



# Wearable devices for patient monitoring in the intensive care unit



Alessandra Angelucci<sup>1</sup>, Massimiliano Greco<sup>2,3\*</sup> , Maurizio Cecconi<sup>2,3</sup> and Andrea Aliverti<sup>1</sup>

## Применение носимых устройств для мониторинга пациентов в условиях отделения интенсивной терапии

• •



## **ВВЕДЕНИЕ**

Развитие технологий привело к появлению инновационных инструментов, таких как носимые, портативные и прикроватные устройства, получающие всё больше внимания за свой потенциал в отношении улучшения оказания медицинской помощи. В данной статье мы фокусируемся на носимый, лёгких устройствах, специально смоделированных неинвазивными и подходящими для свободного ношения. Несмотря на то, что некоторые статьи описывают носимые устройства как «носимые биосенсоры», необходимо заметить, что не все эти приспособления являются таковыми. Биосенсоры – это специальные устройства, которые объединяют биологические элементы, например, ферменты или антитела, с физико-химическим детектором с целью определения биохимических изменений, позволяя обнаружить специфические биомаркеры в организме. Лишь небольшое количество устройств являются биосенсорами; большая часть из них фиксирует изменения, не являющиеся биохимическими. Другое распространённое заблуждение, встречающееся в литературе, заключается в предполагаемой взаимозаменяемости терминов «носимое устройство» и «носимый сенсор». Носимым сенсором является исключительно чувствительный компонент, в то время как всё носимое устройство содержит дополнительные электронные составляющие, такие как микроконтроллер или антенна для передачи данных. По данной причине статья посвящена носимым устройствам в целом.

Рис 1. Применение носимых устройств в ОРИТ



Носимые устройства изначально были созданы как приспособления для мониторинга витальных функций при физической активности, однако позже медицинское сообщество выявило их пользу для недорогогостоящего беспроводного мониторинга амбулаторных пациентов. Также их применение может быть полезно и для стационарных больных, особенно для нестабильных пациентов или пациентов с высоким риском развития осложнений, к примеру, критически больных пациентов в ОРИТ и других отделениях [1].

Посредством носимых устройств возможен мониторинг витальных функций (ЧСС, пульс, АД, ЧДД, температура тела [2]), уровня глюкозы крови и, помимо всего прочего, позиции и уровня физической активности. Данная технология обеспечивает постоянный неинвазивный мониторинг и частую фиксацию данных [3].

Пациенты в ОРИТ требуют расширенного мониторинга, что может быть затратным по времени и достаточно затруднительным ввиду необходимости минимизации ложных данных. В западных странах быстрое выявление физиологических патологий и оперативная помощь при них достигаются при помощи современных систем мониторинга, поддерживаемых высоким соотношением «медицинская сестра/пациент». В странах с низким и средним



уровнем дохода недостаток персонала и оснащения затрудняет достижение качественного уровня мониторинга, давая возможность недорогим носимым устройствам стать решением проблемы [4].

Носимые устройства могут помочь снизить частоту ошибок, минимизируя риск нежелательных осложнений, сохраняя как время, так и деньги [5]. К примеру, Nherera et al. [6] опубликовали экономическое исследование использования системы мониторинга пациентов LEAF (LEAF Patient Monitoring System™, Smith + Nephew, Inc., Watford, UK) [7], продемонстрировавшее снижение развития пролежней у госпитализированных пациентов путём учащения поворачивания пациентов, и, как указано далее в статье, данная система мониторинга стала недорогой стратегией профилактики, применяемой в дополнение к стандартному уходу. Ожидаемая экономия составила \$6,621 на одного пациента в течение 1 года, в то время как средняя стоимость лечения пролежней составила \$21,767 в каждом случае [8].

Более того, неинвазивность носимых устройств избавляет пациента от необходимости инвазивного мониторинга, повышая удовлетворённость и мобильность пациентов, снижая боль и нежелательные осложнения. Это может быть применено среди пациентов ОРИТ, прошедших через сложное оперативное вмешательство, не нуждающихся в инвазивном мониторинге, и среди выздоравливающих после острого тяжёлого заболевания, являющихся мобильными и посещающих физиотерапевтические процедуры. Также носимые устройства могут восполнить разницу между палатами интенсивной терапии и общими палатами. Их можно использовать в общих отделениях, которые часто являются предпочтительным местом для пациентов, нуждающихся в уходе на промежуточном уровне между инвазивным мониторингом в отделении интенсивной терапии и низким уровнем мониторинга в стандартных палатах. Что более важно – носимые устройства могут обеспечить средний уровень мониторинга в общих палатах, позволяя проводить постоянное наблюдение и повышая безопасность пациента даже в условиях меньших ресурсов. Это более заметно среди пациентов детского возраста и пациентов неонатологических отделений. Несмотря на необходимость постоянного мониторинга в детской и неонатологической реанимации, присутствие электродов и других проводов ухудшает возможность телесного контакта ребенка с родителями, затрудняя кормление



и смену подгузников, приводя к фрустрации как у родителей, так и у медицинского персонала. Кроме того, инвазивный мониторинг педиатрических пациентов создаёт необходимость дополнительного обучения ввиду роста-весовых параметров пациентов и использования меньших катетеров, что может привести к позиционным сложностям в сравнении со взрослыми пациентами. Беспроводные носимые устройства потенциально могут улучшить данную ситуацию.

Данная статья является обзором современных высококачественных статей о носимых устройствах, фокусируясь именно на тех, что были протестированы в условиях ОРИТ и в критических условиях. Информация собрана из научных журналов разной направленности: биомедицинская инженерия, цифровое здравоохранение и интенсивная терапия. Статьи были взяты с Google Scholar, PubMed, Scopus, IEEEExplore и Web of Science с использованием ключевых слов «отделение реанимации и интенсивной терапии (ОРИТ)», «неинвазивные измерения», «носимые устройства». Таблица 1 объединяет доступные технологии и измеряемые параметры.

Рисунок 1 иллюстрирует использование носимых устройств, описанное в научной литературе.

В последующих разделах мы представляем доступные технологии мониторинга отдельного органа или физиологической функции с описанием возможного клинического применения.

## **СЕРДЕЧНАЯ ФУНКЦИЯ**

Технологии, используемые в носимых устройствах для определения сердечной функции, включают в себя электрокардиографию (ЭКГ), фотоплетизмографию (ФПГ), сейсмокардиографию (СКГ) [9] и фонокардиографию (ФКГ).

### **Электрокардиография**

Электрокардиография (ЭКГ) представляет собой неинвазивную фиксацию электрической активности сердца и выполняется путём расположения электродов с целью выявления патологии [10]. Обычно к регистрируемым параметрам относятся ЧСС, её вариабельность и волны P-QRS-T. Изменения сердечного ритма могут быть зафиксированы только при помощи длительной записи ЭКГ, и возможной альтернативой традиционному методу записи



являются носимые мониторы ЭКГ [11]. Такие устройства небольшие, беспроводные и имеют возможность записи продолжительностью от недель до месяцев. Примерами являются мониторы Next-generation Zio®, Zio®XT и Zio® AT (iRhythm Technologies Inc., San Francisco, CA, USA) [12] и монитор KardiaPatch (AliveCor Inc., Mountain View, CA, USA) [13]. Текстильные электроды являются действительно интересной альтернативой в связи с удобством использования и возможностью длительной записи. Большинство таких систем основаны на двух (иногда более) отведениях ЭКГ. На рынке существует несколько моделей, способных записывать несколько отведений, - к примеру, Healer TeleHealth System (L.I.F.E. Italia Srl, Milan, Italy) [14].

Исследовательская группа из Вьетнама продемонстрировала целесообразность применения доступных носимых устройств для продлённого мониторинга витальных функций в странах с низким и средним доходом. К фиксируемым показателям были отнесены ЧСС, пульс и сатурация капиллярной крови у критически больных пациентов с тетанусом, определённых с применением устройств, способных постоянно экспортировать полученные данные. При проведении исследования было применено устройство с возможностью записи одного отведения ePatch V.1.0, (BioTelemetry, USA) и пульсоксиметр PPG sensor (SmartCare Analytics, UK) [4]. В другом исследовании, проведённом в Руанде, применялось устройство VitalPatch® RTM (VitalConnect Inc., San Jose, CA, USA) [15], представляющее собой одноканальный электрокардиограф с акселерометром. Авторы использовали устройство для продлённого мониторинга ЧСС, ЧДД и температуры тела у пациентов с сепсисом, госпитализированных в отделение неотложной помощи. Исследование показало достаточную применимость и точность для длительного использования. Было зафиксировано девять значимых изменений витальных функций среди пациентов, включенных в исследование, и носимые устройства фиксировали их в среднем на 5,5 ч раньше стандартного периодического мониторинга, подчёркивая свою потенциальную пользу в условиях дефицита ресурсов [16].

### Сейсмокардиография

СКГ – это процесс фиксации колебаний тела, в частности, грудной клетки, вызванных сердечными сокращениями и выбросов крови из желудочков [17]. Сейсмокардиограмму возможно записать путём расположения инерциального



измерительного модуля на грудной клетке. К параметрам, получаемым путём СКГ, относятся ЧСС и её вариативность. Основным недостатком метода является высокая чувствительность к движениям, не связанным непосредственно с сердечной деятельностью, следовательно, она может быть зарегистрирована только у статичного пациента, что часто встречается в условиях ОРИТ. Улучшение алгоритмов устранения артефактов, связанных с движением, способствует использованию сейсмокардиографии во время мобилизации пациентов, принося дополнительную пользу. Исследование, проведённое среди популяции новорождённых [18], оценило применение мягкого накожного беспроводного биосенсора для мониторинга ряда витальных параметров в неонатологической и детской реанимациях. Использовались два модуля: один располагался на грудной клетке для записи ЭКГ и ЧСС с трёхосным акселерометром для записи СКГ и температурным сенсором, другой располагался на стопе, включавший сенсор для пульсоксиметрии и измерения пульса.

