

آشکارسازی علائم حیاتی با استفاده از پردازش تصویر

سیلوی داودیان

استاد راهنما: دکتر محمد فیروزمند

مهرماه ۱۳۹۲

چکیده

علائم حیاتی بدن انسان معیارهای فیزیولوژیکی مختلفی هستند که عملکردهای اصلی بدن انسان را ارزیابی می‌کنند. ما با استفاده از روش‌های پردازش تصویر علائم حیاتی چون سرعت ضربان قلب، تغییرات سرعت ضربان قلب، گردش خون صورت و سرعت تنفس را اندازه‌گیری و در بعضی روش‌ها مشاهده می‌کنیم. این کار بدون استفاده از دستگاه‌های استاندارد اندازه‌گیری عملکرد قلب همانند الکتروکاردیوگرام و تنها با استفاده از یک دوربین دیجیتال و یا دوربین گرمایی متصل به رایانه و با ضبط تصویر صورت فرد به صورت خودکار انجام می‌گیرد. این روش غیر تماسی بوده و فرد مورد آزمایش در محیط آرام خانه در مقابل رایانه نشسته و بدین صورت می‌توان به صورت مداوم سلامتی فرد را نظارت نمود. یکی از روش‌ها، استفاده از دوربین گرمایی جهت ضبط است که با وجود داشتن مزایای بسیار در دسترس عموم نیست، بنابراین محققان از دوربین دیجیتال تعبیه شده روی رایانه استفاده کردند و توانستند با انجام پردازش روی تصاویر امواج مربوط به ضربان قلب را استخراج کنند. یکی از ایده‌های جدید استفاده از درشت‌نمایی مکانی-زمانی برای آشکار سازی ضربان قلب، تنفس فرد و جریان خون صورت به شکل دیداری است که می‌تواند تغییرات غیرقابل مشاهده توسط چشم غیرمسلح را آشکار سازد.

واژه‌های کلیدی: فوتوپلستیموگرافی، جداسازی کور منابع، تغییرات ضربان قلب، آنالیز مکانی-زمانی،

درشت‌نمایی اولری حرکت

فهرست مطالب

۱	فصل اول - کلیات تحقیق
۲	۱-۱ مقدمه
۲	۲-۱ آشنایی با علائم حیاتی بدن انسان
۲	۱-۲-۱ درجه حرارت بدن
۳	۲-۲-۱ فشارخون
۳	۳-۲-۱ ضربان
۳	۴-۲-۱ سرعت تنفس
۵	۳-۱ ایده اولیه
۷	۴-۱ مطالعات انجام گرفته
۹	۵-۱ اهداف و کاربردها
۱۰	۶-۱ چالش‌ها و موانع
۱۱	۷-۱ دستگاه‌های اندازه‌گیری علائم حیاتی
۱۲	۱-۷-۱ دستگاه‌های استاندارد
۱۳	۲-۷-۱ دستگاه‌های جدید
۱۴	۸-۱ اصطلاحات مورد استفاده در این تحقیق
۱۷	فصل دوم - مبانی نظری و پیشینه تحقیق
۱۸	۱-۲ تصویربرداری گرمایی شریان سطحی شقیقه‌ای
۱۸	۱-۱-۲ معرفی
۱۹	۲-۱-۲ تشریح STA
۲۱	۳-۱-۲ تصویربرداری گرمایی ضربان شریانی
۲۳	۴-۱-۲ آنالیز موجک

۲۵	نتایج	۵-۱-۲
۲-۲	اندازه‌گیری غیر تماسی و خودکار ضربان قلب با استفاده از تصاویر ویدئویی و جداسازی کور	
	منابع	
۲۹	معرفی	۱-۲-۲
۳۱	مقدمات و نحوه کار	۲-۲-۲
۳۲	فرآیند کار	۳-۲-۲
۳۶	نتایج	۴-۲-۲
۳۸	اندازه‌گیری ضربان قلب در زمان فعالیت	۵-۲-۲
۴۰	اندازه‌گیری همزمان ضربان قلب چندین فرد	۶-۲-۲
۴۰	بحث	۷-۲-۲
	پیشرفت در اندازه‌گیری‌های فیزیولوژیکی چند پارامتری غیر تماسی با استفاده از وب	۸-۲-۲
۴۳	کم	
۴۳	فرآیند بازیابی ضربان از طریق وب کم	۱-۸-۲-۲
۴۴	کمی سازی پارامترهای فیزیولوژیکی	۲-۸-۲-۲
۴۵	نتایج	۳-۸-۲-۲
۴۹	درشت‌نمایی اولری ویدئو برای آشکارسازی تغییرات نامحسوس در دنیا	۳-۲
۴۹	معرفی	۱-۳-۲
۵۲	پردازش مکانی-زمانی ویدئو	۲-۳-۲
۵۴	بزرگنمایی حرکت اولری	۳-۳-۲
۵۵	حرکت مرتبه اول	۱-۳-۳-۲
۵۸	باندها	۲-۳-۳-۲
۶۱	تحلیل چند مقیاسی	۳-۳-۳-۲
۶۳	نتایج	۴-۳-۲
۶۵	بحث	۵-۳-۲
۶۷	خلاصه	۶-۳-۲

۶۹

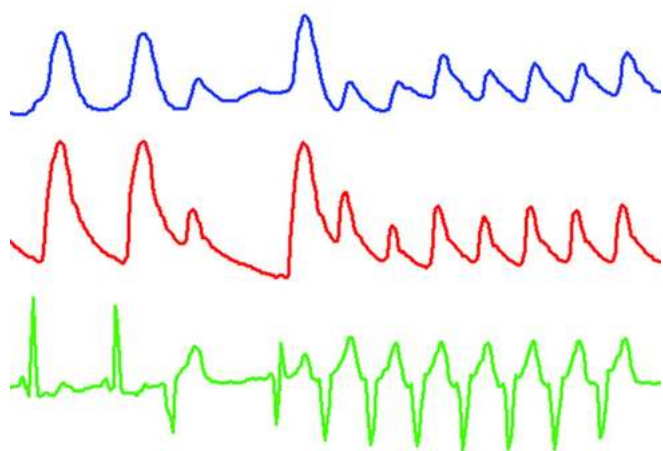
۷۳

فهرست منابع

چکیده انگلیسی

فهرست شکلها

شکل ۱-۱	تصویربرداری توسط یک دوربین گرمایی	۶
شکل ۲-۱	ساختمان STA	۱۹
شکل ۲-۲	تصویربرداری گرمایی STA	۲۰
شکل ۳-۲	پخش موج فشار خون سرخرگی	۲۱
شکل ۴-۲	انحراف توزیع دما در امتداد سرخرگ	۲۲
شکل ۵-۲	ثبت رویدادهای پخش ضربان شریانی	۲۳
شکل ۶-۲	نمونه‌ای از آنالیز پیوسته موجک از شکل موج خام ضربان شریانی	۲۵
شکل ۷-۲	نتایج حاصل از اندازه گیری روی شاخه جلویی STA	۲۷
شکل ۸-۲	فرآیند بازیابی ضربان قلب	۳۴
شکل ۹-۲	بازیابی ضربان قلب از ضبط ویدئویی با یک وب کم از یک فرد در زمان استراحت	۳۶
شکل ۱۰-۲	ترسیمهای بلاند-آلتمان، تطابق ۳۰ ثانیه ای اندازه گیری ضربان قلب	۳۷
شکل ۱۱-۲	بازیابی ضربان قلب از ضبط ویدئویی با یک وب کم از یک فرد در حال حرکت	۳۹
شکل ۱۲-۲	ارزیابی HRV با استفاده از وب کم در مقایسه با حسگر انگشتی BVP	۴۷
شکل ۱۳-۲	مقایسه اندازه گیری RR بین وب کم و کمربند حسگر تنفسی سینه ای	۴۸
شکل ۱۴-۲	نمونه ای از کاربرد درشتنمایی اولری ویدئو برای به تصویر کشیدن ضربان قلب	۴۹
شکل ۱۵-۲	مروری بر قالب بزرگنمایی ویدئویی اولری	۵۳
شکل ۱۶-۲	تخمین انتقال مکانی توسط فیلتر زمانی	۵۶
شکل ۱۷-۲	نمایش بزرگنمایی حرکت در یک سیگنال یک بعدی	۵۹
شکل ۱۸-۲	خطای بزرگنمایی حرکت	۶۰
شکل ۱۹-۲	فاکتور بزرگنمایی α به عنوان تابعی از طول موج مکانی λ برای حرکت بزرگنمایی شده	۶۲
شکل ۲۰-۲	بزرگنمایی اولری ویدئوی که برای حرکات نامحسوس رگ خون	۶۳
شکل ۲۱-۲	فریمهای نمایشی ویدئوی اضافی	۶۴



فصل اول

کلیات تحقیق

۱-۱ مقدمه

علائم حیاتی^۱ بدن انسان معیارهای فیزیولوژیکی مختلفی هستند که عملکردهای اصلی بدن انسان را ارزیابی می‌کنند. این معیارها شامل درجه حرارت بدن، سرعت ضربان قلب، سرعت تنفس، فشارخون و موارد دیگر می‌باشند. علائم حیاتی معمولاً با توجه به سن متغیر هستند.

علائم حیاتی بدن انسان دارای محدوده‌های مورد قبول برای فرد سالم هستند و دستگاه‌های خاصی را برای اندازه‌گیری نیاز دارند.

۲-۱ آشنایی با علائم حیاتی بدن انسان

مهم‌ترین علائم حیاتی بدن انسان ۴ مورد هستند که در زیر به صورت خلاصه آن‌ها را بررسی می‌کنیم.

۱-۲-۱ درجه حرارت بدن

درجه حرارت یکی از علائم حیاتی مهم است زیرا که روی سرعت عکس‌العمل‌های مواد شیمیایی در بدن تأثیر می‌گذارد. تب علامتی برای وجود عفونت و یا تورم در بدن انسان است. درجه حرارت

^۱ Vital signs

نرمال برای بدن انسان 37° است و از دستگاه دماسنج برای اندازه‌گیری دمای بدن انسان استفاده می‌شود که به راحتی در دسترس عموم است.

۲-۲-۱ فشارخون

فشارخون به عنوان دو نقطه ثبت می‌شود. فشارخون بالا یا سیستولیک^۱ که ماکسیمم انقباض قلب را نشان می‌دهد و فشارخون پایین یا دیاستولیک^۲ که فشارخون در حالت استراحت را نشان می‌دهد. فشارخون نرمال معمولاً ۱۲ روی ۸ است. اختلاف بین فشار سیستولیک و دیاستولیک معمولاً فشار ضربان نامیده می‌شود. اندازه‌گیری فشارخون توسط دستگاه فشارسنج انجام می‌گردد. فشارخون بالا و پایین می‌توانند نشانه بیماری‌های مختلف باشند و اندازه‌گیری آن برای تشخیص بسیاری از بیماری‌ها حیاتی است.

۳-۲-۱ ضربان

ضربان عبارت است از انقباض فیزیکی سرخرگ، سرعت ضربان معمولاً از طریق مچ دست و یا قوزک پا اندازه‌گیری می‌شود و تعداد ضربانها در دقیقه سنجیده می‌شود. ضربان در هر سنی متفاوت است. کودکان دارای ضربان قلب در حدود ۱۰۰ - ۶۰ ضربه در دقیقه و بزرگترها ضربان قلب بین ۵۰ تا ۸۰ ضربه در دقیقه را دارند.

۴-۲-۱ سرعت تنفس

سرعت تنفس نیز بسته به سن متفاوت است و برای بزرگسالان ۲۰ - ۱۲ تنفس در دقیقه است.

^۱ Systolic

^۲ Diastolic

همه ۴ علامت بالا به همراه علائم دیگری چون درد جهت نظارت بر سلامت فرد مورد استفاده قرار می‌گیرند. همان طوری که توضیح داده شد برای اندازه‌گیری هر کدام از علائم حیاتی از روش و دستگاه خاصی استفاده می‌شود. محققان رشته پردازش تصویر اخیراً تحقیقاتی انجام دادند که بدون استفاده از این دستگاه‌ها و تنها با استفاده از تصویربرداری رایانه‌ای می‌توان بعضی از این علائم حیاتی چون سرعت ضربان قلب، سرعت تنفس، میزان اشباع اکسیژن^۱، تغییرات سرعت ضربان^۱ و غیره را اندازه‌گیری کرد. همان طور که می‌دانیم ارزیابی مرتب و غیرتهاجمی عملکرد قلب و عروق برای مراقبت و معالجه بیماران قلب و عروق بسیار حیاتی است. سرعت ضربان قلب در حالت استراحت یکی از ساده‌ترین پارامترها جهت نظارت بر بیماران قلب و عروق است. دستگاه استاندارد جهت اندازه‌گیری سرعت ضربان قلب الکتروکاردیوگرام است که در این روش بیماران مجبورند که از پچهای ژله‌ای چسبناک و یا تسمه-های سینه استفاده کنند که باعث تحریک پوست و آزار فرد می‌شود. حسگرهای اندازه‌گیری کننده میزان اشباع اکسیژن^۲ که روی انگشت دست و یا لاله گوش می‌چسبند نیز دارای گیره‌های فنردار هستند که اگر برای مدت طولانی استفاده شوند باعث ایجاد درد می‌شوند. علاوه بر آن بیمارانی که دارای بیماری‌های مزمن قلب و عروق بوده و بایستی که همیشه تحت مراقبت باشند، نیاز به دستگاهی دارند که به طور مداوم عملکرد قلب و عروق آن‌ها را نظارت کند تا در صورت وجود هر نوع علامت و مشکل به سرعت به پزشک مراجعه کنند و یا بیماری‌هایی وجود دارد که نیاز است عملکرد قلب در طول مدت طولانی در طی روز سنجیده شود تا به علل بیماری پی برده شود.

¹Heart Rate Variability = HRV

² Oximetry

همه این مسائل باعث شد که نیاز به وسیله‌ای باشد که در محیط آرام خانه و بدون نیاز به تهیه دستگاه‌های گران‌قیمت و به صورت مداوم بتوانیم سیگنال‌های فیزیولوژیکی بیمار را به وسیله یک روش غیر تماسی و به صورت راه دور اندازه‌گیری کنیم تا بدین وسیله بتوانیم کیفیت سلامت بیماران را بهبود بخشیم.

۳-۱ ایده اولیه

ایده انجام اندازه‌گیری‌های فیزیولوژیکی از روی صورت برای اولین بار توسط پاولیدیس^۱ و همکاران (۲۰۰۷) ارائه گردید.

پاولیدیس معتقد است که بخش زیادی از وقت مردم در کشورهای پیشرفته در کار با رایانه صرف می‌شود که این سرمایه‌گذاری وقتی بزرگی است. او پیشنهاد می‌دهد که بعد جدیدی را در ارتباط انسان با رایانه اضافه کنیم. این بعد جدید عبارت است از نظارت بر فیزیولوژی کاربران رایانه به صورت مداوم و انجام اقدام مناسب در صورت نیاز.

در این مطالعه او از منابع رایانه موجود در خانه و یا محل کار به همراه حسگرها، الگوریتم‌ها و روش‌های جدید استفاده می‌کند تا هم ارتباط انسان با کامپیوتر^۲ را بهبود بخشد و هم یک نوع علم پیشگیری پزشکی جدیدی را ایجاد کند.

^۱ Pavlidis

^۲ Human Computer Interaction = HCI

الف



کاربر کامپیوتر

ب



شکل ۱-۱ الف) تنظیمات معمول هنگامی که یک کاربر کامپیوتر توسط یک دوربین گرمایی تصویربرداری می‌شود.

ب) ارتباطات بین بخشهای مختلف

او در این روش از یک دوربین گرمایی مادون قرمز که متصل به رایانه است برای تصویربرداری استفاده

می‌کند. صورت شخص در جلوی رایانه است یعنی این روش غیر تماسی است. او با استفاده از این

روش جریان خون سطحی، ضربان قلب و سرعت تنفس را اندازه‌گیری می‌نماید و از این سه اندازه‌گیری

برای نظارت بر وقوع حملات استرس^۱، بی‌نظمی‌های ضربان قلب و قطع تنفس در زمان^۲ خواب استفاده می‌کند.

۴-۱ مطالعات انجام گرفته

در حال حاضر مطالعات زیادی توسط محققان حوزه رایانه و پردازش تصویر جهت آشکارسازی علائم حیاتی توسط روش‌های پردازش تصویر صورت گرفته است. بخشی از این مطالعات در این تحقیق آمده است و چشم‌انداز آینده توسط نویسندگان در انتهای تحقیق ارائه خواهد شد.

در زیر خلاصه‌ای از این تحقیقات را مرور می‌کنیم:

همان طور که در قسمت قبل گفته شده در مطالعات اولیه توسط پاولیدیس و همکاران از دوربین گرمایی مادون قرمز جهت نظارت بر علائم حیاتی استفاده شده است. مطالعات بعدی که توسط چکمنو^۳ و همکاران (۲۰۰۷) صورت گرفت از یک دوربین گرمایی مادون قرمز برای اندازه‌گیری غیر تماسی ضربان قلب از طریق تصویربرداری شریان سطحی شقیقه‌ای استفاده نمودند. بخش ۱-۲ این تحقیق به توضیح این روش می‌پردازد.

در تمامی این روش‌ها نیاز به یک دوربین گرمایی مادون قرمز وجود داشت که البته در دسترس عموم نیست. بنابراین محققان به این فکر افتادند که از دوربین تعبیه شده روی اکثر رایانه‌ها یعنی وب کم برای

¹ Panic attack

² Sleep apnea

³ Sergey Y. Chekmenev

تصویربرداری استفاده کنند. بدین ترتیب مینگ-زهر^۱ و همکاران (۲۰۱۱) با استفاده از وب کم رایانه توانستند سرعت ضربان قلب فرد را اندازه‌گیری کنند. این روش کم‌هزینه و غیرتهاجمی بوده و از تغییرات در نور منتقل و یا منعکس شده برای اندازه‌گیری موج ضربان قلب بهره می‌جوید. این تکنیک می‌تواند اطلاعات ارزشمندی را در مورد سیستم قلب و عروق همانند ضربان قلب، میزان اشباع اکسیژن خون، فشارخون، میزان خروجی و عملکرد قلب در اختیار ما قرار دهد. روش‌های قبلی از منابع نور خاص (چون موج‌های قرمز یا مادون‌قرمز) جهت ثبت ضربان قلب استفاده می‌کردند ولی مطالعات دیگری (س. تاکانو^۲، ۲۰۰۷ و ورکروسه^۳، ۲۰۰۸) انجام گرفته که نشان می‌دهد اندازه‌گیری ضربان قلب می‌تواند توسط وب کم رایانه با نور محیطی نرمال به عنوان تنها منبع روشنایی صورت گیرد.

