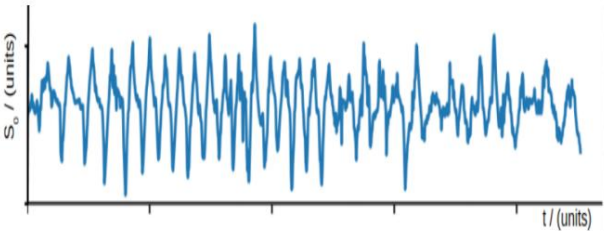
Nilai yang lebih besar dari $\lambda_1(t)$ dan $\lambda_2(t)$ dipilih (misalkan $\lambda_1(t)$) dan vektor eigen yang sesuai $w1(t)$ memberikan arah pernapasan.

Vektor satuan sepanjang arah ini dihitung dengan membagi vektor dengan norma kedua dalam Persamaan. (14).

$$u(t) = \frac{w1(t)}{\|w1(t)\|} \tag{14}$$

Sekarang kita memiliki $u(t)$ dan $v(t)$. Memproyeksikan vektor kecepatan dalam vektor satuan arah seperti pada Persamaan. (15) memberikan parameter skalar $s0(t)$ yang dapat digunakan untuk menentukan pernapasan. Tapi itu memiliki variasi kasar dengan waktu seperti pada Gambar. 3.

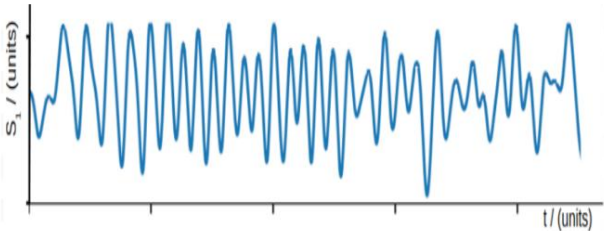
$$s0(t) = u(t) \cdot v(t) \tag{15}$$



Gambar 3. $s0(t)$ versus t

5) Smoothing: $s0(t)$ mengalami dua teknik smoothing pada Persamaan. (16) untuk memberikan $s1(t)$ (Gbr. 4) yang lebih halus dan sesuai dengan pola pernapasan bayi yang sebenarnya.

$$\begin{aligned} s1(t) &= \text{filter lolos rendah } s0(t) \\ s1(t) &= s0(t) \times 0.8 + s0(t_1) \times 0.2 \end{aligned} \tag{16}$$

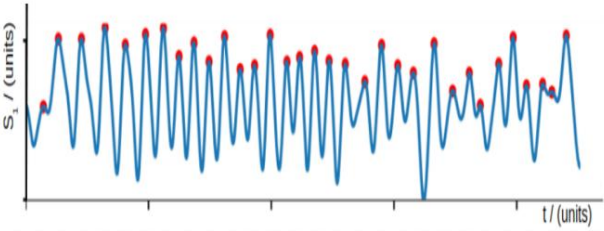


Gambar 4. $s1(t)$ versus t

6) Mendeteksi interval pernapasan: Puncaknya adalah ditemukan dengan menggunakan teknik

$$s1(t) > s1(t_1) \text{ dan } s1(t) > s1(t+1) \text{ dan } s1(t) \text{ adalah puncak.}$$

Puncak yang teridentifikasi ditandai pada Gambar. 5 dan waktu di antaranya dianggap sebagai interval pernapasan seperti yang ditunjukkan pada Tabel I.



Gambar 5. $s1(t)$ dengan puncak yang ditandai

TABEL I
LAPORAN INTERVAL WAKTU PERNAPASAN

Jumlah nafas Waktu untuk siklus / (ms)	
1	2200 1830 1950
2	2050
3	
4	
...	...

C. Deteksi anomali pada pola pernapasan

Bayi dapat menunjukkan jeda pernapasan berkala hingga 10 detik dan itu bukan masalah kesehatan. Jeda lebih dari 15 detik akan menjadi perhatian serius dan dapat dikategorikan sebagai sleep apnea [1].

Solusi yang diusulkan mempertimbangkan jendela 200 detik (sekitar 100 napas). Algoritma menilai keparahan kondisi sebagai jumlah jeda interval tinggi. Artinya, jumlah jeda lebih dari 15 detik selama interval tersebut. Nilai keparahan dari setiap jendela diberikan sebagai output.

IV. IMPLEMENTASI SOLUSI

A. Implementasi

Program lengkap dan algoritma diimplementasikan menggunakan bahasa pemrograman Python, pustaka open-CV [10], pustaka sklearn [12], paket komputasi numerik numpy dan matplotlib digunakan untuk semua output diagram.

