

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

DIPARTIMENTO DI
INGEGNERIA DELL'ENERGIA ELETTRICA E DELL'INFORMAZIONE
"GUGLIELMO MARCONI"

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**DISPOSITIVI DI TELEMONITORAGGIO NELLA LOTTA
CONTRO IL COVID-19**

Elaborato in

Informatica medica e reti di telemedicina

Relatore

Prof. Alberto Rosotti

Presentata da

Andrea Capanna

Anno accademico 2019/2020

Indice

INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1. SEGNALI BIOLOGICI: DALLA RACCOLTA ALL'ELABORAZIONE	6
1.1 CONVERSIONE ANALOGICO-DIGITALE	6
1.2 SEGNALI BIOLOGICI	8
1.2.1 <i>Temperatura</i>	8
1.2.2 <i>Saturazione arteriosa</i>	10
1.2.3 <i>Frequenza cardiaca</i>	12
1.2.4 <i>Pressione arteriosa</i>	13
1.2.5 <i>Elettrocardiogramma</i>	15
1.3 TRASDUTTORI	17
1.3.1 <i>Sensori resistivi</i>	17
1.3.2 <i>Sensori fotoelettrici</i>	20
1.3.3 <i>Elettrodi per ECG</i>	21
CAPITOLO 2. DISPOSITIVI DI MONITORAGGIO E COVID-19	22
2.1 TERMOMETRO	22
2.1.1 <i>Storia della termometria</i>	22
2.1.2 <i>Termometri a contatto</i>	23
2.1.3 <i>Termometri a infrarossi</i>	24
2.2 PULSOSSIMETRO	25
2.2.1 <i>Storia dell'ossimetria</i>	25
2.2.2 <i>Pulsossimetro a trasmissione di luce</i>	26
2.2.3 <i>Pulsossimetri a riflessione di luce</i>	27
2.3 SFIGMOMANOMETRO	28
2.3.1 <i>Storia della misurazione di pressione</i>	28
2.3.2 <i>Metodo auscultatorio</i>	28
2.3.3 <i>Metodo oscillatorio</i>	29
2.3.4 <i>Misurazioni di pressione continue</i>	30
2.4 ELETTROCARDIOGRAFO	31
2.4.1 <i>Elettrocardiografo di Einthoven</i>	31

2.4.2 ECG a 12 derivazioni.....	32
2.4.3 Rilevatori di ECG indossabili.....	33
2.5 COVID-19	34
2.6 MONITORAGGIO DEI SEGNALI E COVID-19	35
2.6.1 Temperatura e COVID-19	35
2.6.2 Saturazione arteriosa e COVID-19.....	36
2.6.3 Pressione arteriosa e COVID-19	37
2.6.4 Elettrocardiogramma e COVID-19	37
CAPITOLO 3. IOT E DISPOSITIVI DI TELEMONITORAGGIO CONTRO LA PANDEMIA.....	39
3.1 INTERNET OF THINGS.....	39
3.1.1 Tecnologia alla base dell'IoT	40
3.1.2 Big Data.....	40
3.2 DISPOSITIVI CHE SFRUTTANO L'IOT	41
3.2.1 IoT e ECG.....	41
3.2.2 IoT e saturimetria.....	42
3.2.3 IoT e temperatura	42
3.3 IoT E COVID-19	43
3.3.1 IoT e privacy	44
CONCLUSIONI.....	46
BIBLIOGRAFIA	48
SITOGRAFIA	48

Introduzione

Nel dicembre del 2019, a Wuhan, in Cina, sono comparsi i primi sintomi di quello che verrà poi denominato SARS-CoV-2. Da allora, quel nuovo ceppo di coronavirus si è diffuso a livello globale, scatenando in molti paesi uno stato di emergenza sanitaria per la malattia ad esso associata. Ancora oggi, la pandemia di COVID-19 è il principale soggetto delle attenzioni della maggior parte delle persone, in quanto in diversi paesi, tra cui l'Italia, il numero di vittime causate da questa malattia rimane elevato.

Per questo motivo ho deciso di trattare questo argomento nella mia tesi di laurea, il cui obiettivo è quello di illustrare i principali dispositivi di telemonitoraggio individuandone possibili utilizzi nella lotta contro il COVID-19.

Per fare ciò l'elaborato si articola in tre parti di cui la prima serve ad illustrare le caratteristiche fisiologiche dei principali parametri vitali che vengono rilevati dai dispositivi descritti successivamente. Oltre a questo, viene fatta una breve descrizione della conversione analogico-digitale, processo ormai standard nella maggioranza degli strumenti, e dei sensori più comunemente usati da questi.

Successivamente, vengono presentati i dispositivi di telemonitoraggio, tra cui termometro, pulsossimetro, sfigmomanometro ed elettrocardiografo, e, dopo aver elencato i principali tratti dell'infezione da SARS-CoV-2, si individuano i principali possibili utilizzi di tali dispositivi durante la pandemia.

Infine, viene fatta una panoramica sull'IoT (Internet of Things), sulle sue caratteristiche principali e sui dispositivi che sfruttano questa tecnologia, descrivendone i vantaggi nell'uso durante l'attuale emergenza sanitaria.

Grazie a questo lavoro, è stato possibile osservare l'importanza che il monitoraggio dei parametri vitali riveste nel mantenimento della salute di ciascuno, e, di conseguenza, si è dimostrato il ruolo fondamentale giocato dai dispositivi in grado di rilevare questi segnali biologici, in particolare nel periodo che ora il mondo sta vivendo.

Capitolo primo

Segnali biologici: dalla raccolta all'elaborazione

In questo primo capitolo si fornisce una panoramica sui principali segnali biologici rilevabili tramite telemonitoraggio e sul metodo con cui vengono raccolti ed elaborati. A questo proposito viene dapprima esposto il principio di base della conversione analogico-digitale dei segnali, poi si approfondiscono i segnali biologici per comprenderne la natura, infine si definiscono i sensori più utilizzati per rilevare i suddetti segnali.

1.1 Conversione analogico-digitale

Prima di esporre i principali segnali biologici rilevabili tramite dispositivi indossabili è opportuno introdurre il concetto di conversione analogico/digitale. Questo perché ad oggi la maggior parte dei dati e segnali rilevabili tramite dispositivi indossabili, ma più in generale da qualsiasi dispositivo di monitoraggio, una volta raccolti, vengono poi elaborati digitalmente tramite l'uso di calcolatori, in modo da visualizzare, memorizzare o eseguire altre operazioni sul dato stesso. Affinché questi segnali siano utilizzabili su un calcolatore, devono essere trasformati in sequenze di bit, ossia sequenze di 0 e 1 interpretabili dalla periferica digitale. Dunque, il processo di digitalizzazione permette di ottenere un segnale numerico, cioè un segnale discreto nei valori e nel tempo, in questo caso una sequenza di bit, a partire da un segnale analogico, cioè continuo nei valori e nel tempo, categoria nella quale si trovano i segnali biologici.

La conversione analogica/digitale si compone di tre operazioni principali:

1. Il *campionamento* rappresenta la fase del processo di digitalizzazione in cui si passa da un segnale continuo nel tempo a uno discreto nel tempo. Per ottenere ciò, viene valutata l'ampiezza del segnale analogico in diversi istanti di tempo in modo da ottenere dei campioni del segnale originale. Il tempo che intercorre tra un campione e l'altro viene detto intervallo di campionamento e il reciproco di

questo valore è la frequenza di campionamento f_c . Affinché si possa eseguire questa operazione in maniera reversibile, il campionamento deve essere eseguito a una frequenza $f_c \geq 2f_m$, dove f_m rappresenta la larghezza della banda del segnale da campionare. Questa condizione, detta teorema di campionamento di Nyquist-Shannon, se verificata, permette di ricostruire il segnale analogico, a partire dai campioni ottenuti in questa fase. In questo modo, a termine dell'operazione di campionamento, si ottiene una successione discreta nel tempo e continua nei valori, che rappresenta esattamente il segnale di partenza [2].

2. La *quantizzazione* è un'operazione che permette di passare a una successione di campioni discreti nei valori. Quest'operazione è necessaria per rappresentare con un numero finito di bit un segnale che altrimenti assumerebbe infiniti valori. Per eseguire quest'operazione viene suddiviso l'intervallo campionato in un numero finito di regioni, dette intervalli di quantizzazione, alle quali viene associato un determinato valore. Il quantizzatore associa poi all'ingresso il valore dell'intervallo di quantizzazione nel quale in segnale cade. In questo modo si ottiene una successione di campioni che assumono solo determinati valori imposti dal quantizzatore. Il processo di quantizzazione può avvenire in maniera uniforme, nel caso in cui la dimensione degli intervalli di quantizzazione rimanga la medesima, o in maniera non uniforme, se si creano intervalli più piccoli per regioni in cui la concentrazione dei valori è più alta e intervalli più grandi per regioni in cui la concentrazione dei valori è più bassa al fine di ridurre l'errore di quantizzazione, dato dalla differenza del valore imposto dal quantizzatore e il valore del segnale in ingresso. L'insieme degli errori, inevitabili nel processo di quantizzazione, viene definito *Signal to Noise Quantization Ratio* (SNQR). Indipendentemente dalla scelta del tipo di quantizzazione, questo processo è irreversibile in quanto comporta una perdita di informazione [2].
3. La *codifica* dei campioni quantizzati permette di associare ad ogni livello una serie di bit che lo descrivono. In particolare, il numero di bit associato a ogni livello deve soddisfare la disuguaglianza $m \geq \log_2 L$, dove L indica il numero dei livelli imposti dal quantizzatore. In questo modo il codificatore assegna ad

ogni livello un numero m di bit. Al termine di questo processo si ottiene dunque una successione di m -uple di bit, associate ognuna a un campione quantizzato, che il calcolatore può interpretare ed elaborare [2].

A monte di questo processo è opportuno, o a volte necessario, introdurre una fase di filtraggio del segnale in ingresso al campionatore in modo da restringerne la banda in frequenza per far sì che il teorema del campionamento di Nyquist-Shannon venga soddisfatto ed evitare il fenomeno di *aliasing*. Questo errore dovuto al sottocampionamento, rende impossibile ricostruire il segnale originale a partire dai suoi campioni, in quanto possono comparire nello spettro del segnale campionato segnali estranei, che generano errore. Tramite un filtro è dunque possibile eliminare frequenze che non permetterebbero un buon campionamento ed eliminare l'errore di *aliasing* [2].

1.2 Segnali biologici

Quando si parla di segnali biologici ci si riferisce a tutti quei segnali e dati prodotti dal nostro corpo e rilevabili tramite appositi strumenti biomedicali. In particolare, i segnali trattati in questo paragrafo sono: *temperatura corporea*, *pressione arteriosa*, *saturatione arteriosa*, *elettrocardiogramma* e *frequenza cardiaca*. Questi segnali sono misurabili tramite dispositivi indossabili, dunque monitorabili da qualunque persona dalla propria abitazione. Inoltre, fanno parte di un gruppo di parametri definiti segni vitali, in quanto forniscono informazioni sullo stato di salute e su eventuali anomalie o patologie di cui una persona può soffrire. Il monitoraggio e il telemonitoraggio di questi dati è dunque una pratica fondamentale per individuare e tenere sotto controllo l'andamento di una determinata patologia, o per contenerne la diffusione.