یکی از مشکلات موجود در تمامی این روش‌ها خرابی سیگنال به دلیل وجود حرکت (س رهی^۴، ۲۰۰۱ و م. ز. پوه^۵، ۲۰۱۰) است و غلبه بر این مشکل یکی از چالش‌های این روش است. بخش ۲-۲ این روش را به تفصیل توضیح می‌دهد.

استفاده از روش بزرگنمایی ویدئویی برای نمایش تغییرات نامحسوس در محیط اطراف ما نیز روشی است که اخیراً محققان در دانشگاه MIT (هاو-یو^۶، ۲۰۱۱) برای آشکارسازی ضربان قلب و همچنین موارد دیگری چون تنفس فرد و تغییرات نامحسوس در محیط اطراف بکار گرفتند. آن‌ها از این موضوع

¹ Ming-Zher

² S. Takano

³ W. Verkruijsse

⁴ S. Rhee

⁵ M. Z. Poh

⁶ Hao-Yu Wu

استفاده کردند که رنگ پوست انسان همراه با تغییرات جریان خون تغییر پیدا می‌کند. این تغییرات توسط چشم غیرمسلح قابل دید نیست. بنابراین می‌توان با بزرگنمایی حرکت، تغییرات مکانی کوچک همچون تغییر قرمزی رنگ صورت هنگامی که خون در صورت جریان پیدا می‌کند را آشکارسازی کرد و بدین صورت سرعت ضربان قلب فرد را به دست آورد.

این روش نیز در بخش ۲-۳ به تفصیل بررسی شده است.

۵-۱ اهداف و کاربردها

در ابتدا اندازه‌گیری علائم حیاتی همان طور که در تحقیقات آقای پاولیدیس مشاهده می‌شود برای ۲ نوع اهداف و کاربردها انجام شد.

۱. اندازه‌گیری میزان استرس، بی‌نظمی‌های ضربان قلب و قطع تنفسی در زمان خواب. طبق تحقیقات انجام‌شده قبلی (آی.پاولیدیس، ۲۰۰۱، ج.لویس^۱، ۲۰۰۱، س.پیوری^۲، ۲۰۰۵) ما پی بردیم که استرس باعث افزایش جریان خون Periorbital می‌شود و استرس مداوم باعث افزایش جریان خون در ناحیه پیشانی می‌شود (م.یانگ^۳، ۲۰۰۲). در مورد بی‌نظمی‌های ضربان قلب و قطع تنفس نیز می‌توانیم از طریق اندازه‌گیری ضربان قلب و سرعت تنفس عمل نظارت را انجام دهیم. تمامی این موارد می‌توانند کمک کنند تا ارتباط انسان با کامپیوتر را بهبود بخشیم، زیرا همان طور که می‌دانیم استرس می‌تواند یک نشانه احساسی کاربر کامپیوتر عصبانی و ناامید باشد و رایانه‌های

¹ J.Levine

² C.Puri

³ M.Yang

آینده می‌توانند طوری طراحی شوند که پاسخ‌های مناسبی را برای کاهش این استرسها ارائه دهند و یا می‌توان از این طریق برنامه‌ها و یا رابط‌های کاربر ناکارآمد را بهبود بخشید.

هدف دیگری که برای این دسته از تحقیقات می‌توان در نظر گرفت عبارت است از:

۲. اندازه‌گیری روی خط اطلاعات مربوط به سلامت فرد

یعنی سلامت فرد می‌تواند به طور منظم، روی خط و به صورت خودکار در خانه و یا محل کار

نظارت شود. بدین صورت نظارت بر سلامت فرد می‌تواند به عنوان جنبه جدیدی در ارتباط

انسان با کامپیوتر وارد شود. تمامی اطلاعات ذخیره‌شده در مورد سلامت فرد می‌تواند به صورت

خلاصه‌شده، با دقت کامل و به صورت روی خط به دکتر وی جهت بررسی ارسال شود. علاوه بر

آن مواردی وجود دارد همچون بررسی بی‌نظمی‌های ضربان قلب، قطع تنفس در زمان خواب و

نظارت بر بیماران صرع که مراقبت و اندازه‌گیری‌های منظم و طولانی مدت را طلب می‌کند و

بنابراین نیاز است که بیمار در خانه در مدت طولانی تحت نظر باشد. به دلیل تمامی موارد

ذکرشده در بالا این روش در این گونه موارد بسیار کارآمد و در دسترس است.

۶-۱ چالش‌ها و موانع

در تحقیقاتی که ما انجام می‌دهیم مسائل و مشکلات بسیار زیادی مطرح است که در زیر بعضی از

آنها را مورد بحث قرار می‌دهیم.

۱. حرکت در فرد مورد آزمایش

این مسئله یکی از چالش‌برانگیزترین مشکلات این روش است. زیرا حرکت باعث خرابی سیگنال می‌شود. هر کدام از محققان روشی را برای غلبه بر این مشکل ارائه دادند و تا حدودی نیز در این کار موفق بودند. ولی هیچ‌کدام از آن‌ها نتوانستند اثر حرکت بروی سیگنال را به طور کامل خنثی سازند.

اگر ما بخواهیم یک تکنولوژی مفیدی و قابل کاربردی را داشته باشیم باید بتوانیم از طریق روش‌های پردازش تصویر به طور مؤثر اثر حرکت روی سیگنال را خنثی کنیم.

۲. وجود نویز در سیگنال

سیگنال بدست آمده در همه روش‌ها سیگنال اصلی مورد نیاز را شامل نیست بلکه سیگنال اصلی با سیگنالهای دیگر مخلوط شده است. بنابراین روشی نیاز است که سیگنال اصلی را از سیگنال بدست آمده جداسازی کنیم.

در ذیل بعضی روش‌های بکار برده شده در این تحقیق‌ها آمده است:

- آنالیز موجک در روش تصویربرداری گرمایی (چکمنو، ۲۰۰۷)

- جداسازی کور منابع در روش تصویربرداری ویدئویی (مینگ-زهر پوه، ۲۰۱۰)

چالش‌ها و موانع دیگری نیز وجود دارد که در صورت رفع آن‌ها بهبود زیادی در این تکنولوژی به وجود می‌آورد. به طور مثال بالا رفتن دقت دوربین‌های تصویربرداری رایانه‌ها و پایین آمدن قیمت که باعث می‌شود سیگنال بدست آمده دقت بالاتری داشته باشد.

۷-۱ دستگاه‌های اندازه‌گیری علائم حیاتی

دستگاه‌های زیادی برای اندازه‌گیری علائم حیاتی موجود است ما در اینجا بحث خود را محدود به دستگاه‌های مورد استفاده در این تحقیق می‌کنیم.

۱-۷-۱ دستگاه‌های استاندارد

الکتروکاردیوگرام یا ECG

دستگاهی است که فعالیت الکتریکی قلب را در طی یک مدت ثبت می‌کند. این کار به وسیله الکترودهایی که به سطح پوست می‌چسبند و دستگاهی خارجی انجام می‌گیرد. الکتروکاردیوگرام سرعت و نظم ضربانهای قلب، اندازه و محل حفره‌های قلب، وجود هر نوع صدمه و مشکلی در قلب و همچنین تأثیر داروها و دستگاه‌هایی که ضربان قلب را منظم می‌کنند را مشخص می‌کند. این دستگاه اطلاعات بسیار کاملی از قلب را ارائه می‌دهد و نوار قلب را ثبت می‌کند که نمایش‌دهنده میزان نظم ضربانهای قلب است.

به وسیله الکتروکاردیوگرام می‌توان به انواع مشکلات و بیماری‌های قلبی پی برد. این دستگاه در حال حاضر استانداردترین وسیله جهت نظارت بر فعالیت قلب است.

حسگر انگشتی BVP¹

¹ Blood Volume Pulse

این حسگر روی نوک انگشت و یا لاله گوش قرار داده می‌شود. این حسگر سرعت و نظم ضربانهای قلب را اندازه‌گیری می‌کند. خروجی حسگر الگوی ضربانهای قلب را نشان می‌دهد که با استفاده از آن زمان بین ضربانهای متوالی محاسبه می‌شود و از این طریق می‌توان تغییرات ضربان قلب یا HRV^1 را به دست آورد. HRV ، تغییرات فواصل بین ضربانهای قلب را نشان می‌دهد. برای اطلاعات بیشتر در مورد HRV به بخش اصطلاحات مراجعه کنید.

اندازه‌گیری میزان اشباع اکسیژن ضربان^۲

روشی است برای اندازه‌گیری میزان اشباع O_2 در خون فرد. معمولاً برای افرادی استفاده می‌شود که توانایی حمل اکسیژن در خون آنها کاهش یافته است. این دستگاه شامل حسگری است که معمولاً روی نوک انگشت و یا لاله گوش قرار داده می‌شود.

۱-۷-۲ دستگاه‌های جدید

دستگاه‌هایی که در این قسمت می‌آیند دستگاه‌های استاندارد اندازه‌گیری علائم حیاتی نیست و برای این منظور ساخته نشده‌اند، بلکه دستگاه‌هایی هستند که محققان در تحقیقات جدید خود جهت اندازه‌گیری ضربان قلب و مواردی نظیر آن بکار می‌گیرند.

دوربین گرمایی

¹ Heart rate variability

² Pluse Oximetry

دوربین گرمایی یا دوربین مادون قرمز وسیله‌ای است که با استفاده از تشعشعات مادون قرمز یک تصویر را ایجاد می‌کند. دوربین‌های مادون قرمز در طول موج ۱۴۰۰۰ نانومتر عمل می‌کنند. اخیراً محققان از دوربین گرمایی به همراه یک رایانه و با تصویربرداری صورت فرد توانستند ضربان قلب، سرعت تنفس و جریان خون را اندازه‌گیری نمایند (پاولیدیس، ۲۰۰۷ و چکمنو، ۲۰۰۷). مشکل استفاده از دوربین گرمایی در دسترس نبودن و قیمت بالای آن است.

فوتوپلستیموگرافی^۱

روش غیرتهاجمی و ارزان قیمت اندازه‌گیری پالس موج ضربان قلب از طریق تغییرات در نور عبوری و یا منعکس شده به صورت غیر تماسی است. این تکنیک الکتریکی - بصری می‌تواند اطلاعات ارزشمندی را در مورد سیستم قلبی - عروقی ارائه دهد از جمله سرعت ضربان قلب، فشارخون، میزان اشباع اکسیژن خون، میزان خروجی و عملکرد مستقل قلب. معمولاً PPG با استفاده از منابع نور خاص (همانند طول موج‌های قرمز و مادون قرمز) انجام می‌شد ولی اخیراً دانشمندان نشان دادند که اندازه‌گیری ضربان می‌تواند توسط یک دوربین دیجیتال رایانه‌ای یا وب کم همراه با نور نرمال محیط به عنوان منبع روشنایی و تصویربرداری از صورت فرد مورد آزمایش انجام گیرد.

۸-۱ اصطلاحات مورد استفاده در این تحقیق

HCI یا Human Computer Interaction

^۱ Photoplethysmography = PPG

ارتباط انسان با کامپیوتر

STA یا Superficial temporal Artery

رگ سطحی شقیقه‌ای

ROM یا Region of Arterial Pulse Measurement

منطقه‌ای که برای اندازه‌گیری ضربان شقیقه‌ای استفاده می‌شود.

Heart Rate یا HR

سرعت ضربان قلب

RR یا Respiratory Rate

سرعت تنفس

HRV یا Heart Rate Variability

تغییرات در سرعت ضربان قلب پدیده‌ای فیزیولوژیکی است که نشان دهنده تغییرات در فواصل بین

ضربانهای قلب است. HRV کاهش یافته می‌تواند پیشگویی کننده کننده مرگ بعد از حمله قلبی باشد. HRV

کاهش یافته می‌تواند همچنین نشانه بیماری قلبی، اختلالات عصبی مربوط به دیابت و موارد دیگر باشد.

همچنین از دیدگاه روانشناسی نشان داده شده که HRV وابستگی خیلی نزدیکی با برانگیختگی احساسات

فرد دارد.

IBI یا Interbeat Intervals

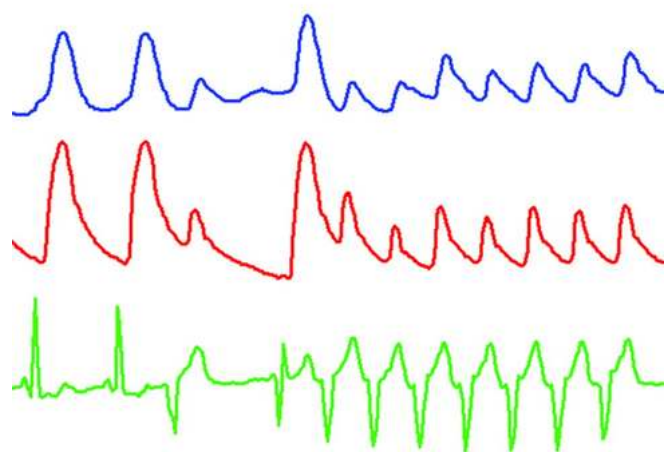
داده‌های سیگنال IBI فواصل زمانی بین دو حداکثر در سیگنال استاندارد قلب را نشان می‌دهد.

ICA یا Independent Component Analysis

تکنیکی جدید برای جداسازی سیگنالهای مستقل، از مجموعه مشاهداتی است که شامل مخلوطی از سیگنالهای خطی منابع مختلف هستند.

Spatio- temporal analysis

ترکیبی از پردازش‌های مکانی و زمانی روی ویدیوها



فصل دوم

مبانی نظری و پیشینه تحقیق

۱-۲ تصویربرداری گرمایی شریان سطحی شقیقه‌ای: یک مدل بازیابی ضربان شریانی

۱-۱-۲ معرفی

در این روش ما ضربان شریانی را از طریق شریان سطحی شقیقه‌ای (STA)^۱ با استفاده از حسگرهای مادون قرمز (IR)^۲ حرارتی غیرفعال اندازه‌گیری می‌کنیم.

ضربان شریانی به وسیله انقباض‌های قلب که رویدادهای مکانیکی هستند که به صورت الکتریکی فعال می‌شوند، ایجاد می‌شود. در این روش سعی می‌کنیم که با استفاده از بینایی کامپیوتر، تأثیرات پخش ضربان سرخرگی را با استفاده از تصویربرداری مادون قرمز حرارتی، سرخرگ سطحی بدن انسان اندازه‌گیری کنیم. ایده این است که رویدادهای پخش ضربان سرخرگ سطحی را به وسیله اندازه‌گیری تغییرات دما روی پوست اطراف سرخرگ اندازه‌گیری کنیم.

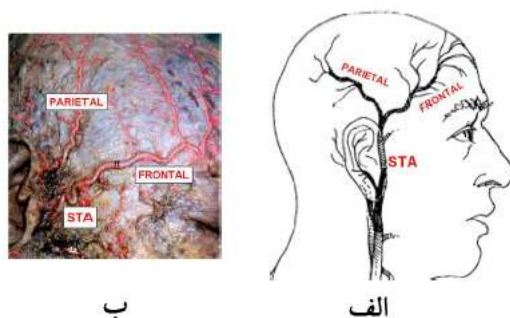
روش استفاده از حسگر حرارتی غیرفعال برای نظارت بر علائم حیاتی انسان دارای سابقه تاریخی است. در کارهای قبلی (پاولیدیس، ۲۰۰۷) از تصویربرداری حرارتی بخش انتخاب شده به صورت دستی

^۱ Superficial temporal artery

^۲ Infra Red

در نزدیک رگ خونی سطحی برای اندازه‌گیری سرعت ضربان قلب استفاده شده است. در این روش فرکانس ضربان قلب غالب توسط متوسط کردن طیف توان هر پیکسل در بخش انتخاب‌شده از رگ سطحی محاسبه شده است. اشکال این روش یکی انتخاب دستی بخشی از پوست جهت اندازه‌گیری و دومی اندازه‌گیری سرعت ضربان قلب غالب و نه شکل موج واقعی ضربان قلب می‌باشد.

در این روش سعی می‌کنیم که محل مورد نظر (ROM)^۱ را به صورت خودکار مشخص سازیم و شکل واقعی امواج قلب را در دامنه زمان پیدا کنیم. مدلی را که در اینجا استفاده می‌کنیم بر اساس فیزیولوژی سیستم جریان خون بوده و پایه تجربی محکمی را دارا می‌باشد.



شکل ۲-۱ (الف) ساختمان STA (ب) STA و شاخه‌های آن

۲-۱-۲ تشریح STA

ابتدا به تشریح اسکلت‌بندی STA می‌پردازیم. STA دنباله باریک شده شاهرگ^۲ خارجی است که بعد از عبور از ناحیه گوش بسیار سطحی می‌شود (شکل ۲-۱ (الف) و ۲-۱ (ب)). در قسمت بالای سر

^۱ Region of measurement

^۲ Carotid

STA به دو شاخه تقسیم می‌شود که یکی شاخه جلویی^۱ و دیگری شاخه parietal است. طبق تحقیقات انجام‌شده روی ۲۷ فرد، تنوع زیادی در اسکلت‌بندی STA مشاهده شده است. بر طبق این مطالعه عدم وجود شاخه جلویی STA مشاهده نشده است و تنها در یک نمونه شاخه parietal موجود نبوده و STA به عنوان شاخه جلویی ادامه پیدا کرده است. در اکثر نمونه‌ها قطر شاخه جلویی بزرگ‌تر از شاخه دیگر است.

