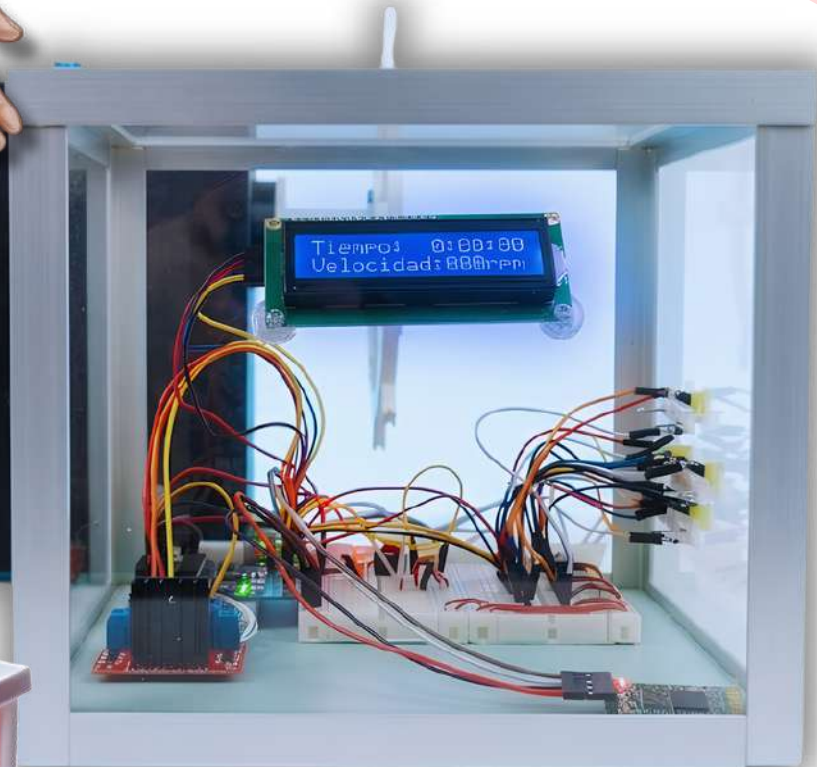
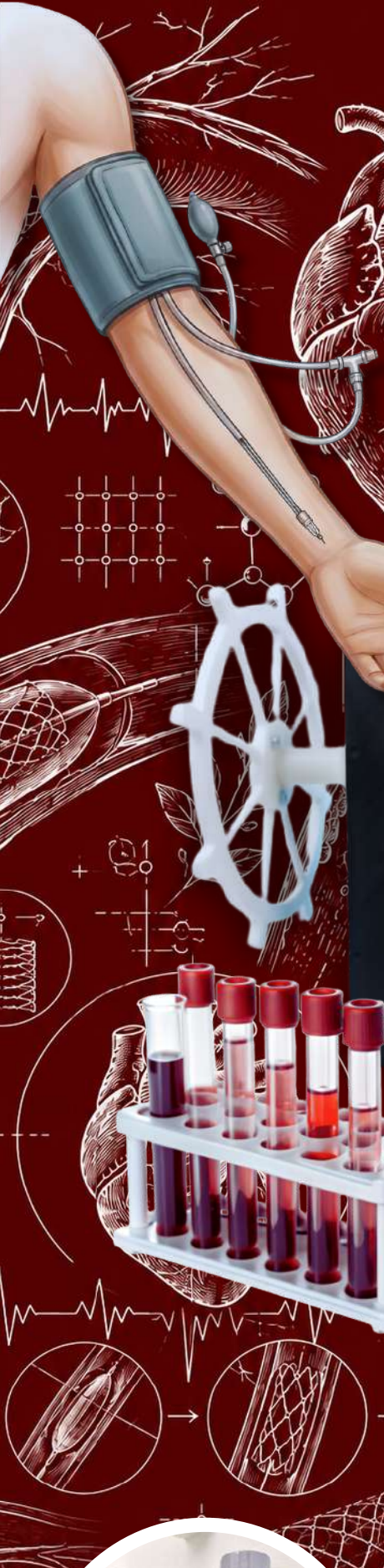




Comparació de l'hemocompatibilitat en stents coronaris



**Estudi experimental de l'hemocompatibilitat dels
biomaterials en Stents coronaris segons la
normativa ISO 10993-4/ASTM F756**



VÍCTOR Cerdán Nogales

CFGS Laboratori d'anàlisi clínic i biomèdic

Curs: 2025 - 2026

Tutor: Alba Fernández i Marta Campoy

ÍNDEX

RESUM / RESUMEN / ABSTRACT	7
----------------------------	---

BLOC I - INTRODUCCIÓ I CONTEXT SOBRE EL TREBALL REALITZAT**INTRODUCCIÓ**

2.1. Antecedents i motivació	14
2.2. Caràcter interdisciplinari	16
2.3. Blocs del treball	17

OBJECTIUS DE LA INVESTIGACIÓ I HIPÒTESIS DEL TREBALL

3.1. Objectius	21
3.2. Hipòtesis	23

BLOC II - CONTINGUT TEÒRIC**ANATOMIA I FUNCIONAMENT DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR**

4.1. El cor: funcions bàsiques i anatomia com a bomba impulsora	29
4.2. Els vasos sanguinis: diferències estructurals i funcionals	30
4.3. La sang i els seus components cel·lulars	31
4.4. El paper de les plaquetes: hemostàsia i coagulació inicial	33

MALALTIES CARDIOVASCULARS I ALTERACIONS DEL FLUX

5.1. Infart agut de miocardi (IAM)	35
5.2. Ictus (accident vascular cerebral, AVC)	36
5.3. Aneurismes	36
5.4. L'obstrucció vascular: causes i conseqüències hemodinàmiques	37
5.5. Impacte hemodinàmic de l'estenosi	38

STENTS CORONARIS EN LA CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA

6.1. Definició i mecanisme d'acció	39
6.2. Evolució tecnològica dels stents coronaris	40
6.3. Complicacions clíniques associades als stents	42

HEMOCOMPATIBILITAT I INTERACCIÓ SANG-BIOMATERIAL

7.1. Definició de la hemocompatibilitat	43
7.2. Hemòlisi i dany eritrocitari	44
7.3. Activació plaquetària i trombogenicitat	45
7.4. Normativa ISO 10993-4 amb el protocol ASTM F756	45

BIOMATERIALS UTILITZATS EN STENTS CORONARIS

8.1. Acer inoxidable 316L	47
8.2. Aliatge de níquel-titani (Nitinol)	48
8.3. Àcid polilàctic (PLA)	49

INTERACCIÓ FLUX-MATERIAL I IMPACTE HEMODINÀMIC

9.1. Tipus de flux sanguini i alteracions hemodinàmiques	51
9.2. Principis biofísics del flux: equació de Bernoulli	52
9.3. Nombre de Reynolds i transició a flux turbulent	53
9.4. Wall Shear Stress (WSS) i resposta biològica	53
9.5. Influència del disseny del stent en el flux	54
9.6. Implicacions en el disseny i la pràctica clínica	54

BLOC III - PART PRÀCTICA / EXPERIMENTAL

ESTRUCTURA GENERAL DE LA PART PRÀCTICA

10.1. Aspectes generals	57
-------------------------	----

FASE 1: DESENVOLUPAMENT DE LA PLATAFORMA TECNOLÒGICA (HEMOANALITZADOR DE FLUX)

11.1. Objectius específics	59
11.2. Procés metodològic	60
11.2.1. Materials utilitzats	60
11.2.2. Metodologia seguida	63
A. Construcció de la unitat de tracció i estabilització mecànica	63
B. Disseny i muntatge de la consola de control i integració del sistema electrònic	66
C. Programació del sistema, lògica de control i desenvolupament del control digital	68
FASE 2: PROCEDIMENT ANALÍTIC I EXPERIMENTAL DE LABORATORI	
12.1. Objectius específics	71
12.2. Procés metodològic	71
12.2.1. Materials utilitzats	72
12.2.2. Metodologia seguida	74
A. Fabricació dels prototips de stent	75
B. Preparació dels tubs de control i de les mostres experimentals	76
C. Simulació de flux dinàmic	77
D. Processament de les mostres	78
E. Determinació del control d'hemòlisi màxima i factor de correcció volumètric	79
F. Quantificació espectrofotomètrica de l'hemòlisi	79
FASE 3: PROCESSAMENT COMPUTACIONAL I ANÀLISI DE DADES	
13.1. Objectius específics	81
13.2. Procés metodològic	82
13.2.1. Materials utilitzats	83
13.2.2. Metodologia seguida	84

A. Introducció de les dades espectrofotomètriques	84
B. Processament computacional i càlcul automatitzat	85
C. Organització i estructuració de les dades	86
D. Validació de les dades de temperatura	86

RESULTATS

14.1. Validació funcional i estabilitat operativa de l'hemoanalitzador	89
A. Estabilitat de rotació i control del flux dinàmic	90
B. Comportament tèrmic del sistema	91
C. Precisió temporal i automatització	92
14.2. Observacions macroscòpiques durant els assajos d'hemocompatibilitat	93
A. Biomaterials amb millor estabilitat hemàtica	94
B. Formació de coàguls en mostres de ferro i coure	94
14.3. Resultats espectrofotomètrics d'absorbància	95
14.4. Processament computacional i càlcul de l'índex d'hemòlisi	97
14.5. Representació gràfica comparativa i interpretació global	99
14.6. Desenvolupament d'un manual tècnic i guia operativa del sistema	100
A. Descripció general del sistema	101
B. Característiques tècniques del producte	102
C. Guia d'utilització de l'hemoanalitzador	102
D. Aplicació mòbil de control	103
E. Documentació del sistema computacional en MATLAB	103

CONCLUSIONS

15.1. Caràcter concloent dels resultats i compliment dels objectius	105
15.2. Limitacions de l'estudi	106
15.3. Línies futures d'investigació i possibles millores	108

15.4. Relació del projecte amb els Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS)	110
15.5. Valoració final i rellevància global del projecte	112
AGRAÏMENTS	115
BIBLIOGRAFIA	117

RESUM / RESUMEN / ABSTRACT**Resum**

A Espanya, cada any es registren al voltant de 200.000 casos de malalties cardiovasculars relacionades amb alteracions del flux sanguini, com l'infart de miocardi l'ictus o els aneurismes. Molts d'aquests casos requereixen la implantació d'un stent per restablir el flux als vasos afectats. En aquest context, la col·locació de stents coronaris s'ha consolidat com un dels tractaments més habituals en cardiologia intervencionista.

Tot i que els stents presenten bons resultats en la pràctica clínica, la selecció dels materials continua sent un repte important. Un dels principals problemes és la seva hemocompatibilitat, ja que el material ha de ser capaç d'interaccionar amb la sang sense provocar efectes adversos com l'hemòlisi, l'activació plaquetària o la formació de coàguls.

L'objectiu d'aquest treball és avaluar i comparar la resposta sanguínia de tres biomaterials d'ús freqüent: l'aliatge de níquel-titani (Nitinol), l'acer inoxidable 316L i el polímer biodegradable àcid polilàctic (PLA).

Per dur a terme aquest estudi, s'han realitzat assajos estàtics i dinàmics per analitzar paràmetres com el percentatge d'hemòlisi, el consum de plaquetes, la formació de coàguls i l'adherència cel·lular. Les mesures s'han obtingut mitjançant espectrofotometria a 540 nm i posterior processament amb una interfície desenvolupada amb MATLAB App Designer, que automatitza els càlculs i genera gràfics en temps real.

Els resultats permeten establir una comparació clara del comportament hemocompatible dels materials en contacte amb la sang i posen de manifest la importància de la seva correcta selecció en el disseny de dispositius mèdics, contribuint al desenvolupament futur de stents més segurs i biocompatibles.