1.2.1 Temperatura

La temperatura corporea è il primo tra i parametri che si controlla in fase di monitoraggio in quanto facilmente misurabile e perché fornisce un'indicazione immediata sulla possibile presenza di infezioni o infiammazioni nel corpo. Questo perché l'uomo è omeotermo, cioè in grado di regolare la propria temperatura interna tramite meccanismi fisiologici mantenendola in un intervallo limitato in condizioni normali. In

generale, l'intervallo di temperatura corporea in condizioni fisiologiche è considerato dai 36.5 °C ai 37.5 °C, ma questi valori sono soggetti a notevoli variazioni, sia da un soggetto all'altro sia in un singolo individuo, per via di diversi fattori come il momento della giornata, il sesso, l'età, l'introduzione di cibo e la sede di misurazione della temperatura stessa. Il processo di termoregolazione, ossia la regolazione fisiologica della temperatura corporea, coinvolge metabolismi corporei che possono essere suddivisi in due tipologie di meccanismi: *termogenesi* e *termodispersione* [3]. I primi indicano la quantità di calore prodotta dall'organismo, che deriva da metabolismi cellulari e dalla contrazione volontaria o non volontaria, come nel caso dei brividi, dei muscoli. La termodispersione avviene per irraggiamento e in maniera regolabile per via cutanea tramite un controllo sul flusso sanguigno dei vasi superficiali e tramite sudorazione. Per questo motivo una misurazione della temperatura corporea che esce dal range di normalità è un campanello d'allarme, in quanto indica una situazione non fisiologica che va analizzata ulteriormente. In particolare, se la temperatura si alza oltre il range standard si parla di febbre, che è un importante meccanismo di difesa, in quanto migliora le risposte immunitarie aumentando la produzione di globuli bianchi. La febbre comporta un rialzo della temperatura e del punto di regolazione termico ed è causata da quelle che vengono definite sostanze pirogene, che possono essere batteri o virus (come nel caso di COVID-19), o che possono essere prodotte dal corpo in caso di processi infiammatori o traumi. Si parla invece di ipertermia quando il rialzo incontrollato della temperatura corporea non è dovuto a sostanze pirogene ma dall'incapacità del corpo di disperdere il calore e si può sviluppare per un eccesso di produzione di calore da parte del corpo, per l'incapacità a livello del sistema nervoso centrale di disperdere il calore o dalla presenza di ambienti molto caldi. In ogni caso è importante distinguere febbre e ipertermia in quanto quest'ultima può essere rapidamente fatale. Il caso opposto ai precedenti è l'ipotermia, ovvero l'abbassamento della temperatura corporea al di sotto dei 35 °C, e si può verificare per un'esposizione prolungata al freddo o per una disfunzione del centro della termoregolazione, provocando una progressiva riduzione della funzionalità dell'organismo [3]. In tutti questi casi una variazione della temperatura corporea fornisce

una prima indicazione su una disfunzione che andrà analizzata tramite esami specifici, per questo motivo è di fondamentale importanza monitorarne l'andamento.

1.2.2 Saturazione arteriosa

Un altro parametro la cui misurazione è diventata più diffusa in questo periodo di pandemia, sia per l'importanza del suo valore sia per l'accessibilità agli strumenti per misurarlo, è la saturazione arteriosa. Questo parametro esprime la percentuale di ossigeno effettivamente legato all'emoglobina nel sangue, rispetto alla quantità massima di ossigeno che potrebbe essere legata alle stesse molecole di emoglobina. È importante conoscere questo valore in quanto l'ossigeno presente nel sangue viene trasportato principalmente dall'emoglobina, mentre solo una minima parte di esso si trova disciolto nel plasma. L'emoglobina è dunque responsabile dell'ossigenazione, e quindi della vita, di tessuti e cellule, per via della capacità di questa proteina del sangue di legarsi alle molecole di ossigeno e trasportarle. In particolare, il legame tra emoglobina e ossigeno è descritto dalla relazione $Hb + O_2 \rightleftharpoons HbO_2$, dove Hb è l'espressione dell'emoglobina, e HbO_2 rappresenta l'emoglobina legata all'ossigeno, chiamata *ossi-emoglobina*. Ogni proteina di emoglobina può legarsi a 4 molecole di ossigeno, dunque se tutti i siti di legame di tutte le molecole di emoglobina fossero occupati da ossigeno, cioè se ogni molecola di emoglobina si legasse a 4 molecole di ossigeno, si avrebbe un valore di saturazione pari al 100%. I valori fisiologici di saturazione si attestano tra il 95% e il 100%, e anche in questo caso, come per la temperatura, il valore rilevato viene influenzato da molteplici fattori. Qualsiasi fattore in grado di modificare la struttura dell'emoglobina ne può modificare la capacità di legarsi all'ossigeno. Un aumento di temperatura, un aumento della presenza di CO_2 o una diminuzione del pH, diminuiscono l'affinità dell'emoglobina per l'ossigeno, riducendo di conseguenza il valore della saturazione. Un altro elemento che influenza questo valore è la produzione di 2,3-difosfoglicerato o 2,3-DPG, un composto che stabilizza la forma deossigenata dell'emoglobina riducendone l'affinità di legame con l'ossigeno [4]. D'altra parte, la saturazione è anche determinata dalla presenza più o meno maggiore di O_2 nel sangue, espressa come pressione parziale di ossigeno P_{O_2} . Quest'ultima dipende a sua volta dalla qualità dell'aria inspirata, e dalla

ventilazione alveolare, cioè la quantità di aria fresca che giunge agli alveoli, dalla capacità di scambio di ossigeno tra alveoli e sangue. Quando la P_{O_2} raggiunge 60 mmHg, il livello di saturazione è al 90% e ulteriori aumenti della P_{O_2} aumentano di poco la percentuale di emoglobina legata all'ossigeno. Tuttavia, se la P_{O_2} scende sotto i 60 mmHg, il valore di saturazione diventa rapidamente più basso seguendo l'andamento mostrato in figura 1:

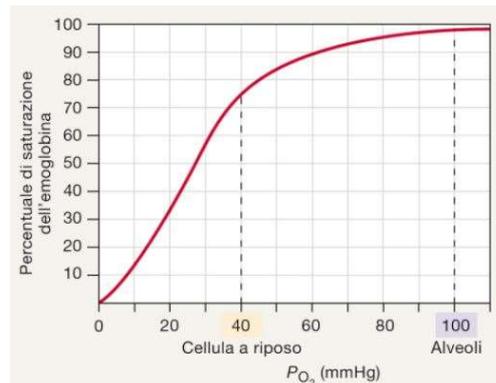


Figura 1. Andamento della percentuale di saturazione dell'emoglobina rispetto alla pressione parziale di ossigeno

Di fatto l'emoglobina non raggiunge il 100% di saturazione in quanto servirebbe una P_{O_2} pari a 650 mmHg, un valore di pressione parziale di molto superiore a quelle che si presentano in condizioni normali. Come precedentemente detto i valori normali di saturazione arteriosa sono compresi tra il 95% e il 100% e in generale non variano di molto, perciò valori di saturazione inferiori al 90%, condizione definita ipossia, sono da considerare come non fisiologici e quindi causati da patologie da monitorare. Tenendo in considerazione i fattori che influenzano la percentuale di emoglobina legata all'ossigeno, si possono suddividere le patologie che riducono i valori di saturazione in base all'influenza che hanno su di essa. Ad esempio, tra le patologie che alterano la struttura dell'emoglobina si trova l'*anemia*, che porta a una riduzione dei legami HbO_2 . Mentre tra le cause di riduzione di P_{O_2} nel sangue si trovano le patologie che riducono la diffusione alveolare, ovvero lo scambio di ossigeno tra alveoli e capillari, come l'*edema polmonare* e l'*enfisema*, e le patologie che riducono la ventilazione alveolare come la *fibrosi polmonare*, l'*asma*, o altre malattie che ostruiscono le vie aeree come la *broncopneumopatia cronico ostruttiva* (BPCO) [4]. Casi di ipossia si possono riscontrare anche in caso di permanenza a lungo tempo in un luogo in cui l'aria è di bassa qualità o

scarsamente ossigenata, come ad elevate altitudini o in aree particolarmente inquinate. In ogni caso è necessario monitorare tutte queste situazioni in quanto l'ipossia, se in forma più grave, può portare al danneggiamento irreversibile di organi vitali, pertanto la valutazione della saturazione è un importante indicatore per prevenire l'insorgenza di sintomi gravi.

1.2.3 Frequenza cardiaca

Oltre ai precedenti due valori, è fondamentale monitorare la frequenza cardiaca, che rappresenta il numero di contrazioni del cuore al minuto, ovvero i battiti per minuto (bpm). La caratteristica fondamentale del battito cardiaco è che avviene in maniera autonoma, cioè in assenza di uno stimolo da parte del sistema nervoso. Questo accade per la presenza delle cosiddette *cellule pacemaker*, cellule autoritmiche che si trovano nel nodo senoatriale cardiaco e che sono responsabili dell'inizio della contrazione del cuore e della frequenza cardiaca. Il battito comincia infatti con la depolarizzazione delle cellule pacemaker, cioè un innalzamento di potenziale di membrana (differenza di potenziale tra spazio intracellulare ed extracellulare) fino ad un valore soglia, valore per il quale si ha un potenziale d'azione, che fa passare il potenziale di membrana da valori negativi a valori positivi. La depolarizzazione si trasmette rapidamente alle cellule adiacenti fino alle cellule contrattili che, una volta stimolate, permettono la contrazione cardiaca. Tutte le variazioni di potenziali di membrana sono dovute a flussi di ioni regolati dall'apertura o dalla chiusura di canali specifici nelle cellule. In particolare, nelle cellule pacemaker il potenziale di membrana è instabile per la presenza di canali, detti *funny channels*, che aumentano il potenziale di membrana fino a portarlo alla soglia, pari a -40 mV, alla quale comincia il potenziale d'azione, che porta il potenziale di membrana fino a +20 mV [4]. Gli ioni che entrano in gioco nella depolarizzazione delle cellule autoritmiche cardiache sono gli ioni sodio Na^+ , gli ioni potassio K^+ , e gli ioni calcio Ca^{2+} . L'aumento o la diminuzione della frequenza cardiaca avviene con l'intervento del sistema nervoso autonomo che agisce sui flussi degli ioni sopracitati. In particolare, l'aumento della frequenza cardiaca avviene tramite controllo simpatico. Il neurone simpatico che giunge al nodo senoatriale rilascia catecolamine (come adrenalina e noradrenalina) che

aumentano il flusso ionico in entrata nella cellula, innescando il potenziale d'azione più rapidamente e aumentando così la frequenza cardiaca. D'altra parte, è il sistema parasimpatico, tramite il nervo vago, che rallenta il battito cardiaco. Il neurone parasimpatico rilascia acetilcolina che rende la cellula iperpolarizzata, cioè più lontana dalla soglia, e ne rallenta la depolarizzazione. Tramite una combinazione di battito autonomo e di controllo simpatico e parasimpatico, si ottiene un controllo preciso sulla frequenza cardiaca in grado di soddisfare i fabbisogni del corpo [4]. La frequenza cardiaca normale di un adulto sano è compresa tra i 60-90 bpm, ma questi valori possono ampiamente variare per via di diversi fattori, tra cui l'età, le emozioni come rabbia o stress, l'esercizio fisico, la temperatura o l'assunzione di particolari farmaci. In generale si parla di bradicardia per frequenze cardiache inferiori a 60 bpm mentre per frequenze superiori a 100 bpm si parla di tachicardia. In certi casi queste aritmie possono essere dovute ai fattori sopracitati e non essere dunque pericolose perché si risolvono senza conseguenze. È il caso, ad esempio, degli atleti, che per via del loro allenamento presentano una bradicardia fisiologica [3]. Se però queste aritmie persistono nel tempo vanno monitorate e analizzate tramite elettrocardiogramma, per individuare eventualmente la presenza di cardiopatie e studiarne la natura.