#### Фотоплетизмография

ФПГ – оптическая технология, применяемая для фиксации объёмных изменений кровотока в периферических сосудах [19, 20]. К точкам фиксации ФПГ относятся кончик пальца, запястье (как в смарт-часах и фитнес-трекерах [21]), рука, мочка уха, пищевод, лоб, бедро, нога и лодыжка. Основными параметрами, записываемыми путём ФПГ, является частота пульса, служащая аналогом ЧСС [22, 23], и пульсоксиметрия, обсуждаемая далее в разделе, посвящённом мониторингу дыхательной системы. Ранние исследования точности, проведённые в ОРИТ, показали применимость фитнес-трекеров, основанных на ФПГ, для фиксации частоты пульса [27]. Носимые на запястье фитнес-трекеры (Fitbit Charge HR, Fitbit, San Francisco, California, USA) были применены у 50 стабильных пациентов ОРИТ для фиксации частоты пульса, активности и сна. Среди 12,358 зафиксированных данных постоянной ЭКГ и данных с фитнес-трекеров, медианная разница между частотой пульса, зафиксированной трекером и записанной на ЭКГ составляла 1 удар в минуту, при этом в 73% случаев разница составляла 5 ударов в минуту. Устройство было признано надёжным и хорошо принятым, однако, его чувствительность в отношении фиксации тахикардии оставалась средней, учитывая тяжесть пациентов в популяции.



Выздоровление после тяжёлого заболевания требует наблюдения в условиях сниженных возможностей мониторинга. Одна из наиболее инновационных возможностей, представленных носимыми устройствами, - возможность мониторинга после перевода из ОРИТ в общие отделения и общие палаты. В раннем исследовании применение носимых устройств после перенесённого тяжёлого заболевания Kroll et al. [28] сравнили данные частоты пульса и сна, полученные с Fitbit Charge PR с данными, полученными путём телеметрии и опросников сна. Высокая специфичность (98,8%) и чувствительность в диапазоне от низкой до средней (69,5%) в отношении определения тахикардии, описанные в данном исследовании, предполагают, что регистрация частоты пульса посредством носимых устройств высокоспецифична, таким образом снижая частоту сигналов тревоги, однако, им не достаёт чувствительности в ряде ситуаций, что может привести к отсутствию регистрации изменений частоты пульса. Эти данные подчёркивают необходимость дальнейшего исследования алгоритмов обработки данных, полученных с носимых устройств, перед их клиническим применением, а также тот факт, что общие отделения могут стать лучшими условиями для начала применения данных систем мониторинга.

#### Фонокардиография

Акустические сенсоры, такие как микрофоны и пьезорезисторные сенсоры, используются для определения тонов сердца при проведении ФКГ [29]. Носимые устройства, оборудованные такими сенсорами, способны фиксировать наличие первого тона (закрытие атриовентрикулярных клапанов) и второго тона (закрытие полулунных клапанов), а также, вероятно, дополнительных тонов (третьего и четвертого) или сердечных шумов. ФКГ и ЭКГ могут быть использованы совместно: данный метод называется электрофонокардиографией, и он также может применяться при использовании носимых устройств в силу своей неинвазивности [30].

#### Измерение артериального давления

Артериальное давление (АД) – ещё один важный параметр кардиомониторинга. Meizoso et al. проанализировали применение миниатюрного беспроводного монитора витальных функций (WVSM®, Athena GTX, Des Moines, Iowa, USA) [31] для ведения травматологических



пациентов. Несмотря на то, что устройство было изначально создано для применения в боевых условиях, была отмечена хорошая корреляция между систолическим артериальным давлением (САД) и ЧСС, зафиксированных монитором, в сравнении с «золотым стандартом» мониторинга в ОРИТ (стандартная ЭКГ и НИАД). Тем не менее, при применении у пациентов в тяжёлом состоянии, устройство не смогло точно определить наиболее критических из них.

Артериальное давление может быть измерено неинвазивно посредством применения устройств без манжеты. Данные методы используют либо время распространения пульсовой волны (англ. pulse arrival time (PAT)), либо время прохождения пульсовой волны (англ. pulse transit time (PTT)). Время распространения пульсовой волны – это время, за которое пульсовая волна проходит от сердца к периферии, получаемое путём вычисления временной разницы между регистрацией R-волны на ЭКГ или ударом, зафиксированным СКГ, и пиком волны на фотоплетизмограмме. Время прохождения пульсовой волны же является временем, затрачиваемым пульсовой волной на прохождение от проксимальных отделов к дистальным, вычисляемым посредством расчёта временной разницы между одинаковыми пиками на фотоплетизмограмме на разных её участках [33]. Недостатком данного метода является необходимость калибровки, от которой сильно зависит качество конечных измерений [33]. Другим ограничительным фактором является точность, всё ещё меньшая необходимой для клинического использования [34]. Данные методы имеют большой потенциал в будущем, учитывая ожидаемые улучшения их точности и надёжности.

Самым распространённым стандартом для устройств для измерения артериального давления без использования манжеты является стандарт IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) (введён в 2014 году, пересмотр в 2019 году), устанавливающий количество участников для исследований для утверждения использования устройств, соответствующие протоколы и погрешность в соответствии с «золотым стандартом» [35, 36]. Данный стандарт предлагает метод валидации для периодических измерений, а не для постоянного мониторинга [37]. Более того, существует инициатива по утверждению новых стандартов постоянных измерений, таких как ISO 81060-3:2022 (неинвазивные сфигмоманометры, часть 3: клиническое исследование постоянного автоматического измерения) [38].



Технология	ССС	Дыхание	Гемодинамика	Температура	Другие параметры
ЭКГ	ЧСС и её вариативность Изменения комплекса P-QRS-T	ЧДД (статично)	АД (в сочетании с ФПГ)		
ФПГ	Частота пульса и её вариативность	ЧДД (статично) SpO2	АД (в комбинации с ЭКГ/СПГ)		
Инерциальные датчики	ЧСС и её вариативность	ЧДД, ДО	АД (в сочетании с ФПГ)		Поза, уровень активности
Пьезорезистивные датчики		ЧДД, ДО			
Ёмкостные датчики		ЧДД			
РИП		ЧДД			
ЭИТ		ЧДД, параметры вентиляции, визуализация лёгких			
Оптоволоконные сенсоры		ЧДД		Температура тела	
Акустические сенсоры	ЧСС, сердечные шумы	ЧДД, дыхательные шумы			
ЭМГ		Активность мышц грудной клетки			
Электрохимические сенсоры					PtCO2 Глюкоза крови
Резистивный температурный датчик				Температура тела	
Потовые сенсоры					Глюкоза крови
Барометры					Уровень активности
ЭЭГ					Активность головного мозга на разных длинах волн

Таблица 1. Доступные технологии в виде носимых устройств и определяемые ими параметры



## ДЫХАТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА

Существует несколько подходов, используемых для мониторинга показателей дыхательной системы посредством носимых устройств: данные, получаемые от других сигналов, движений грудной клетки и изменений окружающего пространства. В дополнение к показателям дыхательной системы релевантным считается мониторинг газов крови, проводимый для контроля газообмена как компонента функционирования дыхательной системы.

Респираторные волны, полученные из сигналов сердечно-сосудистой системы Волны ЭКГ и ФПГ позволяют вычислить ЧДД. Движения грудной клетки, воздействуя на электроды, вызывают морфологические изменения комплекса QRS на ЭКГ [39]. The HealthPatch MD (VitalConnect, San Jose, California, USA) – пример устройства, вычисляющего ЧДД исходя из ЭКГ, в частности, получая показатель по информации из трёх источников: встроенный алгоритм использует средневзвешенное значение двух параметров ЭКГ, например, изменение амплитуды комплекса QRS и дыхательную синусовую аритмию, и сигнал с акселерометра, регистрируемый при движении грудной клетки во время дыхания [40]. Breteler et al. сравнили данные с этого устройства с данными с монитора в ОРИТ, учитывая показатели ЧДД менее 8 в минуту и более 30 в минуту, и зафиксировали погрешность 4,4 движения в минуту и допустимые пределы  $[- 5.8; + 14.7]$  в минуту [41]. Такие результаты являются неудовлетворительными для применения в ОРИТ и подчёркивают ограниченность расчёта ЧДД исходя из параметров ЭКГ. Таким же образом сигнал, зафиксированный ФПГ, может быть использован для расчёта ЧДД в силу вызванных дыханием изменений частоты, интенсивности и амплитуды волн ФПГ [42].

### Движения грудной стенки

Движения грудной стенки могут быть зафиксированы несколькими различными сенсорами, работа которых основана на изменении сопротивления, ёмкости, индуктивности, инертности, света, звука [43]. Расчёт ЧДД исходя из движений грудной стенки возможен с достаточно высокой точностью, что вызывает рост научного интереса в отношении расчёта дыхательного объёма исходя из данных, полученных с носимых устройств [44].