Paraules clau: Hemocompatibilitat, Stents coronaris, Biomaterials, Níquel-titani (Nitinol), Acer Inoxidable 316L, Àcid Polilàctic (PLA), ISO 10993-4, MATLAB, Hemoanàlisi de flux, Arduino.

Resumen

En España, cada año se registran cerca de 200.000 casos de enfermedades cardiovasculares que están ligadas con alteraciones del flujo sanguíneo, como el infarto de miocardio, el ictus o los aneurismas. Muchos de estos casos necesitan la implantación de un stent para restablecer el flujo en los vasos afectados. En este contexto, la colocación de stents coronarios se ha confirmado como uno de los tratamientos en cardiología intervencionista más habituales.

A pesar que los stents tienen buenos resultados en la práctica clínica, elegir los materiales sigue siendo un reto importante. Uno de los problemas más importantes es su hemocompatibilidad, ya que el material debe poder interactuar con la sangre sin provocar efectos adversos como la hemólisis, la activación plaquetaria o la formación de coágulos.

El objetivo de este trabajo es valorar y comparar la respuesta sanguínea de tres biomateriales que se usan mucho: la aleación de níquel-titanio (Nitinol), el acero inoxidable 316L y el polímero biodegradable ácido poliláctico (PLA).

Para hacer este estudio, se han realizado ensayos estáticos y dinámicos para analizar parámetros como el porcentaje de hemólisis, el consumo de plaquetas, la formación de coágulos y la adhesión celular. Las medidas se han obtenido con espectrofotometría a 540 nm y un posterior procesamiento con la interfaz creada con MATLAB App Designer que automatiza los cálculos y genera gráficos en tiempo real.

Los resultados dejan establecer una comparación clara del comportamiento hemocompatible de los materiales en contacto con la sangre y ponen de manifiesto la importancia de su buena selección en el diseño de aparatos médicos, ayudando al desarrollo futuro de stents más seguros y biocompatibles.

Palabras clave: Hemocompatibilidad, Stents coronarios, Biomateriales, Níquel-titanio (Nitinol), Acero Inoxidable 316L, Ácido Poliláctico (PLA), ISO 10993-4, MATLAB, Hemoanálisis de flujo, Arduino.

Abstract

In Spain, nearly 200,000 cases of cardiovascular diseases related to alterations in blood flow, such as myocardial infarction, stroke, or aneurysms, are recorded each year. Many of these cases require the implantation of a stent to restore blood flow in the affected vessels. In this context, the placement of coronary stents has been confirmed as one of the most common treatments in interventional cardiology.

Although stents show good results in clinical practice, the selection of materials remains a major challenge. One of the most important issues is their hemocompatibility, since the material must be able to interact with blood without causing adverse effects such as hemolysis, platelet activation, or clot formation.

The objective of this study is to evaluate and compare the blood response of three widely used biomaterials: nickel-titanium alloy (Nitinol), 316L stainless steel, and the biodegradable polymer polylactic acid (PLA).

To carry out this study, static and dynamic assays were performed to analyze parameters such as the percentage of hemolysis, platelet consumption, clot formation, and cell adhesion. Measurements were obtained by spectrophotometry at 540 nm and subsequent processing with an interface created using MATLAB App Designer, which automates calculations and generates real-time graphs.

The results establish a clear comparison of the hemocompatible behavior of the materials in contact with blood, and highlight the importance of their proper selection in the design of medical devices, contributing to the future development of safer and more biocompatible stents.

Keywords: Hemocompatibility, Coronary stents, Biomaterials, Nickel-titanium (Nitinol), 316L Stainless Steel, Polylactic Acid (PLA), ISO 10993-4, MATLAB, Flow hemoanalysis, Arduino.

BLOC I

INTRODUCCIÓ I CONTEXT SOBRE EL TREBALL REALITZAT

- Introducció
- Objectius de la investigació i hipòtesis del treball

INTRODUCCIÓ

Què passa quan la sang entra en contacte directe amb un material que no forma part del nostre organisme ⁽¹⁾? Fins a quin punt l'ús dels materials pot canviar l'equilibri de la sang i provocar efectes adversos com l'hemòlisi, l'activació de les plaquetes o la formació de trombes? En un context clínic, és possible dissenyar stents compatibles amb la sang humana i capaçs de reduir les complicacions associades a la seva implantació?

Les malalties cardiovasculars són una de les principals causes de morbiditat i mortalitat a Espanya (**fig. 1**). Cada any, milers de persones necessiten la implantació d'un stent per restablir el flux sanguini en vasos coronaris obstruïts ⁽²⁾. Aquests dispositius han demostrat ser útils per millorar la perfusió vascular. No obstant això, la interacció entre la sang i els biomaterials utilitzats en la seva fabricació continua sent un gran repte en la cardiologia intervencionista ^(1, 2, 3).

En aquest context, l'hemocompatibilitat dels stents esdevé un element important per assegurar l'èxit del tractament i reduir el risc de complicacions posteriors ⁽²⁾. Això inclou la inflamació, el dany cel·lular o la trombosi (**fig. 2**). La selecció d'un material, ja sigui un polímer biodegradable com el PLA o un aliatge metàl·lic com el Nitinol o l'Acer Inoxidable 316L, pot influir de manera significativa en la resposta sanguínia, i en conseqüència, en el pronòstic clínic del pacient ⁽¹⁾.

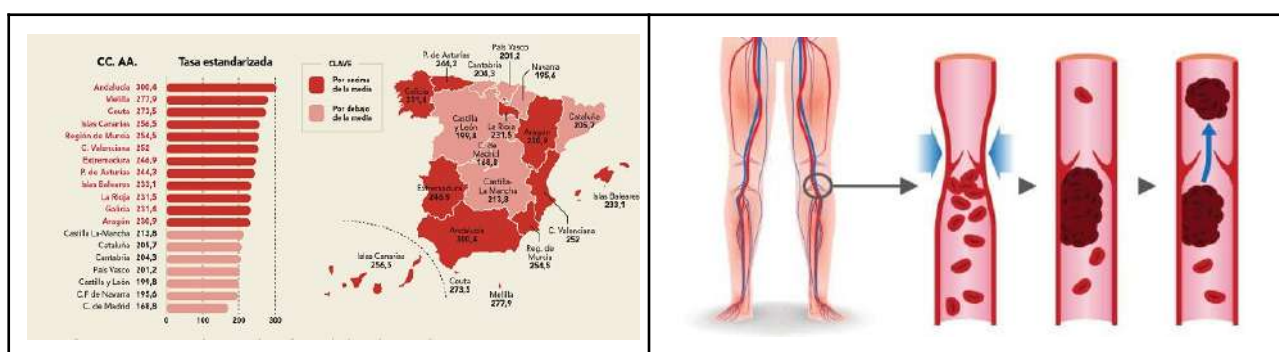


Fig. 1: Estadística mortalitat cardiovascular a Espanya. Font: <https://sl1nk.com/lpwpxp>

Fig. 2: Formació dels trombes. Font: <https://sl1nk.com/p3yafm6>

¹ Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine. 4th ed. Academic Press; 2020. p. 1100-15.

² International Organization for Standardization. ISO 10993-1:2018. Biological evaluation of medical devices — Part 1: Evaluation and testing within a risk management process [Internet]. 5th ed. Geneva: ISO; 2018. Disponible a: <https://www.iso.org/standard/63448.html>

³ Stefanini GG, Holmes DR. Drug-eluting coronary stents: from the first generation to the futuristic bioresorbable scaffolds. Eur Heart J. 2013;34(13):992-1007.

Per avaluar aquesta interacció de forma experimental, en aquest projecte s'ha construït un sistema d'hemoanàlisi de flux, consistent en un simulador biomecànic del flux arterial. Aquest dispositiu, impulsat per un motor DC d'alta potència i controlat mitjançant una placa Arduino i un mòdul L298N, permet fer circular la sang en contacte directe amb els stents a velocitats fisiològiques controlades (**fig. 3**). Posteriorment, les mostres s'analitzen mitjançant espectrofotometria i els resultats es processen amb MATLAB ⁽⁴⁾.

Amb aquest mètode, el treball aconsegueix connectar la pràctica del laboratori clínic amb la ciència dels biomaterials, oferint una anàlisi aplicada sobre el comportament hemocompatible dels materials i aportant una visió sobre el desenvolupament futur de stents coronaris més segurs i eficients (**fig. 4**).

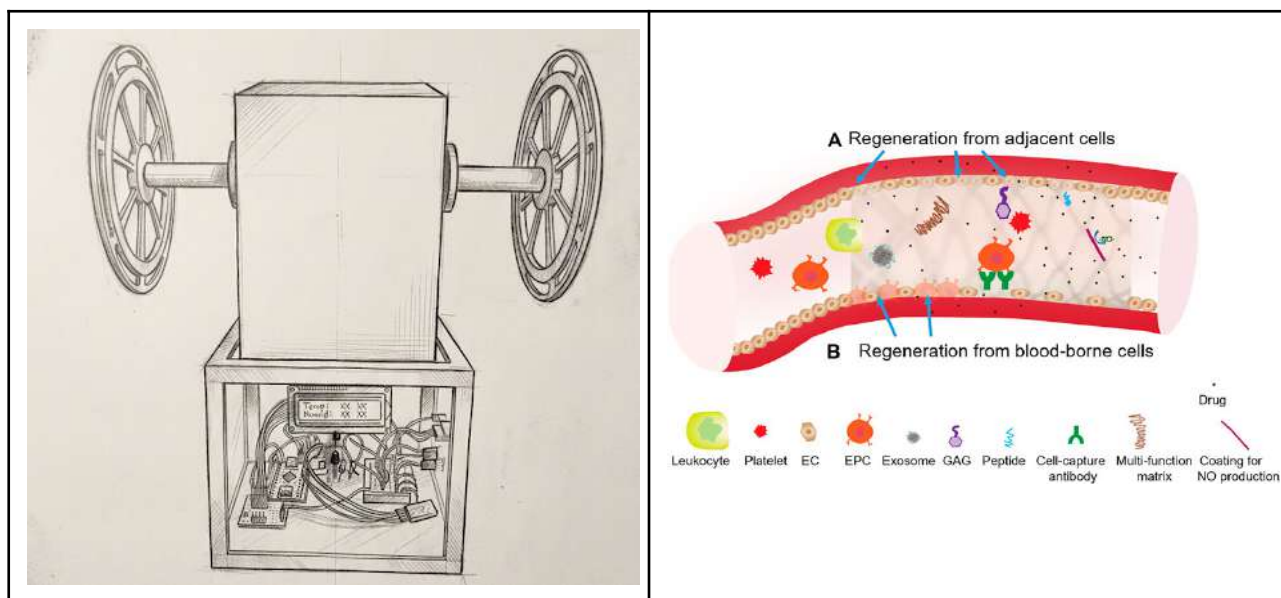


Fig. 3: Esbós de la màquina muntada.
Font: Pròpia

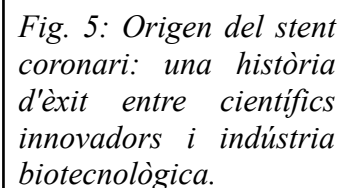
Fig. 4: Adhesió cel·lular de les diferents cèl·lules sanguínies sobre la superfície del STENT.
Font: <https://sl1nk.com/2w34o42>

2.1. Antecedents i motivació

L'origen d'aquest treball neix d'una experiència personal que va influir profundament en el meu interès per la cardiologia. Presenciar de prop l'infart del meu oncle Francisco em va permetre prendre consciència de la gravetat de les patologies cardiovasculars i del paper fonamental dels tractaments mèdics per restablir el flux sanguini al cor. En el seu cas, la implantació d'un stent coronari va ser determinant per salvar-li la vida.