1.2.4 Pressione arteriosa

Un valore estremamente legato alla frequenza cardiaca è quello della pressione arteriosa, che indica la forza esercitata dal sangue proveniente dal cuore sulle pareti delle arterie. La misura di questo parametro indica due valori, uno massimo e uno minimo, relativi rispettivamente al momento di sistole cardiaca, in cui avviene l'eiezione del sangue dal cuore, e al momento di diastole cardiaca, ovvero di rilassamento dei ventricoli. I due determinanti principali della pressione arteriosa sono la gittata cardiaca e la resistenza periferica dei vasi. Il primo dipende dalla frequenza cardiaca e dal volume di eiezione che, secondo la legge di Frank-Starling, corrisponde al volume di sangue che riempie il ventricolo durante la diastole, cioè al ritorno venoso [4]. La resistenza periferica è definita come la resistenza al flusso di sangue offerta dalle arteriole, minore il diametro dei vasi e maggiore la resistenza da essi provocata. Oltre a questi fattori, anche il volume

ematico (volemia) gioca un ruolo importante nella determinazione della pressione arteriosa. Sebbene il volume di sangue all'interno del sistema cardiocircolatorio rimanga più o meno costante, l'assunzione o la perdita di liquidi provoca una maggior o minor volemia e, di conseguenza, un innalzamento o una diminuzione della pressione arteriosa. Dunque, il corpo umano possiede diversi metodi per la regolazione della pressione arteriosa. In particolare, tramite il sistema nervoso autonomo simpatico o tramite la secrezione di particolari ormoni come l'*angiotensina II*, il corpo può regolare la vasocostrizione o la vasodilatazione e di conseguenza la resistenza periferica, provocando un aumento o una diminuzione della pressione. La regolazione della pressione può avvenire inoltre intervenendo sulla frequenza cardiaca nelle modalità analizzate precedentemente o regolando la volemia. In questo caso il lavoro è soprattutto a carico dei reni che, tramite la secrezione di ormoni, aumentano l'escrezione di liquidi per via urinaria in caso di pressione elevata, o conservano il volume sanguigno in caso di pressione bassa. La pressione arteriosa dipende inoltre dall'elasticità dei vasi, in quanto vasi con un elevato grado di elasticità possono adattarsi e aumentare il proprio volume con piccole variazioni di pressione, mentre in vasi più rigidi un aumento del volume induce un aumento elevato della pressione [4]. Per tutti questi motivi la pressione arteriosa è un buon indicatore della funzionalità cardiovascolare. I valori ottimali di pressione sistolica e diastolica in un adulto sono rispettivamente 120 mmHg e 80 mmHg, o valori leggermente inferiori a questi. Per valori di pressione sistolica inferiori a 100 mmHg si parla di ipotensione, che spesso deriva da un abbondante abbassamento della volemia, e che può causare sintomi come sensazioni di mancamento, debolezza o nausea. Si parla invece di ipertensione per pressioni diastoliche superiori ai 90 mmHg e pressioni sistoliche superiori ai 140 mmHg [3]. Questo caso, molto più comune rispetto al precedente, è un fattore di rischio per ictus, infarto del miocardio o scompenso cardiaco, è pertanto fondamentale il monitoraggio della pressione arteriosa e l'eventuale trattamento in caso di alterazioni consistenti di questo valore.

1.2.5 Elettrocardiogramma

L'ultimo segnale che verrà trattato è l'elettrocardiogramma, un parametro non sempre necessario da valutare ma il cui monitoraggio diventa di vitale importanza in caso di sospetta o comprovata cardiopatia, per studiarne la natura e tenerne sotto controllo l'andamento. L'elettrocardiogramma (ECG) consiste nella registrazione dell'attività elettrica dalla superficie corporea: come visto precedentemente infatti, la contrazione e il rilassamento del cuore si manifestano come una serie di onde di depolarizzazione e ripolarizzazione. In particolare, la depolarizzazione comincia nel nodo senoatriale, si propaga poi fino al nodo atrioventricolare per poi raggiungere e stimolare i ventricoli tramite il fascio di His e le fibre di Purkinje. Durante la propagazione del potenziale d'azione nel cuore si generano dei campi elettrici che si estendono fino alla superficie del corpo. Le variazioni istantanee di ampiezza e direzione di questi campi elettrici si rispecchiano in differenze di potenziale che possono essere misurate tra punti diversi della superficie corporea. L'elettrocardiogramma è dunque la registrazione di quest'attività elettrica utilizzando una derivazione alla volta, ossia un elettrodo positivo e un secondo elettrodo negativo per ogni grafico di ECG. Quando un'onda elettrica che attraversa il cuore si sposta verso l'elettrodo positivo, l'onda dell'elettrocardiogramma si sposta verso l'alto, viceversa, se il movimento delle cariche si dirige verso l'elettrodo negativo, il tracciato si sposta verso il basso [4]. Le onde dell'ECG variano dunque morfologia a seconda della derivazione presa in esame, cioè in base alla posizione degli elettrodi. La registrazione dell'elettrocardiogramma standard prevede 12 derivazioni, che forniscono una visione tridimensionale dell'attività elettrica del cuore.

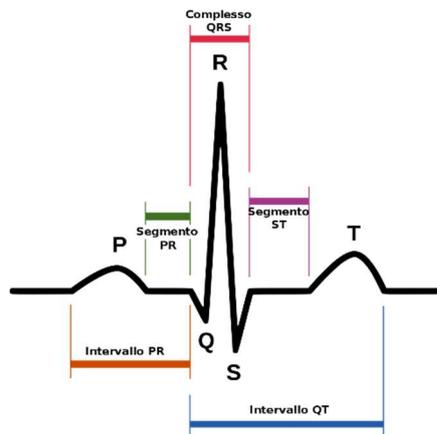


Figura 2. Tracciato ECG fisiologico, derivazione I

Come si vede in figura 2, il segnale dell'elettrocardiogramma può essere suddiviso in tratti caratteristici che corrispondono a momenti specifici del ciclo di contrazione cardiaca. In particolare, l'onda P corrisponde alla depolarizzazione atriale, l'intervallo PQ è il tempo di conduzione atrio-ventricolare, il complesso QRS corrisponde alla depolarizzazione ventricolare e quindi alla contrazione dei ventricoli, l'intervallo ST è il tempo di ripolarizzazione ventricolare, infine l'onda T corrisponde alla ripolarizzazione e rilassamento dei ventricoli. Un'osservazione dettagliata della forma d'onda dell'ECG fornisce numerose informazioni sulla funzionalità cardiaca. Infatti, oltre a poter valutare la frequenza cardiaca misurando l'intervallo tra un complesso QRS e l'altro, si possono individuare cardiopatie specifiche osservando anomalie nella forma dei vari tratti caratteristici. In particolare, si possono valutare aritmie, quindi tachicardie o bradicardie, alterazioni dell'origine del battito, come nella fibrillazione ventricolare, in cui il segnale origina nei ventricoli, o cardiopatie legate a problemi di conduzione del segnale, come nei blocchi di branca, che desincronizzano la contrazione del lato destro e sinistro del cuore, o come nella tachicardia ventricolare, nella quale il segnale rimane bloccato a livello ventricolare causandone la continua contrazione. In tutti questi casi la forma d'onda dell'elettrocardiogramma viene alterata, è perciò un segnale fondamentale da monitorare in caso si sospetta la presenza di una cardiopatia, anche considerando il fatto che, ad oggi, le malattie cardiovascolari sono la prima causa di morte al mondo.

1.3 Trasduttori

Per poter digitalizzare, e dunque visualizzare, analizzare o memorizzare, qualsiasi tipo di segnale è necessario prima di tutto convertirlo in segnale elettrico, di più facile analisi ed elaborazione. Questo compito è affidato negli strumenti di misura a un elemento definito trasduttore, che insieme all'elemento sensibile primario, forma il vero e proprio sensore che rileva e trasforma il segnale. Le tipologie di segnali rilevabili sono numerose, perciò dovranno esistere altrettanti sensori atti a rilevare e convertire uno specifico segnale. In particolare, verranno trattati i principali elementi di trasduzione che si trovano negli strumenti di telemonitoraggio che si analizzeranno in seguito. Tra questi si trovano, sensori resistivi, sensori fotoelettrici ed elettrodi per potenziali biologici.

1.3.1 Sensori resistivi

I sensori resistivi vengono utilizzati per misurare grandezze termiche, come la temperatura corporea, e grandezze meccaniche, come la pressione arteriosa, sfruttando delle variazioni nelle caratteristiche fisiche o geometriche del sensore stesso. La resistenza di un conduttore dipende infatti dalle proprietà del materiale, dalle sue dimensioni geometriche e dalla temperatura, dunque, al variare di uno di questi valori, la resistenza varia. È questo il principio alla base del funzionamento di sensori resistivi di temperatura e degli estensimetri, usati nelle misure di pressione.

I primi possono essere divisi in due categorie in base al materiale impiegato nella realizzazione del sensore: le *termoresistenze* e i *termistori*. Sebbene entrambi sfruttino lo stesso principio di funzionamento, ossia presentano una variazione della resistenza al variare della temperatura, i primi utilizzano materiali conduttori (metalli) mentre i secondi sono costituiti da semiconduttori. Le termoresistenze sono la tipologia apparsa prima e sono caratterizzate da una buona linearità, il che permette di approssimare la relazione resistenza-temperatura con una retta di equazione:

$$R(T) = R_0(1 + \alpha\tau),$$

dove R_0 indica la resistenza alla temperatura $T_0 = 0^\circ\text{C}$, τ è la variazione di temperatura $T - T_0$ e α è un coefficiente di temperatura che dipende dal materiale. Da quest'equazione si ricava la sensibilità delle termoresistenze:

$$S = \frac{dR}{dT} = R_0 \alpha,$$

che indica come varia la resistenza al variare della temperatura. Tra i metalli più utilizzati si trovano il nichel, il rame e il platino, il quale è il più utilizzato per via dell'ampio intervallo di temperatura in cui presenta un comportamento lineare [1].

I termistori invece sono realizzati con semiconduttori e possono essere del tipo PTC (Positive Temperature Coefficient, in cui all'aumentare della temperatura aumenta la resistenza) o NTC (Negative Temperature Coefficient, in cui all'aumentare della temperatura la resistenza diminuisce). Questi ultimi sono i maggiormente utilizzati nella misura di temperatura, mentre i primi sono utilizzati soprattutto nella protezione di motori e circuiti. I termistori presentano una sensibilità maggiore rispetto alle termoresistenze, però sono caratterizzati da una forte non linearità. La loro relazione resistenza-temperatura può infatti essere approssimata con l'espressione:

$$R = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)},$$

dove β è una costante del materiale e T_0 indica una temperatura di riferimento che generalmente è di 298 K. Dall'espressione di R si ricava la sensibilità relativa di questo sensore:

$$S = \frac{1}{R} \frac{dR}{dT} = -\frac{\beta}{T^2},$$

che è circa un ordine di grandezza più grande rispetto a quella delle termoresistenze, ma presenta una forte dipendenza dalla temperatura. La caratteristica resistenza-temperatura del termistore può essere linearizzata mediante una resistenza posta in parallelo al termistore stesso, in modo tale da ottenere un punto di flesso nella caratteristica e poter poi ottenere poi una buona relazione lineare con un'approssimazione del secondo ordine. Con questo processo di linearizzazione si ottiene una sensibilità inferiore a favore di una minor complessità del sistema. La nuova sensibilità assume il valore:

$$S_p = \frac{S}{2} \left(1 - \frac{2T}{\beta} \right),$$

dove con S si intende la sensibilità del sensore non linearizzato [1]. Nonostante questa nuova sensibilità sia inferiore alla metà della sensibilità iniziale, rimane più alta di quella delle termoresistenze che era circa un ordine di grandezza inferiore.

Tra i sensori resistivi si trovano infine gli estensimetri, dei conduttori che modificano la loro resistenza se sottoposti a tensione meccanica che ne determinino la variazione di diametro o lunghezza. La sensibilità di un estensimetro è detta fattore di guadagno ed è definita come il rapporto tra la variazione relativa di resistenza e la variazione relativa di lunghezza, e risulta:

$$G = \frac{dR/R}{dl/l} = 1 + 2\nu + E\pi,$$

dove ν è il coefficiente di Poisson, che mette in relazione la deformazione longitudinale a quella trasversale, E rappresenta il modulo di elasticità del materiale e π è la costante piezoresistiva, definita come il rapporto tra la variazione relativa di resistività e la tensione meccanica. In particolare, si può osservare nell'espressione del guadagno dell'estensimetro, un termine legato alla geometria del sensore, ovvero $1+2\nu$, e un termine piezoresistivo, $E\pi$. Negli estensimetri realizzati con materiali metallici prevale il primo termine, mentre in quelli realizzati con semiconduttori prevale l'effetto piezoresistivo, che assume valori molto maggiori rispetto al termine geometrico [1]. Pertanto, i materiali semiconduttori presentano un fattore di guadagno molto maggiore rispetto ai metalli conduttori, ma allo stesso tempo sono più sensibili alle variazioni di temperatura, che rendono il loro comportamento non lineare. La scelta del tipo di materiale dipenderà perciò dalla condizione di utilizzo dello strumento di misura.