Пьезорезистивные датчики позволяют определять движения грудной клетки по изменениям сопротивления, и на основе этой технологии создано несколько видов одежды [45], в том числе продукция L.I.F.E. Italia Srl [14] и одежда, используемая в проектах MyHeart [46] и ProeTEX [47]. Эта одежда с датчиками особенно подходит для пациентов в отделениях интенсивной терапии или стандартных палатах. Однако ее применение может быть затруднено у лежачих пациентов в отделениях интенсивной терапии или после операций на грудной клетке или брюшной полости из-за дренажей и необходимости ухода за ранами. Альтернативный вариант заключается в использовании нагрудных датчиков, например, устройства AirGo™ (myAirgo, Милан, Италия). Это нагрудный датчик, который измеряет изменения окружности грудной клетки с помощью резистивного датчика и вычисляет ЧСС на основе данных об изменениях окружности [48–50]. Также были описаны устройства, использующие пьезорезистивные датчики [51]. По сравнению с технологиями, связанными с одеждой, нагрудные датчики легче применять среди пациентов в отделении интенсивной терапии и лежачих больных.

Емкостные датчики измеряют объём пространства между двумя электродами. Если два электрода расположены на грудной стенке, последняя действует как диэлектрик, и изменения объёма будут коррелировать с ЧСС [52]. Грудную стенку можно рассматривать как отдельный электрод; следовательно, измеряемое пространство возникает между электродом, прикреплённым к коже, и проводящей жидкостью в теле [53].

Респираторная индукционная плетизмография (RIP) основана на измерении изменений индуктивности; два датчика размещаются на грудной клетке для отслеживания движений самой грудной клетки и брюшной стенки [54]. Примерами устройств, основанных на RIP, являются сенсорные системы Hexoskin и Astroskin (Carré Technologies, Монреаль, Канада) [55]. Последние были разработаны для космических исследований и в основном исследовались на амбулаторных пациентах, а не на пациентах в критическом состоянии и в отделениях интенсивной терапии.

Импедансная пневмография заключается в регистрации биоимпеданса грудной клетки для косвенного измерения дыхания с помощью поверхностных электродов [56]. Breteler et al. [41] сравнили беспроводной пластырь для мониторинга жизненно важных показателей Sensium® (TSC Connected Care, Абингдон, Великобритания), устройство для импедансной



пневмографии, в группе пациентов в критическом состоянии. Устройство сравнивалось со стандартным монитором в отделении интенсивной терапии в широком диапазоне значений, включая ЧДД  $<8$  и ЧДД  $<30$ ; в результате смещение составило  $-0,8$  в минуту с  $[-8,5; +6,9]$  в минуту в качестве пределов согласования.

Электроимпедансная томография (EIT) — это метод визуализации, который также использует изменения импеданса грудной клетки во время дыхания, применяя тот же принцип, что и импедансная томография, и включает применение тока или напряжения через электроды, расположенные на грудной клетке, и реконструкцию распределения внутренней проводимости с помощью измеренных напряжений на электродах [57]. Помимо ЧДД и вентиляции, одним из основных применений EIT является визуализация легких, которая представляет большой интерес для отделений интенсивной терапии, поскольку ее можно непрерывно использовать у постели пациента, не перемещая его в специальные палаты, благодаря неинвазивности. Были предприняты исследовательские усилия по созданию носимых устройств EIT, таких как работа Oh et al. [58] и работа Hu et al. [59]. Носимые устройства EIT позволили бы мобилизовать пациентов в отделениях интенсивной терапии, но остаются технологические проблемы, в частности, связанные с размером и весом батареи.

Инерциальные измерительные модули (IMU) также можно использовать для мониторинга параметров дыхания, таких как ЧДД и МОД [60]. Как правило, один или два IMU размещаются на грудной стенке [61], но есть также случаи, когда один IMU размещается на носовой перегородке [62, 63] или на ушной раковине [64]. Коммерческим примером с одним IMU является монитор MonBaby (MonDevices, новый Йорк, Нью-Йорк, США), который определяет дыхательные движения и изменения положения младенцев, таким образом объединяя две важные функции, необходимые в отделении интенсивной терапии, как описано далее в подразделе, посвящённом мониторингу положения. Также может быть реализована конфигурация с тремя блоками на основе IMU [65], которая предоставляет более подробную информацию о движении грудной стенки. Два датчика, один из которых расположен на грудной клетке, а другой — на животе, регистрируют дыхание; третий датчик расположен на контрольной точке, не связанной с дыхательными движениями, и контролирует положение и активность [66–68]. Эта конкретная



конфигурация имеет две степени свободы, поскольку может регистрировать движение грудной клетки отдельно от движения живота; в будущем это можно будет использовать для выявления парадоксального дыхания, которое очень трудно обнаружить с помощью стандартного монитора в отделении интенсивной терапии.

Оптоволоконные датчики можно использовать для мониторинга дыхания, поскольку смещение грудной клетки влияет на оптоволоконные сигналы. Изменения формы и изгиб, вызванные вдохом, приводят к изменению интенсивности света, выходящего из волокна, и эти изменения связаны с дыхательными движениями [69].

Наконец, электромиографические (ЭМГ) устройства регистрируют электрические сигналы, присутствующие в мышцах [70]. Поверхностная электромиография (ПЭМ) — неинвазивный метод регистрации мышечной активности с помощью электродов, накладываемых на кожу. Для удобного и непрерывного мониторинга можно использовать носимые устройства, такие как нарукавники или пластыри. ПЭМ можно использовать для выявления активности дыхательных мышц и оценки эффективности вентиляционных усилий, например, в сочетании с инвазивной вентиляцией.

#### Изменения в окружающей среде

Акустические датчики, расположенные в ушном канале, трахее и носовых пазухах, могут использоваться для обнаружения и записи звуков дыхания. После записи звука выполняется спектральный анализ для определения ЧДД [71]. Это используется в мониторе Radius-7™ (Masimo Corporation, Ирвайн, Калифорния, США), который подключается к акустическому датчику, закрепляемому на шее (RRa®). В исследовании Breteler et al. [41], о котором мы уже сообщали в связи с использованием методов модуляции формы ЭКГ и импедансной пневмографии, также приводится сравнение акустического датчика RRa® с прикроватным монитором в отделении интенсивной терапии со смещением на 0,2 минуты и пределами согласия  $[- 6,6; + 6,3]$  в минуту. Эти результаты были получены в широком диапазоне значений ЧДД, характерном для условий, обычно встречающихся в отделениях интенсивной терапии.



## Концентрация газов в крови

Другими параметрами, представляющими интерес для респираторной медицины, являются концентрации газов в крови, главным образом парциальное давление артериального  $O_2$  и парциальное давление артериального  $CO_2$ .  $SpO_2$  обычно используется в качестве заменителя  $PaO_2$  с помощью PPG-устройств, как правило, на кончиках пальцев. Эта технология широко применяется в клинической практике из-за установленной математической зависимости между  $SpO_2$  и  $PaO_2$ , известной в литературе как кривая диссоциации кислорода и широко изучавшаяся в прошлом веке [72].

Напротив,  $PaCO_2$  определяется с помощью инвазивных измерений, но известно, что оно коррелирует с неинвазивным парциальным давлением трансдермального  $CO_2$  ( $PtCO_2$ ) в статических условиях [73]. Газ  $CO_2$  диффундирует через ткани организма и кожу; при чрескожных измерениях это фиксируется с помощью датчика (обычно электрохимического или оптического), размещенного на поверхности кожи [20, 74]. Носимые устройства для измерения  $PtCO_2$  в настоящее время не доступны в продаже, но являются перспективным направлением исследований [75].

## ТЕМПЕРАТУРА ТЕЛА

Носимые устройства можно использовать для контроля температуры тела [76]. В некоторые из ранее упомянутых предметов одежды встроены датчики для контроля температуры, например, в одежду Astroskin [9], - в данном случае используются материалы, чувствительные к температуре. Наиболее распространенными являются резистивные датчики температуры (RTDs) и волоконные брэгговские датчики (FBG), встроенные в ткань [45]. Терморезисторы меняют своё сопротивление при изменении температуры, в то время как датчик FBG представляет собой оптическое волокно с сердцевиной, включающей периодический участок, изготовленный из материала с другим показателем преломления. При распространении света внутри волокна некоторые длины волн поглощаются, а другие проходят сквозь него. Возвращаемый свет демонстрирует сдвиг длины волны, указывающий на температуру кожи [77]. Умные часы часто включают в себя датчики температуры, но не всегда указывается, идёт ли речь о температуре тела или окружающей среды. Носки для мониторинга температуры ног были разработаны для пациентов с диабетом [78], но они могут найти применение и



в отделениях интенсивной терапии, особенно в случае сосудистой недостаточности и недостаточной периферической перфузии, например, при тяжёлом септическом шоке, требующем высоких доз вазопрессоров, или после сосудистой операции.

## **ГЛЮКОЗА КРОВИ**

Гликемический контроль является важным аспектом лечения в отделении интенсивной терапии, поскольку у пациентов в критическом состоянии часто наблюдается резистентность к инсулину и эпизоды гипогликемии и гипергликемии. Эпизоды гипергликемии связаны с летальностью и заболеваемостью, в то время как достижение строгого гликемического контроля, тем не менее, является сложной задачей из-за опасности гипогликемии, как показано в исследовании NICE-SUGAR [79].

Современные методы измерения уровня глюкозы в крови включают в себя глюкометры для измерения уровня глюкозы в реальном времени и анализа газов крови. Такие технологии могут отнимать много времени у персонала отделения интенсивной терапии и в то же время причинять боль пациентам при сборе образцов крови. Поскольку эти методы не являются непрерывными, другая проблема заключается в том, что события, происходящие между измерениями, часто пропускаются.