⁴ Malinauskas RA. Plasma hemoglobin measurement techniques for the in vitro evaluation of blood damage caused by medical devices. Artif Organs [Internet]. 1997;21(12):1255-67. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1525-1594.1997.tb00486.x>

Aquesta inquietud s'ha reforçat gràcies als coneixements adquirits durant el cicle formatiu de Laboratori Clínic i Biomèdic, que m'han proporcionat una base sòlida per abordar aquestes qüestions des d'un punt de vista científic experimental ⁽⁵⁾. Des d'una perspectiva històrica, els stents han evolucionat des dels primers models metàl·lics nus (Bare Metal Stents) fins als stents alliberadors de fàrmacs i, més recentment, a les bastides bioabsorbibles ⁽⁶⁾ (**fig. 5**). Tot i aquests avenços, complicacions com la trombosi tardana o la reestenosi continuen representant desafiaments clínics rellevants ⁽⁷⁾.



https://recintervcardiol.org/images/cardiology/RECIC_24_013_F9.jpg

2.2. Caràcter interdisciplinari

Aquest projecte té un clar caràcter interdisciplinari, ja que uneix coneixements de diferents àrees de les ciències biomèdiques per analitzar d'una forma completa l'hemocompatibilitat dels stents coronaris.

- **Biologia cel·lular i molecular:** Aquesta àrea permet comprendre els processos que es desenvolupen en l'àmbit cel·lular quan les cèl·lules sanguínies entren en contacte amb superfícies artificials. S'examinen fenòmens com l'adhesió de les cèl·lules i els canvis en la morfologia de les plaquetes. A més, permet estudiar possibles alteracions en les membranes cel·lulars. Aquests factors són molt importants per determinar la resposta biològica davant dels materials.
- **Hematologia:** En aquest camp s'analitza com la sang reacciona al contacte amb diferents materials utilitzats en els stents. Es tenen en compte paràmetres com el percentatge d'hemòlisi, el consum de plaquetes i la formació de coàguls, mitjançant tècniques del laboratori clínic que permeten avaluar tant el dany cel·lular com l'activació dels mecanismes de coagulació.
- **Immunologia:** L'estudi del sistema immunitari permet comprendre la resposta de l'organisme davant la presència de materials no biològics. El contacte amb els stents pot desencadenar processos inflamatoris i reaccions immunes que afecten directament la biocompatibilitat dels materials i l'èxit dels implants.
- **Bioenginyeria i biomedicina:** Aquesta àrea analitza el disseny i la funció dels stents com a dispositius mèdics implantables. Permet relacionar les propietats físiques i mecàniques dels materials amb la seva resposta biològica, així com avaluar la seva aplicació clínica.
- **Biomaterials:** L'estudi dels biomaterials és una part important del projecte. Es comparen materials amb característiques diverses, com l'aliatge de níquel-titani (Nitinol), l'acer inoxidable 316L i el polímer biodegradable àcid polilàctic (PLA). L'anàlisi de la seva composició, degradació i interacció amb la sang permet avaluar la seva hemocompatibilitat.
- **Senyals i sistemes:** Des de l'enginyeria de sistemes, es fa servir MATLAB per modelar la cascada de coagulació com un sistema dinàmic. Es fan servir equacions

diferencials (EDOs) amb l'objectiu de representar l'evolució temporal de la resposta biològica a partir de les dades experimentals.

- **Fisiologia cardiovascular (fisiopatologia i anatomia):** Finalment, la fisiologia cardiovascular aporta la base necessària per comprendre el funcionament del sistema circulatori. Gràcies a aquesta base, es poden analitzar les alteracions relacionades a les malalties coronàries. L'estudi del flux sanguini, tant en condicions estàtiques com dinàmiques, ajuda a interpretar els resultats obtinguts dins d'un context fisiopatològic real.

Aquest enfocament interdisciplinari assegura una anàlisi completa de la hemocompatibilitat dels stents. A més, integra el coneixement relacionat amb el comportament cel·lular, la resposta del sistema immune, les propietats dels materials i la fisiologia cardiovascular (fig. 6).

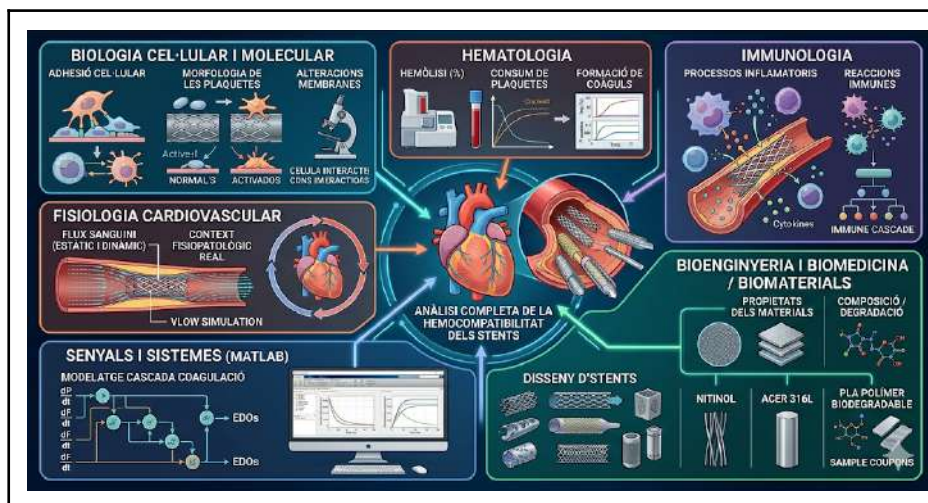


Fig. 6:
Interdisciplinarietat del projecte que relaciona les diferents àrees de coneixement involucrades en el seu desenvolupament.
Font: Generada amb IA (Gemini)

2.3. Blocs de treball

Amb l'objectiu de millorar l'organització i l'estructura del treball de recerca, aquest projecte es divideix en dos blocs principals que inclouen tant la part teòrica com la part experimental de la investigació. A continuació, es descriuen els dos blocs desenvolupats:

- **Part teòrica:** Aquest primer bloc presenta els conceptes bàsics que són necessaris per entendre el desenvolupament posterior de la investigació del projecte.

En aquesta fase s'aprofundeix en temes relacionats amb l'anatomia cardiovascular, la reologia sanguínia i el comportament de la sang com un fluid biològic complex capaç d'interaccionar amb superfícies artificials. A més, s'examina la ciència dels

biomaterials, estudiant les característiques fisicoquímiques i la biocompatibilitat de materials com el Nitinol, l'acer inoxidable, el coure, el ferro i el PLA.

També s'hi desenvolupen conceptes relacionats amb l'hemocompatibilitat, la destrucció eritrocitària i els mecanismes biològics implicats en l'activació de la cascada de coagulació després del contacte entre la sang i diferents biomaterials ⁽⁸⁾.

Tots aquests aspectes teòrics són importants, ja que ajuden a definir les variables biològiques i experimentals que posteriorment s'analitzen durant la part pràctica del projecte.

- **Part pràctica:** Aquest segon bloc constitueix el nucli d'anàlisi i experimentació de la investigació, desenvolupat seguint un enfocament multidisciplinari que integra bioenginyeria, electrònica i anàlisi biomèdica. Per assolir els objectius plantejats, aquesta part pràctica es divideix en tres fases consecutives i interconnectades (**fig. 7**):
 - **Fase 1 - Disseny i desenvolupament de l'hemoanalitzador automatitzat:** La primera fase es va centrar en el disseny i la fabricació d'un hemoanalitzador automàtic capaç de simular condicions de flux sanguini dinàmic a través d'Arduino, impressió 3D i sistemes de control electrònic. També es van validar experimentalment l'estabilitat mecànica, el control temporal i el comportament tèrmic del sistema desenvolupat.
 - **Fase 2 - Assaigs experimentals d'hemocompatibilitat in vitro:** La segona fase va consistir en la realització dels assajos experimentals d'hemocompatibilitat. Per fer-ho, mostres de sang humana van ser exposades als diferents materials estudiats (Nitinol, acer inoxidable, coure, ferro i PLA) sota condicions de flux dinàmic controlat. Posteriorment, les mostres es van centrifugar i analitzar mitjançant espectrofotometria a 540 nm i per quantificar l'hemoglobina lliure alliberada durant els experiments.
 - **Fase 3 - Processament computacional i anàlisi automatitzada de dades:** Finalment, les lectures espectrofotomètriques obtingudes es van introduir dins d'una aplicació desenvolupada amb MATLAB App Designer, que permetia calcular automàticament l'índex d'hemòlisi (IH%) segons la normativa ASTM F756. Durant aquesta fase també es van analitzar les dades registrades pel sensor de

⁸ Udp.cl. Propiedades de los biomateriales [citad el 25 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://bibliotecas.udp.cl/cms/wp-content/uploads/2020/06/guia1.pdf>

temperatura integrat dins del sistema biomecànic per verificar que les condicions experimentals es mantenen estables al voltant dels 37 °C durant tots els assajos realitzats.

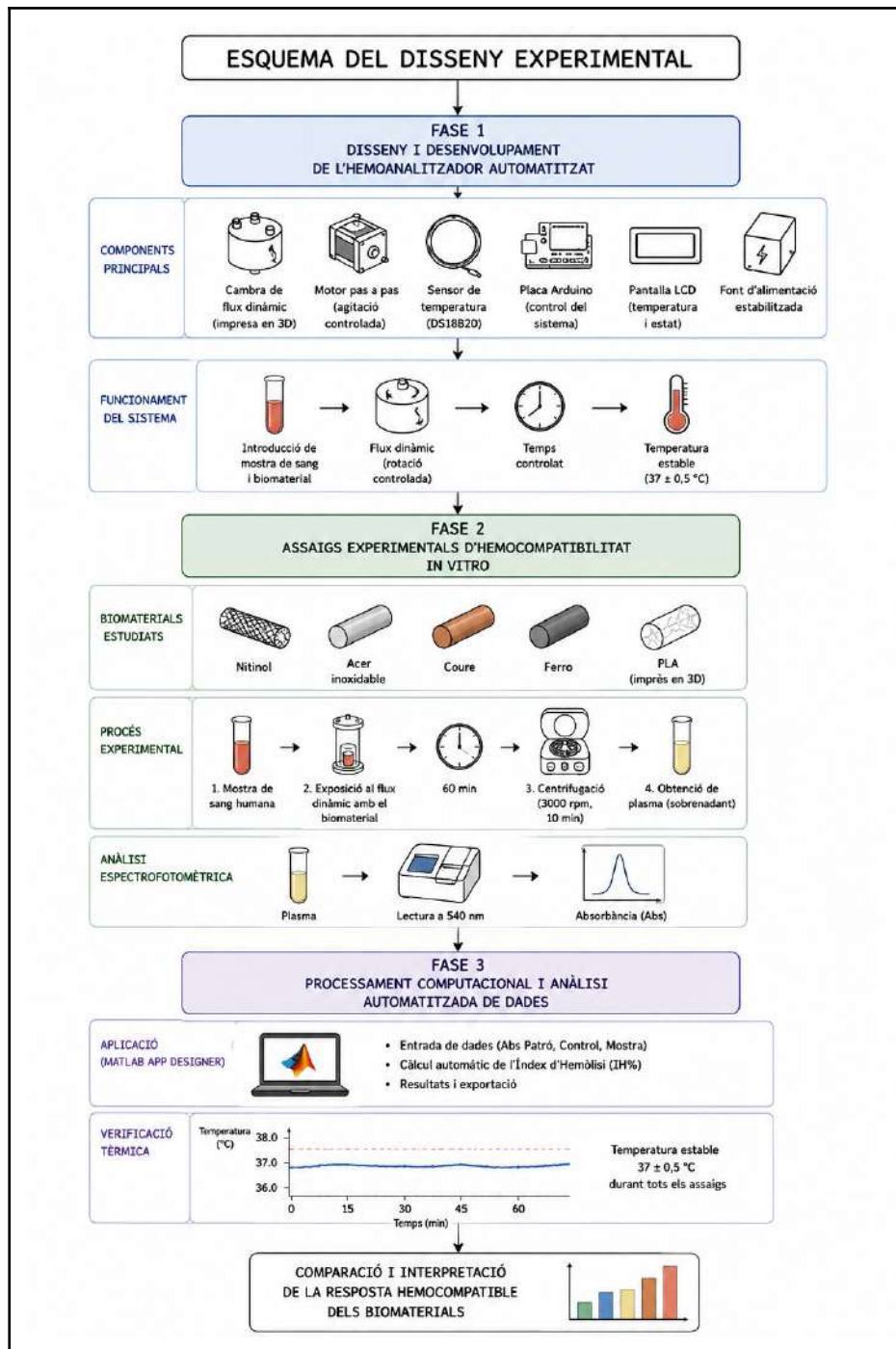


Fig. 7: Esquema general del disseny experimental desenvolupat durant el projecte, incloent les tres fases principals.