1.3.1.1 Ponte di Wheatstone

Tutti i sensori sopradescritti sono sensori detti passivi, in quanto non forniscono direttamente un segnale elettrico a partire dal segnale rilevato, ma devono essere inseriti in un circuito alimentato in modo tale da riuscire nella trasduzione. Il circuito che viene

utilizzato è il ponte di Wheatstone, un circuito grazie al quale si ottiene una variazione di tensione tramite la variazione di resistenza dei sensori resistivi.

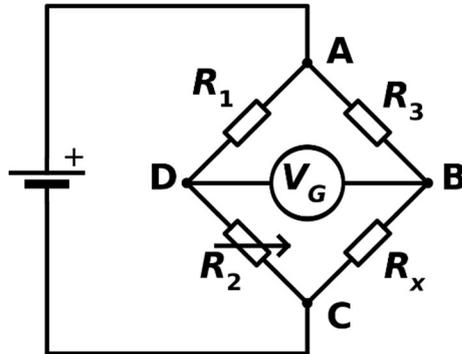


Figura 3. Ponte di Wheatstone con sensore resistivo su R2

La tensione in uscita al ponte mostrato in figura 3 è descritta dalla formula:

$$V_G = V_A \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} - \frac{R_x}{R_x + R_3} \right),$$

dove V_A è la tensione di alimentazione del circuito e R_2 è la resistenza variabile del sensore resistivo, mentre le altre sono resistenze note [1]. Grazie a questo circuito, al variare del segnale che si intende misurare, varia la tensione in uscita, che poi può essere elaborata e fornire informazioni utili sul segnale iniziale.

1.3.2 Sensori fotoelettrici

Un'altra categoria di sensori sono i fotorivelatori, che permettono di convertire onde elettromagnetiche in corrente elettrica mediante effetto fotovoltaico. Questo tipo di sensori, in particolare i fotodiodi, sono utilizzati nei pulsossimetri, strumenti di misura della saturazione arteriosa. I fotodiodi, sono particolari diodi a giunzione, ossia degli elementi costituiti da un semiconduttore (in generale silicio) drogato, cioè la cui struttura è stata alterata inserendo atomi differenti, in modo tale da avere una zona ad elevata concentrazione di elettroni e^- (zona n) e un'altra a elevata concentrazione di cariche positive dette lacune h^+ (zona p). Nei semiconduttori la conduzione avviene quando gli elettroni nella banda di valenza acquisiscono abbastanza energia per salire ad un livello energetico superiore detto banda di conduzione. Nel momento in cui un fotone incide sulla superficie del fotodiodo, se la radiazione fornisce un'energia superiore all'*energy gap*, ossia l'energia necessaria a raggiungere la banda di conduzione, vengono create delle

coppie elettroni-lacune, ossia un elettrone eccitato in banda di conduzione e una lacuna in banda di valenza. In particolare, se il diodo è polarizzato in inversa, ovvero se si applica una tensione con il morsetto negativo sulla zona p e quello positivo sulla zona n, il fotodiodo compenserà questa situazione di non neutralità con un movimento di coppie elettroni-lacune che generano una corrente inversa, cioè dal catodo all'anodo, che cresce con l'aumentare dell'intensità della radiazione [1]. In questo modo il fotodiodo fornisce, a partire da un segnale luminoso, un segnale elettrico facile da elaborare.

1.3.3 Elettrodi per ECG

Per rilevare il segnale ECG vengono invece utilizzati elettrodi per potenziali biologici. Un elettrodo è un conduttore utilizzato per formare un contatto elettrico tra un conduttore metallico e uno non metallico. In particolare, una coppia di elettrodi per ECG può misurare una differenza di potenziale tra due punti diversi (derivazione) facendo da trasduttore di segnali elettrici tra un mezzo a conduzione ionica (tessuto biologico) e un conduttore metallico. Gli elettrodi per potenziali biologici vengono utilizzati per misurare segnali bioelettrici derivanti dalla contrazione cardiaca (elettrocardiogramma), dalla contrazione di muscoli scheletrici (elettromiogramma) o dall'attività nervosa dell'encefalo (elettroencefalogramma). Gli elettrodi più comunemente usati sono elettrodi monouso adesivi formati da un gel elettrolitico, che permette una buona conduzione del segnale mantenendo un buon contatto tra elettrodo e pelle, e un materiale conduttore, tipicamente $Ag/AgCl$, cioè argento rivestito dal suo sale, cloruro d'argento [1].

L'analisi dei principali segnali biologici ne ha mostrato la loro importanza per la salute dell'uomo e di conseguenza l'importanza del loro monitoraggio. Questo processo è possibile grazie a strumenti che sfruttano i sensori sopradescritti per rilevare ed elaborare i segnali biologici. Strumenti indossabili e utilizzabili da chiunque, dunque fondamentali nel telemonitoraggio. Nei seguenti capitoli verranno osservati i suddetti strumenti e la loro importanza nella lotta contro il COVID-19.

Capitolo secondo

Dispositivi di monitoraggio e COVID-19

Nel corso degli anni, la medicina ha compiuto enormi passi in avanti, migliorando così l'aspettativa di vita delle persone. Questa evoluzione ha portato la creazione di strumenti di monitoraggio dei segni vitali sempre più accurati, economici e semplici da usare. Grazie a questi dispositivi, chiunque è in grado di tenere sotto controllo i propri parametri e osservarne l'andamento per determinare la propria condizione di salute. In questo capitolo verranno analizzati i suddetti dispositivi e come questi possano essere utilizzati nella prevenzione e nella lotta contro la pandemia da COVID-19.

2.1 Termometro

Tra i dispositivi di monitoraggio fondamentali, il più diffuso è il termometro, uno strumento in grado di fornire in breve tempo una prima informazione sullo stato di salute di una persona, ovvero la temperatura corporea.

2.1.1 Storia della termometria

I primi cenni di strumenti per misurare la temperatura si trovano con il termoscopio pensato da Galileo Galilei, uno strumento formato da un contenitore con dell'acqua unito a un tubo trasparente posto in verticale che culmina con una sfera. Un cambiamento della temperatura della sfera porta ad una espansione o contrazione dell'aria al suo interno facendo variare di conseguenza anche la pressione e il livello dell'acqua nel tubo. Questo primo strumento era fortemente influenzabile dalla pressione esterna e inoltre non presentava una scala, introdotta solo poi da Santorio Santorio, un fisiologo italiano. Il primo passo avanti nella realizzazione di un termometro viene compiuto da Gabriel Daniel Fahrenheit, fisico tedesco, il quale sostituì l'acqua con il mercurio per via della maggior rapidità di risposta e introdusse la scala termometrica che prende il suo nome. Successivamente il fisico e astronomo svedese Anders Celsius introdusse una scala

basata su una suddivisione centesimale, ma inversa a quella usata oggi: il valore di 100°C corrispondeva al punto di congelamento dell'acqua a livello del mare, mentre il valore di 0 °C corrispondeva alla temperatura di ebollizione dell'acqua sempre a livello del mare. Il termometro rimase uno strumento poco utilizzato fino al diciannovesimo secolo per via dei tempi di misurazione e delle dimensioni dello strumento, poco pratiche all'uso clinico. Nel 1866 il medico inglese Thomas Clifford Allbutt progettò una versione portatile del termometro che permetteva una misurazione più rapida, quello che può essere considerato il primo vero termometro clinico. Negli stessi anni il medico tedesco Carl Wunderlich registrò le misurazioni di temperatura di oltre 25000 pazienti, individuando un intervallo di temperature fisiologiche: 36.3 °C – 37.5 °C [5] [8]. I continui sviluppi hanno portato poi il termometro a essere uno strumento di fondamentale utilizzo nel monitoraggio della salute umana.

2.1.2 Termometri a contatto

Ad oggi sono presenti numerose tipologie di termometri, ma i più diffusi per il monitoraggio della temperatura corporea sono i termometri a liquido e quelli digitali. Entrambe le tipologie sfruttano il cosiddetto principio zero della termodinamica, il quale afferma che se due corpi A e B sono in equilibrio termico con un terzo corpo C, allora lo sono anche tra loro. Due corpi in contatto termico tra loro, come il termometro e la persona, si scambiano calore fino a raggiungere l'equilibrio termico, ovvero la stessa temperatura, e questo fa sì che si riesca a registrare il giusto valore durante la misurazione.

I termometri a liquido utilizzano galinstano, una miscela di gallio indio e stagno che ha sostituito il mercurio in quanto tossico per l'uomo. Questa tipologia di termometri sfrutta l'espansione termica del liquido presente nello strumento, che è causata dall'aumento delle oscillazioni degli atomi e dall'allungamento della distanza di legame a livello microscopico, che si riflette nella dilatazione del liquido a livello macroscopico. Una volta raggiunto l'equilibrio termico con la temperatura corporea il liquido si espande lungo il tubicino fino a stabilizzarsi sul valore corrispondente, indicato sulla scala centigrada. I termometri digitali invece sfruttano un sensore, come il termistore, che varia la propria resistenza per via dell'aumento di temperatura. Come analizzato nel capitolo

precedente, questa variazione di resistenza viene poi valutata tramite un apposito circuito e infine il valore misurato dallo strumento viene visualizzato tramite un piccolo monitor sul termometro stesso. Questi termometri sfruttano il contatto termico con il corpo del quale si vuole misurare la temperatura per raggiungere l'equilibrio termico e rilevare il valore corretto di temperatura [5].

2.1.3 Termometri a infrarossi

Nell'ultimo periodo però, si è diffuso l'utilizzo di termometri in grado di misurare la temperatura senza il contatto, in particolare di termometri a infrarossi. La diffusione recente di questi termometri anche per uso di monitoraggio privato è dovuta al fatto che questa tipologia di termometri può essere utilizzata su più persone evitando contaminazione da agenti batterici o virali, come nel caso di COVID-19. I termometri a infrarossi sfruttano le radiazioni emesse dal corpo per misurarne la temperatura. Infatti, ogni corpo con temperatura superiore a 0 K, assorbe ed emette radiazioni elettromagnetiche a diverse lunghezze d'onda, nel caso del corpo umano le radiazioni emesse si trovano nel campo dell'infrarosso. La potenza della radiazione emessa dipende fortemente dalla temperatura del corpo ed è espressa dalla legge di Stefan-Boltzmann:

$$P = \varepsilon * \sigma * T^4 * A$$

Dove σ è la costante di Boltzmann di valore $5,67 * 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$, T è la temperatura del corpo espressa in Kelvin, A è la superficie su cui avviene la misurazione e ε è il coefficiente di emissività, che varia da 0 a 1 dipendentemente dal materiale. L'emissività vale 0 oppure 1 rispettivamente per corpi bianchi, cioè che riflettono completamente la radiazione, e corpi neri, che assorbono ed emettono tutta la radiazione che ricevono. I termometri a infrarossi sfruttano dunque questa relazione per misurare la temperatura di un corpo a partire dal rilevamento della radiazione emessa. Durante la misurazione, la radiazione viene incanalata in una coppa conica che sfrutta materiali riflettenti per portare la radiazione fino al sensore. Questo è un elemento che sfrutta l'effetto fotoelettrico per convertire le onde elettromagnetiche della radiazione ricevuta in corrente elettrica, come i fotodiodi osservati nel capitolo precedente. Intanto una termopila presente nello strumento misura continuamente la temperatura esterna al fine di ottenere una rilevazione

più precisa [5]. Dopo diverse rilevazioni il segnale elettrico viene poi elaborato e il valore misurato viene mostrato tramite un monitor sul termometro in pochi secondi, rendendolo uno strumento pratico per misurazioni rapide e accurate, fondamentali in un periodo come questo.