Частые измерения, доступные с помощью устройств непрерывного мониторинга уровня глюкозы (CGM), предоставляют значительные возможности для мониторинга и повышения безопасности и результативности контроля уровня глюкозы у пациентов в критическом состоянии, не влияя на нагрузку на персонал [80]. CGM позволяет быстрее реагировать на динамические изменения состояния пациента и гликемии, корректируя дозу инсулина в соответствии с рекомендациями и потребностями в питании. Это оказалось особенно полезным в периоды напряженной работы персонала, например, во время пандемии COVID-19. У пациентов в критическом состоянии с COVID-19 системы CGM продемонстрировали надежность и точность мониторинга уровня глюкозы в крови [81]. Кроме того, CGM может снизить частоту инвазивного забора крови, уменьшая риск ятрогенной анемии или мониторинга уровня глюкозы по пальцу, снижая дискомфорт пациента. Однако устройства CGM могут иметь значительные погрешности из-за дрейфа датчика, смещения и шума [82].



В отделениях интенсивной терапии используются два типа CGM: интраваскулярный CGM (IV-CGM) и подкожный CGM (SC-CGM). В SC-CGM используется электрохимический датчик для измерения уровня глюкозы каждую минуту с помощью глюкозооксидазы. SC-CGM вводится в жировую ткань, и коммерческие модели работают около 2 недель без необходимости замены. Существует несколько доступных SC-CGM, многие из которых имеют возможность уведомлять медицинского работника о критически низких или высоких показателях, таких как FreeStyle Libre 3 (Abbott Laboratories, Эбботт Парк, Иллинойс, США) [83], Dexcom G7 (DexCom Inc., Сан-Диего, Калифорния, США) [84] и Guardian™ (Medtronic plc, Дублин, Ирландия) [85]. В некоторых условиях точность внутривенного CGM и подкожного CGM сопоставима, что снижает потребность в инвазивном отборе проб и устройствах [86], даже если учитывать временной интервал изменения уровня глюкозы между жировой тканью и кровью. [88]. При ночном голодании у здоровых взрослых людей физиологическая задержка транспорта глюкозы из сосудов в интерстициальное пространство составляет 5–6 минут [87]. Тем не менее у пациентов с шоком, получающих вазопрессоры, это время может быть больше, и это следует дополнительно изучить перед применением в острой фазе интенсивной терапии [89]. Будущие устройства могут быть способны контролировать уровень глюкозы с помощью анализа пота [90], даже если этот метод ещё не был опробован на пациентах с острыми или критическими состояниями.

## **ПОЛОЖЕНИЕ**

Пролежни — это коварные, многофакторные осложнения, возникающие в результате длительного давления и/или повреждений, вызванных силами сдвига и трения. Совместные рекомендации по профилактике Европейского, Американского и Азиатско-Тихоокеанского агентств по предотвращению пролежней рекомендуют использовать индивидуальные планы ухода, подходящие поддерживающие поверхности и регулировать частоту смены положения в зависимости от индивидуальных потребностей пациента. Стандарт ухода за пациентами в отделении интенсивной терапии — перераспределение веса каждые 2 часа в постели (с минимальным углом поворота 20°) и каждый час в кресле. Однако в целом исследования, оценивающие переворачивание пациентов, выявляют низкое соответствие



протоколам переворачивания и различную частоту травм от давления (3–37%) [91].

Положение можно легко отслеживать с помощью инерциальных измерительных блоков, которые можно использовать для определения пространственной ориентации в зависимости от оси, по которой определяется ускорение свободного падения, а также для понимания того, меняется ли положение и когда.

Система мониторинга состояния пациентов LEAF™ (Smith + Nephew, Inc., Уотфорд, Великобритания) [7] — это пример носимого устройства, которое крепится к груди с помощью клейких пластырей, что позволяет пациентам передвигаться, не снимая устройство. Оно оценивает положение тела пациента, помогая предотвратить пролежни. Эта технология помогает медицинскому персоналу, предоставляя информацию о пациентах, которым требуется помощь при переворачивании, и указывая, когда необходимо изменить положение тела. Данные с устройства передаются по беспроводной сети на центральную станцию мониторинга и обновляются на дисплее каждые 10 секунд, чтобы помочь медицинским работникам идентифицировать пациентов, нуждающихся в смене положения.

В рандомизированном контролируемом исследовании, проведенном Pickham et al. [91], пациентам было назначено либо стандартное лечение для смягчения последствий развития пролежней, либо вмешательство с использованием оптимальных методов, основанных на данных, полученных в режиме реального времени от системы мониторинга LEAF. Медсестры, ухаживающие за пациентами из группы с носимыми устройствами, получали визуальные предупреждения, если положение пациента менялось не в соответствии с местными рекомендациями. Исследование показало, что у группы, наблюдавшейся с носимыми устройствами, при поступлении в отделение интенсивной терапии в три раза реже развивались пролежни по сравнению с контрольной группой ([0,7 против 2,3%],  $p=0.031$ ), демонстрируя, что простое приложение может быть очень эффективным и легко внедряемым в отделении интенсивной терапии.

Другое исследование [92] продемонстрировало повышение компетентности медсестёр в перекладывании пациентов в доме престарелых, где медсестрам было поручено использовать систему мониторинга пациентов LEAF™. По сравнению с 3-дневным базовым периодом, когда перекладывание пациентов



было выполнено в 61,4% случаев, в среднем за 18 дней компетентность медсестёр в перекладывании пациентов выросла до 81,5%.

## **АКТИВНОСТЬ И ДВИЖЕНИЕ**

Ранняя мобилизация пациентов в отделении интенсивной терапии приводит к уменьшению количества физических травм, сокращению времени, в течение которого пациент находится на искусственной вентиляции легких, и уменьшению продолжительности пребывания в больнице.

PFT, также называемые трекерами активности, обычно включают в себя алгоритмы распознавания активности человека, которые могут быть основаны на различных типах датчиков [93]. Инерциальные измерительные блоки представляют собой наиболее распространенную стратегию мониторинга активности и обычно состоят из акселерометров, гироскопов и магнитометров. Акселерометры демонстрируют отличные возможности для распознавания активности человека и могут быть объединены с гироскопами для повышения эффективности обнаружения падений, анализа походки. Магнитометры также могут быть использованы для улучшения распознавания активности человека, однако они подвержены влиянию окружающей среды и поэтому часто не используются. Датчики атмосферного давления могут быть полезны, особенно для обнаружения падений и распознавания того, поднимается ли человек по лестнице [94]. Смартфоны можно использовать в качестве трекеров активности, поскольку в них, как правило, встроены инерциальные измерительные блоки [95].

Подсчет шагов — одна из основных функций PFT, но эффективность алгоритмов подсчета шагов различается в зависимости от устройства. В исследовании, проведенном в 2015 году [96], была выявлена сильная корреляция в подсчете шагов при сравнении измерений, полученных с помощью устройств Fitbit, с измерениями, полученными с помощью эталонных методов. Однако исследование выявило более низкую точность, особенно при медленной ходьбе, что обычно наблюдается у пожилых людей [97] и ожидается у пациентов отделений интенсивной терапии. Устройства для подсчета шагов могут быть более полезны в учреждениях среднего звена и стандартных палатах.

Напротив, системы распознавания активности могут быть использованы для целенаправленной мобилизации пациентов, обеспечивая индивидуальный



мониторинг уровней мобильности и характера активности. В рекомендациях группы научных экспертов [98] основное внимание уделялось индивидуальным протоколам позиционирования и мобилизации. С поддержкой систем распознавания активности PFT могут сообщать о реальном уровне ежедневной физической активности, предоставляя полезные данные и обеспечивая своевременную корректировку физиотерапии с соблюдением протоколов безопасности.

Данные о движении также могут помочь в оценке тяжести критического состояния, особенно в сочетании с клиническими данными из электронных медицинских карт. Одна из основных проблем традиционных систем оценки тяжести состояния в отделении интенсивной терапии, таких как SOFA и APACHE II, заключается в том, что они используют либо статические значения, такие как фиксированные пороговые значения физиологических переменных, которые могут неточно отражать динамическое изменение клинических состояний, либо аддитивные оценки. Фактически, аддитивные оценки включают в себя несколько переменных, которые просто суммируются или взвешиваются, но это слишком упрощённое представление о сложных взаимодействиях, происходящих в организме человека. Следовательно, эти оценки имеют ограниченную прогностическую точность. Большинство этих показателей зависят от человека и могут быть рассчитаны только через определённые промежутки времени. В проспективном исследовании акселерометры, носимые на запястье, были объединены с клиническими данными из электронных медицинских карт для оценки состояния пациента на основе информации о движении и жизненно важных параметрах [99]. Хотя идея разработки электронного фенотипа состояния пациента на основе данных о движении (т. е. стабильного или нестабильного) была предложена в предыдущей работе [100], Sena et al. [99], использовали модели глубокого обучения для акселерометрических данных временных рядов, интегрируя клинические характеристики для прогнозирования состояния пациентов с упором на такие модели, как группы визуальной геометрии, ResNet и пользовательские сети на основе трансформаторов. Акселерометры использовались для оценки физических движений пациентов, было собрано 9286 часов данных, исключая пациентов, готовых к выписке или не способных дать согласие. Авторы исследования сообщают о результатах применения моделей глубокого обучения к различным комбинациям данных; наилучшие



результаты были получены с помощью модели ResNet с клиническими, демографическими данными и данными акселерометра в качестве входных (площадь под кривой=0,73, точность=0,80, чувствительность=0,60, специфичность=0,79, F1-мера=0,77).