STA و سیاهرگ‌ها تصاویر گرمایی بسیار آشکاری را ایجاد می‌کنند (شکل ۲-۲ (الف) و ۲-۲ (ب)). سیاهرگ‌های صورت همانند دیگر سیاهرگ‌های بدن موازی سرخرگ‌ها هستند ولی سیاهرگ‌ها مستقیم‌تر بوده و پیچ و خم کمتری دارند (شکل ۲-۲ (ب)).



شکل ۲-۲ تصویربرداری گرمایی STA. (الف) مناطقی که ضربان شریانی می‌تواند اندازه‌گیری شود. (ب) دید نزدیک‌تر منطقه پیشانی. شاخه جلویی STA و سیاهرگ صورت به وضوح قابل مشاهده بوده و موازی هستند. سیاهرگ صاف‌تر بوده و دارای انحراف کمتری از STA است.

به دلیل تمامی موارد بالا شاخه اصلی STA (نزدیک گوش) و شاخه جلویی آن برای این مطالعه

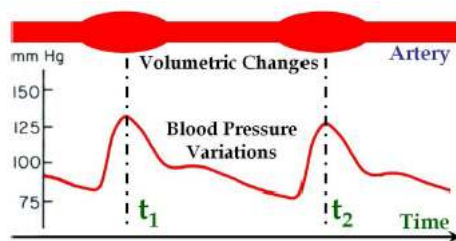
انتخاب شده‌اند. علاوه بر آن رگ STA در این ناحیه بسیار سطحی و نمایان بوده و نسبت به تغییر

¹ Frontal

شکل‌های مشاهده‌شده در ناحیه شاه‌رگ اصلی همانند تغییرات حجم در اثر تنفس، صحبت، انقباضات ماهیچه‌ای و بلعیدن مصون است.

۳-۱-۲ تصویربرداری گرمایی ضربان شریانی

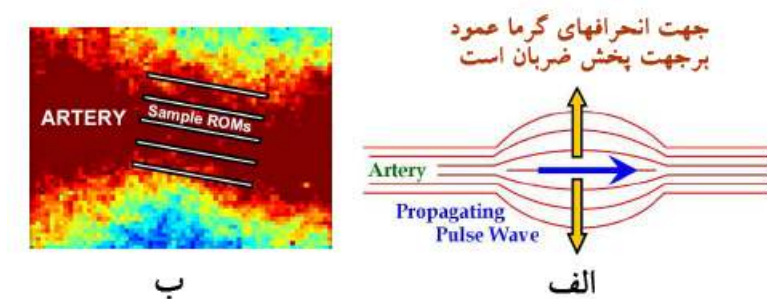
موج فشارخون سرخرگی در هنگام حرکات انقباضی قلب ایجاد شده و در کل شاخه سرخرگ‌ها پخش می‌شود و خون را در کل سیستم گردش خون به جریان درمی‌آورد. هنگامی که موج فشار در شبکه سرخرگ‌ها پخش می‌شود دیواره سرخرگ‌ها منبسط شده و ضربان نبض سرخرگی را در سرخرگ‌های اصلی سطحی بدن ایجاد می‌کند. شکل (۳-۲) این فرآیند را نمایش می‌دهد.



شکل ۳-۲ پخش موج فشارخون سرخرگی

ما درخت سرخرگ را به عنوان شبکه‌ای استوانه‌ای از لوله‌ها در نظر می‌گیریم. فرضیه ما این است که تغییرات حجمی در دیواره سرخرگ‌ها در هنگام تغییرات فشار، توزیع گرما در طول سرخرگ را تحت تأثیر قرار می‌دهد. علاوه بر این فرض می‌کنیم که انحراف‌ها در جهت شعاعی هستند و نه در جهت طولی. این فرضیه در شکل ۴-۲ (الف) نشان داده شده است. تغییرات گرمای عبوری از پوست توسط

دوربین گرمایی IR ثبت می‌شوند. از آنجائیکه طول موج ضربان طولانی‌تر از ¹ROM است، منطقی است که اجزاء ضربان را در بعضی بخش‌های نوار مانند ROM که در جهت طولی سرخرگ هستند به دست آوریم (شکل ۲-۴ (ب)).



شکل ۲-۴ انحراف توزیع دما در امتداد سرخرگ که به وسیله پخش ضربان سرخرگی ایجاد می‌شود. (الف) یک ترسیم نمادین از تغییر در نقشه گرمایی هنگامی که رگ در اثر افزایش فشارخون منبسط شده و سپس بعد از عبور موج ضربان منقبض شده است. (ب) تصویر گرمایی بخشی از شاخه جلویی STA

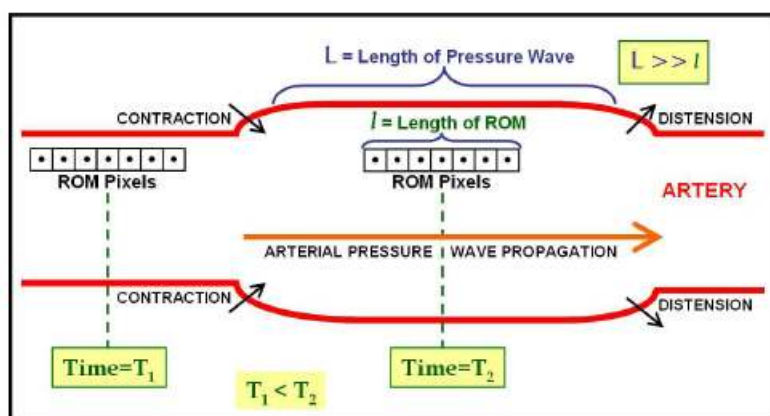
در این حالت انحراف‌های شعاعی گرما که به وسیله پخش ضربان ایجاد می‌شود در هر کدام از

پیکسل‌های ROM هم فاز خواهند بود و متوسط کردن آن‌ها در هر فریم نتیجه مورد نظر را بدست خواهد داد.

متأسفانه این روش عملی نیست و علت این است که تعداد زیادی الگوهای گرمایی غیر مرتبط روی پوست موجود است که سیگنال ضربان را خراب می‌کند. ما پیشنهاد می‌کنیم که این ROM ها را در زیر فضای موجکشان بسازیم. با این روش می‌توانیم پدیده‌های گرمایی متفاوت را در زیر فضاهای متفاوت

¹ Region of Measurement

جداسازی کنیم و سیگنال مورد نظر را از یک زیر فضا که با دیگر زیر فضاها همپوشانی ندارد با موفقیت بازسازی کنیم. لایه‌های خشن موجک مورد نظر ما نیستند زیرا که ضربان شریانی متناوب^۱ با تغییرات گرمایی کلی روی پوست مرتبط نیست. اجزاء نمایان ضربان باید در اجزاء افقی و یا طولی لایه‌های نرم موجک که می‌توان به عنوان لبه‌های نرم به آن اشاره کرد، وجود داشته باشند. زیرا که تغییرات نرم توزیع گرما را نمایش می‌دهند.



شکل ۵-۲ ثبت رویدادهای پخش ضربان شریانی از انحراف‌های متناوب لبه‌های طولی نرم توزیع گرما در امتداد شریان .

۴-۱-۲ آنالیز موجک

همان طور که در شکل ۵-۲ مشاهده می‌کنید، پیکسل‌های ROM به عنوان آرایه تک بعدی در جهت

طولی شریان نمایش داده شده است. زمان T_1 زمان استراحت (غیر منبسط) شریان است. در زمان T_2

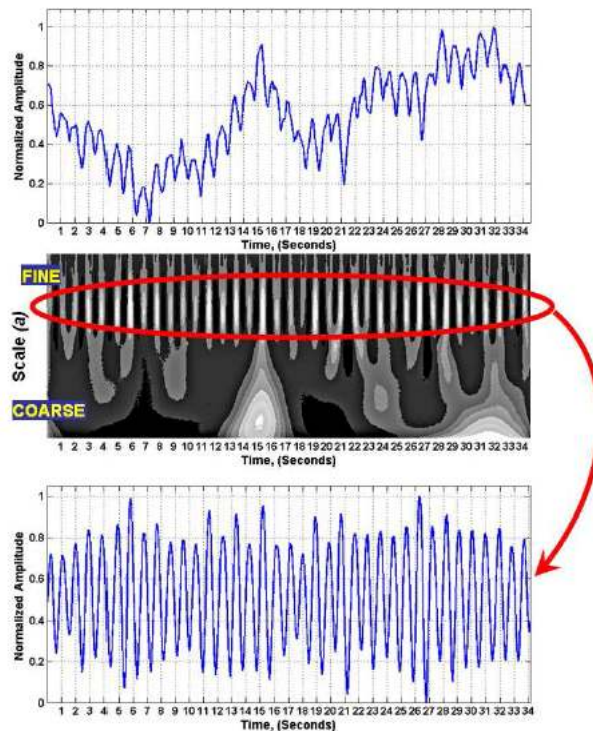
شریان توسط افزایش فشارخون انبساط پیدا کرده است. این مسئله باعث توزیع دوباره گرما در جهت

شعاعی شده است. لبه‌های افقی حرکت کرده و باعث تغییر مقادیر در ROM می‌شوند. انحراف‌های طولی

¹ periodic

گرما به دلیل انبساط شریان آن قدر قابل مشاهده نیست. اگر چه بعضی فرآیندهای دیگر گرمایی می‌توانند باعث تغییر توزیع گرما به صورت طولی شوند که ممکن است سیگنال را خراب کنند. مقیاس موجک مناسب، جهت فریم با توجه به جهت موجک، اندازه ROM و محل آن مناسب‌ترین شکل موج همراه با بهترین اندازه‌گیری تناوب را نتیجه می‌دهد. ما از موجک تک بعدی کلاه مکزیکی به جهت دقت مکانی بالای آن استفاده می‌کنیم. از کلاه مکزیکی جهت جداسازی حداقل و حداکثر محلی خشن تا نرم شکل موج‌ها و اندازه‌گیری تناوب آن‌ها استفاده می‌شود.

با توجه به شکل ۲-۶ سیگنال خام بدست آمده از شاخه جلویی STA با توجه به بهترین اندازه‌گیری تناوب انتخاب شده و در بالای شکل ترسیم شده است. تبدیل موجک شکل بالا در وسط همان شکل آمده است که موج را با توجه به مقیاسها جداسازی کرده است و قسمتهایی که الگوهای تناوبی دارند را جداسازی کرده است. شکل موج پایین نتیجه تبدیل پیوسته معکوس تبدیل موجک بعد از آستانه گذاری و حذف الگوهای نامربوط است.



شکل ۶-۲ نمونه‌ای از آنالیز پیوسته موجک از شکل موج خام ضربان شریانی. (بالا) شکل موج گرمایی خام که از شاخه جلویی STA به دست آمده است. (وسط) تبدیل موجک پیوسته شکل بالا. تبدیل موجک کلاه مکزیکی استفاده شده است. (پایین) تبدیل معکوس

نتایج ۵-۱-۲

ما هشت نفر (۷ مرد و یک زن) که دارای محدوده سنی ۲۵ - ۴۵ بودند را با این روش مورد آزمایش قرار دادیم. از یک دستگاه ضربان سنج نیز برای تصدیق صحت آزمایش‌ها استفاده کردیم. زمان برای اندازه‌گیری ضربان شریانی ۴۰ - ۲۰ ثانیه با سرعت ۳۰ فریم در ثانیه است. نتایج اندازه‌گیری ضربان شریانی برای هر ۸ فرد در شکل ۷-۲ نمایش داده شده است. ۱۲ ثانیه ضربان شریانی با دوربین گرمایی IR با قرمز ترسیم شده است. داده دستگاه ضربان سنج نیز با آبی ترسیم شده است. فرکانس موج در زیر

هر ترسیم داده شده است. همان طور که در شکل ها مشاهده می کنید ارتباط قوی بین داده بدست آمده از دوربین گرمایی و ضربان سنج واقعی موجود است و همچنین سرعت ضربان نیز کاملاً در هر دو دستگاه مطابقت می کند. در صورتی که می خواهید از دستگاه های استفاده شده در این آزمایش ها با جزئیات اطلاع پیدا کنید لطفاً به مقاله اصلی (چکمنو، ۲۰۰۷) مراجعه کنید.

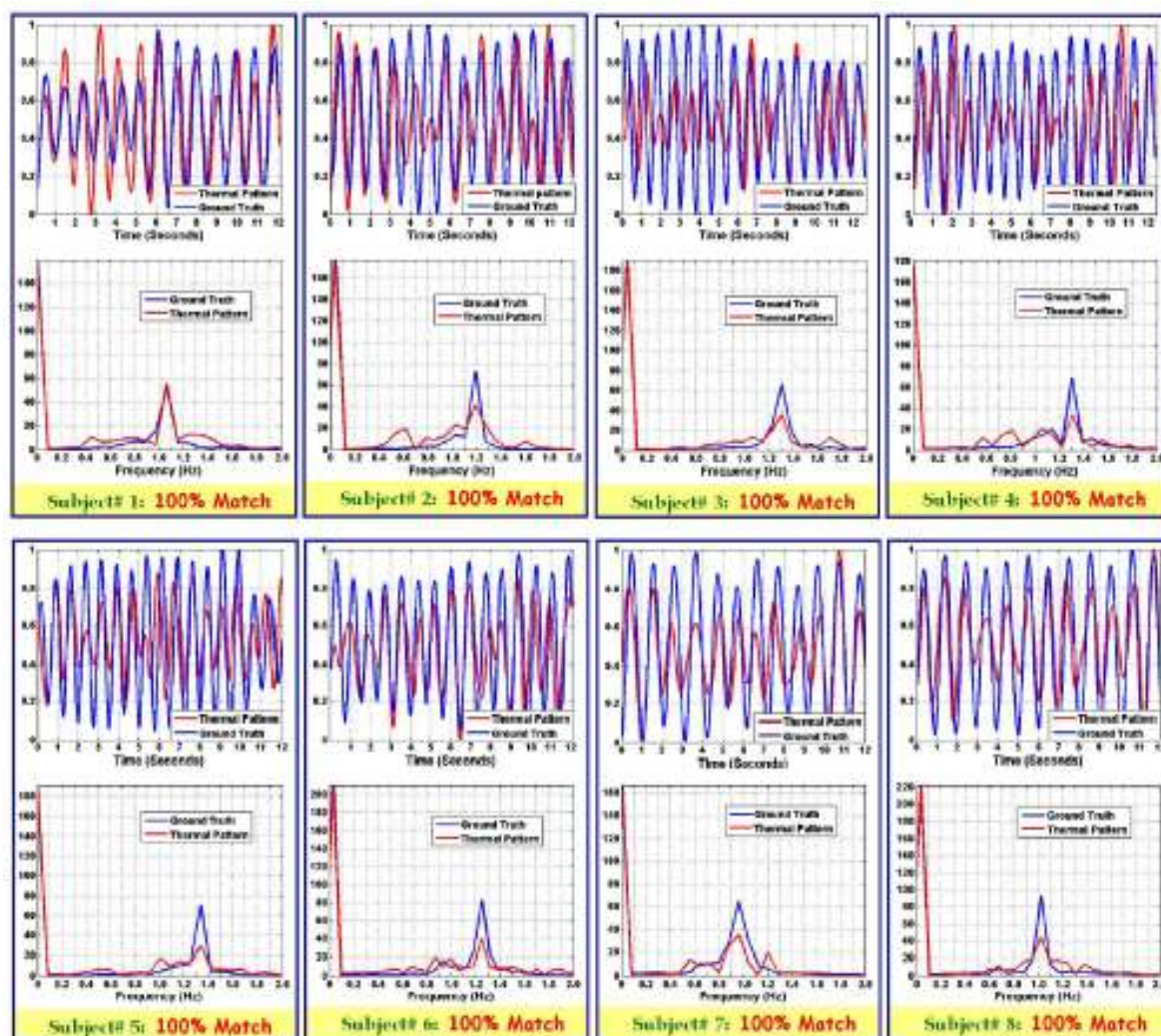
مسائلی که در این روش وجود دارد:

۱. حرکت شخص

برای غلبه بر این مشکل از فویل های آلومینیومی که روی صورت در محل تصویربرداری چسبانده می شود، استفاده شده است تا محل علامت های فویل از یک فریم به فریم دیگر قابل پیگیری باشد.

۲. پیدا کردن بهینه ترین انتخاب ROM (همانند مقیاس، جهت، اندازه و محل)

ما سعی کردیم که محلی را که نزدیک به سطحی ترین رگ نمایان (که می تواند سرخرگ و یا سیاهرگ) باشد را همراه با پیکربندی های مختلف ROM (از نظر مقیاس، جهت، اندازه و محل) به صورت خودکار پایش کنیم و بهترین محل را که ضربان شریانی در آن نمایان تر است را استفاده کنیم.



شکل ۲-۷ نتیجه آزمایش‌ها. تمامی اندازه‌گیری‌ها روی شاخه جلویی STA انجام گرفته است.

نتایج به دست آمده در این تحقیق از شاخه جلویی STA بدست آمده است ولی می‌توان از شاخه اصلی STA که نزدیک به گوش است و دارای قطر بزرگ‌تری از شاخه جلویی است نیز برای آزمایش استفاده کرد.

مزیت این روش این است که نه تنها سرعت ضربان قلب را بلکه فواصل بین ضربه‌ها را نیز می‌توانیم اندازه‌گیری کنیم. در حقیقت هم می‌توان سرعت ضربان قلب و هم تغییرات سرعت ضربان را در حوزه زمان و فرکانس اندازه‌گیری کنیم که هر دوی آن‌ها برای نظارت بر سلامت سیستم قلب و عروق مهم هستند.

۲-۲ اندازه‌گیری غیر تماسی و خودکار ضربان قلب با استفاده از تصاویر ویدئویی و جداسازی

کور منابع

۱-۲-۲ معرفی

همان طور که در مباحث قبلی گفته شد، روش‌های قبلی اندازه‌گیری خودکار و غیر تماسی علائم حیاتی چون ضربان قلب از منابع نور خاص همچون مادون قرمز بهره می‌بردند، ولی تحقیقات اخیر نشان می‌دهد (ویرینگ، ۲۰۰۵، هومپهریس، ۲۰۰۷، تاکانو، ۲۰۰۷، س.هو، ۲۰۰۸، ورکروسه، ۲۰۰۸) که می‌توان از Photoplethysmography یا PPG - یک روش کم هزینه و کم تهاجمی برای دریافت امواج ضربان قلب- با استفاده از تغییرات نور عبوری یا منعکس شده استفاده کرد.

