



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA

DEPARTAMENT D'ENGINYERIA ELECTRÒNICA

PhD Dissertation

**CONTRIBUTIONS TO THE MEASUREMENT OF
ELECTRICAL IMPEDANCE FOR LIVING TISSUE
ISCHEMIA INJURY MONITORING**

Author: Antoni Ivorra Cano

Advisor: Dr. Jordi Aguiló Llobet

Tutor: Dr. Jordi Madrenas Boadas

Barcelona, February, 2005

This Ph.D. Thesis has been developed at the Biomedical Applications Group of the Centro Nacional de Microelectrónica

Als meus pares i a la meva germana

UNESCO codes: 240602 (Bioelectricity), 240600 (Biophysics), 221007 (Electronic spectroscopy), 220300 (Electronics), 331110 (Medical instruments).

Abstract

This thesis is focused on the development and use of a miniaturized silicon probe for electrical impedance measurements of soft living tissues. The purpose of those impedance measurements is to monitor the ischemia injury for applications such as cardiac surgery or organ transplantation.

Currently, the range of clinically available methods to detect tissue ischemia is limited and there is not any practical method to quantify in an on-line manner the effect of such ischemia, that is, the ischemia injury. In this sense, electrical impedance monitoring seems very promising and this thesis contributes to the field by developing new instruments and methods and by providing novel experimental results and tools to understand the relation between pathophysiology and electrical impedance. The main contributions of this thesis are summarized below.

In this thesis, it is presented the development of a silicon probe that consists of four platinum electrodes ($300\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$) on a needle shaped silicon substrate (9 mm insertion length, $600\ \mu\text{m} \times 500\ \mu\text{m}$ cross section). The electrodes are placed at non-constant separation distance in order to enhance signal-to-noise ratio and spatial resolution. An electrochemical deposition of platinum black on the electrodes is performed in order to reduce the interface impedance and improve the quality of the measurements. For living tissue measurements, the useful measurement band goes from 100 Hz to 100 kHz.

A novel measurement method based on five electrodes is described and analyzed. It is intended to minimize errors at low frequencies caused by the high electrode-electrolyte interface impedances. Unfortunately, although this five-electrode method works, some limitations have been found that made almost impossible its implementation for living tissue measurements.

It is also presented a custom developed software package to simulate the electrical impedance of living tissues at the α and β dispersion regions. It is based on the generation of a SPICE netlist from the specification of some numerical parameters concerning the tissue and a bi-dimensional map representing a slice of tissue. Some examples are provided to demonstrate its feasibility. The most significant result is that the simulator is able to obtain Cole compatible behaviours from models based on simple resistances and capacitances.

Several experimental studies have been performed by using the silicon probe. In this thesis only the experiments carried out on rat kidneys are presented. The results confirm the main observations made by previous researchers working with other animals, organs and protocols. That is, in general terms, a significant increase of

impedance magnitude at low frequencies (<10 kHz) during the course of ischemia that is related to cell swelling or gap junctions closure. However, here it is also observed that a parameter from impedance spectroscopy characterization according to the Cole model, the α parameter, which is often ignored, is able to detect some events that are not revealed by other impedance parameters. It is shown that the α value could depend on the extracellular space morphology and it is experimentally demonstrated that α is modified by an induced alteration of cells cytoskeleton.

This thesis includes an annex that tries to facilitate the understanding of electrical bioimpedance monitoring for life-sciences practitioners.

Another annex describes the instrumentation systems that were developed for electrical impedance measurements based on the four-electrode method.

Codis UNESCO: 240602 (Bioelectricitat), 240600 (Biofísica), 221007 (Espectroscòpia electrònica), 220300 (Electrònica), 331110 (Instruments mèdics)

Resum

Aquesta tesi es centra en el desenvolupament i l'ús d'una sonda miniaturitzada de silici per a la mesura de la impedància elèctrica de teixits vius tous. El propòsit d'aquestes mesures d'impedància és la monitorització en temps real del dany isquèmic per a aplicacions com la cirurgia cardíaca o el trasplantament d'òrgans.