Акселерометры были одними из первых устройств, протестированных в качестве неинвазивного метода оценки качества сна у пациентов в критическом состоянии, которые часто испытывают значительные нарушения сна из-за своего состояния и условий в отделении интенсивной терапии, где традиционные методы оценки сна, такие как полисомнография, невозможны. Эта оценка, называемая актиграфией, была описана в недавнем обзоре, посвящённом качеству сна в отделениях интенсивной терапии, включая результаты девяти исследований [101]. В большинстве исследований акселерометр устанавливался на запястье, в двух исследованиях также оценивались акселерометры на лодыжках. Только в пяти [102–106] из девяти исследований, проанализированных в обзоре, измерения акселерометром сравнивались с эталонными измерениями. Как правило, размер выборки был небольшим, и часто данные собирались только за одну ночь. Таким образом, необходимы дальнейшие исследования актиграфии у пациентов в критическом состоянии, прежде чем её можно будет использовать в этой группе пациентов. Необходимо увеличить размер выборки, продолжительность мониторинга, а также протестировать специальные датчики и программное обеспечение для пациентов в критическом состоянии, которые часто находятся в состоянии ограниченной подвижности и принимают седативные и обезболивающие препараты.

Другой областью, представляющей интерес, является делирий, который представляет собой острое нарушение когнитивных функций, характеризующееся спутанностью сознания, невнимательностью, дезорганизованным мышлением и изменением уровня сознания [107]. Делирий часто встречается в отделениях интенсивной терапии и в целом у пожилых госпитализированных пациентов. Клиническое течение часто колеблется от гипокинетического до гиперкинетического. Помимо явного возбуждения и когнитивных изменений, делирий трудно обнаружить, если только его специально не выявлять с помощью стандартного тестирования. Новые технологии, оценивающие делирий по движению с помощью камер и искусственного интеллекта или акселерометров, набирают популярность как



многообещающий подход. Изменения в физической активности, особенно в критические периоды, например, ночью, могут указывать на начало или тяжесть делирия. Lehmkuhl et al. [108] провели обзорное исследование в смешанных отделениях интенсивной терапии для пациентов с травмами и хирургическими заболеваниями, оценив положение тела у 39 пациентов, находящихся на искусственной вентиляции легких, с помощью акселерометра, закрепленного на бедре и груди, во время их пребывания в отделении интенсивной терапии. Они подчеркнули важность физической активности, особенно в вечернее время, в сочетании с сестринским уходом, направленным на поддержание естественного циркадного ритма, необходимого для предотвращения делирия. Neerland et al. [109] проводят многоцентровое рандомизированное исследование фармакологической терапии для профилактики делирия. Они используют носимые акселерометры, чтобы получить представление о паттернах двигательной активности при различных подтипах делирия, и сравнивают валидированные шкалы, в том числе метод оценки спутанности сознания (CAM)-ICU-7 [110], шкалу Ричмонда для оценки возбуждения и седации, шкалу оценки когнитивных функций (RASS) [111] и Монреальскую шкалу оценки когнитивных функций (MoCA) [112]. Аналогичные результаты были подтверждены Davoudi et al. [113], продемонстрировавшими, что мониторинг пациентов (выражение лица, движения конечностей и позы) с помощью носимых устройств и бесконтактный мониторинг окружающей среды достижимы, а полученные данные могут быть связаны с делирием, даже если это не изучалось на общей популяции пациентов в отделении интенсивной терапии, а только на госпитализированных пациентах и пациентах хосписов.

## **АКТИВНОСТЬ МОЗГА**

Электроэнцефалография (ЭЭГ) — это метод, предназначенный для мониторинга активности мозга путем неинвазивной записи электрических сигналов, который все чаще используется для реализации интерфейсов «мозг — компьютер». Биопотенциалы регистрируются с помощью поверхностных электродов, размещенных на коже головы [45]. ЭЭГ регистрирует волны с частотой  $< 80$  Гц, а волны, генерируемые активностью мозга, классифицируются как дельта-волны (1–4 Гц), тета (4–8 Гц), альфа (8–12 Гц), бета (12–25 Гц) и гамма ( $> 25$  Гц). Обычные проводные системы ЭЭГ



неудобны в использовании в реальных условиях, но недавние достижения в области беспроводных систем ЭЭГ позволили значительно улучшить портативность устройств с целью обеспечения большей гибкости для пользователя [114]. Беспроводные передатчики в системах ЭЭГ играют решающую роль в обеспечении мобильности и гибкости мониторинга активности мозга. Эти передатчики встроены в систему ЭЭГ и отвечают за улавливание электрических сигналов, генерируемых нейронами в мозге. Как только эти сигналы улавливаются электродами, расположенными на коже головы, передатчик преобразует аналоговые электрические сигналы в цифровые данные и отправляет их по беспроводной связи через Bluetooth или Wi-Fi на близлежащее устройство, такое как компьютер, смартфон или планшет, для анализа в реальном времени. Системы ЭЭГ могут быть оснащены влажными или сухими электродами, количество каналов варьируется в зависимости от формы устройства ЭЭГ (например, шапочки [115], повязка на голову, наушники, визор, смарт-очки [116]). Давно известно, что делирий связан с недосыпанием и нарушением режима сна и бодрствования у пациентов в отделениях интенсивной терапии [117], а также с фазами сна без быстрого движения глаз. Носимые ЭЭГ-устройства могут помочь в выявлении, характеристике и лечении этого состояния [118]. В частности, носимые устройства могут использоваться для мониторинга методов, направленных на улучшение режима сна и бодрствования у пациентов, а также для мониторинга влияния освещения и уровня шума в отделениях интенсивной терапии. Носимые устройства для мониторинга ЭЭГ могут стать доступным решением для отслеживания фаз сна без быстрого движения глаз, а также качества и глубины сна в отделении интенсивной терапии [119].

## **ОБСУЖДЕНИЕ**

Носимые устройства становятся все более распространенными в различных областях применения, что приводит к снижению розничных цен, которые выходят далеко за рамки интенсивной терапии. Авторы смогли проверить стратификацию периоперационного риска с помощью простого коммерческого устройства стоимостью менее 80 евро [22, 23]. Низкие розничные цены способствуют доступности обширного мониторинга при относительно невысоких затратах. Более того, поскольку эти устройства часто



являются неинвазивными, количество и стоимость расходных материалов, связанных с их использованием, ограничены. Устройства можно использовать несколько раз подряд, что также значительно снижает затраты. Кроме того, следует учитывать косвенные затраты. Устройства с низким уровнем инвазивности могут снизить затраты, связанные с осложнениями и инфекциями. Простота и автоматизация могут дать медицинскому персоналу различные преимущества, такие как высвобождение времени для улучшения ухода за пациентами и оптимизации использования ресурсов. Способность носимых устройств мгновенно собирать и передавать данные также может улучшить процесс принятия клинических решений, что приведет к более оперативному и эффективному лечению. Клиническая применимость носимых устройств в медицинских учреждениях появилась только в последние годы из-за сложности критических заболеваний и строгих нормативных требований к точности и безопасности медицинских устройств. Валидация данных представляет собой актуальную проблему в области использования носимых устройств в отделениях интенсивной терапии. Большинство исследований по валидации проводятся в условиях, приближенных к повседневной жизни, с участием здоровых взрослых людей, часто вне больничных стен. Достоверность данных, полученных от нестабильных или критически больных пациентов, до сих пор вызывает споры [40]. Исследования демонстрируют значимую связь между измерениями ЧСС с помощью носимых устройств и ручными наблюдениями медсестер, а также стандартным медицинским мониторингом, но эта связь менее значима при сравнении измерений ЧСС. Носимые устройства медицинского назначения для пациентов, перенесших хирургическое вмешательство, показали аналогичные результаты по сравнению с «золотым стандартом» — мониторами в отделениях интенсивной терапии.

Пригодность недорогих носимых устройств для записи данных с высоким разрешением волновой формы еще менее очевидна, поскольку эти системы могут быть ограничены артефактами, шумами и помехами, артефактами движения и отсутствием данных [4]. Еще одной проблемой носимых устройств в отделениях интенсивной терапии является значительный объем данных и потеря сигнала. На эту проблему влияет множество факторов, в том числе разное качество устройств, недостаточная скорость Wi-Fi и мобильной связи из-за большого количества подключённых устройств в относительно



небольшом пространстве. Другими факторами, влияющими на эту проблему, являются ситуации, связанные с клинической средой, например, пациенты с приступами или дрожью, частая транспортировка пациентов, необходимость принятия положения лёжа на животе и другие контекстуальные проблемы. Van et al. [4], тестируя носимые устройства в отделении интенсивной терапии, отбрасывали 7% данных ЭКГ с носимых устройств из-за помех, вызванных неисправными электродами; этого не наблюдалось при записи ЭКГ с прикроватных мониторов. В том же исследовании потеря сигнала PPG составляла примерно 1% для стандартной системы мониторинга, в то время как 76% данных с носимых на запястье устройств были непригодны для использования. SpO<sub>2</sub> был единственным параметром, для которого потеря сигнала в данных стандартного монитора была выше, чем в данных носимых устройств (38% против 26%). Необходимо также учитывать комфорт пациента при использовании мочеприемников, особенно у пациентов, которые не могут постоянно сообщать о давлении или боли, связанных с положением тела или пролежнями, из-за глубокой седации или паралича.