این تکنیک می‌تواند اطلاعات ارزشمندی را در مورد سیستم قلبی در اختیار شما قرار دهد، از جمله ضربان قلب، میزان اشباع اکسیژن خون شریانی، فشارخون، میزان خروجی و کار مستقل قلب (ج.آلن، ۲۰۰۷).

تحقیقات اخیر (ورکروسه، ۲۰۰۸، تاکانو، ۲۰۰۷) نشان می‌دهد که می‌توان با استفاده از یک دوربین

دیجیتال در نور عادی محیط به عنوان منبع روشنایی اندازه‌گیری ضربان قلب را انجام داد.

این روش از مدل‌های ریاضی که قابل محاسبه است، بهره می‌جوید. یکی از مشکلات این روش حرکت

است یعنی در صورت تکان و حرکت فردی که در مقابل دوربین نشسته است احتمال خرابی سیگنال

وجود دارد. بنابراین غلبه بر این مشکل یکی از دشوارترین مسائل و مشکلات این روش است. یکی دیگر

از مشکلات این روش نویز است. نویز معمولاً در همان باند فرکانس سیگنال مورد نظر است. به همین

دلیل استفاده از فیلتر خطی با فرکانس برش ثابت مؤثر نخواهد بود.

برای حذف نویز از روش جداسازی کور منابع یا BSS استفاده نمودیم. جداسازی کور منابع عبارت

است از بازسازی منابع یا سیگنال‌های مشاهده نشده از یک مجموعه سیگنال ترکیبی مشاهده شده، در

صورتی است که هیچ اطلاعات قبلی در مورد فرآیند ترکیب نداشته باشیم. مشاهدات ما از خروجی

حسگرها بدست می‌آیند و هر حسگری ترکیب متفاوتی از سیگنال‌های منبع را دریافت می‌کند. روش‌های

مختلفی برای BSS موجود است در این جا ما از روش ¹ICA استفاده می‌کنیم. ICA، روشی برای پیدا

کردن سیگنال‌های منبع مستقل از مجموعه‌ای از مشاهدات است که شامل ترکیب خطی از منابع مورد نظر

است. این روش اخیراً کاربردهای فراوانی پیدا کرده است همانند حذف نویز از الکتروکاردیوگرام

(م.پ.چاولا، ۲۰۰۸) جداسازی الکتروکاردیوگرام مادر و جنین که همزمان گرفته شده و نظایر آن. ما نیز

در اینجا از ICA برای کاهش اثر حرکت در اندازه‌گیری PPG بهره بردیم.

¹ Independent Component Analysis

۲-۲-۲ مقدمات و نحوه کار

این کار توسط یک کامپیوتر لپ تاب و یک دوربین وب کم عادی که روی آن قرار دارد صورت گرفته است.

تمامی ویدیوها با مشخصات زیر ضبط شده‌اند:

- مدل رنگ RGB ، ۲۴ بیتی (۳ کانال و هر کانال ۸ بیت)

- سرعت ۱۵ فریم در ثانیه (۱۵ fps)

- رزولوشن ۴۸۰*۶۴۰ پیکسل

- فرمت ذخیره‌سازی AVI

این آزمایش روی ۱۲ فرد (۱۰ مرد و ۲ زن) بین سنین ۳۱-۱۸ صورت گرفته است. سعی کردیم از افراد با سنین، جنسیت، و رنگ پوست مختلف استفاده کنیم. در حین آزمایش یک حسگر ضربان^۱ BVP تأییدشده توسط وزارت غذا و داروی آمریکا و موجود در بازار روی انگشت فرد مورد آزمایش قرار داده شده که دارای فرکانس ۲۵۶ Hz است. این آزمایش‌ها در محیط بسته صورت گرفته و از نور آفتاب متغیر به عنوان تنها منبع روشنایی استفاده شده است. افراد مورد آزمایش در فاصله ۰/۵ متری جلوی وب کم قرار گرفته‌اند. آزمایش در ۲ مرحله صورت گرفته است. در مرحله اول از فرد خواسته شده است که بی-حرکت نشسته و به وب کم خیره شود. در مرحله دوم از فرد مورد آزمایش خواسته می‌شود که به طور

¹ Blood volume pulse

طبیعی حرکت کند همانند وقتی که با لپ تاب کار می‌کند ولی از حرکات تند و شدید پرهیز کند. هر کدام از ویدیوها ۱ دقیقه طول می‌کشد.

علاوه بر آن یک ویدئویی ۱ دقیقه‌ای از ۳ فرد در زمان استراحت را به صورت همزمان ضبط کردیم.

۳-۲-۲ فرآیند کار

آنالیز و پردازش تمامی مراحل ضبط ویدیوها توسط برنامه‌ای که در MATLAB نوشته شده است، انجام گرفته است. تمامی مراحل زیر در شکل ۸-۲ نمایش داده شده است.

(۱) ابتدا از یک الگوریتم برای پیدا کردن خودکار محل صورت، ناحیه مورد نظر یا ROI^۱ هر فریم

ویدیو جهت آنالیز استفاده می‌کنیم. شکل ۸-۲ (الف) برای انجام این کار یعنی پیدا کردن ROI، ما

از نسخه‌ای از کتابخانه OpenCv که با MATLAB سازگاری دارد، استفاده کردیم. الگوریتم

تشخیص صورت OpenCv بر اساس تحقیقات وایولا و جونز^۲ (2001) و لاینه‌هارت و مایدت^۳

(2002) است. الگوریتم مختصات x و y و همچنین طول و عرضی را که جعبه اطراف صورت را

مشخص می‌سازد به ما می‌دهد. سپس ما ۶۰٪ عرض و کل طول جعبه را به عنوان ROI در نظر

می‌گیریم. برای اجتناب از خطا، اگر هیچ صورتی تشخیص داده نشد، مختصات صورت فریم قبلی

¹ Region Of Interest

² Viola and Jones

³ Lienhart and maydt

مورد استفاده قرار می‌گیرد و اگر چند صورت تشخیص داده شد، الگوریتم مختصاتی را که با فریم

قبلی نزدیکترین تطابق را دارد در نظر می‌گیرد.

۲) سپس ما ناحیه ROI را به سه کانال مجزای قرمز، سبز و آبی تفکیک می‌کنیم (شکل ۸-۲ (ب)) و

سپس میانگین پیکسل‌های هر فریم را به دست آورده تا برای هر سه رنگ قرمز، سبز و آبی یک

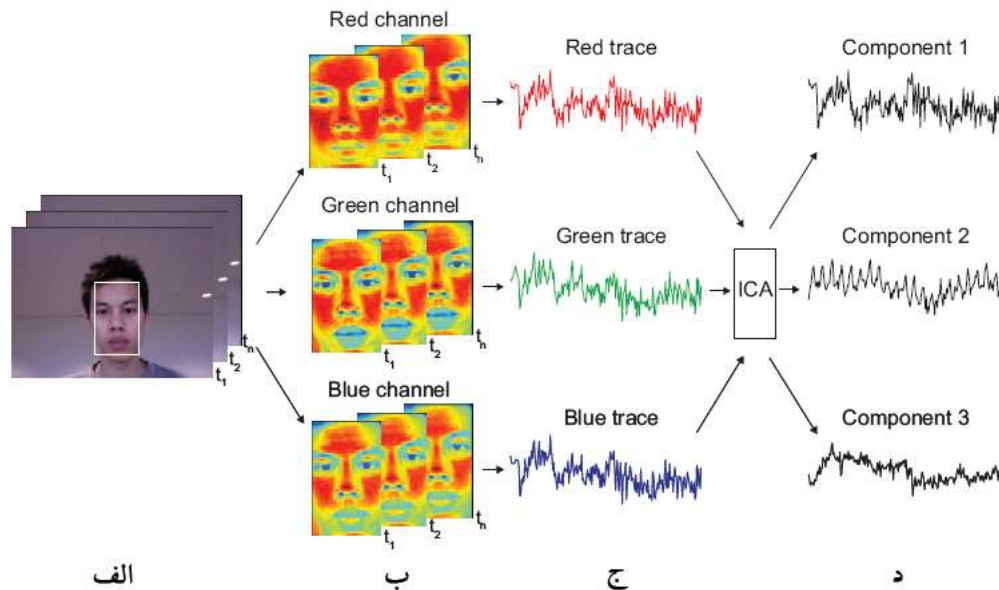
عدد جهت محاسبات به دست آید و دنباله‌های خام $x_3(t)$, $x_2(t)$, $x_1(t)$ پدیدار شوند شکل ۸-۲

(ج).

سپس ما دنباله‌های خام x_3 , x_2 , x_1 را به شکل زیر نرمال سازی می‌کنیم:

$$x'_i(t) = \frac{x_i(t) - \mu_i}{\delta_i}$$

به قسمی که μ_i و σ_i به ترتیب میانگین و انحراف معیار $x_i(t)$ هستند.



شکل ۸-۲ فرآیند بازیابی ضربان قلب (الف) محل مورد نظر (ROI) با استفاده از یک شناسایی کننده صورت به صورت خودکار پیدا شده است. (ب) ROI به سه کانال RGB تقسیم شده و به صورت مکانی متوسط شده. (ج) دنباله‌های خام ICA، RGB روی دنباله‌های نرمال شده RGB اعمال شده است. (د) سه سیگنال منبع مستقل

۳) سپس با استفاده از ICA ما سه سیگنال منبع (اصلی) مستقل را از دنباله‌های خام نرمال سازی شده

$(x'_i(t))$ بدست می‌آوریم. در این فرآیند ما از الگوریتم (JADE) که توسط کاردوسو^۱ (۱۹۹۹)

ارائه شده است، استفاده می‌کنیم. ما سه جزء را پیدا می‌کنیم که هر کدام مربوط به یک رنگ می-

باشند. جزء دوم یعنی رنگ سبز قوی‌ترین سیگنال ضربان قلب را نشان می‌دهد. به همین دلیل نیز

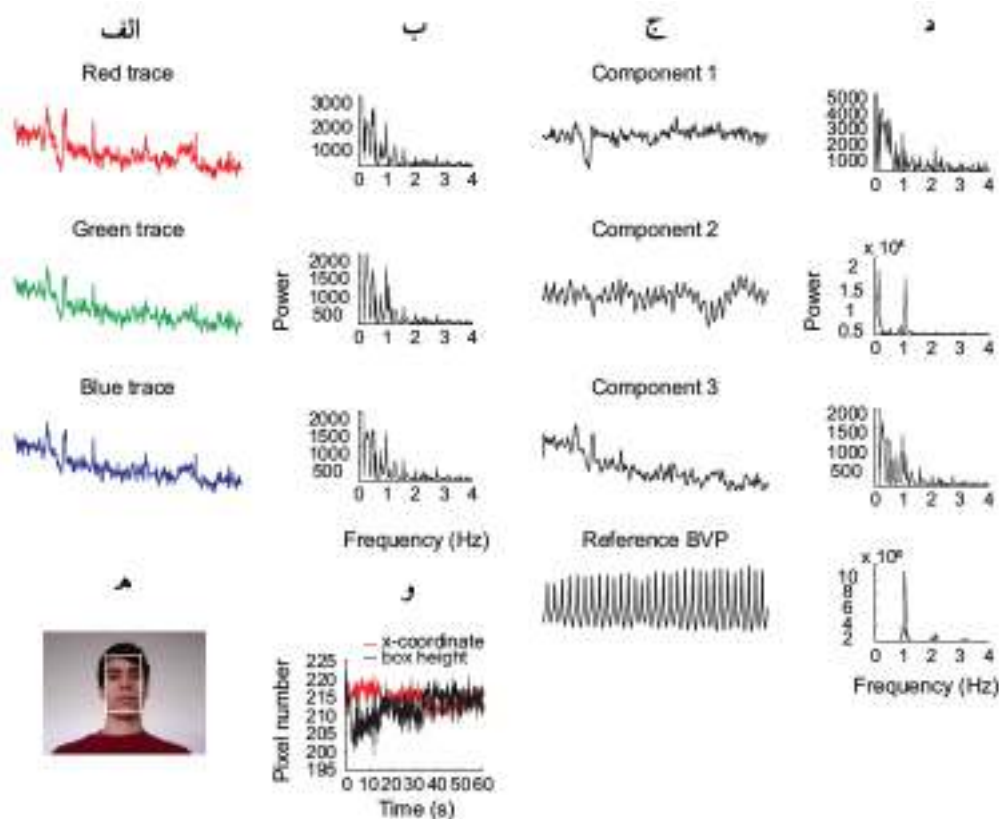
جهت سادگی و بهتر شدن نتایج ما همیشه از جزء دوم برای آنالیز استفاده می‌کنیم

(شکل ۸-۲(د)).

¹Cardoso

۴) در انتها تبدیل فوریه سریع (FFT) را روی سیگنال منبع انتخاب شده، اعمال می‌کنیم. فرکانس پالس به عنوان قوی‌ترین فرکانس مکانی در باند فرکانسی عملیاتی در نظر گرفته می‌شود. در این آزمایش محدوده فرکانس عملیاتی [۴ و ۰/۷۵] در نظر گرفته شده است که مطابق با [۲۴۰ و ۴۵] ضربه در دقیقه است ($۰/۷۵ = ۴۵/۶۰$ و $۴ = ۲۴۰/۶۰$). بدین ترتیب ما محدوده بزرگی را در نظر گرفتیم. از طرف دیگر ما از یک سیگنال ضبط شده توسط دستگاه ثبت ضربان قلب که به انگشت دست متصل است به عنوان مرجع، استفاده کردیم (BVP).

با وجود اینکه ما از ICA استفاده کردیم ولی باز هم ممکن است محاسبات فرکانس ضربان تحت تأثیر نویز قرار گیرد. برای اجتناب از این موضوع ما از سابقه تخمین پالس برای عدم پذیرش بخش‌هایی که تغییر فرکانس پالس تخمینی آن‌ها از فرکانس تخمینی قبلی از یک آستانه بالاتر باشد، استفاده می‌کنیم. اگر تفاوت فرکانس تخمینی فعلی از فرکانس تخمینی قبلی بیش از آستانه باشد (ما از آستانه ۱۲ ضربه در دقیقه در این آزمایش استفاده کردیم) الگوریتم این فرکانس را قبول نمی‌کند و قوی‌ترین محدوده فرکانسی عملیاتی بعدی مورد قبول را جستجو می‌کند. اگر هیچ فرکانس ماکسیمم شرایط مورد نظر را برآورده نسازد، الگوریتم فرکانس تخمینی فعلی را برمی‌گرداند.



شکل ۹-۲ بازیابی ضربان قلب از ضبط ویدئویی با یک وب کم از یک فرد در زمان استراحت. (الف) دنباله‌های RGB، ۳۰ ثانیه‌ای. (ب) طیف توان متناظر آن‌ها. (ج) بازیابی اجزاء مستقل با استفاده از ICA همراه با سیگنال BVP انگشتی مرجع و (د) طیف توان متناظر آن‌ها. (ه) تک فریم گرفته‌شده از ضبط ویدئویی وب کم همراه با ROI محلی شده (جعبه سفید). (و) ROI محلی شده در زمان یک دقیقه

نتایج ۴-۲-۲

نمونه‌ای از این روش جهت پیدا کردن ضربان قلب در حالت استراحت از طریق وب کم کامپیوتر در

شکل ۹-۲ نمایش داده شده است. این شکل نمونه‌ای از ۳۰ دقیقه ضبط ویدئو از فرد را نشان می‌دهد.

شکل ۹-۲(الف) دنباله‌های ضبط‌شده سه رنگ RGB، به صورت تفکیک شده را نشان می‌دهد، که

شامل هیچ اطلاعاتی در مورد ضربان قلب نیست. شکل ۹-۲(ج) که نتیجه اعمال ICA است. به وضوح

مشاهده می‌شود که جزء دوم (مربوط به رنگ سبز) اطلاعات مربوط به ضربان قلب را نشان می‌دهد.

همچنین مشاهده می‌کنیم که این اطلاعات با سیگنال BVP که به عنوان راهنما نشان داده شده، تطابق

دارد. طیف نمایش داده شده در شکل ۲-۹ مربوط به RGB خام و ICA که همه آن‌ها یک حداکثر را در

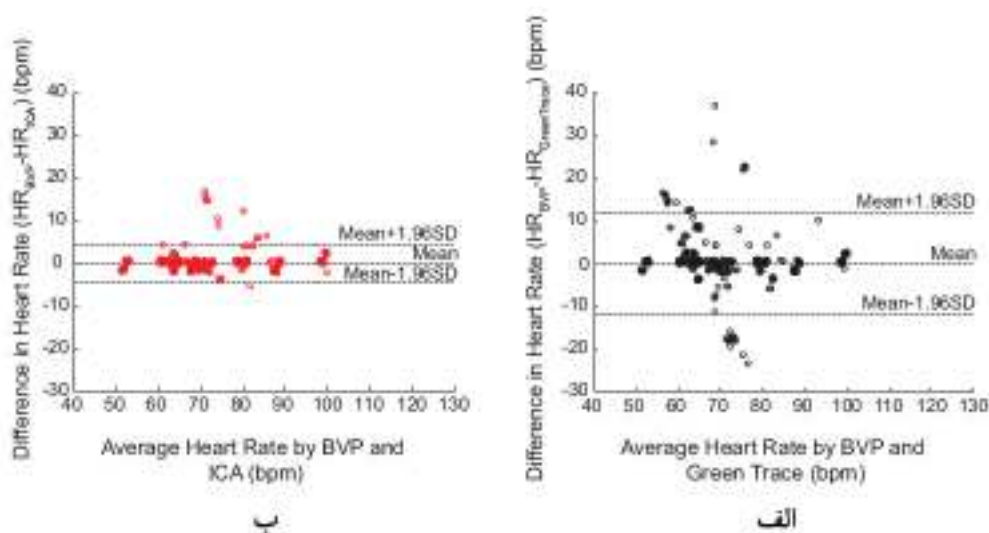
نزدیکی نقطه $1/0.3$ هرتز نشان می‌دهند ولی طیف مربوط به جزء دوم دارای بالاترین SNR بوده و

تخمین فرکانس آن ($1/0.7$ هرتز) نزدیک‌ترین تخمین به فرکانس راهنما است.