Actualment, el rang de mètodes aplicables a nivell clínic per tal de detectar l'isquèmia tissular és limitat i no existeix cap mètode pràctic que permeti la quantificació en temps real de l'efecte d'aquesta isquèmia, això és, el dany isquèmic. En aquest sentit, la monitorització de la impedància elèctrica sembla esperançadora i el treball d'aquesta tesi contribueix al camp mitjançant el desenvolupament de nous instruments i mètodes i mitjançant l'aportació de noves dades experimentals i eines per a la comprensió de la relació entre la patofisiologia i la impedància elèctrica. Les principals contribucions d'aquesta tesi es resumeixen a continuació.

En aquesta tesi, es descriu el desenvolupament d'una sonda que formada per quatre elèctrodes de platí ($300\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$) a sobre d'un substrat de silici en forma d'agulla (longitud d'inserció = 9 mm i secció de $600\ \mu\text{m} \times 500\ \mu\text{m}$). Els elèctrodes estan situats a una distància de separació no constant per tal de millorar la relació senyal-soroll i la resolució espacial. Es realitza una deposició electroquímica de platí negre sobre els elèctrodes per tal de reduir la impedància de la interfície i millorar la qualitat de les mesures. En el cas dels teixits vius, la banda freqüencial de mesura va dels 100 Hz fins als 100 kHz.

Un mètode nou per a la mesura d'impedància a cinc elèctrodes es presenta i s'analitza. Amb aquest mètode, es pretén minimitzar l'error a baixes freqüències degut a l'elevada impedància de la interfície elèctrode-electròlit. Malauradament, encara que aquest mètode a cinc elèctrodes funciona, s'han trobat algunes limitacions que el fan quasi impracticable en el cas dels teixits vius.

També es presenta el desenvolupament i l'ús d'un paquet de programari per a simular la impedància elèctrica dels teixits vius en les regions de dispersió α i β . Aquest programari es basa en la generació d'arxius SPICE a partir de l'especificació d'alguns paràmetres numèrics relacionats amb el teixit i el dibuix d'un mapa bi-dimensional que representa un tall de teixit. El resultat més significatiu d'aquest simulador és que és capaç d'obtenir respostes compatibles amb l'equació de Cole a partir d'un model basat únicament en resistències i capacitats.

S'han realitzat diversos estudis experimental fent servir la sonda de silici. En aquesta tesi únicament es presenten els estudis amb ronyons de rata. Els resultats confirmen les principals observacions fetes anteriorment per altres investigadors que han treballat

amb diferents animals, òrgans i protocols. Això vol dir, en termes generals, un increment significatiu de la magnitud de la impedància elèctrica a baixes freqüències (< 10 kHz) durant el desenvolupament del procés isquèmic que s'associa a l'inflament cel·lular o al tancament de les unions inter-cel·lulars (gap junctions). Malgrat això, aquí també s'observa que un paràmetre derivat de la caracterització espectroscòpica de la impedància segons el model Cole, el paràmetre α , normalment ignorat per molts autors, és capaç de detectar alguns fets que no són detectats per la resta de paràmetres derivats de l'estudi de la impedància. Concretament es mostra que el valor de α podria estar relacionat amb la morfologia de l'espai extracel·lular i es demostra experimentalment que α pot ser modificat per una alteració induïda del citosquelet cel·lular.

Addicionalment, aquesta tesi inclou un annex que tracta de facilitar la comprensió de la monitorització de la bioimpedància elèctrica a aquells amb formació en ciències de la vida.

També s'inclou un altre annex en el que es descriuen els diferents sistemes desenvolupats per a la mesura de la impedància elèctrica segons el mètode dels quatre elèctrodes.

Agraïments

En primer lloc vull agrair a la ciutadania europea el fet que mitjançant els seus impostos es subvencionin projectes d'investigació com els que m'han permès portar a terme aquesta tesi. Dit això, cal assenyalar el que és obvi, i és que els recursos econòmics són una part necessària però no suficient. L'altra part fonamental són les persones que ideen, promouen i organitzen els projectes, és a dir, els caps de grup. No només haig d'agrair la tasca d'en Jordi Aguiló i la Rosa Villa en aquest sentit, sinó que també els haig de donar les gràcies per acollir-me en el seu grup, per proporcionar-me coneixements de tot tipus, per donar-me una llibertat quasi absoluta, per suportar els meus canvis d'estat d'ànim i per estar sempre disposats a promoure qualsevol iniciativa.