Наконец, персонал отделения интенсивной терапии теперь управляет всеми данными мониторинга в отделении интенсивной терапии и всеми соответствующими сигналами тревоги.

Ожидается, что носимые устройства и новые технологии улучшат условия работы и снизят уровень стресса только при условии, что они будут предоставлять отфильтрованные и обобщённые данные, сводя к минимуму перегрузку данными и усталость от сигналов тревоги, а также повышая осведомлённость о ситуации. Для носимых устройств требуется автоматический анализ и генерация оповещений, возможно, с помощью ИИ, и перед полноценным внедрением в отделения интенсивной терапии необходимо убедиться, что такие модели ИИ, которые часто представляют собой «чёрный ящик» и, следовательно, не поддаются полному объяснению [120], не увеличивают умственную нагрузку и на самом деле улучшают принятие клинических решений в отделении интенсивной терапии.

## **ВЫВОДЫ**

Носимые устройства открывают совершенно новые возможности для неинвазивного сбора высокочастотных данных о пациентах в критическом состоянии. Ожидается, что эти устройства будут все чаще использоваться в



отделениях интенсивной терапии и острых отделениях, сокращая разрыв между ними и обычными палатами, когда требуется усиленный мониторинг. В то время как разнообразие и объём собираемых данных продолжают расти, необходимы дальнейшие исследования для определения точности, применимости и надёжности носимых устройств, а также для внедрения в эту область машинного обучения и алгоритмов искусственного интеллекта, способных не только анализировать сложные физиологические данные, но и минимизировать потери данных и низкое качество сигнала. Несмотря на эти текущие ограничения, бесспорно, что в ближайшем будущем пациенты получают пользу от прогресса в области носимых устройств, переходя от промежуточных или понижающих настроек к более сложным случаям в отделениях интенсивной терапии.

## **ИСТОЧНИКИ**

1. Mantas J (2020) Wireless monitoring through wearable devices in the ICU: are we close. *Import Health Inf Public Health Dur Pandemic* 272(175):1
2. Cretikos MA, Bellomo R, Hillman K, Chen J, Finfer S, Flabouris A (2008) Respiratory rate: the neglected vital sign. *Med J Aust.* <https://doi.org/10.5694/J.1326-5377.2008.TB01825.X>
3. Coffman L (2018) Patient wearable technology in the ICU'. *Nurs Crit Care* 13(5):41–42
4. Van HMT et al (2021) Vital sign monitoring using wearable devices in a Vietnamese intensive care unit. *BMJ Innov.* <https://doi.org/10.1136/bmjinnov-2021-000707>
5. Michard F (2016) Hemodynamic monitoring in the era of digital health. *Ann Intensive Care.* <https://doi.org/10.1186/s13613-016-0119-7>
6. Nherera L, Larson B, Cooley A, Reinhard P (2021) An economic analysis of a wearable patient sensor for preventing hospital-acquired pressure injuries among the acutely ill patients. *Int J Health Econ Manag.* <https://doi.org/10.1007/S10754-021-09304-7>
7. Homepage. LEAF system. 2024. <https://www.sn-leaf.com/>.
8. Wassel CL, Delhougne G, Gayle JA, Dreyfus J, Larson B (2020) Risk of readmissions, mortality, and hospital-acquired conditions across hospital-acquired pressure injury (HAPI) stages in a US National Hospital



- Discharge database. *Int Wound J*. <https://doi.org/10.1111/IWJ.13482>
9. Aliverti A, Evangelisti M, Angelucci A (2022) Wearable tech for long distance runners. In: Canata GL, Jones H, Krutsch W, Thoreux P, Vascellari A (eds) *The running athlete: a comprehensive overview of running in different sports*. Springer, Berlin Heidelberg, Heidelberg, pp 77–89
  10. Vojtech L, Bortel R, Neruda M, Kozak M (2013) Wearable textile electrodes for ECG measurement. *Adv Electr Electr Engin* 11(5):410–414
  11. Angelucci A, Villamar OWP, Agostoni P, Aliverti A. Design and evaluation of a wearable single-lead ECG for continuous monitoring. In 2023 IEEE international conference on metrology for eXtended reality, artificial intelligence and neural engineering (MetroXRINE), 2023, <https://doi.org/10.1109/MetroXRINE58569.2023.10405813>.
  12. Zio Monitoring. iRhythm. <https://www.irhythmtech.com/providers/zio-service/zio-monitors>. Accessed 7 Oct 2024.
  13. AliveCor Labs. AliveCor. <https://clinicians.alivecor.com/alivecor-labs/>. Accessed 7 Oct 2024.
  14. Healer—L.I.F.E. [https://x10x.com/?page\\_id=797](https://x10x.com/?page_id=797). Accessed 7 Oct 2024.
  15. Remote Patient Monitoring—VitalConnect. <https://vitalconnect.com/remote-patient-monitoring/>. Accessed 14 Dec 2024.
  16. Garbern SC et al (2019) Validation of a wearable biosensor device for vital sign monitoring in septic emergency department patients in Rwanda. *Digit Health*. [https://doi.org/10.1177/2055207619879349/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177\\_2055207619879349-FIG2.JPEG](https://doi.org/10.1177/2055207619879349/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_2055207619879349-FIG2.JPEG)
  17. Inan OT et al (2015) Ballistocardiography and seismocardiography: a review of recent advances. *IEEE J Biomed Health Inform*. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2361732>
  18. Chung HU et al (2020) Skin-interfaced biosensors for advanced wireless physiological monitoring in neonatal and pediatric intensive-care units. *Nat Med*. <https://doi.org/10.1038/s41591-020-0792-9>
  19. Jubran A (2015) Pulse oximetry. *Crit Care*. <https://doi.org/10.1186/S13054-015-0984-8>
  20. Bernasconi S et al (2024) Recent technologies for transcutaneous oxygen and carbon dioxide monitoring. *Diagnostics*. <https://doi.org/10.3390/diagnostics14080785>
  21. Guber A, Epstein Shochet G, Kohn S, Shitrit D (2019) Wrist-sensor



pulse oximeter enables prolonged patient monitoring in chronic lung diseases. *J Med Syst*. <https://doi.org/10.1007/S10916-019-1317-2>/FIGURES/3

22. Greco M et al (2023) Wearable health technology for preoperative risk assessment in elderly patients: the WELCOME study. *Diagnostics*. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13040630>

23. Angelucci A et al (2023) Fitbit data to assess functional capacity in patients before elective surgery: pilot prospective observational study. *J Med Internet Res*. <https://doi.org/10.2196/42815>

24. Nelson BW, Allen NB (2019) Accuracy of consumer wearable heart rate measurement during an ecologically valid 24 h period: intraindividual validation study. *JMIR Mhealth Uhealth*. <https://doi.org/10.2196/10828>

25. Etiwy M et al (2019) Accuracy of wearable heart rate monitors in cardiac rehabilitation. *Cardiovasc Diagn Ther*. <https://doi.org/10.21037/CDT.2019.04.08>

26. Angelucci A et al. Integration of a body sensor network of wearable devices for cardio-respiratory monitoring. In: 2023 45th annual international conference of the IEEE engineering in medicine & biology society (EMBC). 2023. <https://doi.org/10.1109/EMBC40787.2023.10340495>.

27. Kroll RR, Boyd JG, Maslove DM (2016) Accuracy of a wrist-worn wearable device for monitoring heart rates in hospital inpatients: a prospective observational study. *J Med Internet Res*. <https://doi.org/10.2196/JMIR.6025>

28. Kroll RR et al (2017) Use of wearable devices for post-discharge monitoring of ICU patients: a feasibility study. *J Intensiv Care*. <https://doi.org/10.1186/S40560-017-0261-9>

29. Chen G, Intiaz SA, Aguilar-Pelaez E, Rodriguez-Villegas E (2015) Algorithm for heart rate extraction in a novel wearable acoustic sensor. *Healthc Technol Lett*. <https://doi.org/10.1049/HTL.2014.0095>

30. Giordano N, Rosati S, Balestra G, Knaflitz M (2023) A wearable multi sensor array enables the recording of heart sounds in homecare. *Sensors*. <https://doi.org/10.3390/S23136241/S1>