Font: Pròpia

OBJECTIUS DE LA INVESTIGACIÓ I HIPÒTESIS DEL TREBALL

3.1. Objectius

L'objectiu principal d'aquesta investigació és estudiar, mitjançant proves experimentals, el comportament hemocompatible de diversos materials utilitzats en la fabricació de stents (**fig. 8**). Concretament, es vol analitzar la interacció directa entre aquests materials i la sang i quina resposta biològica es produeix quan entren en contacte amb el torrent sanguini. Aquesta recerca se centra a determinar fins a quin punt aquests materials poden alterar l'equilibri hematològic i provocar efectes adversos com l'hemòlisi, l'activació plaquetària o la formació de trombes (**fig. 9**). Aquests aspectes són decisius per a la viabilitat clínica d'un implant cardiovascular ⁽⁹⁾.

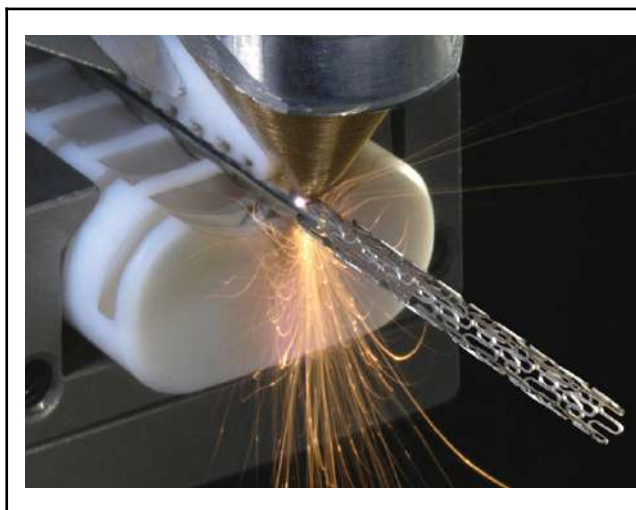


Fig. 8: Procés de fabricació d'un STENT.
Font: https://lasermawave.oss-us-west-1.aliyun.com/images/p_22/d_default/79659286-d112-466a-9ad3-903f204ed07d.png

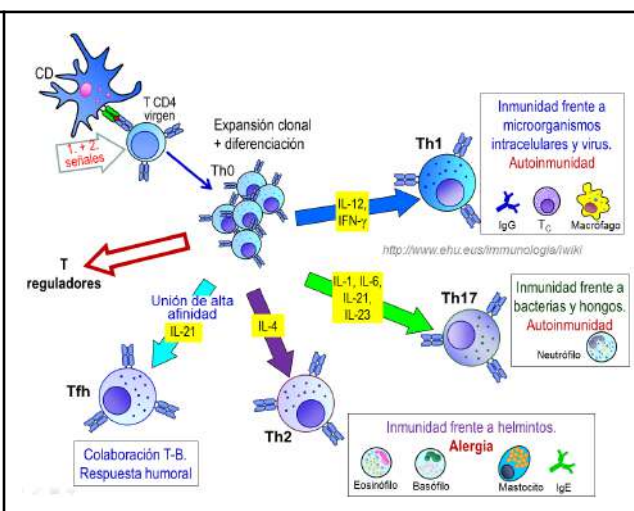


Fig. 9: Reacció del sistema immunitari davant de la detecció d'un material no propi de l'organisme.

Font: <https://sl1nk.com/dozhp6r>

De forma més concreta, el treball busca mesurar i comparar el nivell d'hemòlisi produït pels diferents materials en condicions dinàmiques (**fig. 10**). Es realitzarà un monitoratge temporal després de l'exposició dels diferents materials en entrar en contacte amb la sang fins al seu anàlisi, amb la finalitat d'avaluar l'evolució del dany als eritròcits. Gràcies a aquesta observació, es podrà determinar si el material conserva la integritat de les membranes cel·lulars o si, pel contrari, provoca l'alliberament d'hemoglobina al medi, fet

⁹ Alió Y Sanz J. Actualización en biomateriales y su interacción con los tejidos biológicos. Revista Española de Cardiología. 2020;73(2):145–52.

que indicaria una possible toxicitat de la superfície estudiada (¹⁰, ¹¹). De la mateixa manera, aquests resultats permetran predir les corbes exponencials del nivell d'hemòlisi en funció del temps transcorregut.

Un altre objectiu important és estudiar la variació en el recompte de plaquetes després de l'exposició de la sang als materials. Mitjançant recomptes precisos abans, durant i després del contacte, es pretén determinar si les superfícies analitzades provoquen una adhesió o activació anòmla de les plaquetes (¹²), un fenomen estretament relacionat amb l'augment del risc de formació de coàguls i amb la seguretat del pacient portador del dispositiu (fig. 11).

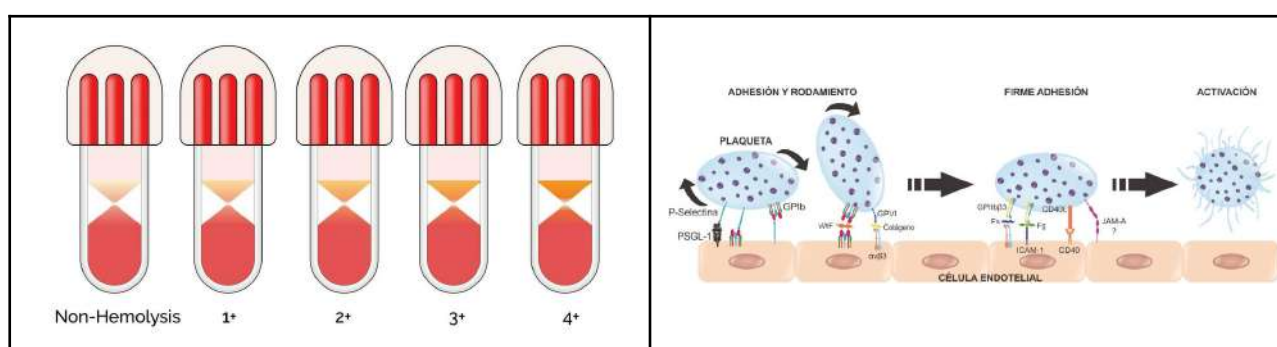


Fig. 10: Determinació de les diferents intensitat del sèrum segons el nivell d'hemòlisi.

Font: <https://sl1nk.com/nmb1y9m>

Fig. 11: L'activació plaquetària com a factor desencadenant de la inflamació.

Font: <https://l1nq.com/juflqgy>

Així mateix, el projecte analitza la formació de coàguls en condicions de flux, utilitzant un sistema experimental que simula el moviment sanguini real pels conductes vasculars. Aquesta part de l'estudi és essencial per aproximar-se a la situació fisiològica de l'organisme, ja que permet quantificar tant la massa del coàgul format com la seva localització sobre la superfície del material (¹³). Cal tenir en compte que el moviment del torrent sanguini influeix de manera decisiva en la resposta hemostàtica davant la presència d'un cos estrany.

D'altra banda, també s'estudia l'adhesió de les plaquetes i la seva morfologia sobre els materials analitzats, ja que aquests paràmetres mostren directament el seu nivell

¹⁰ Pérez-Hernández G. Evaluación in vitro de la hemocompatibilidad de polímeros para aplicaciones biomédicas. 2019.

¹¹ Weber M, Steinle H, Golombek S, Hann L, Schlensak C, Wendel HP, et al. Blood-contacting biomaterials: In vitro evaluation of the hemocompatibility. Front Bioeng Biotechnol [Internet]. 2018;6:99. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2018.00099>

¹² BioSud Uruguay [Internet]. Com.uy. [citad el 26 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://www.biosud.com.uy/Noticias/que-tiene-de-especial-xience-des-de-abbott.html>

¹³ García-García HM. Dinámica de fluidos computacional y su aplicación en la cardiología intervencionista. Rev Esp Cardiol. 2016;69(11):1083–92.

d'activació ⁽¹⁴⁾. Mitjançant l'observació microscòpica, es poden identificar canvis estructurals com la formació de pseudòpodes o l'aplanament cel·lular, signes clars d'una resposta biològica intensa que podria afectar l'eficàcia del tractament.

Finalment, s'analitza la importància que poden arribar a tenir els STENTS bioabsorbibles (**fig. 12**), ja que permeten que el dispositiu es degradi progressivament un cop ha restaurat el vas sanguini obstruït ⁽¹⁵⁾.

Aquest treball té com a objectiu transversal integrar els resultats obtinguts al laboratori amb les seves implicacions en la pràctica clínica real. Per assolir-ho, s'estableix una relació entre disciplines com l'hematologia, la biologia cel·lular, la immunologia i la fisiologia cardiovascular. En última instància, es busca fomentar una visió crítica sobre la selecció de materials en el disseny de dispositius implantables, destacant el paper fonamental del laboratori clínic en el desenvolupament de stents més segurs, biocompatibles i eficients (**fig. 13**).

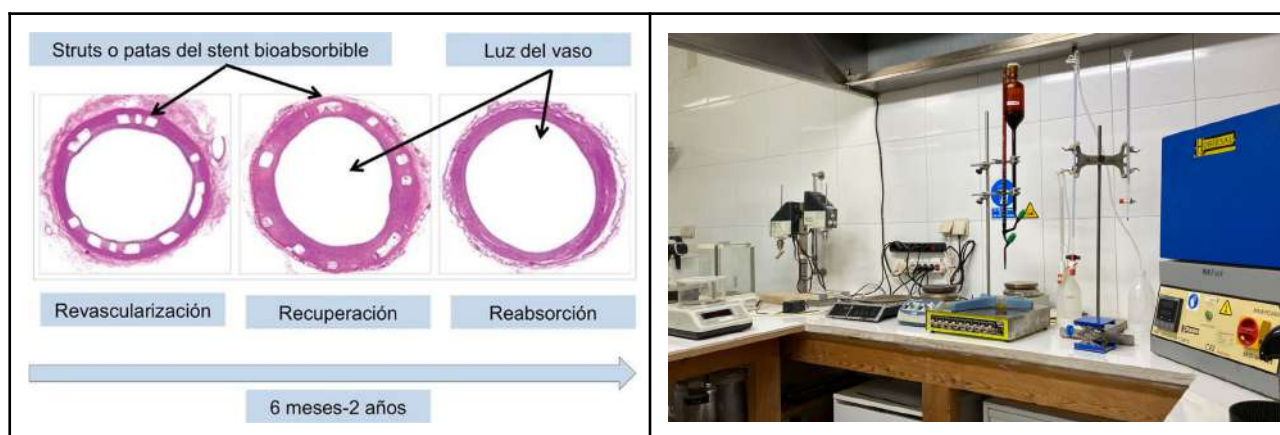


Fig. 12: Funcionament i etapes de degradació d'un STENT bioabsorbible.