D'igual manera vull agrair a tots els altres membres del Grup d'Aplicaciones Biomèdiques la seva col·laboració i companyonia, especialment, a aquells més involucrats en els projectes MicroCard i MicroTrans: la Núria Noguera i el Rodrigo Gómez. Mereix també un agraïment especial L'Ivan Erill per, d'entre d'altres coses, ajudar-me a redactar alguns punts de la tesi. Però no voldria deixar sense menció a tots els altres companys del grup que d'alguna forma, encara que sigui quasi inconscientment, han ajudat a la realització dels projectes: la Mar Folgueral, el Lluís Sánchez, el Toni Guimerà, l'Albert Corredera, el Paco Serra, l'Aliette Mouroux, la Teresa Oses i el Jordi Sacristán. Tampoc em voldria descuidar dels que fa temps que van deixar el grup: el Toni Homs, l'Enric Calderón, el David Marín i l'Isaac Martínez.

Mereixen un agraïment més que sincer la Georgina Hotter, l'Anna Sola i el Luis Palacios per haver-nos donat l'oportunitat de col·laborar amb el seu grup, per a mi han estat una font molt important de motivació. I, per suposat, vull agrair molt especialment a la Meritxell Genescà la seva dedicació i amistat. Sense la feina que hem fet junts aquest dos últims anys aquesta tesi no tindria gaire sentit.

El treball associat a aquesta tesi ha implicat a moltes altres persones a les que, sens dubte, dec el meu agraïment. Vull recordar especialment al José Millán i al Philippe Godignon pel desenvolupament tecnològic de l'agulla i per la seva predisposició a ajudar-nos i a motivar-nos en tot moment. En el mateix sentit, haig d'agrair al Abdelhamid Errachid i al Joan Bausells la seva col·laboració.

També dec el meu agraïment al Jordi Mádrenas. Tot i que la temàtica de la tesi està molt allunyada de la seva àrea de interès, el seu suport acadèmic i burocràtic ha estat fonamental.

A més, vull donar les gràcies a totes les persones de l'Hospital Clínic amb les que hem col·laborat, particularment, a aquells amb els que he treballat més estretament : els membres de l'equip de trasplantament cardíac (José Luis Pomar, Ibraim Khabiri, Manel Castellà, Javier Román), els membres de l'equip de trasplantament hepàtic (Juan Carlos Garcia Valdecasas, Marc Net, Ernest Bonbui) i els membres de l'equip de trasplantament renal (Ricardo Alvarez, Diogo Mendes, Miguel A. Castro) així com al

personal de l'estabulari de la Facultat de Medicina de Barcelona (Amèrica Jiménez, Josep Marimón, Nuria).

A tots els companys 'europeus' integrats en els grups participants en els projectes MicroCard i MicroTrans també els hi vull expressar el meu agraïment, especialment al Ruben Coronel i al Joris de Groot, del AMCA (Amsterdam), al Francesco Valvo, la Lucia Beccai i l'Antonella Benvenuto del SSSA (Pisa) i al Joaquim Torres de Carburos Metàlics. Tampoc puc deixar d'agrair la col·laboració del Javier Saiz de la Universitat Politècnica de València.

Tot i que segurament seré injust oblidant-me d'algú, vull intentar recordar a tota la gent del CNM amb la que he discutit aspectes tècnics i científics o que m'han donat molts bons consells durant aquests anys: l'Andrey Bratov, el Carlos Dominguez, el Toni Baldi, la Carme de Haro, el Jaume Esteve, la Natasha Abramova, l'Enric Cabruja, l'Anna Collado, la Raquel Pérez, el Xavier Jordà, l'Alfredo Cardaso, i el Ricardo Martínez. Igualment, m'agradaria recordar a tota la gent del CNM que fa que la cosa rutlli, especialment, voldria donar les gràcies a l'Antonia Aguiló, la Montse Calderón, la Maria Planas, l'Elisenda Benet, l'Angels Benet, la Neus Figueras, la Quima López, el José Rus, la Teresa González, la Nieves González, el Ramón Pallàs, el Josep Lorente, el Xavi Capell i el Humberto Mata.

Tot i que en el CNM m'he trobat relativament sol en el temes relacionats amb la bioimpedància, no seria just si no reconegués l'excel·lent feina desenvolupada durant molts anys pels professors i els estudiants de doctorat del departament d'electrònica de la Universitat Politècnica de Catalunya, sense les seves aportacions tot hagués estat molt més difícil. A més, vull agrair especialment al Xavier Rosell, al Ramón Bragós i al Ramón Pallàs-Areny els ensenyaments impartits durant els cursos de doctorat.