از نمودارهای بلاند آلمان^۱ (۱۹۸۶) برای تفسیر دو روش اندازه‌گیری و مقایسه آن‌ها استفاده شده

است. تفاوت بین اندازه‌گیری‌های ICA و حسگر BVP انگشتی Flexcomp در مقایسه با میانگین‌های هر

دو رسم شده است. میانگین و انحراف معیار استاندارد (SD) اختلاف‌ها رسم شده است.



شکل ۲-۱۰ ترسیم‌های بلاند - آلمان که مطابق ۳۰ ثانیه‌ای اندازه‌گیری ضربان قلب از اشخاص در زمان استراحت با استفاده از BVP انگشتی و (الف) دنباله کانال سبز خام (دایره‌های مشکی) و (ب) روش ICA پیشنهادی (دایره‌های قرمز) را نشان می‌دهد. خطوط، میانگین و ۹۵٪ تطابق را نشان می‌دهد.

¹ Bland Altman

شکل ۱۰-۲ (الف) اختلاف اندازه‌گیری BVP و جزء رنگ سبز خام بدست آمده را نشان می‌دهد و شکل ۱۰-۲ (ب) اختلاف اندازه‌گیری BVP و جزء سبز که ICA روی آن اعمال شده را نشان می‌دهد. این شکل تأثیر ICA را به وضوح نشان می‌دهد. با مقایسه این دو نمودار و آنالیز آن‌ها مشاهده شده که نمودار ۱۰-۲ (الف) دارای بایاس میانگین یا $\bar{d}$ برابر با $0/09$ ضربه در دقیقه بوده و دارای 91% تطابق است درحالی‌که نمودار ۱۰-۲ (ب) دارای بایاس میانگین برابر با $0/05$ - ضربه در دقیقه بوده و دارای 95% تطابق است. ریشه میانگین مربع خطا با اعمال ICA تقریباً 3 برابر یعنی از 6 ضربه در دقیقه به $2/29$ ضربه در دقیقه کاهش یافته است.

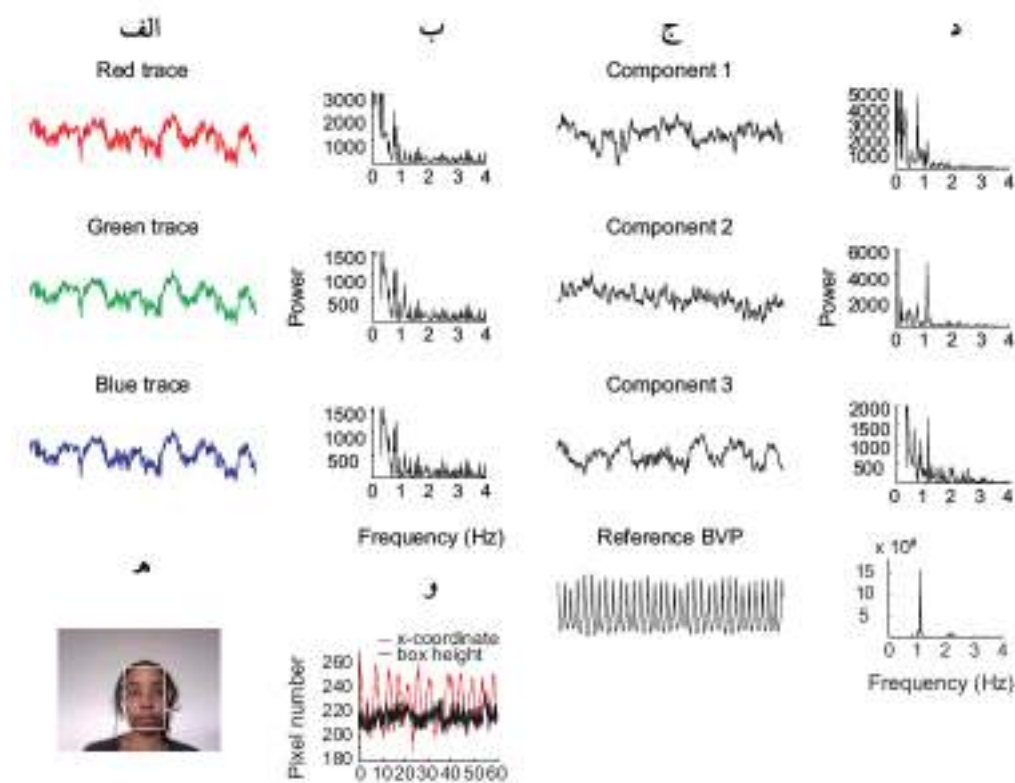
۵-۲-۲ اندازه‌گیری ضربان قلب در زمان فعالیت

حال بایستی روش پیشنهادی را هنگامی که فرد حرکت می‌کند، آزمایش کنیم. در این آزمایش از افراد خواسته شده که سر یا بدن خود را درحالی‌که نشسته‌اند به آرامی حرکت دهند. حرکات عبارت‌اند از چرخش سر به دو طرف، تکان دادن سر، بالا و پایین نگاه کردن و خم شدن به جلو و عقب.

افراد همچنین می‌توانستند در هنگام ضبط ویدیو بخندند و یا صحبت کنند. آزمایش‌ها نشان می‌دهند که سیگنال بدست آمده خام RGB شامل اطلاعات فرکانس ضربان قلب واضح نبوده (شکل ۱۱-۲ (الف)) و طیف آن بسیار نویزدار است (شکل ۱۱-۲ (ب)). طیف سیگنال راهنمای BVP دارای یک حداکثر واضح در فرکانس $1/1$ هرتز همراه با هارمونیک دوم است. ولی طیف بدست آمده از سیگنال بهبود داده شده توسط ICA دارای یک حداکثر در فرکانس ضربان $1/1$ هرتز می‌باشد (شکل ۱۱-۲ (د)). اگر چه این

سیگنال ضعیف‌تر از آنچه در زمان استراحت بدست آمده بوده است. در اینجا نیز جزء دوم سیگنال RGB دارای SNR بهتری است.

تحلیل نتایج این سیگنالها با نمودار بلند-آلتمان نشان می‌دهد که کارایی با به‌کارگیری ICA بسیار بهبود می‌یابد و در حالت استفاده از سیگنالهای خام دقت محاسبات بسیار پایین است.



شکل ۲-۱۱ بازیابی ضربان قلب از یک ضبط ویدئویی وب کم از یک فرد در حالت حرکت. (الف) دنباله‌های خام RGB ۳۰ ثانیه‌ای. (ب) طیف توان متناظر آن‌ها. (ج) اجزای بازیابی شده مستقل با استفاده از ICA همراه با سیگنال BVP انگشتی مرجع. (د) طیف توان متناظر آن‌ها. (ه) تک فریم گرفته شده از ضبط ویدئویی وب کم همراه با ROI محلی شده (جعبه سفید). (و) ROI محلی شده در زمان یک دقیقه

۶-۲-۲ اندازه‌گیری همزمان ضربان قلب چندین فرد

برای نمایش توانایی این روش، ضربان قلب ۳ فرد را به طور همزمان اندازه‌گیری نمودیم و ضربان اندازه‌گیری شده را با ضربان راهنمای BVP مقایسه کردیم. این آزمایش نشان داد که نمودار ضربان قلب اندازه‌گیری شده توسط این متد با ضربان راهنمای BVP تطابق خوبی دارد. ¹ RMSE برای سه فرد به ترتیب ۲/۲۳ ضربان در دقیقه، ۲/۶۶ ضربان در دقیقه و ۴/۵۶ ضربان در دقیقه است. این نشان می‌دهد که از این روش می‌توان برای اندازه‌گیری همزمان ضربان قلب چندین فرد به همان روشی که برای یک نفر انجام می‌شود، استفاده کرد.

۷-۲-۲ بحث

ما در این روش نشان دادیم که می‌توان با استفاده از یک وب کم ارزان‌قیمت (۱/۳ مگا پیکسل دقت با عدسی پلاستیکی و فوکوس ثابت) تعبیه شده روی کامپیوتر لپ تاب، ضربان قلب را در حالت استراحت و فعالیت با دقت ۹۵٪ اندازه‌گیری نمود. همان طور که می‌دانید آزمایش ما نشان داد که روش پیشنهادی در زمان استراحت دارای بایاس ($\bar{d} = -0.05 \pm 2.29$ bpm) و در صورت وجود حرکت دارای بایاس ($\bar{d} = 0.64 \pm 4.59$ bpm) است. در هر دو حالت، ICA میانگین بایاس و انحراف استاندارد

¹ Root mean square error

را کاهش داد. این روش در مقایسه با روش تصویربرداری حرارتی^۱ رگ اصلی سطحی که دارای بایاس می‌دهد. $(\bar{d} = 4/74 \pm 9/28 \text{ bpm})$ است و توسط گاربی، ات، ال^۲ (۲۰۰۷) ارائه شده است، نتایج بهتری را نشان می‌دهد.

این روش دارای مشکلاتی است که به ترتیب آن‌ها را مرور می‌کنیم و راه‌حلهایی را برای آن‌ها پیشنهاد می‌دهیم:

۱- حرکت یکی از مشکلات بزرگ این روش و روش‌های مشابه است.

یکی از راه‌حل‌ها این است که حرکات تند و شدید را قبل از انجام محاسبات تشخیص داده و آن‌ها را کنار بگذاریم و وارد محاسبات نکنیم.

۲- مسئله دیگر تشخیص خودکار صورت است.

در صورت وجود حرکت تعداد زمان‌هایی که صورت تشخیص داده نشده و رد می‌شود بالا می‌برد. ممکن است پس زمینه نامناسب باعث شود که ۲ تا صورت تشخیص داده شود و دوباره این فریم رد شود.

همان طور که می‌دانید ما از کتابخانه از قبل آموزش یافته صورت OpenCv^۳ برای این روش استفاده می‌کنیم. یک راه حل برای این موضوع این است که الگوریتم را با مثال‌های خاص این

^۱ Thermal imaging

^۲ Garbey et al

^۳ Pre-trained openCv classifier

کاربرد آموزش دهیم و بگذاریم که اهداف کارایی مورد نظر کاربر تنظیم شود. این مسئله می‌تواند

تشخیص صورت را در موارد بالا بهبود بخشد.

۳- این آزمایش در اتاق با نور کافی انجام شده است. (با روشنایی متوسط خاکستری ۶۱ تا ۱۲۵). اگر

اتاق تاریک باشد، انتظار می‌رود که نتایج الگوریتم قانع کننده نباشد.

۸-۲-۲ پیشرفت در اندازه‌گیری‌های فیزیولوژیکی چند پارامتری غیر تماسی با استفاده از

وب کم

مقاله قبلی اندازه‌گیری غیر تماسی ضربان قلب را با استفاده از وب کم کامپیوتر انجام می‌داد. این مقاله در ادامه مقاله قبلی است با این تفاوت که در این مقاله علاوه بر سرعت ضربان قلب، سرعت تنفس و تغییرات سرعت ضربان قلب یا HRV را نیز اندازه‌گیری می‌کنیم.

۱-۸-۲-۲ فرآیند بازیابی ضربان از طریق وب کم

ما این فرآیند را طبق قدم‌های مقاله قبل انجام می‌دهیم:

۱- پیدا کردن خودکار محل مورد نظر (ROI) جهت تصویربرداری

۲- جداسازی ROI در سه کانال RGB مجزا

۳- متوسط کردن تمامی پیکسل‌های هر فریم تا نقاط اندازه‌گیری برای هر سه رنگ قرمز، سبز و آبی

بدست آید. که این‌ها سه سیگنال خام ما را تشکیل می‌دهند.

۴- دنباله‌های یک دقیقه‌ای خام ابتدا هموارسازی شده و سپس نرمال سازی می‌شوند.

۵- دنباله‌های نرمال سازی شده خام به وسیله ICA به سه سیگنال منبع مستقل تجزیه می‌شوند.

ICA قادر است که اثرات حرکت را با جداسازی تغییرات برجسته ضربان از سیگنالهای مشاهده

شده خام از بین خنثی سازد. در اینجا از ذکر جزئیات پرهیز می‌کنیم. علاقه‌مندان می‌توانند مقاله

قبلی (مینگ-زهر، ۲۰۱۰) و یا مرجع اصلی این مقاله (مینگ-زهر، ۲۰۱۱) را مطالعه کنند.

۲-۸-۲-۲ کمی سازی پارامترهای فیزیولوژیکی

سیگنالهای منبع جداسازی شده با استفاده از فیلتر متوسط ۵- نقطه‌ای متحرک و یک فیلتر باند گذر

(یک پنجره همینگ ۱۲۸ نقطه‌ای، ۴ - ۰/۷ هرتز) هموارسازی می‌شوند. برای اصلاح نقاط ثابت ماکسیمم

BVP، سیگنال با استفاده از یک تابع اسپلاین^۱ مربعی با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز درونیابی شده

است. سپس الگوریتمی را نوشتیم که ماکزیممهای BVP را در سیگنال درونیابی شده پیدا کرده و از روی

آن فواصل بین ضربان IBI را به دست می‌آورد. برای اجتناب از تداخل امواج همانند حرکت و یا ضربه-

های خارجی، IBI ها را با استفاده از الگوریتم غیرمعمولی با آستانه متغیر (NC-VT) با ضریب تحمل

۳۰٪ (آ.نولاس^۲، ۲۰۰۶) فیلتر نمودیم. HR از میانگین‌های سری‌های زمانی IBI و توسط کسر $60/IBI$

بدست می‌آید.

¹ Spline

² A. Noulas

آنالیز HRV توسط تخمین تراکم طیف توان (PSD)^۱ و با استفاده از پریودگرام لومب انجام شد. توان‌های فرکانس پایین (LF) و فرکانس بالا (HF) اندازه‌گیری شدند زیرا که ناحیه زیر منحنی PSD به ترتیب منطبق با ۰/۱۵ - ۰/۴ هرتز و ۰/۴ - ۰/۱۵ هرتز بوده و در واحدهای نرمال کمی سازی شده است تا تأثیر تغییرات مقادیر در توان کل را مینیمم سازد. جزء LF با فعالیت انعکاسی فشار^۲ تنظیم می‌شود و شامل تأثیرات هر دوی سمپاتیک و پاراسمپاتیک می‌باشد (س. آکسلرود^۳، ۱۹۸۱).

جزء HF تأثیرات پاراسمپاتیک روی قلب را منعکس می‌سازد و وابسته به آریتمیای سینوسی تنفسی (RSA)^۴ می‌باشد. RSA پدیده‌ای قلبی - عروقی است که با تغییرات IBI که همگام با دم و بازدم هستند مربوط می‌باشد. ما همچنین نسبت LF/HF را اندازه‌گیری نمودیم.

از آنجائیکه جزء HF به تنفس وابسته است، سرعت تنفس^۵ با استفاده از طیف توان HRV تخمین زده می‌شود. هنگامی که فرکانس تنفس تغییر می‌کند، فرکانس مرکزی ماکزیمم HF همراه با RR تغییر مکان می‌دهد (ت. براون^۶، ۱۹۹۳). بنابراین ما RR را از فرکانس مرکزی ماکزیمم HF یعنی f_{HFpeak} در HRV PSD که از ثبت ویدیویی وب کم حاصل می‌شود بصورت $60 / f_{HFpeak}$ بدست می‌آوریم.

۳-۸-۲-۲ نتایج

^۱ Power spectral density

^۲ Baroreflex

^۳ S. Akselrod

^۴ Respiratory sinus arrhythmia

^۵ Respiratory rate

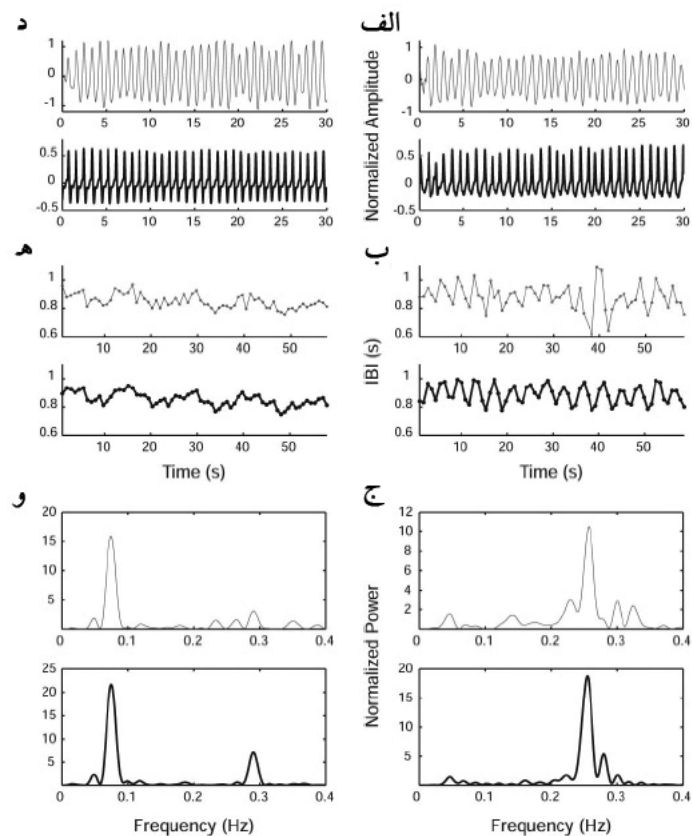
^۶ T. Brown

با استفاده از تکنیک بخش قبل طول موج BVP را با استفاده از وب کم کامپیوتر و بکارگیری ICA بدست آوردیم. نمونه‌ای از این سیگنالها را در شکل ۱۲-۲ مشاهده می‌کنیم. در این شکل سیگنال ثبت شده توسط وب کم و حسگر BVP انگشتی (شکل ۱۲-۲ (الف)) را کنار یکدیگر مشاهده می‌کنیم.