Font: https://img.europapress.es/fotoweb/fotonoticia_20140103124735_1200.jpg

Fig. 13: Laboratori per analitzar la qualitat dels materials fabricats.

Font: <https://seasl.es/wp-content/uploads/2021/04/ensayo-materiales-laboratorio03-sea-1030x773.jpg>

3.2. Hipòtesis

En aquest treball es proposa la hipòtesi que, quan la sang de les persones entra en contacte directe amb els biomaterials utilitzats en els stents coronaris, la resposta cel·lular i hematològica es podria veure afectada per les propietats fisicoquímiques i les

¹⁴ López Farré A, Macaya C. Plaqueta: fisiología de la activación y la inhibición. Rev Esp Cardiol Supl [Internet]. 2013;13:2–7. Disponible a: [http://dx.doi.org/10.1016/s1131-3587\(13\)70073-6](http://dx.doi.org/10.1016/s1131-3587(13)70073-6)

¹⁵ Ellis SG, Riaz H. Bioresorbable stents: The future of interventional cardiology? Cleve Clin J Med [Internet]. 2016;83(11 Suppl 2):S18–23. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.3949/ccjm.83.s2.03>

característiques de la superfície de cada material ⁽¹⁶⁾. Aquesta interacció podria generar diferències significatives en el nivell d'hemòlisi, l'activació de les plaquetes i la formació de coàguls (trombes), alterant l'homeòstasi del sistema sanguini.

Segons aquesta hipòtesi, s'espera que els materials amb una millor hemocompatibilitat mostrin un menor percentatge d'hemòlisi al llarg del temps (**fig. 14**). Això ajudaria a mantenir la integritat dels eritròcits i reduiria l'alliberament d'hemoglobina lliure al medi. Per tant, les superfícies amb propietats més favorables podrien generar una resposta sanguínia menys agressiva.

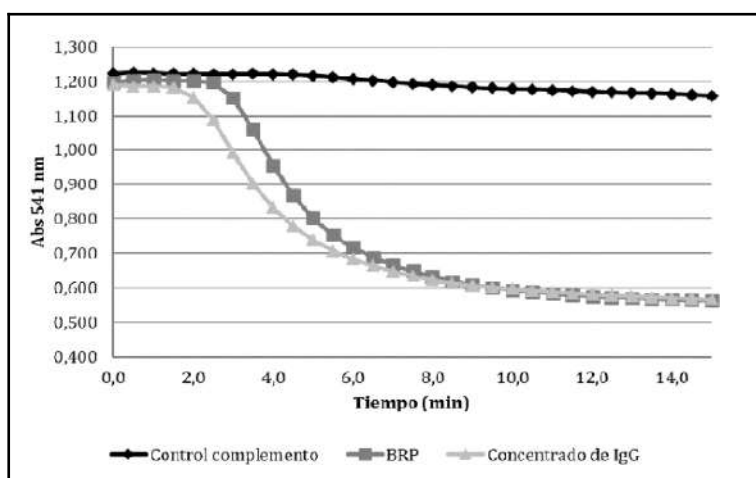


Fig. 14:
Corbes d'hemòlisi en funció del temps, típiques per a control complementari.

Font:

https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Curvas-de-hemolisis-tipica-para-control-complemento-BRP-y-concentrado-de-IgG_fig2_378575838

Igualment, es preveu que alguns materials puguin provocar una activació significativa de les plaquetes, donant lloc a una disminució progressiva del seu recompte, tant en situacions estàtiques com dinàmiques, a causa del seu consum i adhesió a la superfície del material. Aquesta disminució podria estar estretament relacionada amb un augment del risc de formació de coàguls (**fig. 15**).

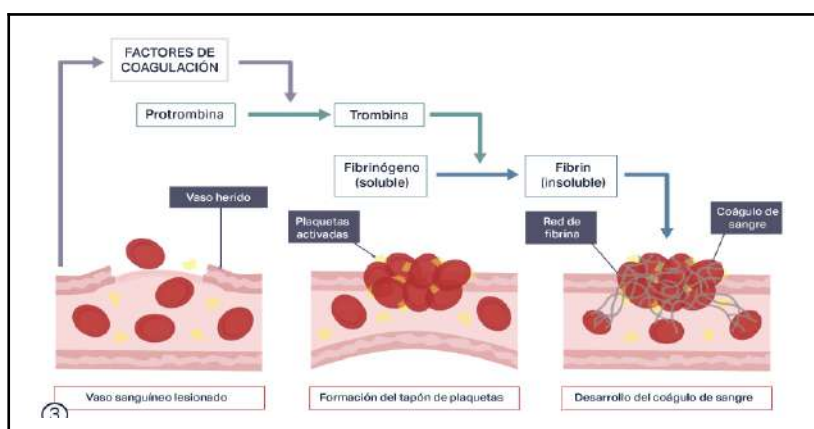


Fig. 15: El procés de coagulació sanguínia.

Font:

<https://osteophoenix.com/public/images/blog/post5/post5-img3.jpg>

¹⁶ Herrero J. Test de compatibilitat amb implants mamariis: Què és i per què deberies hacértelo [Internet]. Clínica estética en Barcelona Herrero Jover Médicos. Herrero Jover Médicos Clínica estética; 2026 [citad el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://herrerojovermedicos.com/test-compatibilidad-implantes-mamarios-que-es-por-que-hacerselo/>

En condicions dinàmiques que imiten el flux sanguini real, s'espera que la formació de coàguls sigui més pronunciada que en condicions estàtiques, ja que el moviment del fluid podria afavorir l'activació de la cascada de coagulació i intensificar la resposta hemostàtica davant la presència del biomaterial ⁽¹⁷⁾ (fig. 16).

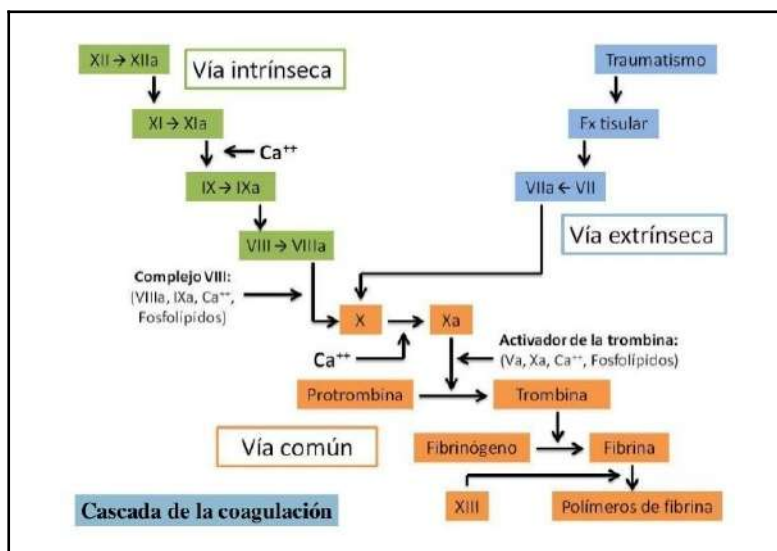


Fig. 16: Fases de l'hemostàsia per a la formació de coàguls.

Font:

https://examtimeassets.s3.amazonaws.com/uploads/media/image/18378002/desktop_20123390-ac40-4da2-9ba6-85375fd91a8c.jpg

A més, es proposa que els canvis en la rugositat de la superfície i en les característiques físiques dels biomaterials podrien alterar de manera significativa l'esforç de tall local (*Wall Shear Stress*) a la superfície del stent, afectant així en la resposta biològica (fig. 17 i 18).

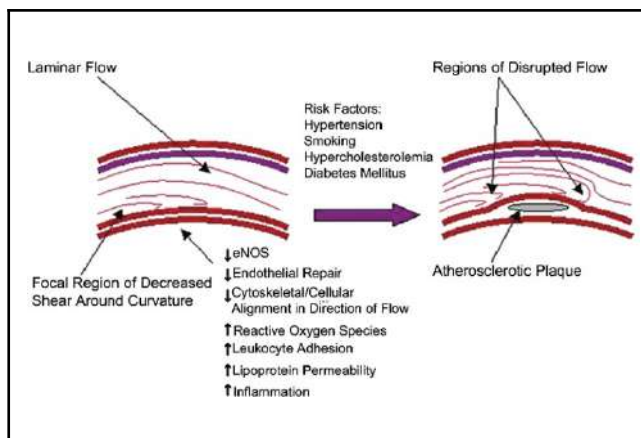


Fig. 17: El paper de la tensió de cisallament en la patogènesi de l'aterosclerosi.

Font: https://media.springernature.com/m685/springer-static/image/art%3A10.1038%2Fflavinvest.3700215/MediaObjects/41374_2005_Article_BF3700215_Fig1_HTML.jpg

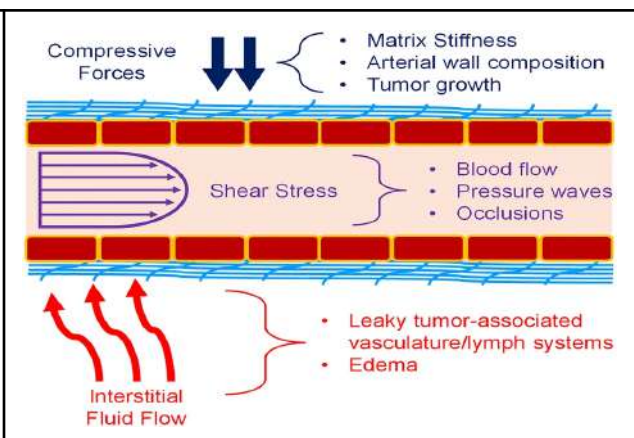


Fig. 18: Forces mecàniques en els vasos sanguinis.

Font: https://www.researchgate.net/figure/Mechanical-forces-in-blood-vessels-Vascular-ECs-red-boxes-experience-a-variety-of_fig1_357777764

¹⁷ Maita L. Homeostasis: definició y como afecta en el cuerpo humano [Internet]. Discapnet. Discapnet - El Portal de las Personas con Discapacidad; 2025 [citado el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://www.discapnet.es/salud/glosario-medico/homeostasis>

Finalment, es considera que una elevada activació de les plaquetes podria reflectir-se en una major adhesió cel·lular i en canvis morfològics característics, com l'aplanament de les plaquetes o la formació de pseudòpodes. En cas d'observar-se diferències clares en la resposta de la sang entre els materials estudiats, aquestes podrien tenir una repercussió clínica rellevant, reforçant la importància d'una adequada selecció de materials en el disseny de dispositius cardiovasculars més segurs i biocompatibles (**fig. 19**).