També vull donar les gràcies a tots els amics del 'Contubernio' perquè segur que de totes les nostres converses n'hauré tret alguna cosa que haurà contribuït als projectes o m'haurà motivat per continuar amb la feina.

Finalment, vull donar les gràcies a la meva família per haver-me recolzat en tot moment i no haver-me intentat mai convèncer de triar una carrera professional de 'més profit' en lloc de fer el que més m'agrada.

Contents

Abstract.....	v
Resum	vii
Agraiments.....	ix
Contents.....	xiii
Foreword	xvii
Abbreviations and symbols	xix
1. Introduction	1
1.1. Ischemia.....	2
1.2. Thesis framework and scope	5
1.2.1. MicroCard project	5
1.2.2. MicroTrans project	7
1.3. Precedent studies on tissue bioimpedance monitoring	9
1.4. Alternative methods for ischemia monitoring.....	12
2. Planar bioimpedance probes	23
2.1. Previous bioimpedance probes	24
2.2. Silicon probe for electrical bioimpedance measurements	27
2.2.1. Geometrical design of the electrode array	31
2.2.2. Electrode-tissue interface impedance	38
2.2.3. Electrode platinization.....	40
2.2.4. Electrode-tissue interface impedance variability.....	43
2.2.5. Leakages through the silicon substrate	45
2.3. Probes on flexible substrates.....	47
2.3.1. NIBEC probes	47
2.3.2. IBMT probes.....	48
3. Measurement methods	55
3.1. Two-electrode method.....	56
3.2. Four-electrode method	57
3.3. Three-electrode method	60
3.4. Injected current intensity for bioimpedance measurements.....	61
3.5. Five electrode method	63
4. Computer modeling of bioimpedance	75
4.1. Simulator implementation	78
4.2. Results.....	79
4.2.1. Cell suspension conductivity.....	80
4.2.2. Gap junctions	81
4.2.3. Cell with organelles	81
4.2.4. Tissue ischemia	83
4.2.5. Cole bioimpedance model	84
4.2.6. Solid electrode-electrolyte interface impedance	85

5.	Experimental studies on rat kidneys	91
5.1.	Multiparametric monitoring of ischemia-reperfusion in rat kidney.....	92
5.1.1.	Introduction and background.....	93
5.1.2.	Materials and methods	94
5.1.3.	Results	96
5.1.4.	Discussion.....	99
5.1.5.	Conclusions	102
5.2.	Electrical bioimpedance measurement during hypothermic rat kidney preservation for assessing ischemic injury.	103
5.2.1.	Introduction.....	103
5.2.2.	Materials and methods	104
5.2.3.	Results	107
5.2.4.	Discussion.....	109
5.2.5.	Conclusions	111
5.3.	Bioimpedance dispersion width as a parameter to monitor living tissues. Impedance spectroscopy and cytoskeleton disruption.....	112
5.3.1.	Introduction.....	112
5.3.2.	Computer simulations	114
5.3.3.	Experimental study	116
5.3.4.	Discussion.....	117
5.3.5.	Conclusions	120
6.	Conclusions	127
A.	Bioimpedance monitoring for physicians: an overview	131
A.1.	Introduction.....	132
A.1.1.	Cellular Measurements.....	132
A.1.2.	Volume Changes.....	133
A.1.3.	Body composition.....	133
A.1.4.	Tissue classification.....	134
A.1.5.	Tissue Monitoring	134
A.1.6.	Electrical Impedance Tomography	135
A.2.	Circuit theory	135
A.2.1.	Resistive networks.....	136
A.2.2.	Time and frequency response in linear systems	139
A.2.3.	Electrical impedance	143
A.2.4.	Electrical characterization of the materials	148
A.3.	Electrical bioimpedance.....	152
A.3.1.	Origin of the β dispersion.....	153
A.3.2.	Equivalent circuits and models	155
A.4.	Bioimpedance monitoring.....	158
A.4.1.	Computer Simulations.....	160
A.4.2.	Measurement methods and practical constraints	167
A.5.	Recommended literature	171
A.6.	Recommended downloadable documents and web sites.....	171