31. WVSM—Wireless Vital Signs Monitor from Athena GTX. <https://athenagtx.com/products/wvsm/>. Accessed 8 Oct 2024

32. Meizoso JP et al (2016) Evaluation of miniature wireless vital signs



- monitor in a trauma intensive care unit. *Mil Med.* <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-15-00162>
33. De Marchi B, Frigerio M, De Nadai S, Longinotti-Buitoni G, Aliverti A (2021) Blood pressure continuous measurement through a wearable device: development and validation of a cuffless method. *Sensors (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/S21217334>
34. Stergiou GS et al (2021) 2021 European Society of Hypertension practice guidelines for office and out-of-office blood pressure measurement. *J Hypertens.* <https://doi.org/10.1097/HJH.0000000000002843>
35. IEEE Standard for Wearable Cuffless Blood Pressure Measuring Devices. IEEE: Piscataway. 2014. <https://doi.org/10.1109/IEEESTD.2014.6882122>
36. IEEE Standard for Wearable, Cuffless Blood Pressure Measuring Devices—Amendment 1. IEEE: Piscataway. 2019. <https://doi.org/10.1109/IEEESTD.2019.8859685>.
37. Stergiou GS et al (2022) Cuffless blood pressure measuring devices: review and statement by the European society of hypertension working group on blood pressure monitoring and cardiovascular variability. *J Hypertens.* <https://doi.org/10.1097/HJH.0000000000003224>
38. ISO 81060–3:2022—non-invasive sphygmomanometers—part 3: clinical investigation of continuous automated measurement type. <https://www.iso.org/standard/71161.html>. Accessed 19 Dec 2024.
39. Varon C et al (2020) A comparative study of ECG-derived respiration in ambulatory monitoring using the single-lead ECG. *Sci Rep.* <https://doi.org/10.1038/S41598-020-62624-5>
40. Breteler MJM et al (2018) Reliability of wireless monitoring using a wearable patch sensor in high-risk surgical patients at a step-down unit in the Netherlands: a clinical validation study. *BMJ Open.* <https://doi.org/10.1136/BMJOPEN-2017-020162>
41. Breteler MJM et al (2020) Vital signs monitoring with wearable sensors in high-risk surgical patients a clinical validation study. *Anesthesiology.* <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000003029>
42. Dehkordi P, Garde A, Molavi B, Ansermino JM, Dumont GA (2018) Extracting instantaneous respiratory rate from multiple photoplethysmogram respiratory-induced variations. *Front Physiol.* <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2018.00948>



43. Angelucci A, Aliverti A (2023) The medical internet of things: applications in respiratory medicine. In: Pinnock H, Poberezhets V, Drummond D (eds) Digital respiratory healthcare (ERS monograph). European Respiratory Society, Sheffield, pp 1–15
44. Massone P, Angelucci A, Aliverti A (2024) On the measurement of tidal volume with wearable devices. In: Montanari R, Richetta M, Febbi M, Staderini EM (eds) Engineering methodologies for medicine and sports. Springer Nature Switzerland, Cham, pp 117–128
45. Angelucci A et al (2021) Smart textiles and sensorized garments for physiological monitoring: a review of available solutions and techniques. *Sensors (Switzerland)*. <https://doi.org/10.3390/s21030814>
46. Pacelli M, Caldani L, Paradiso R (2006) Textile piezoresistive sensors for biomechanical variables monitoring. *Ann Int Conf IEEE Engin Med Biol Proceed*. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.259287>
47. Curone D et al (2010) Smart garments for emergency operators: the ProeTEX project. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. <https://doi.org/10.1109/TITB.2010.2045003>
48. Antonelli A et al (2020) Comparison between the Airgo™ device and a metabolic cart during rest and exercise. *Sensors (Switzerland)*. <https://doi.org/10.3390/s20143943>
49. Qi W, Aliverti A (2019) A multimodal wearable system for continuous and real-time breathing pattern monitoring during daily activity. *IEEE J Biomed Health Inform*. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2019.2963048>
50. Angelucci A, Kuller D, Aliverti A (2021) A home telemedicine system for continuous respiratory monitoring. *IEEE J Biomed Health Inform*. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2020.3012621>
51. Chu M et al (2019) Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. *npj Digit Med*. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0083-3>
52. Naranjo-Hernández D et al (2018) Smart vest for respiratory rate monitoring of COPD patients based on non-contact capacitive sensing. *Sensors (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/S18072144>
53. Terazawa M, Karita M, Kumagai S, Sasaki M (2018) Respiratory motion sensor measuring capacitance constructed across skin in daily activities. *Micromachines (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/MI9110543>



54. Sackner MA et al (1989) Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing. *J Appl Physiol*. [https://doi.org/ 10.1152/JAPPL.1989.66.1.410](https://doi.org/10.1152/JAPPL.1989.66.1.410)
55. Villar R, Beltrame T, Hughson RL (2015) Validation of the Hexoskin wearable vest during lying, sitting, standing, and walking activities. *Appl Physiol Nutr Metab*. <https://doi.org/10.1139/APNM-2015-0140>
56. Pacela AF (1966) Impedance pneumography—a survey of instrumentation techniques. *Med Biol Eng*. <https://doi.org/10.1007/BF02474783>  
METRICS
57. Pennati F et al (2023) Electrical impedance tomography: from the traditional design to the novel frontier of wearables. *Sensors*. <https://doi.org/10.3390/s23031182>
58. Oh TI, Kim TE, Yoon S, Kim KJ, Woo EJ, Sadleir RJ (2012) Flexible electrode belt for EIT using nanofiber web dry electrodes. *Physiol Meas*. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/10/1603>
59. Hu CL et al (2021) Dry wearable textile electrodes for portable electrical impedance tomography. *Sensors (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/S21206789>
60. De Fazio R, Stabile M, De Vittorio M, Velázquez R, Visconti P (2021) An overview of wearable piezoresistive and inertial sensors for respiration rate monitoring. *Electronics*. <https://doi.org/10.3390/ELECTRONICS10172178>
61. Elfaramawy T, Fall CL, Arab S, Morissette M, Lellouche F, Gosselin B (2019) A wireless respiratory monitoring system using a wearable patch sensor network. *IEEE Sens J*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2877617>
62. Ruminski J, Bujnowski A, Czuszyński K, Kocejko T (2016) Estimation of respiration rate using an accelerometer and thermal camera in eGlasses. In: Ruminski J, Bujnowski A, Czuszyński K, Kocejko T (eds) 2016 federated conference on computer science and information systems (FedCSIS). New York, IEEE, pp 1431–1434
63. Manoni A et al (2020) A new wearable system for home sleep apnea testing, screening, and classification. *Sensors (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/S20247014>
64. Roddiger T, Wolfram D, Laubenstein D, Budde M, Beigl M. Towards respiration rate monitoring using an in-ear headphone inertial meas



- urement unit. Proceedings of the 1st international workshop on Earable computing, EarComp 2019, <https://doi.org/10.1145/3345615.3361130>.
65. Angelucci A, Aliverti A (2023) An IMU-based wearable system for respiratory rate estimation in static and dynamic conditions. *Cardiovasc Eng Technol*. <https://doi.org/10.1007/S13239-023-00657-3/FIGURES/8>
66. Angelucci A, Camuncoi F, Galli M, Aliverti A (2022) A wearable system for respiratory signal filtering based on activity: a preliminary validation, 2022 IEEE international workshop on sport, technology and research, STAR 2022—proceedings. IEEE, New York
67. Angelucci A et al (2023) A wireless body sensor network for cardiorespiratory monitoring during cycling, 2023 IEEE international workshop on sport, technology and research (STAR). IEEE, New York
68. Angelucci A et al (2024) Validation of a body sensor network for cardiorespiratory monitoring during dynamic activities. *Biocybern Biomed Eng*. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2024.09.002>
69. De Jonckneere J et al (2007) OFSETH: optical fibre embedded into technical textile for healthcare, an efficient way to monitor patient under magnetic resonance imaging. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353198>
70. Papaiordanidou M, Takamatsu S, Rezaei-Mazinani S, Lonjaret T, Martin A, Ismailova E (2016) Cutaneous recording and stimulation of muscles using organic electronic textiles. *Adv Healthc Mater*. <https://doi.org/10.1002/ADHM.201600299>
71. Al-Khalidi FQ, Saatchi R, Burke D, Elphick H, Tan S (2011) Respiration rate monitoring methods: a review. *Pediatr Pulmonol*. <https://doi.org/10.1002/PPUL.21416>
72. Adair GS, Bock AV, Field H (1925) The hemoglobin system: VI. the oxygen dissociation curve of hemoglobin. *J Biol Chem* 63(2):529–545
73. Contini M et al (2021) Comparison between PtCO<sub>2</sub> and PaCO<sub>2</sub> and derived parameters in heart failure patients during exercise: a preliminary study. *Sensors*. <https://doi.org/10.3390/s21196666>
74. P. Eberhard. The design, use, and results of transcutaneous carbon dioxide analysis: current and future directions. *Anesth Analg*. 2007. 105(6). [https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/fulltext/2007/12001/the\\_design,\\_use,\\_and\\_results\\_of\\_transcutaneous.9.aspx](https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/fulltext/2007/12001/the_design,_use,_and_results_of_transcutaneous.9.aspx).