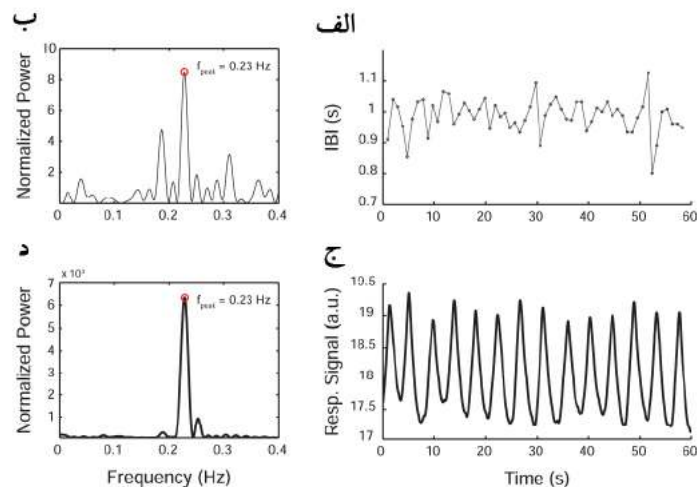
واضح است که دو سیگنال تطابق خوبی را دارند و سیگنال IBI متناظر آن‌ها، قابل مقایسه است (شکل ۱۲-۲ (ب)). بدلیل اینکه سریهای IBI با قاعده زمانی نمونه‌برداری نشده‌اند از پریدوگرام لومب برای بدست آوردن PSD استفاده کردیم. طیف نتیجه در شکل ۱۲-۲ (ج) به نمایش درآمده است. همانطور که مشاهده می‌کنیم هر دو طیف مطابقت داشته و جزء HF برجسته‌ای را نشان می‌دهند. شکل‌های (۱۲-۲ (د)) تا (۱۲-۲ (و)) نیز جزء برجسته LF را نشان می‌دهند.

ما RR را از طریق طیف توان HRV با قرار دادن فرکانس مرکزی حداکثر HF مشخص نمودیم. شکل ۱۳-۲ (الف) یک سری زمانی IBI و PSD متناظر آن را نشان می‌دهد (شکل ۱۳-۲ (ب)). در اینجا نیز سرعت تنفس ۰/۲۳ هرتز (۱۴ تنفس در دقیقه) اندازه‌گیری شده است که با اندازه‌گیری PSD از طریق کمربند حسگر سینه‌ای (شکل ۱۳-۲ (د)) تطابق می‌کند.

ما توانستیم توسط یک وب کم ساده چندین پارامتر فیزیولوژیکی را اندازه‌گیری کنیم که این شامل علائم حیاتی چون سرعت ضربان قلب و سرعت تنفس می‌باشد و همچنین وابستگی HRV، که نشان دهنده عملکرد مستقل قلب است را بدست آوردیم.



شکل ۲-۱۲ ارزیابی HRV با استفاده از وب کم (خطهای باریک) در مقایسه با حسگر انگشتی BVP (خطهای ضخیم). (الف) شکل موج BVP. (ب) IBI که با استخراج ماکزیممها از شکل موج BVP بدست می آید. (ج) پریودوگرام نرمال سازی شده لومب که جزء HF برجسته را نشان می دهد. (د) تا (و) نمونه ای از موارد ثبت شده که جزء LF را نشان می دهد.



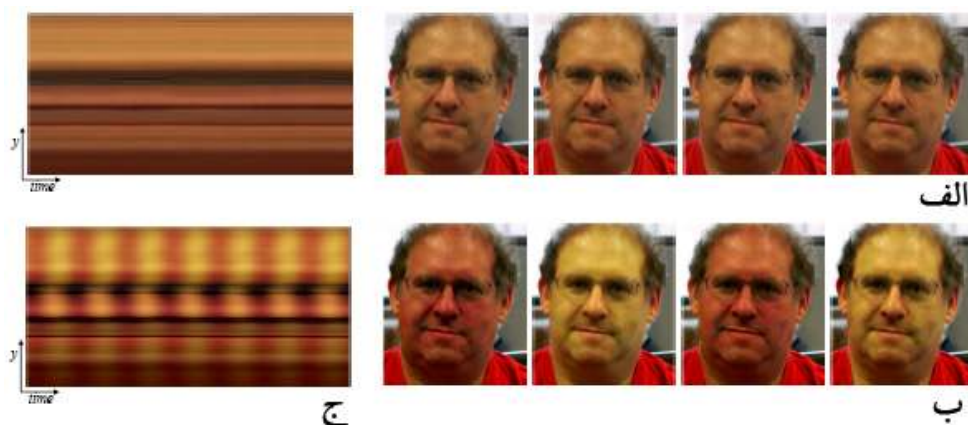
شکل ۲-۱۳ مقایسه اندازه‌گیری RR بین وب کم (خطهای باریک) و کمربند حسگر تنفسی سینه ای (خطهای ضخیم) (الف) سریهای IBI وب کم. (ب) پریودوگرام نرمال سازی شده لومب که توان HF ($0.15/0.4$ هرتز) را نشان می‌دهد. (ج) شکل موج تنفس که با حسگر کمربندی سینه ای اندازه‌گیری شده است. (د) پریودوگرام نرمال سازی شده لومب که فرکانس اصلی تناوب تنفس 0.23 هرتز را نشان می‌دهد.

نتایج با توجه به محدودیتهای موجود بایستی در نظر گرفته شود. اولاً اگر سرعت نمونه‌برداری از ۱۵ فریم در ثانیه بالاتر برود نتایج بهتری بدست می‌آید. زیرا این سرعت نمونه‌برداری از سرعت توصیه شده (250 هرتز $\geq$) برای آنالیز HRV بسیار پایین‌تر است. دوماً می‌توان هر فریم ویدیو را مهر زمانی زد و سیگنالها را دوباره نمونه‌برداری کرد. بایستی متذکر شویم که تغییرات ضربان تا ضربان PPG می‌تواند تحت تأثیر تغییرات در زمان عبور ضربان که وابسته به فشارخون است، قرار گیرد ولی تحقیقات نشان دادند که می‌تواند جانشین خوبی برای HRV در زمان استراحت باشد (ای. گیل^۱، ۲۰۱۰).

نتایج بدست آمده در این مقاله می‌تواند انگیزه خوبی را برای ادامه تحقیقات و کشفیات جدید در این زمینه ایجاد کند.

¹ E. Gil

۳-۲ درشتنمایی اولری ویدیو برای آشکارسازی تغییرات نامحسوس در دنیا



شکل ۲-۱۴ نمونه ای از کاربرد درشتنمایی اولری ویدیو برای به تصویر کشیدن ضربان قلب است. (الف) چهار فریم از دنباله ویدیویی اصلی (صورت). (ب) همان چهار فریم با ضربان قلب درشتنمایی شده. (ج) یک خط اسکن از ورودی (بالا) و خروجی (پایین) ویدیوها که در یک فاصله زمانی رسم شده نشان می‌دهد چگونه متد ما تغییرات رنگ پریودیک را بزرگنمایی می‌کند. در دنباله ورودی سیگنال غیر محسوس است ولی در دنباله بزرگنمایی شده تغییرات واضح است. دنباله کامل در ویدیوی مکمل موجود است.

۱-۳-۲ معرفی

سیستم بنیانی انسان دارای حساسیت مکانی-زمانی محدودی است ولی بسیاری از سیگنالهایی که در حساسیت پایین تر این محدوده هستند ممکن است شامل اطلاعات باشند. بطور مثال، رنگ پوست انسان

بسته به جریان خون به وضوح تغییر می یابد. این تغییرات که با چشم غیر مسلح قابل دید نیست می تواند جهت استخراج ضربان قلب مورد استفاده قرار گیرند (ورکروسه ات ال.^۱، ۲۰۰۸، پوه ات ال.^۲، ۲۰۱۰، فیلیپس^۳، ۲۰۱۱). بطور مشابه، حرکات با دامنه مکانی کم که توسط چشم انسان قابل دید نیستند، می توانند درشتنمایی شوند تا رفتار مکانیکی جالبی را آشکار سازند (لیو ات ال.^۴، ۲۰۰۵). موفقیت این ابزارها پیشرفت تکنیکهای جدید را جهت آشکارسازی سیگنالهای غیر قابل دید در ویدیوها امکان پذیر می سازند. نشان می دهیم که ترکیب پردازش زمانی و مکانی ویدیوها می تواند درشتنمایی شود تا تغییرات غیر محسوس را که موارد مهم جهان اطراف ما را شامل میشود، آشکار سازند.

روش ما بدینگونه عمل می کند که یک سری زمانی از رنگها را در هر مختصات مکانی (پیکسل) در نظر گرفته و تغییرات را در باند فرکانس زمانی مورد مطالعه بزرگنمایی می کند. به طور مثال، در شکل ۱ ما به طور اتوماتیک فرکانس زمانی که مربوط به سرعت ضربان قلب می باشد را انتخاب و بزرگنمایی می کنیم. این بزرگنمایی تغییر قرمزی، هنگامی که خون در صورت جریان پیدا می کند را نشان می دهد. در این کاربرد، فیلتر زمانی باید به فرکانسهای مکانی پایین اعمال شود تا سیگنال ورودی نامحسوس را بالاتر از حساسیت حسگر دوربین و نویز، کوانتیزه سازی نماید.

روش فیلتر زمانی که ما بکار می بریم نه تنها تغییرات رنگ را بزرگنمایی می کند بلکه حرکات با دامنه کم را نیز آشکار می سازد. به طور مثال در ویدیوی تکمیلی نشان دادیم که می توانیم حرکات نامحسوس

¹ Verkruysee et al.

² Poh et al.

³ Philips

⁴ Liu et al

قفسه سینه بچه در حال نفس کشیدن را نمایش دهیم. ما یک آنالیز ریاضی را فراهم کردیم که توضیح می‌دهد چگونه فیلتر زمانی با حرکات مکانی در ویدیوها ارتباط دارد. آنالیز ما به تخمین خطی تصور ثبات روشنایی در فرمولهای جریان نوری وابسته است. ما همچنین شرایطی را که تحت آن این تخمین صورت می‌گیرد را استخراج نمودیم. این باعث میشود که بتوانیم از یک روش چند مقیاسی برای بزرگنمایی حرکت بدون پیگیری خواص یا اندازه‌گیری حرکت استفاده کنیم.

پردازش زمانی قبلاً به طور وسیع برای استخراج سیگنالهای غیر قابل دید (پوه ات ال، ۲۰۱۰) و نرم کردن حرکات، مورد استفاده قرار گرفته است (فوجس ات ال^۱، ۲۰۱۰). بطور مثال، پوه ات ال. نرخ ضربان قلب را از ویدیو صورت براساس تغییرات زمانی رنگ پوست که برای چشم غیر مسلح قابل دید نیست را استخراج کرد. ولی آنها روی استخراج یک عدد تمرکز نمودند در حالیکه ما از جمع آوری موقعیتهای مکانی بصورت محلی و فیلترگذاری باندگذر برای استخراج و آشکارسازی تصویری سیگنال مربوط به ضربان استفاده نمودیم. این آنالیز دامنه اولیه به ما امکان می‌دهد که سیگنال ضربان را در هر محل روی صورت بزرگنمایی کرده و به تصویر بکشیم. این روش برای کاربردهای پزشکی جهت پیگیری و تشخیص بیماریها کاربرد زیادی دارد. بطور مثال عدم تقارن در جریان خون صورت می‌تواند نشانه مشکلات عروقی باشد.

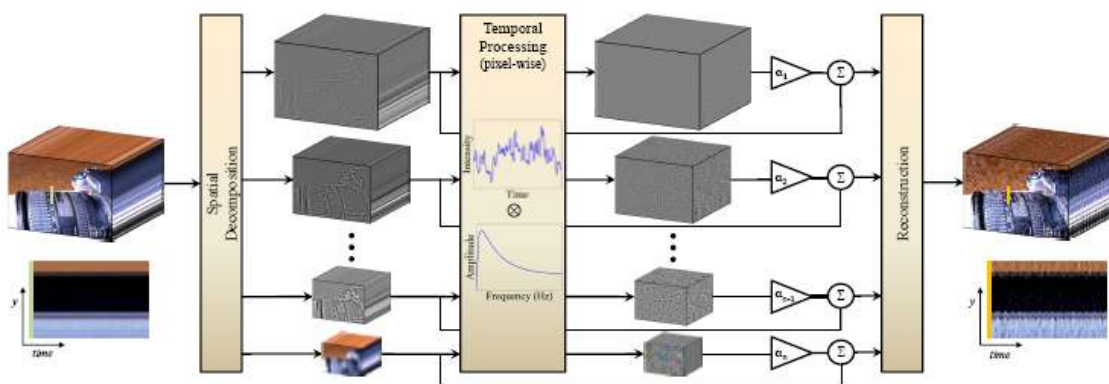
در این تحقیق، کارهای زیادی را انجام دادیم. ابتدا، نشان دادیم که تغییرات تقریباً غیر قابل دید در محیط دینامیکی می‌تواند توسط پردازش زمانی – مکانی اولری از دنباله ویدیویی تک منبعی استاندارد

¹ Fuches et al.

آشکار شود. علاوه بر آن، برای محدوده بزرگنمایی که برای بیشتر کاربردها مناسب است، تخمین مستقیم حرکت، برای بزرگنمایی حرکت در ویدیوهای طبیعی لازم نیست. روش ما بسیار قدرتمند است و بصورت بلادرنگ اجرا می‌شود. دوماً، ما تحلیلی را برای ارتباط بین فیلتر زمانی و تغییرات مکانی ارائه داده و نشان دادیم که روش ما برای تغییرات مکانی کم و فرکانسهای مکانی پایین مناسب است. سوماً قالبی را ارائه دادیم که می‌تواند برای بزرگنمایی هر دوی تغییرات مکانی و تغییرات زمانی صرف بکار رود، همانند ضربان قلب، و می‌توان آن را تنظیم نمود تا فرکانسهای زمانی خاص را بزرگنمایی کند - خاصیتی که در متدهای لاگرانژی وجود ندارد.

۲-۳-۲ پردازش مکانی-زمانی ویدیو

روش ما پردازش مکانی و زمانی را ترکیب می‌کند تا تغییرات نامحسوس در یک ویدیو را تاکید کند. این پردازش در شکل ۲-۱۵ نشان داده شده است. ما ابتدا دنباله فیلم ویدیویی را به باندهای فرکانس مکانی مختلف تجزیه می‌کنیم. این باندها بایستی هر کدام بطور متفاوت بزرگنمایی شوند که این به ۲ دلیل است، (۱) آنها ممکن است دارای نسبت سیگنال به نویز متفاوت باشند (۲) آنها ممکن است شامل فرکانسهای مکانی باشند که تخمین خطی که ما در بزرگنمایی حرکت خود به کار بردیم برای آنها صادق نباشد (بخش ۲-۳-۳-۲). برای وضعیت ۲ بزرگنمایی را برای این باندها کاهش دادیم تا نتیجه کار تعدیل شود. اگرچه هدف پردازش مکانی اضافه کردن نسبت سیگنال به نویز زمانی با جمع آوری پیکسلهای زیاد است، ولی ما از فیلتر مکانی پایین گذر برای فریم های ویدیو استفاده کرده و میزان



ویدیوی ورودی

بزرگنمایی ویدیوی اولری

ویدیوی خروجی

شکل ۲-۱۵ مروری بر قالب بزرگنمایی ویدیویی اولری. ابتدا سیستم، دنباله ویدیویی ورودی را به باندهای فرکانس مکانی مختلف تجزیه می‌کند و فیلتر زمانی یکسان را روی تمامی باندها اعمال می‌کند. سپس باندهای مکانی فیلتر شده توسط فاکتور α داده شده، بزرگنمایی میشوند و سپس به سیگنال اولیه اضافه شده و جمع آوری می‌شوند تا ویدیوی خروجی را تولید کنند. انتخاب فیلتر زمانی و فاکتور بزرگنمایی برای کاربردهای مختلف قابل تنظیم است. به طور مثال، ما از این سیستم برای آشکارسازی حرکات غیر قابل دید یک دوربین دیجیتال SLR که به وسیله یک آینه در زمان عکاسی گرفته شده است، استفاده می‌کنیم (کل دنباله ویدیو در ویدیوی مکمل موجود است).

نمونه را کاهش دادیم تا کارایی محاسبات بالا برود. اگرچه در حالت کلی ما یک هرم لاپلاسی کامل

را محاسبه می‌کنیم (برت و آدلسن^۱، ۱۹۸۳).

سپس ما پردازش زمانی را روی هر باند مکانی اعمال نمودیم. ما یک سری زمانی را با توجه به مقدار یک پیکسل در یک باند فرکانس در نظر گرفته و سپس یک فیلتر باند گذر را برای استخراج فرکانسهای مورد نظر بکار بردیم. بطور مثال اگر میخواهیم ضربان قلب را بزرگنمایی کنیم، فرکانسهای ۴-۰/۴ Hz را در نظر می‌گیریم، مطابق با ۲۴۰-۲۴ تپش در هر دقیقه. اگر بتوانیم نرخ ضربان را استخراج کنیم، می

¹ Burt and Adelson

توانیم از یک باند باریک در محدوده این مقدار استفاده کنیم. پردازش زمانی برای تمامی سطوح مکانی و برای تمامی پیکسلها در هر سطح یکسان است. سپس ما سیگنالی که از باند گذر کرده است را با فاکتور α بزرگنمایی می‌کنیم. این فاکتور می‌تواند توسط کاربر مشخص شود و بطور اتوماتیک مطابق با راهنماییهای بخش ۲-۳-۳-۲ کاهش یابد. فیلترهای زمانی مناسب در بخش نتایج مورد بحث قرار گرفتند. سپس ما سیگنال بزرگنمایی شده را به سیگنال اولیه اضافه کرده و هرم مکانی را جمع می‌کنیم تا خروجی نهایی بدست آید. از آنجایی که ویدیوهای طبیعی از نظر زمانی و مکانی نرم هستند و فیلتر ما روی تمامی پیکسلها بطور یکسان انجام میشود، روش ما بطور ضمنی ارتباط زمانی- مکانی ویدیوها را حفظ می‌کند.