2.2 Pulsossimetro

Tra i dispositivi di telemonitoraggio che si sono diffusi maggiormente nell'ultimo periodo si trova il pulsossimetro, uno strumento in grado di misurare la saturazione dell'ossigeno arterioso.

2.2.1 Storia dell'ossimetria

Il principio su cui si basa il funzionamento di questo strumento è la legge di Beer-Lambert, che descrive i fenomeni di assorbimento delle radiazioni elettromagnetiche. In particolare, la legge di Beer-Lambert riguarda l'assorbanza di una soluzione, definita come $A = \log \frac{I_0}{I}$, dove I_0 indica l'intensità di un raggio di luce monocromatica che colpisce la soluzione e I l'intensità del raggio che emerge dalla parte opposta. Per la legge di Beer-Lambert l'assorbanza è direttamente proporzionale alla concentrazione della soluzione ed è esprimibile come:

$$A = \varepsilon * l * C$$

Nell'equazione, ε rappresenta il coefficiente di assorbimento molare, una grandezza che dipende dalla soluzione e dalla lunghezza d'onda utilizzata, l è il cammino ottico, ovvero lo spessore che il raggio deve attraversare e C indica la concentrazione della soluzione.

Sfruttando questo principio, negli anni 40 Glenn Allen Millikan progettò il primo ossimetro, uno strumento che posto sul lobo dell'orecchio forniva una stima della saturazione dell'ossigeno. L'ossimetro di Millikan sfruttava due luci a diversa lunghezza d'onda per illuminare il lobo dell'orecchio e misurare la saturazione. Riprendendo la formula di Beer-Lambert, in questo caso il lobo rappresenta il cammino ottico e il sangue è la soluzione in cui è presente la concentrazione incognita da ricavare, quella dell'emoglobina legata all'ossigeno. Questo strumento però, presentava un lungo

processo di calibrazione, che consisteva nell'eseguire una misurazione sul lobo senza afflusso di sangue, bloccandolo con uno strumento apposito, per ridurre l'errore dovuto alla presenza di altre sostanze nel lobo come cartilagine e altri tessuti. Inoltre, per evitare interferenze dovute al sangue venoso, il sensore veniva riscaldato provocando iperemia nel lobo, e favorendo la misurazione del sangue arterioso. Per questi motivi i primi modelli di ossimetri erano poco pratici per l'uso clinico e dunque scarsamente utilizzati. La rivoluzione in questo campo arrivò negli anni 70, quando Takuo Aoyagi sviluppò quella che al giorno d'oggi chiamiamo pulsossimetria. Lo strumento pensato dall'ingegnere giapponese era nato per misurare la gittata cardiaca ma si rivelò un metodo per stimare la saturazione dell'ossigeno arterioso. Usando un segnale pulsatile a luce rossa e uno a luce infrarossa, lo strumento era in grado di rilevare l'assorbimento di elementi pulsatili, rendendo non necessaria la calibrazione e il riscaldamento dello strumento, assumendo che l'unico elemento che pulsa e che assorbe luce rossa e infrarossa deve essere sangue arterioso [9]. Il pulsossimetro divenne uno strumento sempre più presente nelle cliniche, evolvendo dal punto di vista della compattezza e della precisione dei risultati, arrivando ad essere uno strumento di fondamentale importanza nel monitoraggio della salute.

2.2.2 Pulsossimetro a trasmissione di luce

Un tipico pulsossimetro odierno è formato da una sonda adibita alla misurazione e da un'unità di calcolo che elabora e permette la visualizzazione del risultato, talvolta uniti in un unico strumento. La sonda è costituita da una pinza che va applicata all'ultima falange di un dito, o in alcuni casi al lobo dell'orecchio, la quale presenta una coppia di LED rivolti verso un fotodiodo, il quale riceve il segnale luminoso dopo che ha attraversato la parte del corpo del paziente. I led emettono luce rossa e infrarossa, dunque con lunghezza d'onda rispettivamente di 660 nm e 940 nm. Questo perché il funzionamento del pulsossimetro si basa sulla differenza di assorbimento delle due lunghezze d'onda tra l'emoglobina ossigenata (HbO_2) e quella deossigenata (Hb). Infatti, l'emoglobina ossigenata assorbe più luce infrarossa e lascia passare più luce rossa, mentre quella deossigenata il contrario. In questo modo, analizzando la luce che colpisce il

fotodiodo, elaborando i dati e confrontandoli con una tabella basata sulla legge di Beer-Lambert, il pulsossimetro fornisce un valore corretto della saturazione dell'ossigeno arterioso (SpO_2). Per ridurre gli errori di lettura della luce trasmessa e adattarsi alla luce dell'ambiente i LED presentano un ciclo, ripetuto centinaia di volte al secondo, in cui prima si accende uno, poi l'altro e infine si spengono entrambi [9] [10]. Nello stesso ciclo, un pulsossimetro è in grado di rilevare anche la frequenza cardiaca, considerando che i momenti di minor passaggio di luce sono quelli con maggior afflusso di sangue, dunque durante la sistole cardiaca. Sfruttando questa considerazione il pulsossimetro è in grado di fornire una stima accurata anche della frequenza cardiaca, diventando un fondamentale strumento di telemonitoraggio.

2.2.3 Pulsossimetro a riflessione di luce

Ad oggi esistono diversi oggetti d'uso quotidiano, come smartphone e smartwatch, in grado di misurare l'ossigenazione del sangue e la frequenza cardiaca. Il funzionamento di questi strumenti per effettuare queste misure è il medesimo dei pulsossimetri, con l'unica differenza che il LED e il fotodiodo sono disposti sullo stesso piano, e non frontalmente.

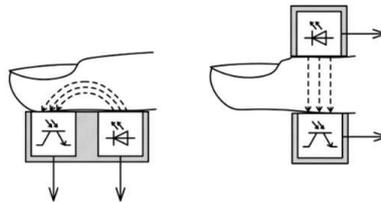


Figura 4. Disposizione del LED e del fotodiodo negli smartphone o smartwatch (a sinistra) e in un pulsossimetro (a destra)

Come si può vedere in figura 4, per la disposizione differente dei due elementi gli strumenti che sfruttano questa tecnologia non rilevano la luce per trasmissione attraverso il dito o il polso del paziente, bensì per riflessione [5]. Questa modalità di rilevazione della luce, sebbene molto versatile, risulta essere meno accurata nelle misure. Pertanto, dispositivi come smartphone o smartwatch non devono sostituire strumenti clinici come il pulsossimetro in fase di monitoraggio, però possono fornire una prima stima del valore

di saturazione e fungere da campanello d'allarme in caso di valori anomali da tenere sotto controllo e verificare tramite analisi più approfondite.

2.3 Sfigmomanometro

La misura della pressione arteriosa è una pratica fondamentale nel monitoraggio della salute di una persona, in particolare se questa presenta patologie cardiovascolari.

2.3.1 Storia della misurazione di pressione

Sebbene le prime misurazioni di pressione arteriosa possano essere collocate intorno al 700, è nel 1881 che Karl Ritter von Basch, medico austriaco, riuscì a rilevare i valori di pressione arteriosa tramite metodi non invasivi, creando così il primo sfigmomanometro. Lo strumento era formato da una borsa gonfiabile riempita d'acqua collegata a un manometro a mercurio. La borsa veniva appoggiata sul polso del paziente e gonfiata tramite una pompa, in questo modo la pressione nella borsa veniva trasmessa al manometro e la colonna di mercurio si alzava fino a che le pulsazioni cessavano. A quel punto si misurava il valore di pressione massimo, corrispondente alla pressione sistolica. Lo sfigmomanometro di von Basch venne poi migliorato da Scipione Riva Rocci, un medico italiano che nel 1896 introdusse l'utilizzo di un bracciale al posto della borsa, e successivamente da Korotkov, il quale migliorò le misurazioni introducendo l'uso dell'auscultazione durante le misurazioni per individuare i suoni dell'arteria brachiale che poi prenderanno il nome di suoni di Korotkoff [11].

2.3.2 Metodo auscultatorio

Gli sfigmomanometri manuali odierni non differiscono di molto dai precedenti e vengono utilizzati insieme a uno stetoscopio per effettuare la misurazione della pressione arteriosa con auscultazione. Durante l'operazione il medico dispone il bracciale sul braccio del paziente coprendo l'arteria brachiale, poi inizia a gonfiare la camera d'aria nel bracciale tramite una pompa aumentando la pressione esercitata sul braccio fino a superare la pressione sistolica e bloccare il flusso di sangue dell'arteria. A questo punto

la pressione viene rilasciata tramite un'apposita valvola e il medico, tramite lo stetoscopio, inizia ad auscultare, fino a quando non si sente il primo dei cosiddetti toni di Korotkoff, che indica la ripresa turbolenta di flusso nell'arteria. La pressione viene rilasciata fino a che i rumori di Korotkoff non cessano (quinto tono di Korotkoff), segnando il flusso libero di sangue all'interno dell'arteria. I valori di pressione, visualizzati tramite una colonnina di mercurio o un manometro aneroide, a cui si sentono il primo e l'ultimo tono di Korotkoff corrispondono rispettivamente ai valori di pressione sistolica e diastolica, fornendo una misura precisa della pressione arteriosa [5]. Questi strumenti vengono considerati i più accurati nelle misurazioni e vengono utilizzati dai medici in ambito clinico.

2.3.3 Metodo oscillatorio

Tuttavia, negli anni si è sviluppato un metodo alternativo all'auscultazione per effettuare rilevazioni di pressione arteriosa che si basa su misure oscillometriche. Questa tecnica sfrutta le oscillazioni pressorie che si verificano durante il rilascio della pressione nel manicotto. Le oscillazioni sono dovute alla ripresa del flusso pulsatile nell'arteria brachiale e l'inizio e il termine di queste oscillazioni nella misurazione indicano rispettivamente la pressione sistolica e quella diastolica.

Gli sfigmomanometri automatici che vengono utilizzati nel monitoraggio personale sfruttano proprio questa tipologia di misurazioni. Questi strumenti sono formati dalla fascia, che in questo caso viene gonfiata tramite una pompa elettrica, e un'unità di calcolo per elaborare e visualizzare i dati su uno schermo. Durante la misurazione il manicotto viene portato a una pressione superiore a quella sistolica per bloccare il flusso sanguigno, poi la pressione viene gradualmente rilasciata tramite una valvola. A questo punto, quando il sangue ricomincia a fluire, i valori rilevati presentano delle oscillazioni, che persistono fino a che la pressione non si è abbassata abbastanza da permettere il normale flusso nell'arteria brachiale. I valori di inizio e fine delle oscillazioni vengono poi riportati sullo schermo come valore di pressione massima e minima [5]. Oltre a questo, viene anche riportato il valore della frequenza cardiaca, in quanto le oscillazioni sono dovute proprio alle pulsazioni. A differenza degli sfigmomanometri manuali, questi strumenti

sfruttano dei sensori elettronici per rilevare la pressione. I sensori di pressione presenti in questi dispositivi sono formati da una membrana elastica sulla quale sono posti degli elementi sensibili come gli estensimetri visti nel capitolo precedente. Quando la pressione varia, la membrana si deforma trasmettendo la deformazione anche agli elementi sensibili, che poi, tramite un ponte di Wheatstone, tradurranno questa deformazione in valori di tensione elaborabili dall'unità di calcolo. Al posto degli estensimetri, possono essere utilizzati degli elementi capacitivi in grado di variare la propria capacità in seguito a deformazioni, poi misurandone la variazione si ricavano i valori di pressione. Questo tipo di sfigmomanometri ha rivoluzionato il monitoraggio della pressione arteriosa in quanto non è necessaria una competenza medica per operarli e dunque possono essere sfruttati da chiunque.