B.	Equations to obtain the cell constants	179
B.1.	Sheet.....	180
B.2.	Infinite extent medium.....	181
B.3.	Semi-infinite extent medium.....	182
B.4.	Infinite extent medium with a medium transition.....	182
B.5.	Semi-infinite extent medium with a medium transition.....	184
C.	Instrumentation for electrical bioimpedance measurements.....	187
C.1.	General issues concerning the developed instrumentation	188
C.1.1.	The gain/phase analyzer	188
C.1.2.	The signal-conditioning electronics	195
C.2.	Developed systems	203
C.2.1.	Analog multi-frequency and multi-channel bioimpedance meter for low frequencies (< 100 kHz).....	204
C.2.2.	Multi-channel optically isolated front-end.....	207
C.2.3.	Simple front-end for Solartron 1260	209
C.2.4.	Single frequency bioimpedance logger	210
C.2.5.	Digital multi-frequency system.....	212
D.	Impedance probe fabrication and characterization.....	219
D.1.	Probe fabrication	220
D.2.	Electrical features	222

Foreword

It was during my undergraduate courses that I first heard about the use of electrical impedance measurements for medical applications. At the time I already knew of more advanced techniques for the same kind of applications that were being proposed for electrical impedance. In the imaging field, for instance, the expensive nuclear magnetic resonance or the low cost echography offered an incredible level of resolution when compared to the fuzzy images of electrical impedance tomography. Therefore, it was quite shocking to me to discover that there were some research groups still working on the bioimpedance field. I believed that bioimpedance methods might have been useful in the past but they clearly were not nowadays, and much less in the future¹. Thus, I would have never imagined that I would be working on bioimpedance just some years later. In those days, I was really interested on microelectronics [1] and that is what drove me to knock on the Centre Nacional de Microelectrònica (CNM) door.

When I joined the Biomedical Applications Group at the CNM, the MicroCard project was ongoing and it was obvious that the most pursued parameters for tissue monitoring were the extracellular pH and potassium, not to mention lactate and other biomolecules. There were, and there still are, some important and evident reasons for that tendency. For one, physicians are mostly used to deal with ions and molecular concentration levels, not with currents and electrical impedances, and the metabolite changes due to physiological events are indeed well described for some cases such as ischemia. Thus, I had the feeling that electrical bioimpedance was a marginal parameter in the whole biomonitoring setup; the Ugly Duckling. I, and others, thought that bioimpedance measurement had been included in the project mainly because its practical implementation was 'straightforward'. On the other hand, its efficiency had been demonstrated before and, in fact, when I started to work in the project, the team leaded by Dr. Cinca had already obtained promising results with the first prototype of the needle probe developed in the MicroCard project [2].

After some months working on the project, I realized that measuring tissue bioimpedance was not as straightforward as it may seem, and that the use of chemical sensors to quantify the levels of ions or organic molecules in tissues was far from being clinically applicable. Hence, I became aware that it was worthy to put some effort into the goal of making practical the measurement of tissue electrical bioimpedance. At the beginning I was mainly involved in technical issues, such as impedance probe characterization, instrumentation development, impedance probe improvement, experimental assistance... but I gradually became involved in more scientific issues, such as experimental design, results interpretation and dissemination. Then I really started to enjoy the bioimpedance field. The experimental results proved that we were

¹ Afterwards, I have found out that this is a common feeling about bioimpedance. As a proof of that it may be remarked that the average age of the researchers working on this field seems to be astonishingly high compared to other bioengineering fields such as signal processing, medical imaging, bio-sensors, micro-fluidics...

in the right track and that bioimpedance characterization might prove a much more useful technique than previously thought.

In principle, and especially to a newcomer, the challenge of obtaining original results working in the electrical bioimpedance field does not seem an easy task at all. Bioimpedance studies have been carried out for almost a century and several research groups are well versed in the field. Of course, new technologies have increased to some extent the number of applications of electrical impedance measurement in the biological and medical fields² but there are still too many basic questions awaiting for an answer and the pool of experimental studies to perform is really large. In essence: there is a lot of work to be done. And I think that work won't be accomplished unless a strong cooperation between the life sciences people and engineers or physicists is achieved.