75. Angelucci A et al (2024) A wearable device to monitor the partial pressure of transcutaneous carbon dioxide. *IEEE Trans Instrum Meas*. <https://doi.org/10.1109/TIM.2024.3369136>
76. Angelucci A, Aliverti A (2020) Telemonitoring systems for respiratory patients: technological aspects. *Pulmonology*. <https://doi.org/10.1016/j.pulmoe.2019.11.006>
77. Husain MD, Kennon R, Dias T (2014) Design and fabrication of temperature sensing fabric. *J Ind Text*. [https://doi.org/10.1177/1528083713495249/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177\\_1528083713495249-FIG12.JPG](https://doi.org/10.1177/1528083713495249/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_1528083713495249-FIG12.JPG)
78. Reyzelman AM et al (2018) Continuous temperature-monitoring socks for home use in patients with diabetes: observational study. *J Med Internet Res*. <https://doi.org/10.2196/12460>
79. Finfer S et al (2009) Intensive versus conventional glucose control in critically ill patients. *N Engl J Med*. [https://doi.org/10.1056/NEJMOA0810625/SUPPL\\_FILE/NEJM\\_NICE-SUGAR\\_1283SA1.PDF](https://doi.org/10.1056/NEJMOA0810625/SUPPL_FILE/NEJM_NICE-SUGAR_1283SA1.PDF)
80. Zhou T, Dickson JL, Shaw GM, Chase JG (2018) Continuous glucose monitoring measures can be used for glycemic control in the ICU: an in-silico study. *J Diabete Sci Technol*. <https://doi.org/10.1177/1932296817738791>
81. Longo RR, Elias H, Khan M, Seley JJ (2022) Use and accuracy of inpatient CGM during the COVID-19 pandemic: an observational study of general medicine and ICU patients. *J Diabete Sci Technol*. <https://doi.org/10.1177/19322968211008446>
82. Massone P, Barbieri M, Angelucci A, Aliverti A (2024) Technologies for non-invasive and continuous blood glucose monitoring in sports: a patent landscape analysis, 2024 IEEE international workshop on sport, Technology and Research (STAR). IEEE, New York, pp 5–10
83. Home—FreeStyle Libre. Abbott. Abbott. Accessed 8 Oct 2024.
84. Dexcom G7 CGM—powerfully simple diabetes management. Dexcom.
85. Guardian™ connect continuous glucose monitor. Medtronic. <https://www.medtronicdiabetes.com/products/guardian-connect-continuous-glucose-monitoring-system>. Accessed 8 Oct 2024
86. Sechterberger MK, Van Der Voort PHJ, Strasma PJ, Hans De Vries J (2015) Accuracy of intra-arterial and subcutaneous continuous glucose monitoring



- toring in postoperative cardiac surgery patients in the ICU. *J Diabete Sci Technol*. <https://doi.org/10.1177/1932296814564993>
87. Basu A et al (2013) Time lag of glucose from intravascular to interstitial compartment in humans. *Diabetes*. <https://doi.org/10.2337/DB13-1132>
88. Scuffi C (2014) Interstitium versus blood equilibrium in glucose concentration and its impact on subcutaneous continuous glucose monitoring systems. *Eur Endocrinol*. <https://doi.org/10.17925/EE.2014.10.01.36>
89. Juneja D, Pandey R, Singh O (2011) Comparison between arterial and capillary blood glucose monitoring in patients with shock. *Eur J Intern Med*. <https://doi.org/10.1016/J.EJIM.2011.01.004>
90. Bhide A, Muthukumar S, Prasad S (2018) CLASP (continuous lifestyle awareness through sweat platform): a novel sensor for simultaneous detection of alcohol and glucose from passive perspired sweat. *Biosens Bioelectron*. <https://doi.org/10.1016/J.BIOS.2018.06.065>
91. Pickham D, Berte N, Pihulic M, Valdez A, Mayer B, Desai M (2018) Effect of a wearable patient sensor on care delivery for preventing pressure injuries in acutely ill adults: a pragmatic randomized clinical trial (LS HAPI study). *Int J Nurs Stud*. <https://doi.org/10.1016/J.IJNURSTU.2017.12.012>
92. Yap TL, Kennerly SM, Ly K (2019) Pressure injury prevention: outcomes and challenges to use of resident monitoring technology in a nursing home. *J Wound Ostomy Cont Nurs*. <https://doi.org/10.1097/WON.0000000000000523>
93. Aliverti A (2017) Wearable technology: role in respiratory health and disease. *Breathe*. <https://doi.org/10.1183/20734735.008417>
94. Massé F, Gonzenbach RR, Arami A, Paraschiv-Ionescu A, Luft AR, Aminian K (2015) Improving activity recognition using a wearable barometric pressure sensor in mobility-impaired stroke patients. *J Neuroeng Rehabil*. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0060-2>
95. Qi W, Su H, Aliverti A (2020) A smartphone-based adaptive recognition and real-time monitoring system for human activities. *IEEE Trans Hum Mach Syst*. <https://doi.org/10.1109/THMS.2020.2984181>
96. Diaz KM et al (2015) Fitbit®: an accurate and reliable device for wireless physical activity tracking. *Int J Cardiol*. <https://doi.org/10.1016/J.IJCARD.2015.03.038>



97. Angelucci A, Canali S, Aliverti A (2023) Digital technologies for step counting: between promises of reliability and risks of reductionism. *Front Digit Health*. <https://doi.org/10.3389/fdgth.2023.1330189>
98. Schaller SJ et al (2024) Guideline on positioning and early mobilisation in the critically ill by an expert panel. *Intensiv Care Med*. <https://doi.org/10.1007/S00134-024-07532-2>
99. Sena J et al (2024) Wearable sensors in patient acuity assessment in critical care. *Front Neurol*. <https://doi.org/10.3389/FNEUR.2024.1386728>
100. Ren Y et al. Computable phenotypes of patient acuity in the intensive care Uni. 2020,. <https://arxiv.org/abs/2005.05163v2>. Accessed 14 Dec 2024
101. Richards KC, Wang YY, Jun J, Ye L (2020) A systematic review of sleep measurement in critically ill patients. *Front Neurol*. <https://doi.org/10.3389/FNEUR.2020.542529>
102. Bourne RS, Mills GH, Minelli C (2008) Melatonin therapy to improve nocturnal sleep in critically ill patients: encouraging results from a small randomised controlled trial. *Crit Care*. <https://doi.org/10.1186/CC6871>
103. Beecroft JM, Ward M, Younes M, Crombach S, Smith O, Hanly PJ (2008) Sleep monitoring in the intensive care unit: comparison of nurse assessment, actigraphy and polysomnography. *Intensiv Care Med*. <https://doi.org/10.1007/S00134-008-1180-Y>
104. Chen JH, Chao YH, Lu SF, Shiung TF, Chao YF (2012) The effectiveness of valerian acupuncture on the sleep of ICU patients: a randomized clinical trial. *Int J Nurs Stud*. <https://doi.org/10.1016/J.IJNURSTU.2012.02.012>
105. Van Der Kooi AW et al (2013) Sleep monitoring by actigraphy in short stay ICU patients. *Crit Care Nurs Q*. <https://doi.org/10.1097/CNQ.0B013E318283CFF3>
106. Hsu WC, Guo SE, Chang CH (2019) Back massage intervention for improving health and sleep quality among intensive care unit patients. *Nurs Crit Care*. <https://doi.org/10.1111/NICC.12428>
107. Inouye SK, Schlesinger MJ, Lydon TJ (1999) Delirium: a symptom of how hospital care is failing older persons and a window to improve quality of hospital care. *Am J Med*. [https://doi.org/10.1016/S0002-9343\(99\)00070-4](https://doi.org/10.1016/S0002-9343(99)00070-4)
108. Lehmkuhl L, Olsen HT, Brønd JC, Rothmann MJ, Dreyer P, Jespersen E



(2023) Daily variation in physical activity during mechanical ventilation and stay in the intensive care unit. *Acta Anaesthesiol Scand*. <https://doi.org/10.1111/AAS.14195>

109. Neerland BE et al (2022) Protocol: Alpha-2-adrenergic receptor agonists for the prevention of delirium and cognitive decline after open heart surgery (ALPHA2PREVENT): protocol for a multicentre randomised controlled trial. *BMJ Open*. <https://doi.org/10.1136/BMJOPEN-2021-057460>

110. Khan BA et al (2017) The confusion assessment method for the ICU-7 delirium severity scale: a novel delirium severity instrument for use in the ICU. *Crit Care Med*. <https://doi.org/10.1097/CCM.00000000000002368>

111. Sessler CN et al (2012) The Richmond agitation-sedation scale. *Am J Respir Crit Care Med*. <https://doi.org/10.1164/RCCM.2107138>

112. Nasreddine ZS et al (2005) The montreal cognitive assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J Am Geriatr Soc*. <https://doi.org/10.1111/J.1532-5415.2005.53221.X>

113. Davoudi A, Manini TM, Bihorac A, Rashidi P (2019) Role of wearable accelerometer devices in delirium studies: a systematic review. *Crit Care Explor*. <https://doi.org/10.1097/CCE.0000000000000027>

114. He C et al (2023) Diversity and suitability of the state-of-the-art wearable and wireless EEG systems review. *IEEE J Biomed Health Inform*. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2023.3239053>

115. Lin BS, Huang YK, Lin BS (2019) Design of smart EEG cap. *Comput Method Programs Biomed*. <https://doi.org/10.1016/J.CMPB.2019.06.009>

116. Vourvopoulos A, Niforatos E, Giannakos M. EeGlass: An EEG-eyeware prototype for ubiquitous brain-computer interaction. *UbiComp/ISWC 2019—adjunct proceedings of the 2019 ACM international joint conference on pervasive and ubiquitous computing and proceedings of the 2019 ACM international symposium on wearable computers*. 2019. <https://doi.org/10.1145/3341162.3348383>.

117. Kamdar BB, Needham DM, Collop NA (2011) Sleep deprivation in critical illness. *J Intensiv Care Med*. <https://doi.org/10.1177/0885066610394322>

118. Knauert MP et al (2018) Association between death and loss of stage N2 sleep features among critically ill patients with delirium. *J Crit Care*. <https://doi.org/10.1016/J.JCRC.2018.08.028>



119. Ala-Kokko T, Erikson K, Koskenkari J, Laurila J, Kortelainen J (2022) Monitoring of nighttime EEG slow-wave activity during dexmedetomidine infusion in patients with hyperactive ICU delirium: an observational pilot study. *Acta Anaesthesiol Scand*. <https://doi.org/10.1111/AAS.14131>

14131

120. Angelucci A, Li Z, Stoimenova N, Canali S (2022) The paradox of the artificial intelligence system development process: the use case of corporate wellness programs using smart wearables. *AI Soc*. <https://doi.org/10.1007/s00146-022-01562-4>