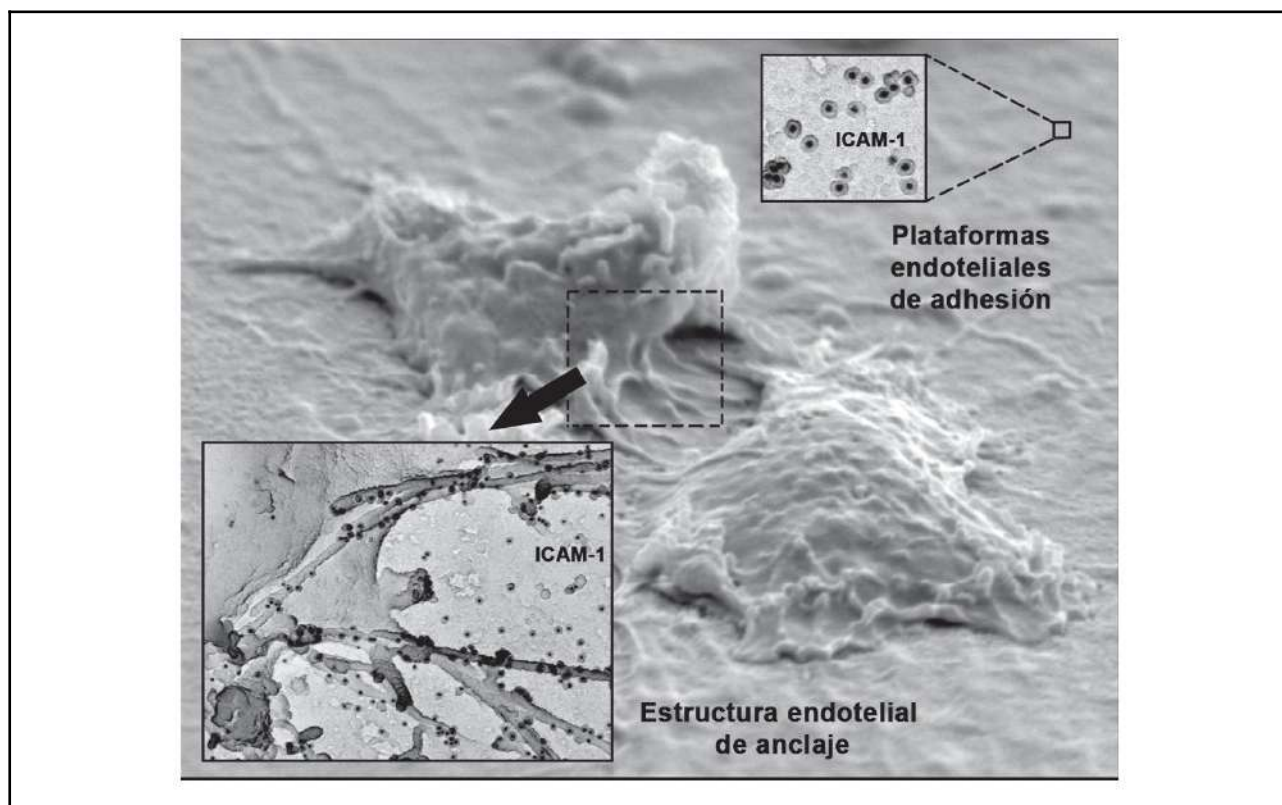


Fig. 19: Bases moleculares de les interaccions leucòcit-endoteli durant la resposta inflamatòria amb un cos estrany.

Font: https://static.elsevier.es/multimedia/03008932/0000006200000005/v0_201307031306/13136000/v0_201307031307/es/main.assets/25v62n05-13136000fig02.jpg?xkr=eyJpdil6lIZOd0t4VzcxdEk4cFdCazZtZnhtc3c9PSIsInZhbnVlIjoibXk0QXJqOGZuSCs2c0dsVCs5NzYycE5qeXdPR2NoSDZtajkvbkFOZG50OD0iLCJtYWMiOiI5MThjZTE5NzcwMTM0ZmE0MWJiMjM5YzJhZDg2NDQ3ODViZWQ4NzBmMTI4OThhNmIzYjllYTVjOTMxMWZlNzViIiwidGFnIjoibn0=

BLOC II

CONTINGUT TEÒRIC

- Anatomia i funcionament del sistema cardiovascular
- Malalties cardiovasculars i alteracions del flux
- Stents coronaris en la cardiologia intervencionista
- Hemocompatibilitat i interacció sang-biomaterial
- Biomaterials utilitzats en stents coronaris
- Interacció flux-material i impacte hemodinàmic

ANATOMIA I FUNCIONAMENT DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

Sense moviment de la sang, els teixits no rebrien el que necessiten per funcionar. Això és possible gràcies al sistema cardiovascular. Entendre com funciona és clau, ja que permet fer arribar oxigen, nutrients, hormones i residus, i també ajuda a comprendre les malalties cardiovasculars i el disseny de dispositius biomèdics com els stents coronaris. ⁽¹⁸⁾.

4.1. El cor: funcions bàsiques i anatomia com a bomba impulsora

El cor és un òrgan muscular buit situat al mig del mediastí, una mica desplaçat cap a l'esquerra. Funciona com una bomba doble que impulsa la sang a través de dos circuits diferents (**fig. 20**):

- **Circulació pulmonar (o menor):** el ventricle dret envia sang desoxigenada cap als pulmons, on té lloc l'intercanvi de gasos.
- **Circulació sistèmica (o major):** el ventricle esquerre bombeja sang oxigenada cap a la resta del cos.

Estructuralment, el cor està dividit en quatre cavitats: dues aurícules (dreta i esquerra), que reben la sang, i dos ventricles (dret i esquerre) que la impulsen. El cicle cardíac té dues fases principals (**fig. 21**):

- **Sístole:** el cor es contrau i expulsa la sang cap als vasos sanguinis.
- **Diàstole:** el cor es relaxa i s'omplen de sang les cavitats.

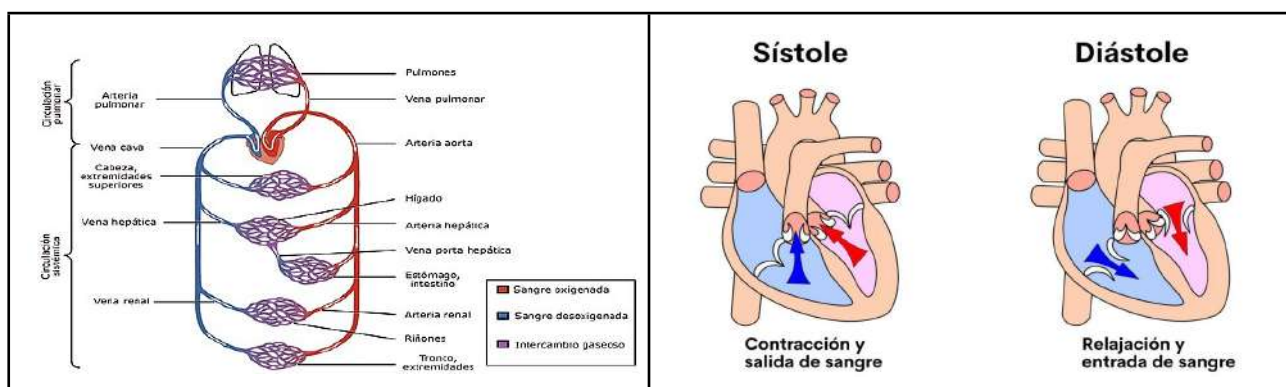


Fig. 20: Recorregut de l'aparell circulatori.

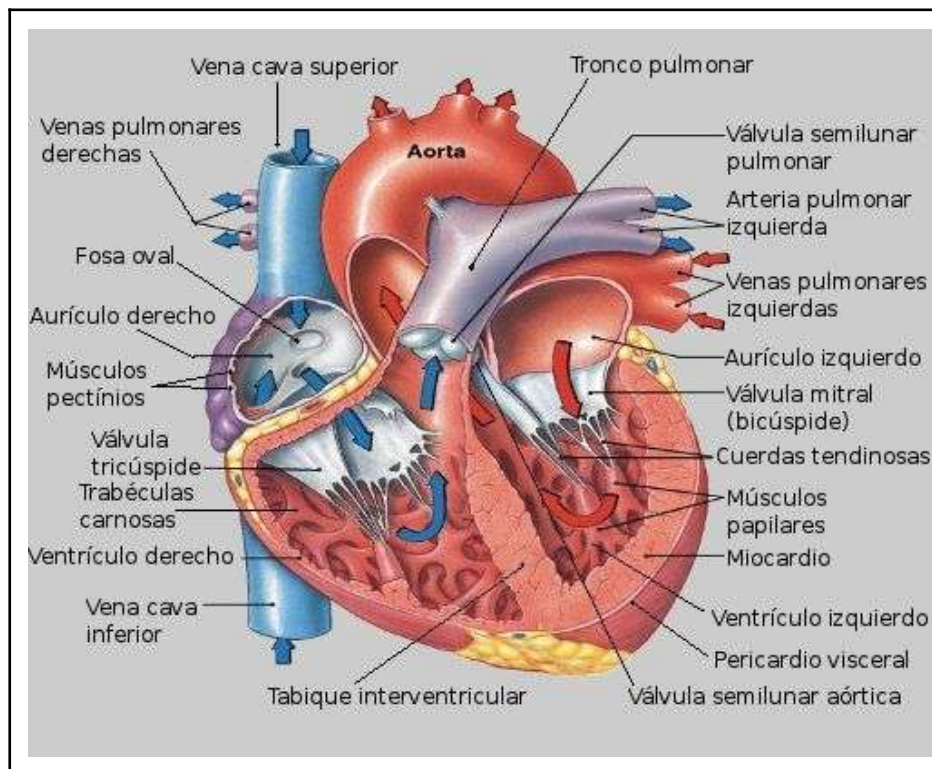
Font: <https://l1nq.com/nhyf4w1/>

Fig. 21: El cicle cardíac.

Font: <https://sl1nk.com/xmbw9pw>

¹⁸ Servicios vasculares y cardíacos [Internet]. Medlineplus.gov. [citat el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007459.htm>

La sang no retrocedeix gràcies a les quatre vàlvules cardíques (mitral, tricúspide, aòrtica i pulmonar). Aquestes asseguren que el flux sanguini circuli sempre en una sola direcció. A més, aquest procés està coordinat per un sistema elèctric que comença al nòdul sinusal i es transmet al nòdul auriculoventricular, el feix de His i les fibres de Purkinje, marcant així el ritme de cada batec del cor (**fig. 22**).



*Fig. 22:
Anatomia i fisiologia del
cor humà.*

Font:
https://images.jifo.co/72476375_1602463592133.jpg

4.2. Els vasos sanguinis: diferències estructurals i funcionals

El sistema vascular es divideix en tres tipus principals de vasos. Tots ells formen una xarxa de conductes que transporten la sang des del cor fins als teixits i la retornen, cadascun amb una estructura i funció pròpia ⁽¹⁹⁾ (**fig. 23**).

- **Artèries:** Transporten sang oxigenada des del cor fins als teixits (excepte les artèries pulmonars). Tenen parets gruixudes i elàstiques, compostes per tres capes: la túnica íntima (endoteli), la túnica mitjana (fibres musculars llises i elastina) i la túnica adventícia (teixit conjuntiu). Aquesta elasticitat permet absorbir altes pulsacions de la sístole i mantenir un flux continu.

¹⁹ Gupta JI, Shea MJ. Biología de los vasos sanguíneos [Internet]. Manual MSD versión para público general. Manuales MSD; 2025 [citado el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.msdmanuals.com/es/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sanguíneos/biología-del-corazón-y-de-los-vasos-sanguíneos/biología-de-los-vasos-sanguíneos>

- **Venes:** Tenen parets més primes i menys elàstiques que les artèries. Moltes presenten vàlvules semilunars que eviten que la sang retrocedeixi. El retorn venós es veu afavorit per la contracció dels músculs esquelètics i la pressió negativa intratoràctica. Així, la sang desoxigenada torna al cor.
- **Capil·lars:** Presenten parets formades únicament per una capa d'endoteli, la qual cosa facilita la difusió d'oxigen, diòxid de carboni, nutrients i residus metabòlics. La velocitat del flux és molt baixa, fet que permet un intercanvi eficient entre la sang i els teixits. Per això constitueixen el principal lloc d'intercanvi.