Perangkat keras yang digunakan untuk pengujian adalah raspberry pi single board computer. Kamera raspberry pi yang bekerja pada 720p digunakan untuk input video dan motor servo TowerPro SG90 digunakan untuk memutar kamera ini sesuai output dari jaringan lokalisasi bayi.

B. Kinerja

Sistem yang diimplementasikan dapat bekerja secara real time. Algoritme ini cukup ringan untuk dijalankan pada komputer papan tunggal dengan prosesor 1,0 GHz dan RAM 1 GB. Implementasinya tidak menggunakan GPU.

Sistem bekerja secara real time untuk umpan video 720p 24 frame per detik pada komputer papan tunggal Raspberry pi 3 model B.

V. PENGUJIAN

Pengujian dilakukan dalam tiga langkah (1) Deteksi bayi, (2) Analisis pola pernapasan dan (3) Deteksi anomali. Dataset video disiapkan dengan merekam 8 pola pernapasan bayi di rumah sakit. Setiap video kira-kira 20 menit. Empat bayi menderita sleep apnea dan empat tidak. Video tersebut ditandai secara manual untuk pengujian.

Kumpulan data lain (1000 gambar termasuk 200 gambar bayi) telah dibuat (dengan memperoleh gambar dari gambar Google dan menandainya) untuk melatih dan menguji algoritme deteksi bayi.

A. Deteksi bayi

Untuk menguji algoritme, area minat (kotak) ditandai secara manual untuk setiap bingkai. Kemudian, area minat aktual (yang ditandai secara manual) dibandingkan dengan area yang ditandai oleh algoritme. Jika area aktual berada dalam area yang ditandai dan rasio area di atas 60%, maka bingkai diklasifikasikan sebagai ditandai dengan benar (akurasi = 1), dan jika tidak, salah ditandai (akurasi = 0). Akurasi dihitung sebagai akurasi rata-rata dari semua frame.

B. Analisis pola pernapasan

Video dianalisis dan titik tinggi dan rendah perut ditandai secara manual. Porsi antara titik tinggi dan rendah dianggap sebagai segmen tunggal. Jadi dua segmen yang berdekatan membentuk siklus pernapasan lengkap. Kemudian puncak yang ditandai oleh algoritme ditumpangkan dengan siklus pernapasan.

Jika terdapat tepat satu puncak per siklus pernapasan, maka keluaran algoritme dianggap benar untuk siklus tersebut (akurasi = 1), jika tidak, keluaran dianggap salah untuk siklus tersebut (akurasi = 0).

C. Deteksi anomali

Penandaan manual data dibandingkan dengan hasil algoritme untuk mengkategorikan hasil algoritme menjadi empat kategori sebagai true positive (TP), false positive (FP), true negative (TN) atau false negative (FN). Rasio akurasi deteksi (DAR) dan rasio alarm palsu (FAR) dihitung seperti pada Persamaan. (17).

$$DAR = \frac{TP}{TP + TN}, \quad FAR = \frac{FP}{FP + FN} \quad (17)$$

D. Persentil akurasi tes

TABEL II
KEAKURATAN UJI PERSENTIL

Uji	Akurasi
Deteksi bayi	90%
Analisis pola pernapasan	86%
Rasio akurasi deteksi	80%
Rasio alarm palsu	14%

Tabel II menunjukkan bahwa algoritma deteksi bayi memiliki akurasi yang sangat tinggi. Namun akurasi ini membutuhkan kondisi pencahayaan yang baik. Pengenalan pola pernapasan (dan karenanya deteksi anomali) sebanding tetapi kurang akurat karena terkadang gerakan bayi tidak terjadi hanya karena pernapasan.

VI. DISKUSI

Solusi yang diusulkan bersifat non-intrusif dan non-kontak. Hal ini membuat nyaman bagi pasien serta staf medis. Algoritme ini otomatis daripada pekerjaan sebelumnya yang ditemukan karena algoritma sebelumnya memerlukan campur tangan manusia untuk mendeteksi wilayah yang menarik.

Algoritmanya ringan dan dapat berjalan di komputer papan tunggal yang murah. Biaya sistem ini sangat rendah.

Algoritma deteksi tepi canny yang dimodifikasi lebih kuat daripada algoritme deteksi tepi canny standar karena ambang batas adaptif. Algoritma deteksi pernapasan baru lebih akurat daripada algoritma yang ada.