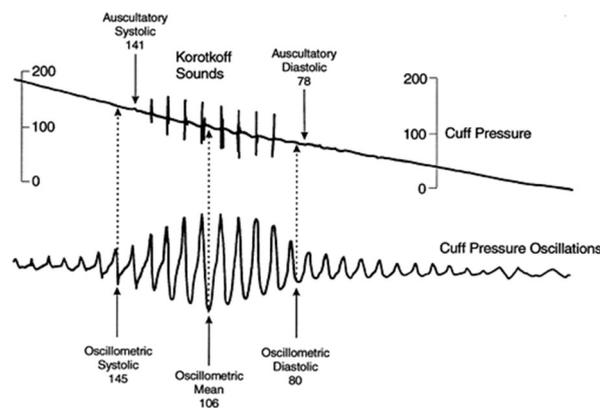


Figura 5. Curva di discesa di pressione del manicotto in cui si evidenzia l'intervallo delle oscillazioni

2.3.4 Misurazioni di pressione continue

In alcuni casi misurare la pressione regolarmente non è sufficiente per monitorare la salute, per esempio in caso di malattie cardiovascolari particolari o in altri casi in cui è necessario un monitoraggio continuo della pressione arteriosa. Per questo motivo esistono strumenti in grado di fornire valutazioni sulla pressione in modo continuo come ad esempio l'holter pressorio. Questo dispositivo, che funziona come un classico sfigmomanometro oscillometrico, presenta un'unità di calcolo portatile e una cuffia che il paziente deve indossare per un periodo di tempo determinato dal medico. Durante

questo periodo, generalmente 24 o 48 ore, l'holter esegue delle registrazioni della pressione arteriosa a intervalli regolari mentre chi lo indossa vive una normale giornata, inoltre può essere azionato dal paziente ogni qual volta lo desidera. In questo modo, a fine osservazione il medico potrà analizzare i dati ricavati dall'holter ed eseguire le opportune diagnosi.

Oltre a questo strumento, esiste un metodo di misurazione della pressione arteriosa continuo e non invasivo che non prevede l'utilizzo di una fascia gonfiabile e si basa sul controllo di volume di sangue arterioso, che varia anche dipendentemente dalla pressione. Questa tecnica pensata inizialmente nel 1973 da Jan Peñáz, fisiologo ceco, consiste nel monitorare il volume di sangue arterioso in un dito con una pinza che sfrutta la trasmissione di luce, come in un pulsossimetro. Questo volume è mantenuto costante da una pressione variabile imposta dall'esterno sulla pinza e misurata tramite manometro, quindi durante una sistole, quando il volume di sangue dovrebbe aumentare, per mantenerlo costante la pressione esterna aumenta. Di conseguenza, la pressione imposta dallo strumento per contrastare le variazioni di volume corrisponde alla pressione arteriosa che viene dunque monitorata in modo costante e accurato [5].

2.4 Elettrocardiografo

L'attività elettrica del cuore venne accertata nel XIX secolo e da allora il monitoraggio di questo parametro è entrato a fare parte dei valori fondamentali da conoscere per la salute di una persona. L'elettrocardiogramma è la rappresentazione grafica dell'attività elettrica cardiaca e oltre alla diagnosi di particolari patologie, la rilevazione di questo segnale è di vitale importanza in tutti i dispositivi atti a regolare l'attività cardiaca, come il pacemaker o il defibrillatore.

2.4.1 Elettrocardiografo di Einthoven

Quello che viene considerato il primo vero elettrocardiogramma venne rilevato nel 1901 da Willem Einthoven, fisiologo olandese che ricevette il Premio Nobel per la medicina nel 1924 per l'uso del suo galvanometro. Lo strumento di Einthoven si basava sugli studi di Galvani e Matteucci, due fisici italiani che riuscirono a confermare l'attività

elettrica presente negli esseri viventi. La corrente prodotta dall'attività cardiaca veniva convogliata tramite gli elettrodi, che non erano altro che catini con acqua e sale, su un filo di quarzo ricoperto da un metallo conduttore e posto in un campo magnetico costante. Il filo, attraversato da una corrente variabile, produceva a sua volta un campo magnetico variabile B dato dalla legge di Biot-Savart:

$$B = \frac{\mu_0}{2\pi} * \frac{I}{r}$$

Nella legge si nota la dipendenza del campo dalla corrente I , che nel caso del galvanometro è quella prodotta dall'attività cardiaca, oltre ad altri elementi come la costante di permeabilità magnetica μ_0 e alla distanza dal filo r . Il campo magnetico variabile interagiva con il campo magnetico costante imposto da un elettromagnete provocando una deflessione nel filo di quarzo. Questa deflessione veniva rilevata da un meccanismo ottico composto da un fascio di luce proiettato sul filo, la cui ombra veniva impressa su una pellicola che si muoveva a velocità costante in modo da ricreare la traccia delle deflessioni del filo. La traccia registrata rappresentava la variazione di corrente elettrica del filo e di conseguenza l'attività elettrica del cuore, producendo così un elettrocardiogramma [12].

2.4.2 ECG a 12 derivazioni

L'elettrocardiografo creato da Einthoven differiva molto da quello che oggi viene utilizzato, sia nella forma, il primo infatti occupava circa due stanze, sia nel funzionamento. Gli elettrocardiografi moderni si basano sull'acquisizione delle differenze di potenziale generate dall'attività elettrica che vengono captate dagli elettrodi posti sul corpo del paziente. Per eseguire un esame elettrocardiografico a 12 derivazioni vengono utilizzati 10 elettrodi, 4 posti sugli arti e 6 sul torace. In questo modo si ottengono le tre derivazioni del triangolo di Einthoven e le tre derivazioni aumentate di Goldberger, che insieme realizzano l'analisi del piano frontale, e le sei derivazioni precordiali di Wilson che invece forniscono la copertura sul piano trasversale, ottenendo così una mappatura tridimensionale dell'attività elettrica cardiaca. Le differenze di potenziale vengono registrate utilizzando una derivazione alla volta, in questo modo si

ottengono 12 tracciati di ECG che si formano in base alla direzione della corrente che passa tra gli elettrodi, come osservato nel capitolo precedente. Durante la registrazione l'elettrocardiogramma viene tracciato su una carta millimetrata che esce dallo strumento a una velocità di 25 mm/s e il cui asse orizzontale rappresenta il tempo mentre quello verticale il voltaggio [5]. Ad oggi la visualizzazione del segnale avviene anche tramite monitor, in modo da avere costantemente sotto controllo l'attività elettrica cardiaca del paziente.

2.4.3 Rilevatori di ECG indossabili

Come per la misurazione della pressione arteriosa, anche nel caso dell'elettrocardiogramma può essere necessario eseguire un monitoraggio del segnale su un periodo di maggior durata che comprenda azioni che la persona interessata compie abitualmente. Per questo motivo si sono sviluppati sempre più dispositivi in grado di fornire registrazioni ECG di lunga durata e soprattutto accurate. L'Holter cardiaco nasce nel 1947 dalla mente del fisico statunitense Norman Jeff Holter, che creò un dispositivo portatile in grado di monitorare l'elettrocardiogramma del paziente per 24 ore. Da allora, l'evoluzione in campo tecnologico, in particolare nei sistemi di memorizzazione, ha permesso lo sviluppo di dispositivi sempre meno ingombranti e più performanti. Un Holter a 12 derivazioni funziona come un normale elettrocardiografo con l'unica differenza che l'unità che riceve, elabora e memorizza il segnale è di dimensioni ridotte e portatile. In questo modo chi lo indossa può portarlo con sé durante una normale giornata, o un tempo superiore definito dal medico, mentre lo strumento registra l'ECG. Se il paziente avverte dei disturbi può avviare in maniera manuale la memorizzazione del tracciato, così che alla fine del periodo di osservazione il medico potrà analizzare il segnale ed elaborare diagnosi. Se fosse necessario un monitoraggio di durata ancora maggiore si potrebbero utilizzare dispositivi come l'*event recorder* che permettono una copertura di registrazione fino a 30 giorni. In questo tipo di elettrocardiografi gli elettrodi sono disposti sul registratore stesso, che di solito si trova sul petto per ricevere un segnale più intenso, così da non impedire in alcun modo i movimenti dell'interessato. Durante il periodo di monitoraggio il dispositivo memorizza tratti di tracciato in maniera automatica,

ogni qual volta venga rilevata un'anomalia, o per mezzo di un pulsante da parte del paziente. Tra i dispositivi più moderni si trovano però registratori adesivi, grandi quanto un cerotto e indossabili dal paziente per periodi di 7-14 giorni, e i *loop recorder impiantabili*, ovvero registratori che vengono posizionati nel paziente tramite un impianto sottocutaneo e che possono svolgere correttamente la loro funzione per periodi di 3 anni. Sebbene tutti queste tipologie di registratori di ECG presentino una memoria interna, la maggior parte di essi invia le registrazioni effettuate a memorie esterne alle quali il medico poi può accedere per analizzare l'andamento del segnale.

2.5 COVID-19

Prima di analizzare il modo in cui questi dispositivi possono essere utilizzati per contrastare la pandemia in atto, è opportuno osservare le principali caratteristiche della malattia. Il nome COVID-19 è un acronimo dei termini inglesi *CoronaVirus Disease 19*, così chiamata perché questa malattia è causata dal virus *SARS-CoV-2*, un virus appartenente alla famiglia dei coronavirus, molti dei quali causano problemi respiratori negli esseri umani. Il virus è stato identificato per la prima volta a Wuhan, in Cina, nel dicembre del 2019, quando una serie di persone hanno manifestato sintomi di una polmonite. Da allora, le infezioni sono costantemente aumentate fino a raggiungere contagi a livello globale provocando milioni di decessi in tutto il mondo. Questa rapida diffusione è dovuta anche al fatto che i sintomi di questa patologia sono molto simili a quelli di una normale influenza e di conseguenza spesso confusa per questa. Tra i principali sintomi infatti vi sono febbre, tosse e stanchezza, ma questi sono molto variabili in base alla gravità della malattia e dalle condizioni fisiche della persona contagiata. In altre situazioni il virus può portare a perdita di olfatto e gusto, nausea e dolori muscolari, e, nei casi più gravi, febbre elevata, difficoltà respiratorie e dolore al petto. Sebbene la maggior parte dei contagiati riesca a superare la malattia senza complicazioni o addirittura non presentando sintomi, circa il 15% delle persone che contraggono il virus necessitano assistenza, come l'uso di ossigeno per facilitare l'assunzione del gas fondamentale alla respirazione, mentre il 5% ha bisogno di cure intensive [7]. In questa categoria rientrano soprattutto soggetti con problemi di salute a livello cardiocircolatorio o respiratorio, ma

le complicazioni che possono portare alla morte non sono da escludere anche per il resto della popolazione. Tra i fattori che rendono pericolosa la malattia bisogna considerare inoltre l'elevata trasmissibilità. Il virus, infatti, viene trasmesso principalmente attraverso *droplet* e aerosol, ovvero tramite goccioline che una persona infetta espelle tossendo, starnutando o parlando. Il contagio può avvenire nel caso un'altra persona entri in contatto con il virus respirandolo o portandosi alla bocca o al naso le mani dopo aver toccato materiale su cui erano presenti delle goccioline di un individuo infetto [6] [7]. Dunque, per l'elevata trasmissibilità e per la possibilità di insorgenza di sintomi gravi, è necessario innanzitutto prevenire la trasmissione utilizzando tutte le procedure di sicurezza ad oggi note, come il distanziamento sociale e l'uso delle mascherine e del gel igienizzante. In caso di contagio è invece fondamentale individuare il prima possibile il virus quando si manifestano i primi sintomi e tenere sotto controllo i principali parametri biologici grazie a tutti i dispositivi di monitoraggio che in questo periodo più che mai fungono da campanello d'allarme per rilevare segnali sospetti che possono essere collegati a un contagio da COVID-19.