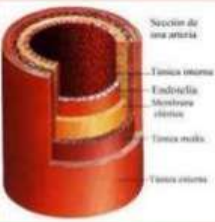
ARTERIA	VENA	CAPILAR
• Vaso que trasporta sangre fuera del corazón a los órganos y tejidos	• Vaso que trasporta sangre desde los órganos y tejidos hacia dentro del corazón y desembocan en aurículas	• Vaso microscópico que trasporta sangre de las arteriolas a las vénulas. Une arterias y venas. • Llegan a todas las células del cuerpo
		
• Vaso grueso y elástico	• Vaso de pared delgada y poco elástica	• Vaso fino de intercambio

Fig. 23:
Diferències entre els tres tipus de vasos sanguinis.

Font:

<https://es-static.z-dn.net/files/d67/87364869faca57788367f4c54386fb32.png>

4.3. La sang i els seus components cel·lulars

La sang és un teixit conjuntiu líquid. Està formada per una fase cel·lular suspesa en una fase líquida anomenada plasma. El plasma conté sobretot aigua, però també conté proteïnes (albúmina, fibrinogen, comprès immunoglobulines); ions, hormones i substàncies de rebuig metabòlic ⁽²⁰⁾ (fig. 24).

Eritròcits (glòbuls vermells) - Transport d'oxigen i hemoglobina:

Si ens fixem en els components de la sang, els eritròcits són els més abundants. Contenen valors que se situen aproximadament entre els 4,5 i els 5,5 milions per microlitre. Tenen forma de disc bicòncav. Aquesta forma augmenta la superfície

²⁰ Sangre. Blood, Heart and Circulation [Internet]. 2012 [citad el 2 de maig de 2026]; Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/blood.html>

d'intercanvi de gasos i facilita el seu pas pels capil·lars més petits. Quan els eritròcits arriben a la seva forma madura, ja no tenen ni nucli ni orgànuls. La seva funció principal és transportar oxigen gràcies a l'hemoglobina.

- **Hemoglobina (Hb):** és una proteïna formada per quatre parts (dues alfa i dues beta). Aquesta proteïna conté grups hemo amb ferro (Fe^{2+}), que és el que s'uneix a l'oxigen de forma reversible. Cada molècula pot transportar fins a quatre molècules d' O_2 . Aquest procés depèn de les condicions del medi: als pulmons, on la pressió d'oxigen és alta, l'hemoglobina capta O_2 . En canvi, als teixits, on la pressió és baixa, l'hemoglobina allibera l'oxigen.
- La corba de dissociació de l'hemoglobina, mostra com aquest procés depèn també del pH, la pCO_2 i la temperatura, i té una forma sigmoidal (efecte Bohr).

Leucòcits (glòbuls blancs) - Immunitat:

La responsabilitat de protegir l'organisme davant amenaces externes i patògens recau principalment en els leucòcits. Aquestes estructures clau del sistema immunitari es presenten en dues grans categories:

- **Granulòcits:** inclouen neutròfils, eosinòfils i basòfils. Els neutròfils fagociten bacteris. Els eosinòfils ajuden en la resposta contra paràsits i en processos al·lèrgics. Els basòfils actuen en el procés d'inflamació i alliberen histamina.
- **Agranulòcits:** Aquest grup està compost per monòcits i limfòcits. Els monòcits són precursors directes dels macròfags en els processos de fagocitosi. A més, aquests macròfags eliminen restes i tenen un paper important en la presentació d'antígens al sistema immunitari. Els limfòcits també estan presents en aquest grup i es separen en limfòcits B (defensa humoral) i limfòcits T (defensa cel·lular).

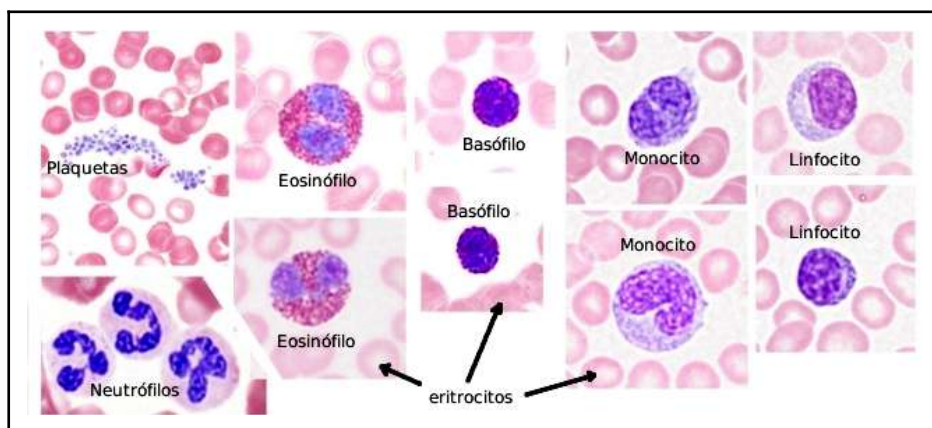


Fig. 24:
Atles d'histologia del teixit sanguini dels animals.

Font:
https://mmegias.webs.uvigo.es/guiada_a_sanguineo.php

Quan s'implanta un dispositiu mèdic, els leucòcits poden reaccionar i tenen un paper important. Aquesta resposta pot causar inflamació, activar macròfags i generar una mena de resposta de cos estrany, que pot acabar afectant la biocompatibilitat del dispositiu.

4.4. El paper de les plaquetes: hemostàsia i coagulació inicial

Les plaquetes (trombòcits) tenen un origen curiós: es fragmenten a partir dels megacariòcits dins la medul·la òssia. Malgrat la seva importància, són anucleades i molt petites, d'uns 2-4 µm de mitjana, i el cos les renova aproximadament cada 10 dies ⁽²¹⁾. Serveixen principalment per aturar el sagnat i iniciar la reparació dels vasos a través de l'hemostàsia ⁽²²⁾.

L'hemostàsia no es produeix de manera immediata, sinó per etapes:

- **Vasoconstricció:** el vas danyat es contrau automàticament per reduir la pèrdua de sang.
- **Adhesió plaquetària:** és en aquest pas quan les plaquetes s'enganxen al col·lagen gràcies a la mediació del factor von Willebrand (vWF) i el receptor GpIb.
- **Activació:** les plaquetes s'activen, canvien de forma (d'un disc llis a una esfera amb pseudòpodes), i alliberen el contingut dels seus grànuls (ADP, tromboxà A₂, serotonina) que atrauen més plaquetes ⁽²³⁾.
- **Agregació:** les plaquetes s'ajunten entre si mitjançant el receptor GpIIb/IIIa i el fibrinogen, formant un tap plaquetari primari (trombe blanc).

Després, la cascada de coagulació (hemostàsia secundària) reforça aquest tap inicial amb una xarxa de fibrina, formant el trombe final. En dispositius com els stents coronaris, la interacció entre les plaquetes i la superfície del material és un dels principals riscos clínics relacionats amb la formació de trombes i pot posar en perill la seguretat del pacient ⁽²⁴⁾.

²¹ Platelets [Internet]. Grifols.com. [citat el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.grifols.com/es/plaquetas>

²² Qué es la hemostasia. Diccionario médico. Clínica U. Navarra [Internet]. <https://www.cun.es>. [citat el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/hemostasia>

²³ Talavera YA, Martín-Hernández I, Portilla C. Activación plaquetaria: aspectos básicos, participación en la enfermedad cerebrovascular y proyecciones terapéuticas. Revista Ecuatoriana De Neurología [Internet]. 2007 [citat el 2 de maig de 2026];16:127–32. Disponible a: <https://revuecuatneurol.com/wp-content/uploads/2015/06/Activacion-Plaquetaria.pdf>

²⁴ De Almeida A. Fases de la hemostasia: primaria, secundaria y fibrinólisis [Internet]. Tua Saúde. 2020 [citat el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.tuasaude.com/es/hemostasia/>

MALALTIES CARDIOVASCULARS I ALTERACIONS DEL FLUX

Les malalties cardiovasculars són la principal causa de mort i discapacitat al món. Hi ha uns 17,9 milions de defuncions cada any; cosa que representa gairebé el 32% de totes les morts globals ⁽²⁵⁾. Aquestes patologies estan fortament associades amb alteracions del flux sanguini i amb vasos bloquejats que afecten el subministrament dels teixits.

5.1. Infart agut de miocardi (IAM)

Succeeix quan una obstrucció total o gairebé total d'una artèria coronària impedeix el pas d'oxigen al miocardi, causant la necrosi (mort cel·lular que no es pot revertir) del teixit afectat ⁽²⁶⁾.

Clínicament es manifesta amb dolor toràcic intens, irradiació al braç esquerre, sudoració, dispnea i, en casos greus, xoc cardiogènic (**fig. 25**).

El tractament seleccionat és la revascularització urgent a través d'angioplastia transluminal percutània (ATP), normalment associada a la implantació d'un stent coronari per restaurar el flux sanguini (**fig. 26**).

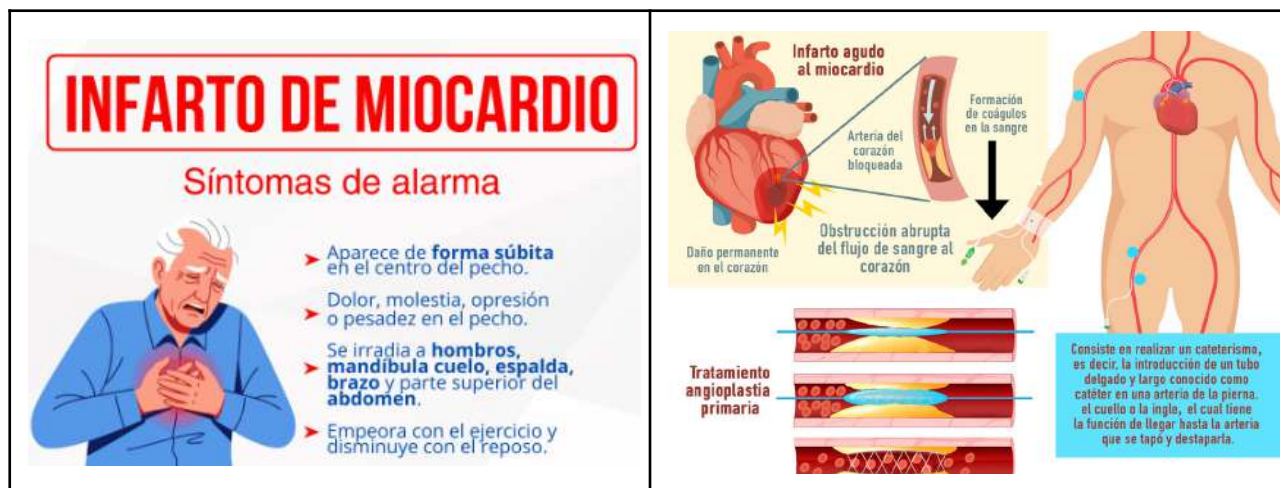


Fig. 25: Síntomes de l'infart.
 Font: <https://acesse.one/bwgrsr4>

Fig. 26: Tractament del IAM.
 Font: <https://sl1nk.com/g5t4r57>

²⁵ Enfermedades cardiovasculares [Internet]. Who [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://l1nq.com/laj2lfc>

²⁶ Gómez JJG. Infarto agudo de Miocardio. Causas, síntomas y tratamiento. Clínica Universidad de Navarra [Internet]. <https://www.cun.es>. Clínica Universidad de Navarra; [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/infarto-miocardio>

5.2. Ictus (accident vascular cerebral, AVC)

L'ictus passa quan el cervell deixa de rebre sang de manera sobtada. Això sol produir-se perquè una artèria es tapa, cosa que provoca l'ictus isquèmic (la majoria dels casos, un 87%) (**fig. 27**). També pot passar perquè es trenqui un vas sanguini, i en aquest cas es parla d'ictus hemorràgic (²⁷).