۲-۳-۳ بزرگنمایی حرکت اولری

پردازش ما می‌تواند حرکات کوچک را بزرگنمایی کند، اگرچه ما حرکات را همانند روش لاگرانژ دنبال نمی‌کنیم (لیو ات ال.، ۲۰۰۵، ونگ ات ال.^۱، ۲۰۰۶). در این بخش، ما نشان می‌دهیم که چگونه پردازش زمانی، بزرگنمایی حرکت را باعث می‌شود. این کار را با استفاده از تحلیلی انجام داده ایم که وابسته به بسط سری تیلور مرتبه اول رایج در تحلیل جریان نوری است (لوکاس و کانه^۲، ۱۹۸۱، هورن و شونک^۳، ۱۹۸۱).

¹ Wang et al.

² Lucas and Kanade

³ Horn and Schunck

۲-۳-۱ حرکت مرتبه اول

برای توضیح ارتباط بین پردازش زمانی و بزرگنمایی حرکت، ما یک سیگنال یک بعدی را تحت یک حرکت انتقالی در نظر می‌گیریم. این تحلیل مستقیماً روی حرکت انتقالی-محلی دو بعدی قابل تعمیم است.

فرض کنید که $I(x, t)$ شدت تصویر در محل x و زمان t باشد. از آنجایی که تصویر تحت حرکت انتقالی قرار می‌گیرد، ما می‌توانیم شدت تصویر را با توجه به تابع تغییر حرکت $\delta(t)$ نشان دهیم، بطوریکه $I(x, t) = f(x + \delta(t))$ و $I(x, 0) = f(x)$. هدف بزرگنمایی حرکت، ترکیب سیگنال زیر است

$$\hat{I}(x, t) = f(x + (1 + \alpha)\delta(t)) \quad (۱)$$

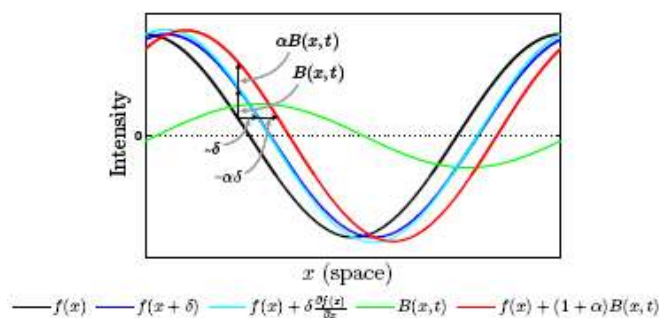
برای بعضی فاکتورهای بزرگنمایی α .

فرض کنید که تصویر می‌تواند توسط بسط مرتبه اول سری تیلور تخمین زده شود، ما تصویر در زمان t ، $f(x + \delta(t))$ را در یک بسط تیلور مرتبه اول در موقعیت x به شکل زیر نشان می‌دهیم:

$$I(x, t) \approx f(x) + \delta(t) \frac{\partial f}{\partial x} \quad (۲)$$

بگذارید که $\beta(x, t)$ نتیجه اعمال یک فیلتر باندگذر زمانی پهن-باند روی $I(x, t)$ در هر مکان x باشد

(تمامی بخشها را به جز $f(x)$ در معادله (۲) انتخاب کنید). در حال حاضر، بگذارید فرض کنیم



شکل ۲-۱۶ فیلتر زمانی می تواند انتقال مکانی را تخمین بزند. این مسئله روی یک سیگنال تک بعدی نشان داده شده ولی بطور یکسان روی سیگنال دو بعدی نیز قابل اعمال است. سیگنال ورودی بشکل $I(x, t) = f(x)$ در زمان t و بشکل $I(x, t+1) = f(x + \delta)$ در زمان $t+1$ نشان داده می شود. بسط سری تیلور مرتبه اول $I(x, t+1)$ در محدوده x سیگنال انتقالی را بخوبی تخمین می زند. سیگنال باندگذرنده زمانی، بزرگنمایی شده و به سیگنال اصلی اضافه می شود تا انتقال بزرگتر را تولید کند. در این مثال $\alpha = 1$ ، حرکت را ۱۰۰٪ بزرگنمایی می کند و فیلتر زمانی، فیلتر اختلاف متناهی است که دو منحنی را از هم کم می کند.

که سیگنال حرکت $\delta(t)$ ، در داخل محدوده باند گذر فیلتر باندگذر زمانی است (ما این فرض را بعداً

عوض می کنیم). پس ما داریم:

$$\beta(x, t) = \delta(t) \frac{\partial f}{\partial x} \quad (3)$$

در مرحله بعدی فرایند، ما سیگنال باند گذر را به اندازه α بزرگنمایی کرده و آن را برگردانده و با

$I(x, t)$ اولیه جمع می کنیم، که نتیجه سیگنال پردازش شده زیر می باشد:

$$\tilde{I}(x, t) = I(x, t) + \alpha \beta(x, t) \quad (4)$$

با ترکیب معادلات ۲ و ۳ و ۴ خواهیم داشت:

$$\tilde{I}(x, t) \approx f(x) + (1 + \alpha) \delta(t) \frac{\partial f}{\partial x} \quad (5)$$

اگر فرض کنیم که بسط تیلور مرتبه اول برای انحراف بزرگتر، بزرگنمایی شده $(1+\alpha)\delta(t)$ صدق می‌کند، می‌توانیم بزرگنمایی سیگنال زمانی باندگذر را به بزرگنمایی حرکت ارتباط دهیم. نتیجه پردازش به شکل زیر است.

$$\tilde{I}(x,t) \approx f(x+(1+\alpha)\delta(t)) \quad (6)$$

این نشان می‌دهد که پردازش انجام شده حرکت را بزرگنمایی می‌کند، تغییر حرکت مکانی $\delta(t)$ از تصویر محلی $f(x)$ در زمان t ، به اندازه $(1+\alpha)$ بزرگنمایی شده است.

این پردازش در نمودار سینوسی شکل ۲-۱۶ نشان داده شده است. برای یک موج کسینوسی با فرکانس پایین و با جابجایی نسبتاً کوچک $\delta(t)$ ، بسط سری تیلور مرتبه اول تخمین خوبی برای سیگنال منتقل شده در زمان $t+1$ است. هنگامی که سیگنال زمانی را به اندازه α تقویت کرده و آن را با $I(x,t)$ جمع می‌کنیم، ما موج مورد نظر را که به اندازه $(1+\alpha)\delta$ حرکت کرده را تخمین می‌زنیم.

برای تکمیل بحث، یک حالت کلی را در نظر بگیریم، بطوریکه $\delta(t)$ بطور کامل در داخل باند گذر فیلتر زمانی نباشد. در این حالت $\delta_k(t)$ اجزا مکانی-زمانی متفاوت $\delta(t)$ را نشان می‌دهد. هر $\delta_k(t)$ با فاکتور فیلترگذاری زمانی γ_k تقلیل می‌یابد. نتایج در یک سیگنال باند گذر شده بصورت زیر است:

$$\beta(x,t) = \sum_k \gamma_k \delta_k(t) \frac{\partial f}{\partial x} \quad (7)$$

(با معادله ۳ مقایسه کنید). به دلیل ضرب موجود در معادله (۴)، این کاهش وابستگی فرکانس زمانی

می تواند بطور یکسان با یک فاکتور بزرگنمایی حرکت وابسته به فرکانس $\alpha_k = \gamma_k \alpha$ تفسیر شود، که

خروجی بزرگنمایی شده حرکت زیر را نتیجه می دهد.

$$\tilde{I}(x, t) \approx f(x + \sum_k (1 + \alpha_k) \delta_k(t)) \quad (۸)$$

نتایج همانطوری که برای تحلیل خطی انتظار می رفت، می باشد: تجزیه اجزای مکانی یک سیگنال

حرکت، فاکتور تجزیه در فاکتور بزرگنمایی حرکت α_k برای هر زیر باند زمانی δ_k سیگنال حرکت

خواهد شد.

۲-۳-۳-۲ باندها

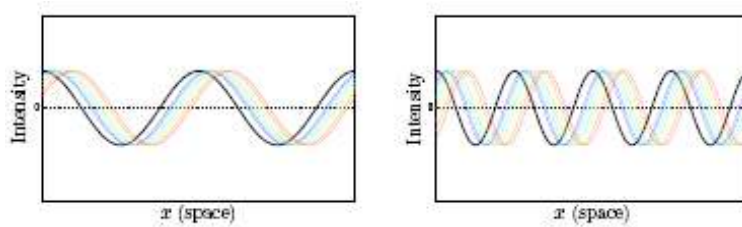
فرضیات بخش قبل در عمل برای تصاویر نرم و حرکات کوچک صادق است. برای توابع تصویر با

تغییرات سریع $f(x)$ (همانند فرکانسهای مکانی بالا)، تخمین سری مرتبه اول تیلور برای مقادیر انحراف

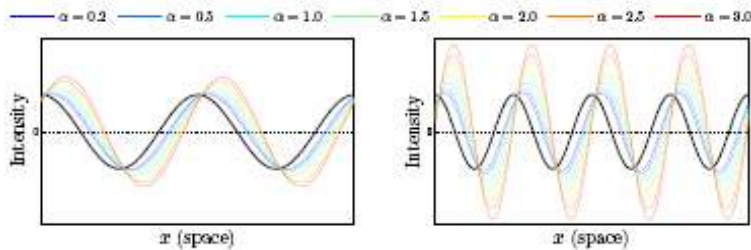
بزرگ $1 + \alpha \delta(t)$ که با بزرگنمایی بزرگتر α و حرکت $\delta(t)$ افزایش می یابد، دقیق نخواهد بود. شکلهای

۱۷-۲ و ۱۸-۲ تاثیر فرکانسهای بالاتر، فاکتورهای بزرگنمایی بزرگتر و حرکات شدیدتر را در سیگنال

بزرگنمایی شده حرکت یک نمودار سینوسی را نشان می دهند.



(الف) بزرگنمایی حرکت واقعی



(ب) بزرگنمایی حرکت همراه با فیلتر گذاری زمانی

شکل ۲-۱۷ نمایش بزرگنمایی حرکت در یک سیگنال یک بعدی برای فرکانسهای مکانی و α های مختلف. برای

تصویرهای سمت چپ $\lambda = 2\pi$ و $\delta(1) = \frac{\pi}{8}$ انتقال واقعی است. برای تصاویر سمت راست $\lambda = \pi$ و $\delta(1) = \frac{\pi}{8}$.

(الف) جابجایی واقعی $I(x,0)$ به اندازه $(1+\alpha)\delta(t)$ در زمان $t=1$ از آبی (فاکتور بزرگنمایی کوچک) تا قرمز

(فاکتور بزرگنمایی بزرگ) رنگ شده است. (ب) جابجایی بزرگنمایی شده بوسیله فیلتر زمانی، با رنگهای مطابق با

سیگنالهای بدرستی انتقال داده شده در (الف). با توجه به نامعادله (۱۴) منحنیهای قرمز (سمت راست) هر نقشه مطابق با

$(1+\alpha)\delta(t) = \frac{\lambda}{4}$ برای منحنی چپ و $(1+\alpha)\delta(t) = \frac{\lambda}{2}$ برای منحنی سمت راست، نتیجه متوسط و سپس شدید در

بزرگنمایی حرکتی که از محدوده $(1+\alpha)$ با فاکتور ۲ و ۴ به ترتیب رد شده است را نشان می دهد.

ما می توانیم راهنمایی برای فاکتور بزرگنمایی حرکت α ، بعنوان تابعی از فرکانس مکانی ω ، که می

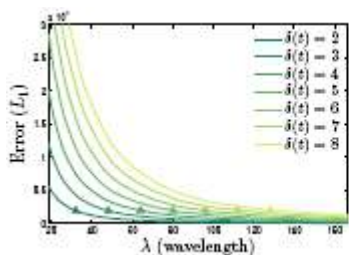
تواند به حرکت مشاهده شده $\delta(t)$ اعمال شود را پیدا کنیم. برای اینکه سیگنال پردازش شده $\tilde{I}(x,t)$

تقریباً با حرکت بزرگنمایی شده واقعی $\hat{I}(x,t)$ یکسان باشد، شرایطی را پیدا می کنیم که تحت آنها،

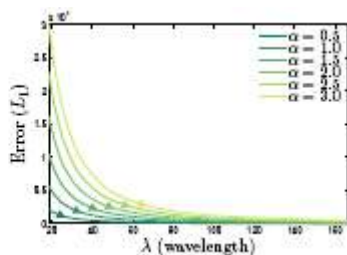
$$\tilde{I}(x,t) \approx \hat{I}(x,t)$$

$$\Rightarrow f(x) + (1 + \alpha)\delta(t) \frac{\partial f}{\partial x} \approx f(x + (1 + \alpha)\delta(t)) \quad (9)$$

برای فرکانس مکانی ω ، قرار دهید $f(x) = \cos(\omega x)$ و متذکر می شویم که $\beta = 1 + \alpha$.



(ب)



(الف)

شکل ۲-۱۸ خطای بزرگنمایی حرکت که توسط نرم L1 بین سیگنال حرکت بزرگنمایی شده واقعی (شکل ۲-۱۷ و (الف)) و منحنی منتج از فیلتر زمانی (شکل ۲-۱۷ ب)) به عنوان تابعی از طول موج برای مقادیر مختلف $\delta(t)(a)$ و $\alpha(b)$ محاسبه شده است. در (الف) ما $\alpha = 1$ را و در (ب) $\delta(t) = 2$ قرار می دهیم. علائم در هر منحنی، نقاط برش مشتق شده $(1 + \alpha)\delta(t) = \frac{\lambda}{8}$ را نشان می دهند (معادله ۱۴).

ما نیاز داریم که:

$$\cos(\omega x) - \beta\omega\delta(t)\sin(\omega x) \approx \cos(\omega x + \beta\omega\delta(t)) \quad (10)$$

با استفاده از قانون جمع کسینوسها داریم:

$$\cos(\omega x) - \beta\omega\delta(t)\sin(\omega x) = \cos(\omega x)\cos(\beta\omega\delta(t)) - \sin(\omega x)\sin(\beta\omega\delta(t)) \quad (11)$$

از اینرو موارد زیر برقرار است:

$$\cos(\beta\omega\delta(t)) \approx 1 \quad (12)$$

$$\sin(\beta\omega\delta(t)) \approx \beta\omega\delta(t) \quad (13)$$

تخمین زاویه معادلات (۱۲) و (۱۳) در ۱۰٪ بین برای $\beta\omega\delta(t) \leq \pi/4$ قرار دارد (جمله سینوس تخمین اصلی است و داریم $\sin(\pi/4) = 0.9\pi/4$). اگر طول موج مکانی سیگنال در حال حرکت را $\lambda = 2\pi/\omega$ در نظر بگیریم، نامعادله زیر حاصل می‌شود:

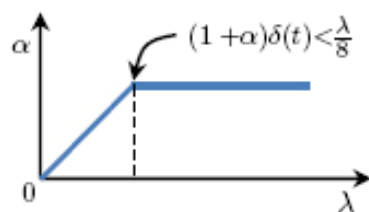
$$(1 + \alpha)\delta(t) < \lambda/8 \quad (14)$$

نامعادله بالا راهنمایی را که به دنبال آن هستیم را فراهم می‌کند و به ما بزرگترین فاکتور بزرگنمایی α را مطابق با بزرگنمایی دقیق حرکت ویدیویی داده شده $\delta(t)$ و طول موج مکانی ساختار تصویر λ را می‌دهد. شکل (۲-۱۷) ((ب)) خطاهای بزرگنمایی حرکت برای یک موج سینوسی، هنگامی که ما α را بیش از محدوده نامعادله (۱۴) بزرگ می‌کنیم را نشان می‌دهد. در بعضی از ویدیوها، ممکن است که تجاوز از محدوده تخمین زده شده ترجیح داده شود و ما برش λ را به عنوان پارامتر قابل تغییر توسط کاربر در پردازش چند مقیاسی قرار می‌دهیم.

۲-۳-۳-۲ تحلیل چند مقیاسی

تحلیل بخش ۲-۳-۳-۲ یک فرآیند با مقیاسهای متغیر است. از یک فاکتور بزرگنمایی α مشخص شده روی باند مورد نظر فرکانسهای مکانی استفاده کرده، سپس برای فرکانسهای مکانی بالا مقدار را

کاهش دهید (که از نامعادله ۱۴ بدست آمده و یا توسط کاربر مشخص شده)، یعنی برای فرکانسهایی که بزرگنمایی نتیجه نامطلوب را می‌دهد. شکل ۲-۱۹ چنین قالبی را برای α نشان می‌دهد. اگر چه نواحی با فرکانس مکانی بالا (لبه‌های تیز) عموماً از فرکانسهای پایین کمتر بزرگنمایی می‌شوند ولی ما می‌بینیم که ویدیوی نتیجه دارای حرکت بزرگنمایی شده قابل توجه است. چنین نتیجه‌ای در کارهای قبلی فریمن ات ال.^۱ (۱۹۹۱) جهت ایجاد تصور حرکت از تصاویر ثابت نیز دیده شده است.



شکل ۲-۱۹ فاکتور بزرگنمایی α به عنوان تابعی از طول موج مکانی λ برای حرکت بزرگنمایی شده. فاکتور بزرگنمایی را برای باندهای مکانی که در محدوده باندهای مشتق شده قرار دارند، برابر α قرار می‌دهیم (نامعادله ۱۴) و برای فرکانسهای مکانی بالاتر بطور خطی کاهش می‌دهیم.

نتایج ۴-۳-۲

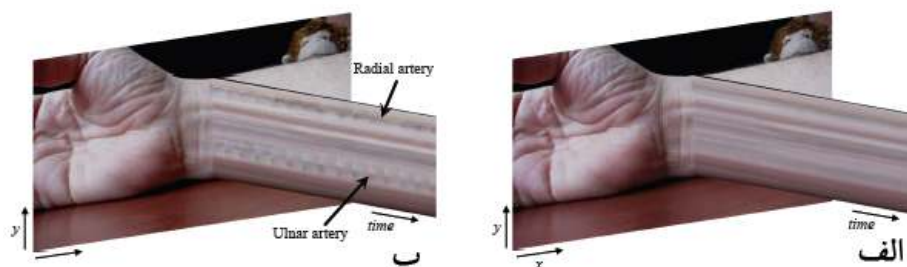
نتایج با استفاده از کد MATLAB غیر بهینه روی ماشینی با پردازنده ۶ هسته‌ای و ۳۲ گیگابایت رم^۲ اجرا شده است. زمان محاسبه برای هر ویدیو مرتبه‌ای از چند دقیقه است. ما از فیلتر باینومیال جدا شونده اندازه ۵ برای ساخت هرم ویدیو استفاده نمودیم. ما همچنین یک نمونه از برنامه را ساختیم که به کاربران اجازه می‌داد که تغییرات نامحسوس را به صورت بلادرنگ از ویدیوی پخش زنده آشکار سازند

^۱ Freeman et al.