2.6 Monitoraggio dei segnali e COVID-19

In questo periodo di emergenza sanitaria salvaguardare la propria salute e quella altrui è una delle priorità assolute. Monitorare i segni vitali è uno dei metodi più immediati e semplici per osservare le proprie condizioni fisiche e questo perché al giorno d'oggi i dispositivi in grado di fornire i principali segnali biologici sono sempre più diffusi e utilizzabili da chiunque.

2.6.1 Temperatura e COVID-19

Sicuramente il termometro rimane lo strumento maggiormente utilizzato sia per la rapidità con cui fornisce un dato molto importante per la salute umana, ovvero la temperatura corporea, sia perché la febbre è proprio uno dei sintomi più comuni che si manifestano con il contagio da COVID-19. Per questo motivo la misura della temperatura corporea è divenuta una pratica di routine non solo per individuare e contenere il virus, ma anche per monitorare lo stato di salute di persone che hanno contratto la malattia, in

modo da agire in tempo in caso di aggravamento dei sintomi. Inoltre, non è raro trovare dispositivi a infrarossi in grado di rilevare la temperatura corporea in luoghi pubblici e di scambio come esercizi commerciali o aeroporti. In questo modo, ogni qual volta venga rilevata una temperatura superiore ai 37.5 °C può essere predisposta l'esecuzione di un test per individuare un eventuale contagio. Nonostante l'importanza di questo segnale, la sola misurazione della temperatura non è sufficiente a individuare tutti gli individui affetti dalla malattia. Questo perché nonostante la febbre sia il sintomo più comune tra le persone risultate positive a un test di laboratorio, non affligge chiunque venga contagiato dal virus e in molti casi si manifesta solamente dopo diversi giorni dal contagio, giorni in cui l'individuo può comunque diffondere il virus ad altri [7] [13]. Per questo motivo, sebbene la misurazione della temperatura rimanga una pratica di fondamentale importanza per controllare la propria salute e individuare potenziali casi di positività al COVID-19, questo metodo non è in grado di distinguere in modo efficace persone sane da persone malate.

2.6.2 Saturazione arteriosa e COVID-19

Un altro segnale decisamente importante da osservare in questo periodo è l'ossigenazione del sangue. Il virus SARS-CoV-2 infatti, facendo parte della famiglia dei coronavirus, può provocare infezioni alle vie respiratorie che in breve tempo possono diventare pericolose per la salute del contagiato. Il monitoraggio della saturazione arteriosa diventa di vitale importanza per le persone che risultano aver contratto la malattia, in quanto i problemi respiratori come tosse e difficoltà nel respiro, possono portare a un abbassamento del livello di ossigeno presente nel sangue e dunque causare ipossia. Inoltre, è stata riscontrata anche la possibilità che il virus porti a una ipossia silente, una situazione in cui chi contrae la malattia non presenta sintomi particolari ma subisce un abbassamento del valore di ossigenazione del sangue sotto livelli critici [7] [14]. Per tutti questi motivi, in un periodo di pandemia come questo, la presenza di uno strumento come il pulsossimetro non può mancare in casa.

2.6.3 Pressione arteriosa e COVID-19

Tra i soggetti più a rischio di complicanze gravi in caso di contagio da COVID-19 vi sono coloro che presentano problemi cardiovascolari. L'azione del virus a livello cardiaco può essere dovuta al fatto che il virus, per entrare nelle cellule dell'ospite, utilizza come vettore il recettore ACE-2, un recettore la cui attività principale è la regolazione della pressione arteriosa e che si trova principalmente a livello polmonare e cardiaco [15] [16]. Per questo, soggetti che presentano patologie come l'ipertensione, una delle patologie più diffuse in particolare tra i più anziani, sono più in pericolo rispetto ad altre. È dunque importante tenere sotto controllo i valori di pressione sanguigna mediante l'uso di uno sfigmomanometro, e consultare il medico in caso di valori non regolari. In questo modo si possono identificare per tempo disturbi legati ad alterazioni della pressione sanguigna e trattarli di conseguenza. Non è stato dimostrato un legame tra trasmissibilità del virus SARS-CoV-2 e problemi cardiaci, è però sicuro che questi problemi siano un'ulteriore complicanza in caso di contagio in quanto aggravano ulteriormente i già possibilmente gravi sintomi della malattia.

2.6.4 Elettrocardiogramma e COVID-19

Oltre ai disturbi legati ad alterazioni della pressione sanguigna, tra i problemi cardiaci vi sono tutte le patologie che modificano il tracciato elettrocardiografico e che dunque comportano disfunzioni a livello del cuore. Anche in questo caso, la presenza di questi disturbi provoca un peggioramento della gravità della malattia, è perciò necessario il monitoraggio costante del tracciato ECG in tutti quei pazienti che presentano disfunzioni cardiache e che sono state contagiate dal virus. Inoltre, è stato accertato, come detto in precedenza, che la malattia COVID-19 porta, nei casi più gravi, anche problemi a livello cardiaco. Questi problemi si traducono proprio in alterazioni dell'elettrocardiogramma, che portano un decorso differente della malattia a seconda dei casi specifici [17] [18]. La conoscenza dei cambiamenti nell'attività elettrica del cuore portati dal virus SARS-CoV-2 è fondamentale nella cura di pazienti ricoverati, che potrebbero sviluppare anomalie nell'elettrocardiogramma proprio in seguito al contagio. Per tutti questi motivi il monitoraggio dell'ECG oggi più che mai è di vitale importanza

per tutti i soggetti che presentano problemi cardiovascolari e per tutti coloro che vengono ricoverati in ospedali per via di un contagio da COVID-19.

Dall'osservazione del funzionamento e dell'utilizzo dei dispositivi di monitoraggio si può constatare che in un periodo di pandemia questo tipo di strumenti diventano essenziali per salvaguardare la salute di ognuno. Infatti, tramite un'analisi regolare dei propri segni vitali, si può costantemente tenere sotto controllo l'avanzata del virus in caso di contagio, oppure addirittura individuarlo prima di trasmetterlo ad altri. Inoltre, il monitoraggio autonomo di questi parametri permette un alleggerimento del carico ospedaliero, che in un'emergenza sanitaria come questa è già molto elevato, e dà la possibilità di evitare contatti in locali potenzialmente rischiosi come gli ospedali. Questa pratica di telemedicina, ovvero di medicina a distanza, nella condizione attuale riveste un ruolo cruciale per ridurre il numero di contagi e tenere sotto controllo la salute di chi ha già contratto la malattia ma non viene ricoverato. Perciò, nel prossimo capitolo si analizzeranno quei dispositivi che vengono definiti "smart" e che vengono ampiamente usati in ambiti come la telemedicina e il telemonitoraggio.

Capitolo terzo

IoT e dispositivi di telemonitoraggio contro la pandemia

L'avanzata diffusione di Internet ha portato, nel corso degli anni, alla creazione di un numero sempre maggiore di dispositivi in grado di collegarsi alla rete e comunicare tra loro, creando così un ecosistema di oggetti smart.

In quest'ultimo capitolo viene fatta una panoramica sull'internet delle cose (IoT) e sui dispositivi che sfruttano questo principio analizzandone la tecnologia e cercando di individuare possibili utilizzi di questi strumenti in un periodo di emergenza sanitaria come quello attuale.

3.1 Internet of Things

Sin dalla nascita di internet si è cercato di sfruttare questa nuova tecnologia per permettere ad oggetti di uso comune di collegarsi alla rete per apportarne delle migliorie nell'usabilità. Infatti, tra i primi esempi di oggetti che utilizzano questo principio vi è un distributore di coca-cola che negli anni 80 è stato modificato per permettere di fornire informazioni sulla quantità di prodotto presente all'interno della macchina e sulla loro temperatura. *Internet of Things* (IoT), o internet delle cose, è il termine che viene utilizzato quando si parla di strumenti che seguono il principio dell'esempio sopracitato [5]. Da allora, gli sviluppi nella tecnologia hanno portato un'espansione notevole all'utilizzo dell'IoT, che oggi si riferisce a una serie di oggetti di uso comune in grado di formare una rete di comunicazione tramite collegamento a internet e che, tramite l'utilizzo di sensori e software specifici, hanno l'obiettivo di ricavare e scambiare dati con altri dispositivi.

3.1.1 Tecnologia alla base dell'IoT

L'avvento dell'internet delle cose è dovuto principalmente ai passi in avanti nell'elettronica fatti negli ultimi anni. Per poter usufruire di questa tecnologia sono necessari sensori e batterie miniaturizzati, un buon collegamento a internet e la possibilità di comunicare sulla rete. Questo è possibile grazie al protocollo TCP/IP, ovvero Transfer Control Protocol/Internet Protocol, che definisce le modalità e le regole di comunicazione e scambio di informazioni tramite connessioni a Internet. Tramite questo protocollo ad ogni dispositivo viene associato un indirizzo IP univoco, in modo che possa essere "trovato". L'indirizzo IP non è altro che una serie di bit che identifica il dispositivo. I dati, per essere trasmessi da un dispositivo all'altro, vengono prima suddivisi in pacchetti, e poi riassemblati per ottenere l'informazione originale. I pacchetti dati contengono una serie di bit che indicano, oltre alle informazioni che si stanno trasmettendo, l'indirizzo IP del mittente e del destinatario. Inizialmente, lo standard utilizzato era l'Internet Protocol 4, che con 32 bit di indirizzamento, permetteva la creazione di 2^{32} indirizzi IP univoci. Tuttavia, con lo sviluppo dell'IoT, e dunque con una presenza sempre maggiore di oggetti collegati alla rete, è stato necessario ampliare la disponibilità di indirizzi a 2^{128} creando così l'IPv6 [5].

3.1.2 Big Data

Grazie a questi progressi, questa tecnologia e gli strumenti che la sfruttano sono diventati sempre più diffusi e sempre più persone possono permettersi di possedere oggetti "smart" che continuamente rilevano, memorizzano scambiano dati tramite la rete internet. L'IoT genera dunque un'enorme quantità di dati, che vengono per questo definiti *Big Data*, ovvero una quantità di dati talmente grande da dover richiedere metodi specifici per la loro gestione ed elaborazione. Infatti, oltre al volume di dati generati, i Big Data sono caratterizzati dalla velocità con cui questi vengono raccolti e dalla varietà dei dati stessi. Questo perché i Big Data non solo vengono generati dall'IoT, ma anche dall'utilizzo di social network, siti di recensioni, e-commerce e in generale dall'utilizzo internet. Per questo è necessario utilizzare nodi di archiviazione distribuiti sulla rete in grado di scambiare dati ad elevata velocità e un'organizzazione ed elaborazione dei dati

ad hoc per questa tipologia di informazioni. Inoltre, anche per analizzare questi Big Data sono necessarie particolari tecnologie. Infatti, in questo ambito vengono utilizzati algoritmi di machine learning in grado di riconoscere argomenti e catalogarli per poi essere utilizzati in vari settori come la statistica o la ricerca [5].

3.2 Dispositivi che sfruttano l'IoT

I dati generati dall' IoT sono estremamente vari in quanto le fonti sono di diverso tipo. L'internet delle cose viene usato in campi come la domotica, creando una rete di sistemi intelligenti che regolano luce, riscaldamento e videosorveglianza in casa, nell'uso personale con dispositivi che si collegano a smartphone come assistenti vocali o smartwatch, ma anche in agricoltura o nei trasporti e negli ultimi anni anche nella telemedicina e nel monitoraggio della salute. In particolare, in quest'ultimo ambito l'IoT viene utilizzato in dispositivi di monitoraggio indossabili in grado di fornire un monitoraggio continuo dei parametri vitali della persona e allo stesso tempo avvertirla in caso di valori sospetti confrontandoli con il database. Inoltre, questo tipo di dispositivi, essendo collegato alla rete direttamente o tramite smartphone, è in grado di inviare i dati al medico che poi può fornire diagnosi e assistenza a distanza in base alle necessità.

3.2.1 Iot e ECG

Tra questo tipo di dispositivi si trovano ad esempio rilevatori di ECG adesivi e indossabili dalla persona per un determinato periodo o addirittura registratori impiantabili che trasmettono i dati tramite Bluetooth ad uno smartphone, dal quale poi possono essere inviati al medico.