Now, from the results of the projects I have been involved in, it seems plausible that the development of a commercial instrument to monitor bioimpedance changes during transplantation may be achieved in the near future. If such a device becomes a clinical reality, it will be worth all the effort I and others have invested. Nevertheless, the simple fact of having introduced some physicians and biologists to the electrical bioimpedance field, and of having set up a fruitful collaboration with them, is probably the most valuable result I shall get from this work and the one I would choose again if given the occasion.

References

1. Madrenas, J., Ivorra, A., Alarcón, E., and Moreno, J. M. Injector Design for Optimized Tunneling in standard CMOS Floating-Gate Analog Memories. 426-429. 9-8-1998. Notre Dame, Indiana, USA. Midwest Symposium on Circuits and Systems. 9-8-1998.
Ref Type: Conference Proceeding
2. Warren, M, "Electrical Impedance of Normal and Ischemic Myocardium. Role on the Genesis of ST Segment changes and Ventricular Arrhythmias." Ph.D. Thesis Universitat Autònoma de Barcelona, 1999.
3. Keese, C. R. and Giaever, I., "A Biosensor that Monitors Cell Morphology with Electrical Fields," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 13, no. 3, pp. 402-408, 1994.

² In this sense it is interesting to note the development of Electric Cell-Substrate Impedance Sensing systems (ECIS). These devices are employed to monitor cell cultures and could become a unique tool for drug screening [3].

Abbreviations and symbols

List of abbreviations and symbols used throughout the thesis report

ρ	Resistivity
σ	Conductivity
\varnothing	Diameter
$\angle X$	Phase angle of the complex number X
μC	Micro-controller
$ X $	Magnitude (modulus) of the complex number X
AC	Alternating Current
ACQ	Acquisition
ADC	Analog to Digital Converter
Ag	Silver
AgCl	Silver Chloride
AMCA	Academisch Medisch Centrum ,University of Amsterdam
ATP	Adenosine Tri-Phosphate
BI	Bioimpedance
BPF	Band Pass Filter
C	Capacitance
Ca ²⁺	Calcium ion
Cl ⁻	Chloride ion
clk	Clock signal
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
CNM	Centre Nacional de Microelectrònica
CO ₂	Carbon dioxide
CPE	Constant Phase Element
CSIC	Consejo Superior de Investigaciones Científicas (Spanish Research Council)
DAC	Digital To Analog Converter
DC	Direct Current
DDS	Direct Digital Synthesis
DNA	Deoxyribose Nucleic Acid
ECG	Electrocardiogram
EU	European Union
HPF	High Pass Filter
Hz	Hertz (cycles/s)
I	Current
I/R	Ischemia-Reperfusion
IBMT	Fraunhofer Institute for Biomedical Engineering
IC	Integrated Circuit
IESD	Inter-Electrode Separation Distance
IIBB	Institut d'Investigacions Biomèdiques de Barcelona - CSIC
Im{X}	Imaginary part of the complex number X

IPE	Ideally Polarizable Electrode
IrO	Iridium Oxide
ISFET	Ion-Selective Field Effect Transistors
j	Complex number $(-1)^{1/2}$
J	Current density
k	Cell constant
K ⁺	Potassium ion
LPF	Low Pass Filter
MicroCard	'Si-Based Multifunctional Microsystem Needle For Myocardial Ischemia Monitoring' project
MicroTrans	'Micro-Probe Multi-Sensor For Graft Viability Monitoring During Organ Preservation' project
MM	Mechanical Machining
Na ⁺	Sodium ion
NaCl	Sodium chloride
NHBD	Non-Heart Beating Donor
O ₂	Oxygen
OA	Operational Amplifier
PCB	Printed Circuit Board
Pt	Platinum
PVC	Poly Vinyl Chloride
R	Resistance
Re{X}	Real part of the complex number X
RIE	Reactive Ion Etching
RMS	Root Mean Square value (=amplitude/ $2^{1/2}$)
ROM	Read Only Memory
SEM	Standard Error of the Mean
Si	Silicon
Si ₃ N ₄	Silicon nitride
SiO ₂	Silicon dioxide
T	Period
TTL	Transistor-transistor logic
UART	Universal Asynchronous Receiver and Transmitter
UPC	Universitat Politècnica de Catalunya
USB	Universal Serial Bus
V	Voltage or voltage units (Volts)
VF	Ventricular fibrillation
X	Reactance
Z	Impedance (complex number)