^۲ RAM

که به عنوان میکروسکوپی برای تغییرات زمانی عمل می‌کند. این برنامه در C++ نوشته شده و کاملاً

وابسته به CPU است و ویدیوهای 640×480 را به صورت ۴۵ فریم در ثانیه در یک لپ تاپ



شکل ۲-۲۰ بزرگنمایی ویدیوی اولری که برای بزرگنمایی حرکات نامحسوس رگ خون که در اثر جریان خون برآمده می‌شود، مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای این ویدیو، ما فیلتر زمانی را روی باند فرکانسی تنظیم کردیم که شامل نرخ ضربان قلب (۵۳ ضربه در دقیقه) 0.88Hz می‌شود و فاکتور بزرگنمایی را برابر $\alpha = 10$ قرار می‌دهیم. برای کاهش بزرگنمایی حرکت اشیاء نامربوط ما یک ماسک را جهت بزرگنمایی منطقه نزدیک میچ اعمال کردیم. حرکت شریان رادیال و اولنار در ویدیوی ورودی (الف) که با دوربین استاندارد گرفته شده به سختی دیده می‌شوند، ولی در ویدیوی خروجی بزرگنمایی شده حرکت به وضوح قابل دید است. حرکت شریان‌های در حال ضربان هنگامی که اسلایس YT مکانی - زمانی میچ (الف) و (ب) را در نظر گرفتیم، بیشتر قابل دید است. دنباله کامل ویدیوی میچ را می‌توانید در ویدیوی مکمل پیدا کنید.

استاندارد پردازش می‌کند، که می‌تواند با بکارگیری GPU سرعتش بالا برود. نسخه نمایشی برنامه در

ویدیویی مکمل موجود است. کد در صفحه وب پروژه موجود است.

برای پردازش ویدیوی ورودی با بزرگنمایی ویدیوی اولری، کاربر بایستی چهار مرحله را انجام دهد:

(۱) یک فیلتر باند گذر زمانی را انتخاب کند. (۲) فاکتور بزرگنمایی α را انتخاب کند. (۳) برش

فرکانس مکانی را انتخاب کند (که به وسیله طول موج λ_c مشخص شده است) که برای مقادیر

بزرگتر از آن مقادیر کاهش یافته α مورد استفاده قرار می‌گیرد. (۴) یک روش کاهش برای α در نظر

بگیرد یا α را برای تمام مقادیر $\lambda < \lambda_c$ به سمت صفر میل دهد و یا α را به صورت خطی کوچک کند تا به صفر میل کند. باند فرکانس مورد نظر برای بعضی شرایط می تواند بطور اتوماتیک انتخاب شود ولی بیشتر اوقات کاربران می خواهند که باند فرکانس مطابق با کاربریشان را، خودشان انتخاب کنند.



شکل ۲-۲۱ فریمهای نمایشی ویدیوی اضافی که تکنیک ما را نمایش می دهد.

ما متد خود جهت بزرگنمایی رنگ را با چند ویدیو ارزشیابی می کنیم. دو ویدیوی بزرگسال با دو رنگ پوست متفاوت و یک ویدیوی بچه تازه دنیا آمده. ویدیوی بزرگسال با رنگ پوست روشنتر با نام *face* (شکل ۲-۱۴) و ویدیوی بزرگسال با رنگ پوست تیره تر با *face2* (شکل ۲-۲۱) نامگذاری شده. در هر دوی این ویدیوها، هدف ما بزرگنمایی تغییرات رنگ هنگامی که خون در صورت جریان می یابد، است. در هر دوی ویدیوهای *face* و *face2* از هرم لاپلاسین استفاده کردیم و α را برای نرم ترین ۲ سطح روی صفر قرار دادیم. ما نرخ نمونه برداری را کاهش داده و یک فیلتر پایین گذر مکانی را روی هر فریم اعمال می کنیم تا کوانتیزه سازی و نویز را کاهش دهیم تا سیگنال ضربان نامحسوس را که مورد نظر ماست، تقویت کنیم. برای هر ویدیو، هر دنباله از فریم ها را از یک فیلتر باندگذر ایده آل با باندگذر

0.83 Hz تا 1 Hz (50 bpm تا 60 bpm) عبور می دهیم. در انتها، یک مقدار بزرگ $\alpha \approx 100$ و

$\lambda_c \approx 1000$ را به سیگنال پایین گذر شده مکانی نتیجه اعمال می کنیم تا تغییرات رنگ را تا حد امکان

تاکید کنیم. ویدیوی نهایی با اضافه کردن این سیگنال به ویدیوی اصلی شکل می گیرد. ما تغییرات تناوبی

رنگهای سبز و قرمز را در هنگام ضربان قلب مشاهده می کنیم و اینکه چگونه خون در صورت جریان

پیدا می کند.

Baby2. ویدیویی از یک بچه تازه به دنیا آمده است که در سیتو، دیپارتمان پرستاری بیمارستان

وینچستر شهر ماساچوست گرفته شده است. علاوه بر ویدیو، از علایم حیاتی مانیتور بیمارستان نیز

استفاده کردیم. ما از این اطلاعات برای تصدیق دقت تخمین نرخ ضربانی که ما با روش خود بدست

آوردیم و اثبات اینکه سیگنال بزرگنمایی رنگ روش ما با دستگاه سنجش ضربان مطابقت دارد، استفاده

می کنیم.

برای اطلاع از جرئیات انتخاب پارامترها جهت بزرگنمایی مورد نظر لطفا به مقاله اصلی (مایکل

راینستین¹، ۲۰۱۲) بخش نتایج مراجعه کنید. ویدیو ها نیز در صفحه وب پروژه موجود است

(<http://people.csail.mit.edu/mrub/vidmag/>).

۵-۳-۲ بحث

¹ Micheal Rubinstein

حساسیت به نویز. دامنه تغییرات سیگنال مورد نظر معمولاً خیلی کوچکتر از نویز موجود در ویدیو است. در اینگونه شرایط بهینه سازی مستقیم مقادیر پیکسلها، سیگنال مورد نظر را آشکار نمی سازد. در این شرایط فیلتر مکانی می تواند برای بهبود این سیگنالهای نامحسوس بکار رود. گرچه، اگر فیلتر مکانی بکار رفته به اندازه کافی بزرگ نباشد، سیگنال مورد نظر آشکار نمی شود.

اگر در نظر بگیریم که نویز سفیدی با متوسط صفر و با پهنای باند ثابت در رابطه با مکان داریم. می توانیم نشان دهیم که فیلتر پایین گذر مکانی تغییرات نویز را با توجه به منطقه فیلتر پایین گذر کاهش می دهد. برای افزایش قدرت سیگنال خاص بطور مثال سیگنال ضربان در صورت، می توانیم از مشخصات مکانی سیگنال برای تخمین اندازه فیلتر مکانی استفاده کنیم.

اگر سطح قدرت نویز را σ^2 و قدرت سیگنال اولیه روی فرکانس مکانی را $S(\lambda)$ در نظر بگیریم. می خواهیم فیلتر مکانی پایین گذر با شعاع r را بقسمی پیدا کنیم که قدرت سیگنال بزرگتر از نویز در محدوده فرکانس فیلتر شده باشد. برش طول موج چنین فیلتری به نسبت شعاع آن r می باشد. بنابراین سیگنال اولیه می تواند به شکل $S(r)$ نمایش داده شود. قدرت نویز σ^2 می تواند با امتحان مقادیر پیکسل در یک منطقه ثابت از یک صحنه خاکستری و یا با بکارگیری تکنیک مورد استفاده (لیوات ال. ، ۲۰۰۶) تخمین زده شود. از آنجایی که سطح قدرت نویز فیلتر شده، σ'^2 نسبت عکس با r^2 دارد می توانیم معادله زیر را برای r حل کنیم:

$$S(r) = \sigma'^2 = K \frac{\sigma^2}{r^2} \quad (15)$$

که در آن k یک ثابت است که با شکل فیلتر پایین گذر بستگی دارد. این معادله تخمینی را برای اندازه فیلتر مکانی مورد نیاز جهت آشکارسازی سیگنال در سطوح قدرت نویز خاص ارائه می‌دهد.

پردازش اولری در مقابل لاگرانژی

به دلیل اینکه، دو روش طرز برخورد های متفاوتی برای حرکت دارند- روش لاگرانژی مستقیماً حرکت را پیگیری می‌کند در حالیکه روش اولری این کار را نمی‌کند - می‌توانند در دامنه های حرکت مکمل استفاده شوند. روش لاگرانژی، مثل (لیوات ال، ۲۰۰۵) حرکات با خواص نقاط تیزتر را بهتر بهبود می‌بخشد و فاکتورهای بزرگنمایی بزرگتر را پشتیبانی میکند. در حالیکه روش اولری ما برای ساختارهای نرم تر و بزرگنمایی کوچک مناسب است. قابل ذکر است که تکنیک ما حرکات خاص را در نظر نمی‌گیرد. تحلیل سری تیلور مرتبه اول برای عموم حرکات دو بعدی کوچک در طی هر مسیری صدق می‌کند.

تفاوت خطاهای روش لاگرانژی و اولری در بخش A در مقاله اصلی (مایکل رابینستین^۱، ۲۰۱۲) مورد بحث قرار گرفته است.

۶-۳-۲ خلاصه

ما یک روش ساده را که یک ویدیو را به عنوان ورودی دریافت کرده و تغییرات رنگ غیر محسوس و حرکات غیر قابل درک را اغراق می‌کند، توضیح دادیم. روش ما، برای بزرگنمایی حرکت از پیگیری

¹ Micheal Rubinstein

خواص حرکت و یا محاسبات جریان نوری استفاده نمی‌کند، بلکه صرفاً تغییرات زمانی رنگ را با استفاده از پردازش مکانی-زمانی بزرگنمایی می‌کند. متد اولری که پیکسلها را در یک ناحیه مکانی ثابت پردازش زمانی می‌کند، به طور موفقیت آمیزی سیگنالهای دارای اطلاعات را آشکار ساخته و حرکات کوچک را در ویدیوهای دنیای واقعی بزرگنمایی می‌کند. با استفاده از این روش می‌توانیم ضربان قلب و سرعت تنفس را آشکارا بزرگنمایی نموده و نشان دهیم.

- BURT, P., AND ADELSON, E., “The laplacian pyramid as a compact image code,” IEEE Trans. Comm. 31, 4, 532–540, 1983.
- C. Takano, and Y. Ohta, “Heart rate measurement based on a time-lapse image,” Med. Eng. Phys. **29**(8), 853–857 (2007).
- C. Takano, and Y. Ohta, “Heart rate measurement based on a time-lapse image,” Med. Eng. Phys. **29**(8), 853–857 (2007).
- C.Puri, L.Olson, I.Pavlidis, J.Levine, J.Starren, “Stresscam:non-contact measurement of users’ emotional states through thermal imaging,” in: Proceedings of the 2005 ACM Conference on Human Factors in Computing Systems(CHI), Portland, OR, 2005, pp.1725–1728.
- E. Gil, M. Orini, R. Bail’on, J. Vergara, L. Mainardi, and P. Laguna, “Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions,” *Physiol. Meas.*, vol. 31, pp. 1271–1290, 2010.
- F. P. Wieringa, F. Mastik, and A. F. van der Steen, “Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward “SpO2 camera” technology,” Ann. Biomed. Eng. **33**(8), 1034–1041 (2005).
- FREEMAN, W. T., ADELSON, E. H., AND HEEGER, D. J., “Motion without movement,” ACM Comp. Graph. 25, 27–30, 1991.
- FUCHS, M., CHEN, T., WANG, O., RASKAR, R., SEIDEL, H.-P., AND LENSCH, H. P., “Real-time temporal shaping of high speed video streams,” Computers & Graphics 34, 5, 575–584, 2010.
- Hao-Yu Wu, Michael Rubinstein, Eugene Shih, John Guttag, Fr’edo Durand, William Freeman, “Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World,” MIT CSAIL, Quanta Research Cambridge, Inc, 2012.
- Hao-Yu Wu, Michael Rubinstein, Eugene Shih, John Guttag, Fredo Durand, William T. Freeman, “Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World,” ACM Transactions on Graphics, Volume 31, Number 4 (Proc. SIGGRAPH), 2012
- HORN, B., AND SCHUNCK, B., “Determining optical flow,” Artificial intelligence 17, 1-3, 185–203, 1981.
- I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, and M. Garbey, “Interacting with human physiology,” Comput.Vis. Image Underst. , **108**(1-2) , 150–170 (2007).

- I. Pavlidis, J. Levine, P. Baukol, "Thermal image analysis for anxiety detection," in: Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Image Processing, vol. 2, Thessaloniki, Greece, 2001, pp. 315–318.
- I. Pavlidis, N. Eberhardt, J. Levine, "Human behavior: seeing through the face of deception," *Nature* 415 (6867) (2002) 35.
- J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.* **28**(3), R1–R39 (2007).
- J. Levine, I. Pavlidis, M. Cooper, "The face of fear," *The Lancet* 357 (9270) (2001) 1757.
- J. M. Bland, and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *Lancet* **1**(8476), 307–310 (1986).
- J. Vila, F. Palacios, J. Presedo, M. Fernandez-Delgado, P. Felix, and S. Barro, "Time-frequency analysis of heart-rate variability," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 16, no. 5, pp. 119–126, Sep./Oct. 1997.
- J.-F. Cardoso, "High-order contrasts for independent component analysis," *Neural Comput.* **11**(1), 157–192(1999).
- K. Humphreys, T. Ward, and C. Markham, "Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: a further step toward noncontact pulse oximetry," *Rev. Sci. Instrum.* **78**(4), 044304 (2007).
- LIU, C., FREEMAN, W., SZELISKI, R., AND KANG, S. B., "Noise estimation from a single image," In *IEEE CVPR*, vol. 1, 901 – 908, 2006.
- LIU, C., TORRALBA, A., FREEMAN, W. T., DURAND, F., AND ADELSON, E. H., "Motion magnification," *ACM Trans Graph.* **24**, 519–526, 2005.
- LUCAS, B. D., AND KANADE, T., "An iterative image registration technique with an application to stereo vision," In *Proceedings of IJCAI*, 674–679, 1981.
- M. Garbey, N. Sun, A. Merla, and I. Pavlidis, "Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **54**(8), 1418–1426 (2007).
- M. P. Chawla, H. K. Verma, and V. Kumar, "Artifacts and noise removal in electrocardiograms using independent component analysis," *Int. J. Cardiol.* **29**(2), 278–281 (2008).
- M. Z. Poh, N. C. Swenson, and R. Picard, "Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography," *IEEE Trans Inf Technol Biomed* (Epub 2010 Feb).

Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard, "Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam," *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 58, NO. 1, JANUARY 2011.

P. Viola, and M. Jones, "Rapid object detection using a boosted cascade of simple features," in *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (IEEE, 2001), p. 511.

PHILIPS, "Philips Vitals Signs Camera," <http://www.vitalsignscamera.com> 2011.

Poh, Ming-Zher, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard., "Noncontact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation," *Optics Express* 18 (2010):10762, 2011 Optical Society of America.

R. Lienhart, and J. Maydt, "An extended set of Haar-like features for rapid object detection," in *Proceedings of IEEE Conference on Image Processing* (IEEE, 2002).

S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, pp. 220–222, Jul. 1981.

S. Hu, J. Zheng, V. Chouliaras, and R. Summers, "Feasibility of imaging photoplethysmography," in *Proceedings of IEEE Conference on BioMedical Engineering and Informatics* (IEEE, 2008), pp. 72–75.

S. Rhee, B. H. Yang, and H. H. Asada, "Artifact-resistant power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **48**(7), 795–805 (2001).

Sergey Y. Chekmenev, Aly A. Farag, Edward A. Essock, "Thermal Imaging of the Superficial Temporal Artery: An Arterial Pulse Recovery Model," *CVPR* (2007).

T. Brown, L. Beightol, J. Koh, and D. Eckberg, "Important influence of respiration on human RR interval power spectra is largely ignored," *J. Appl. Physiol.*, vol. 75, pp. 2310–2317, 1993.

W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Opt. Express* **16**(26), 21434–21445 (2008).

W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Opt. Express* **16**(26), 21434–21445 (2008).

WANG, J., DRUCKER, S. M., AGRAWALA, M., AND COHEN, M. F., "The cartoon animation filter," *ACM Trans. Graph.* 25, 1169–1173, 2006.

Abstract

Vital signs are measures of various physiological statistics in order to assess the most basic body functions. In this research, we measure or watch bodies various vital signs like heart rate, Heart rate variability, respiratory rate and facial blood flow with the use of image processing techniques. We don't use standard equipments for heart autonomic function measurement like electrocardiogram, instead we just use a thermal imaging camera or a web camera, place and record persons face automatically to asses these measurements. This is a non-contact and automated method. Participants sit in front of their computer at their home environment and we can do person's health long-term monitoring. In one of the techniques we use thermal camera that is not available for general usage so researches find other techniques that use standard webcam available on most of the computers, record persons face and apply image processing techniques to extract the signals of heart. A new idea introduced recently is to use eulerian video magnification and spatio-temporal analysis to magnify videos and then watch person's heart rate, respiratory rate and facial blood flow, this reveals many hidden information not visible to the naked eyes.

Keywords: photoplethysmography, Blind source Separation, Heart rate variability, spatio-temporal analysis, eulerian motion magnification

Revealing vital signs with image processing

Sylvie Davoodian

Supervisor: Dr. Mohammad Firouzmand

October 2013