Figura 6. Registratore ECG adesivo Zio Patch

Oltre a questi, sono sempre più presenti strumenti in grado di monitorare la frequenza cardiaca e che solitamente vengono incorporati in smartwatch o smartband [20]. Questo tipo di monitoraggio diventa fondamentale in situazioni patologiche in quanto permette un'osservazione continua di parametri vitali e soprattutto possono allertare immediatamente l'interessato e il medico in caso di valori pericolosi.

3.2.2 IoT e saturimetria

Un altro tipo di dispositivi che sfruttano l'IoT sono alcune tipologie di pulsossimetri in grado di collegarsi ad uno smartphone tramite specifiche app e di memorizzare così i dati rilevati. Questi pulsossimetri sono generalmente formati da una sonda formata dalla classica pinza o da un anello che si collega poi all'unità di elaborazione posta sul polso [20]. In questo modo questi dispositivi permettono un'osservazione prolungata del valore di saturazione così da poterne osservare l'andamento in situazioni specifiche come durante il sonno.

3.2.3 IoT e temperatura

Esistono infine anche termometri indossabili che forniscono un monitoraggio della temperatura continuo e che interagiscono, tramite app specifiche, con uno smartphone per memorizzare, visualizzare e inviare i dati registrati. In questo caso i termometri sono dispositivi indossabili come anelli o fasce adesive alimentate a batteria [20]. Questo tipo di termometri vengono utilizzati soprattutto nel monitoraggio di

temperatura di neonati con febbre e in caso di prolungata malattia per osservarne il decorso.

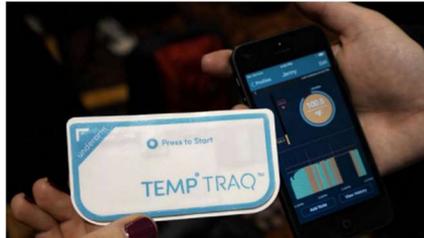


Figura 7. Un rilevatore di temperatura adesivo connesso ad uno smartphone



Figura 8. Dispositivo indossabile che rileva frequenza cardiaca e temperatura corporea

3.3 IoT e COVID-19

Tutti questi dispositivi raccolgono continuamente dati che poi vengono memorizzati, elaborati e usati dagli strumenti stessi per fornire delle sorte di diagnosi in caso di valori particolari. Inoltre, i dati vengono ricevuti dal medico che quindi è in grado di seguire un paziente anche a distanza e dare indicazioni quasi in tempo reale. Queste caratteristiche risultano fondamentali in una situazione di emergenza sanitaria come la pandemia di COVID-19. Innanzitutto, il monitoraggio a distanza permette di non aggravare il carico ospedaliero in tutti quei casi in cui la malattia non presenta sintomi gravi e dunque è possibile un monitoraggio autonomo. Proprio in questi casi permette inoltre di osservare l'andamento della malattia sul paziente che presenta sintomi lievi allarmandolo in caso di valori fuori dal normale e di individuare per tempo l'insorgenza

di problematiche come l'ipossia silente, altrimenti difficilmente individuabili. Oltre a questo, la possibilità di monitorare i propri parametri da casa e di consultare il medico a distanza riduce il numero di contatti che un contagiato ha nel corso della sua infezione, riducendo dunque il rischio di diffondere ulteriormente il virus.

In aggiunta, i dati raccolti da molteplici dispositivi di monitoraggio possono essere usati per creare algoritmi di riconoscimento della malattia e sfruttarli per individuare gli individui contagiati. Sfruttando più segnali, un algoritmo simile può permettere di riconoscere l'infezione da SARS-CoV-2 prima che si manifestino sintomi gravi e anticipare così il decorso della malattia e la sua diffusione. I Big Data forniti dai dispositivi che fanno parte dell'IoT permettono alla sanità e ai ricercatori di osservare l'evoluzione nel tempo del virus, analizzandone la diffusione, i sintomi e le caratteristiche principali. In questo modo si possono studiare previsioni e ipotizzare gli andamenti della pandemia e agire di conseguenza. Inoltre, questi dati, sono un fondamentale mezzo per la ricerca e lo sviluppo di metodi per contrastare la pandemia, a partire da medicinali e vaccini. Infatti, i ricercatori possono sfruttare tutte queste conoscenze per conoscere sempre meglio questo virus, ricevendo informazioni in tempo reale e sempre aggiornate, in modo da analizzare al meglio gli sviluppi continui della pandemia [19] [21]. Infine, tutti i dati raccolti durante questo periodo continueranno a essere utili e studiati, anche una volta terminata la situazione di emergenza sanitaria, per individuare strategie e pianificare comportamenti da tenere in caso in futuro si dovessero ripetere eventi simili.

3.3.1 IoT e privacy

Nonostante i numerosi lati positivi dell'utilizzo dell'IoT, questi dispositivi presentano delle criticità legate proprio al loro collegamento alla rete internet [5]. Tra le principali problematiche, infatti, vi è la possibilità sempre maggiore che i dispositivi che sfruttano questa tecnologia subiscano attacchi cibernetici. In alcuni casi, ad esempio in ambito medico, un attacco da parte di un hacker potrebbe portare a risultati gravissimi sulla salute di una persona che deve utilizzare un determinato dispositivo per mantenere la propria salute. Un secondo problema nasce invece dall'utilizzo dei dati che i dispositivi IoT ricavano. Infatti, il diritto alla privacy, ovvero il diritto alla protezione dei dati

personali, deve essere sempre mantenuto al cittadino che utilizza un dispositivo che raccoglie dati, in particolare se si tratta di dati sensibili come lo stato di salute di una persona. Per questo motivo è fondamentale che l'utente acconsenta all'utilizzo dei propri dati e possa essere in grado di informarsi sul modo in cui poi questi verranno utilizzati.

Conclusioni

L'obiettivo principale di questo lavoro era quello di fornire una panoramica sui principali dispositivi di telemonitoraggio e sui loro possibili utilizzi nell'attuale periodo di emergenza sanitaria.

Innanzitutto, l'analisi dei parametri vitali ha permesso la comprensione dell'importanza di questi e di conseguenza degli strumenti in grado di rilevarli. Inoltre, dall'osservazione della tecnologia alla base dei dispositivi di monitoraggio e del loro funzionamento, si può affermare che ad oggi essi siano alla portata della maggior parte della popolazione, in quanto sempre più economici e semplici da utilizzare, e per questo possono svolgere un ruolo rilevante durante la pandemia da COVID-19. Infatti, riportando i principali tratti del virus SARS-CoV-2 e della malattia ad esso legata, si nota come i sintomi più comuni legati al COVID-19 siano individuabili proprio tramite i dispositivi studiati in questo lavoro, che dunque assumono un'importanza elevata nella prevenzione, individuazione e monitoraggio della malattia. Infine, è stato svolto un breve excursus sull'IoT e sui dispositivi di telemonitoraggio che sfruttano questa tecnologia, osservando l'importanza della loro diffusione in un periodo in cui è bene ridurre al minimo i contatti, soprattutto per le persone più a rischio. Inoltre, i cosiddetti big data che essi raccolgono, rivestono un ruolo fondamentale nello studio attuale e futuro di questa malattia per approfondire sempre maggiormente la conoscenza su questo virus e combatterlo al meglio.

Tuttavia, l'avvento di questo virus e la sua successiva scoperta, sono eventi ancora relativamente recenti e, ad oggi, il SARS-CoV-2 continua a far sorgere nuovi dubbi e interrogativi. Per questo motivo, studi futuri sull'argomento, insieme alla continua evoluzione della tecnologia, possono portare alla nascita di nuovi utilizzi dei dispositivi precedentemente analizzati e di metodi sempre più efficienti per arrestare l'avanzata della pandemia.

Bibliografia

1. Avanzolini G., Magosso E., *Strumentazione biomedica. Progetto e impiego dei sistemi di misura*, Patron Editore, 2015
2. Calandrino L., Chiani M., *Lezioni di comunicazioni elettriche*, Pitagora Editrice Bologna, 2013
3. Saiani L., Brugnoli A., *Trattato di cure infermieristiche*, Idelson-Gnocchi, 2013
4. Silverthorn Dee U., Sacchi Vellea F. (a cura di), *Fisiologia umana. Un approccio integrato*, Pearson, 2013

Sitografia

5. <https://www.wikipedia.org>
6. <https://www.salute.gov.it>
7. <https://www.who.int>
8. J.M.S. Pearce, *A brief history of the clinical thermometer*, QJM: An International Journal of Medicine, Volume 95, Issue 4, April 2002, Pages 251–252, <https://doi.org/10.1093/qjmed/95.4.251>
9. Tremper Kevin K., *Pulse oximetry*, CHEST, Volume 95, Issue 4, 713 – 715, <https://doi.org/10.1378/chest.95.4.713>
10. Jubran A. *Pulse oximetry*, Intensive Care Med 30, 2017–2020 (2004), <https://doi.org/10.1007/s00134-004-2399-x>
11. Booth J., *A short history of blood pressure measurement*, Proceedings of the Royal Society of Medicine, 1977, 70(11), 793–799, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1543468>
12. <https://ecglibrary.com/ecghist.html>
13. Vilke G. M., Brennan J. J., Cronin A. O., Castillo, E. M., *Clinical Features of Patients with COVID-19: is Temperature Screening Useful?*, The Journal of emergency medicine, 2020, 59(6), 952–956. <https://doi.org/10.1016/j.jemermed.2020.09.048>

14. Luks A. M., Swenson E. R., *Pulse Oximetry for Monitoring Patients with COVID-19 at Home. Potential Pitfalls and Practical Guidance*. Annals of the American Thoracic Society, 2020, 17(9), 1040–1046. <https://doi.org/10.1513/AnnalsATS.202005-418FR>
15. Schiffrin Ernesto L., Flack John M., Ito Sadayoshi, Muntner Paul, Webb R. Clinton, *Hypertension and COVID-19*, American Journal of Hypertension, Volume 33, Issue 5, May 2020, Pages 373–374, <https://doi.org/10.1093/ajh/hpaa057>
16. Vicenzi M., Di Cosola R., Ruscica M., Ratti A., Rota I., Rota F., Bollati V., Aliberti S., Blasi F., *The liaison between respiratory failure and high blood pressure: evidence from COVID-19 patients*. The European respiratory journal, 2020, 56(1), 2001157. <https://doi.org/10.1183/13993003.01157-2020>
17. Long B., Brady W. J., Bridwell R. E., Ramzy M., Montrief T., Singh M., Gottlieb M., *Electrocardiographic manifestations of COVID-19*. The American journal of emergency medicine, 2021, 41, 96–103. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2020.12.060>
18. Jain S., Workman V., Ganeshan R., Obasare E. R., Burr A., DeBiasi R. M., Freeman J. V., Akar J., Lampert R., Rosenfeld L. E., *Enhanced electrocardiographic monitoring of patients with Coronavirus Disease 2019*. Heart rhythm, 2020, 17(9), 1417–1422. <https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2020.04.047>
19. Bragazzi N.L., Dai H., Damiani G., Behzadifar M., Martini M., Wu J., *How Big Data and Artificial Intelligence Can Help Better Manage the COVID-19 Pandemic*. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2020; 17(9):3176, <https://doi.org/10.3390/ijerph17093176>
20. Seshadri D.R., Davies E.V., Harlow E.R., Hsu J.J., Knighton S.C., Walker T.A., Voos J.E., Drummond C.K., *Wearable Sensors for COVID-19: A Call to Action to Harness Our Digital Infrastructure for Remote Patient Monitoring and Virtual Assessments*. Front. Digit. Health 2:8, <https://doi.org/10.3389/fdgth.2020.00008>
21. Singh R. P., Javaid M., Haleem A., Suman R., *Internet of things (IoT) applications to fight against COVID-19 pandemic*. Diabetes & metabolic syndrome, 2020, 14(4), 521–524. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2020.04.041>