VII. PEKERJAAN MASA DEPAN

Kinerja algoritma dapat ditingkatkan dengan mengimplementasikannya secara paralel sehingga komputer papan tunggal dapat memproses input video 1080p secara real time. Ini akan memungkinkan hasil yang lebih akurat dan tepat.

Sistem saat ini membutuhkan pembaruan area yang diminati secara berkala oleh jaringan saraf untuk memberikan keluaran bebas kesalahan saat bayi bergerak/berbalik. Prosedur reaktif dapat diimplementasikan di tempat ini dengan algoritma cerdas.

Keakuratan pengenalan pola pernapasan dapat ditingkatkan dengan menggabungkan berbagai bidang minat.

Keakuratan algoritma pendeteksian anomali dapat ditingkatkan dengan menggabungkan dataset yang terdiri dari pola pernapasan bayi sehat dan bayi yang menderita sleep apnea.

Solusi yang diusulkan harus diuji dengan pengawasan medis, mengacu pada pekerjaan sebelumnya yang dinilai untuk standar sebelum diterapkan.

PENGAKUAN

Penulis mengakui kontribusi Anu pamali Willamuna (Jurusan Teknik Elektro dan Elektro, Universitas Peradeniya) dan Nuwan Jaliyagoda (Jurusan Teknik Komputer, Universitas Peradeniya) dalam merancang sistem tertanam yang menjalankan algoritma yang diusulkan dan mengujinya. Sebagian dari dataset dikumpulkan oleh Bpk. Dinidu Bhatthiya (Sysco Labs).

REFERENSI

- [1] Gaultier C. "Sindrom apnea tidur obstruktif pada bayi dan anak-anak: fakta mapan dan masalah yang belum terselesaikan". Dalam: Gangguan pernapasan terkait tidur - 6, Thorax – jurnal resmi British Thoracic Society (1995), hlm. 1204–1210.
- [2] G.M Nixon dan RT Brouillette. "Teknik diagnostik untuk apnea tidur obstruktif: apakah polisomnog diperlukan?" Dalam: Pediatric Respiratory Reviews 3 (2002), hlm. 18–24.
- [3] ES Katz, RB Mitchell, dan CM D'Ambrosio. "Apnea tidur obstruktif pada bayi". Di: Am. J. Bernafas. Kritik. Perawatan Medis. 185.8 (Apr. 2012), hlm. 805–816.
- [4] A. Garde et al. "Pulse oximetry direkam dari Phone Oximeter untuk mendeteksi kejadian apnea tidur obstruktif dengan dan tanpa desaturasi oksigen pada anak-anak". Di: 2015 Konferensi Internasional Tahunan ke-37 dari IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Agustus 2015, hlm. 7692–7695.
- [5] A. Yadollahi dan Z. Moussavi. "Deteksi apnea tidur obstruktif akustik". Di: Tahunan 2009 Dalam Konferensi Internasional Teknik IEEE di Masyarakat Kedokteran dan Biologi. September 2009, hlm. 7110– 7113.
- [6] Yakov Sivan, Alik Kornecki, dan Tommy M Schonfeld. "Penyaringan sindrom apnea tidur obstruktif dengan rekaman video di rumah pada anak-anak." Dalam: Jurnal pernapasan Eropa 9 10 (1996), hlm. 2127–31.
- [7] SLJJ Olvera dkk. "Sistem pemantauan non-invasif untuk deteksi dini apnea pada bayi baru lahir dan bayi". Di: 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). Desember 2016, hlm. 494–498.
- [8] S. Sharma dkk. "Deteksi otomatis apnea tidur bayi baru lahir menggunakan sistem pemantauan video". Di: 2015 Konferensi Internasional Kedelapan tentang Kemajuan dalam Pengenalan Pola (ICAPR). Januari 2015, hlm. 1–6.
- [9] J.Canny. "Pendekatan Komputasi untuk Deteksi Tepi". Dalam: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence PAMI-8.6 (Nov. 1986), hlm. 679–698. ISSN: 0162-8828.
- [10] G.Bradschi. "Perpustakaan OpenCV". Dalam: Jurnal Alat Perangkat Lunak Dr. Dobb (2000).
- [11] Rasmus Rothe, Matthieu Guillaumin, and Luc Van Gool. "Penindasan Non-maksimum untuk Deteksi Objek dengan Meneruskan Pesan Antara Windows". Di dalam: ACCV. 2014.
- [12] F. Pedregosa dkk. "Scikit-belajar: Pembelajaran Mesin dengan Python". Dalam: Journal of Machine Learning Research 12 (2011), hlm. 2825–2830.