Quan es talla el flux de sang, poden aparèixer danys neurològics greus i sovint permanents, com paràlisi, problemes per parlar o pèrdua de sensibilitat.

5.3. Aneurismes

Un aneurisma és una ampliació anormal i localitzada de la paret d'un vas sanguini, normalment d'una artèria (²⁸). La seva causa sol ser una debilitat estructural de la paret vascular (relacionada amb aterosclerosi, hipertensió o factors genètics). El principal risc és la ruptura, que pot generar una hemorràgia important i potencialment mortal (**fig. 28**).

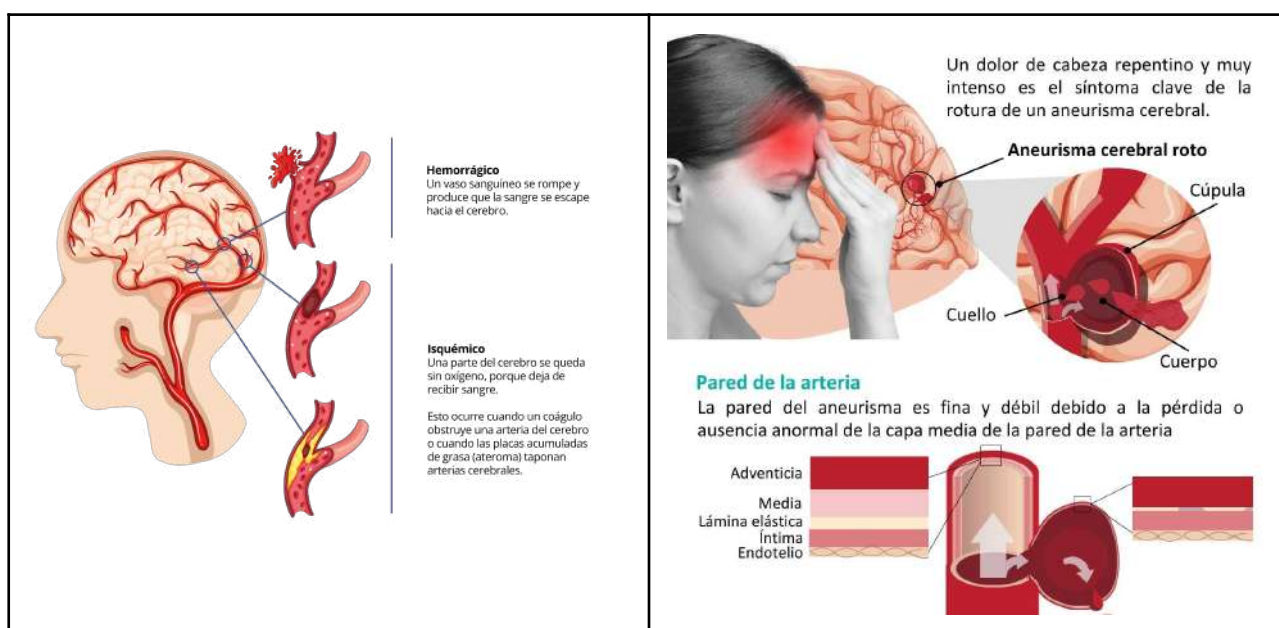


Fig. 27: Classificació dels diferents tipus d'ictus i tractaments/rehabilitació.

Font: https://www.euskadi.eus/contenidos/informacion/osk_osaesk_ictus/es_def/images/osakidetza-ictus-isquemico-hemorragia.png

Fig. 28: Aneurisma cerebral: Què és i com es tracta.

Font: <https://www.quironsalud.com/ruber-internacional/es/comunicacion/patologias/aneurisma-cerebral-diagnostico-del-aneurisma-cerebral-trata>

²⁷ Sieira PI. Ictus-ACV síntomas y tratamiento [Internet]. <https://www.cun.es>. Clínica Universidad de Navarra; [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/ictus>

²⁸ Aneurismas cerebrales [Internet]. GeNI: SOCIEDAD DEL GRUPO ESPAÑOL DE NEURORADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA. 2015 [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://neurointervencionismo.es/aneurismas-cerebrales/>

5.4. L'obstrucció vascular: causes i conseqüències hemodinàmiques

Gairebé sempre que es parla del bloqueig d'una artèria coronària, es fa referència a l'aterosclerosi. Es tracta d'una afecció inflamatòria i de molt llarga durada. A nivell intern, a la paret arterial s'hi concentren progressivament lípids, diferents tipus de cèl·lules (inflamatòries, musculars llises) i teixit fibrós. Aquest conjunt de components acaba formant la placa arterioescleròtica ⁽²⁹⁾.

El procés d'aterogènesi es forma de manera progressiva, seguint aquestes etapes:

- **Disfunció endotelial:** Agents com el tabac, la hipertensió arterial o la hipercolesterolèmia danyen l'endoteli, cosa que facilita l'entrada del LDL-colesterol a la paret de l'artèria (fig. 29).
- **Oxidació del LDL i resposta inflamatòria:** Un cop a dins, el LDL s'oxida i desencadena una resposta inflamatòria. Els monòcits es desplacen cap a la túnica íntima, on es converteixen en macròfags i capten lípids, donant lloc a cèl·lules escumoses.
- **Formació de la placa fibrosa:** L'acumulació progressiva d'aquestes cèl·lules forma inicialment l'estria grassa, que amb el temps evoluciona cap a una placa fibrosa gràcies a la participació de cèl·lules musculars llises i la creació de col·lagen.
- **Estenosi i ruptura de placa:** És la fase més crítica. Com més volum agafa aquesta placa, menys espai queda dins del vas. El principal problema és que la seva coberta pot ser fràgil; si es trenca i el contingut lipídic entra en contacte amb la sang, es pot formar un trombe.

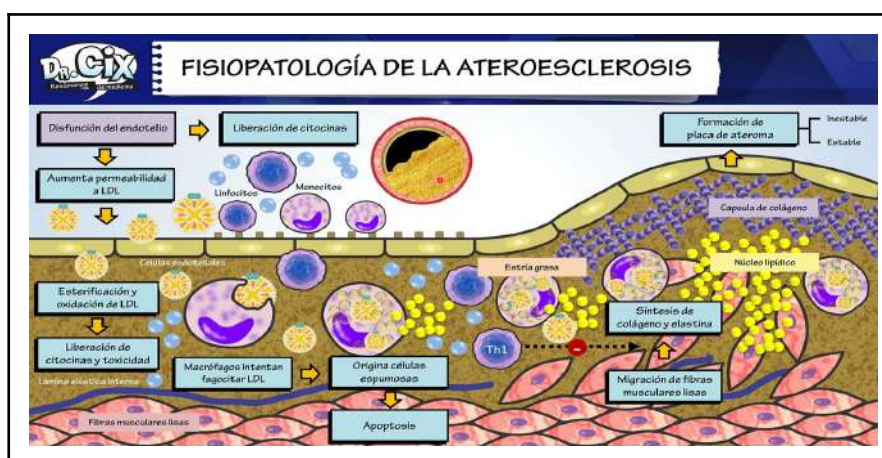


Fig. 29: Arterioesclerosi. Síntomes, tipus, diagnòstic i tractament.

Font:

<https://i.ytimg.com/vi/-Oq99h5Ai-s/maxresdefault.jpg>

²⁹ Bertomeu Ruiz A, Zambón Rados D. La placa aterogénica: fisiopatología y consecuencias clínicas. Med Integr [Internet]. 2002 [citado el 2 de maig de 2026];40(9):394–405. Disponible a: <https://11nq.com/tvmi3g7>

5.5. Impacte hemodinàmic de l'estenosi

Des del punt de vista hemodinàmic, la disminució de la llum arterial altera de manera significativa el flux sanguini. Aquest fenomen es pot explicar a través de la llei de Poiseuille (**fig. 30**).

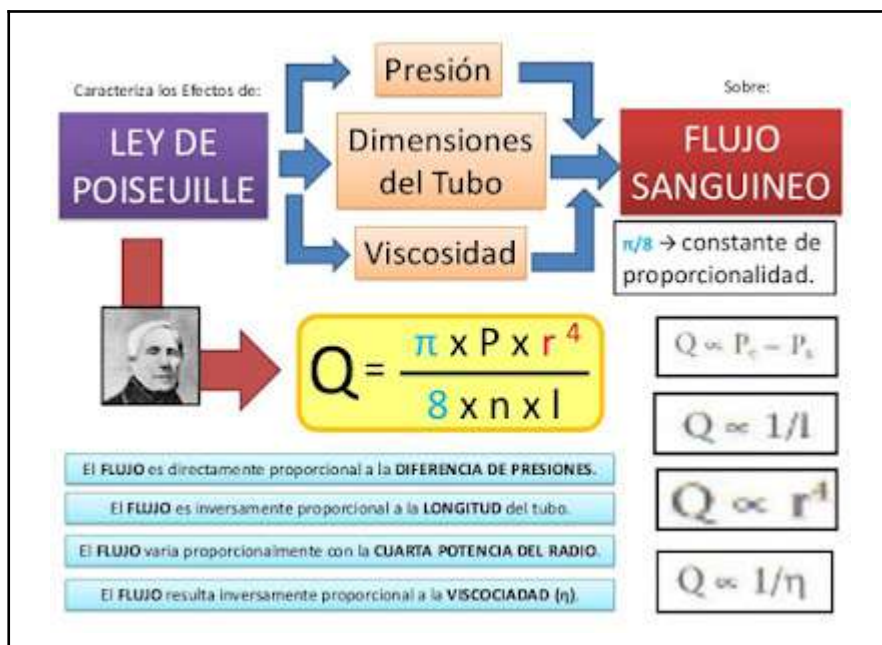


Fig. 30: Llei de Poiseuille influent en el flux sanguini.

Font:

https://blogger.googleusercontent.com/img/b/R29vZ2xl/AVvXsEjYD7upD-sFwu5M-HV50-YV0t1344wcrFyThnUa6BuT0G71XxVvIKfGmGeDTt7KIBAvp3L9A5dSGOwPgOyi1KCC_2O82whJfpb-9LF0EkhFBxZZilsgkxO1l-QQpgTohz0iblQqC68ok0s/s400/L.jpg

Segons aquesta llei, el cabal (Q) és proporcional a la quarta potència del radi del vas (r). Això vol dir que petites reduccions del radi provoquen grans disminucions del flux.

Per exemple, una disminució del radi del 50% pot causar una caiguda aproximada del 94% del cabal, si la pressió es manté constant. Aquesta relació mostra com el flux sanguini és molt sensible als canvis en el diàmetre vascular.

A més, aquestes alteracions generen canvis en la tensió de cisallament, afavorint l'aparició de zones de flux turbulent i augmentant el risc de formació de coàguls. Dins aquesta situació, la cardiologia intervencionista ha creat dispositius com els stents coronaris, dissenyats per restablir un diàmetre vascular i normalitzar les condicions de flux ⁽³⁰⁾.

³⁰ Fuentes C. Longitud de mezcla hiperbólica, perfil de las velocidades y ley de resistencia al flujo. Tecnología y Ciencias del Agua [Internet]. 2011 [citado el 2 de mayo de 2026];2(1):19–31. Disponible a: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2007-24222011000100002

STENTS CORONARIS EN LA CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA**6.1. Definició i mecanisme d'acció**

Un stent coronari és un dispositiu tubular petit que s'implanta dins d'una artèria coronària estreta per tal de restablir i mantenir la permeabilitat vascular; normalment està fet d'una malla metàl·lica o de materials polimèrics (**fig. 31**).

La seva col·locació es fa amb una tècnica d'intervencionisme poc invasiva que es coneix com a Intervenció Coronària Percutània (ICP o PCI) (**fig. 32**).

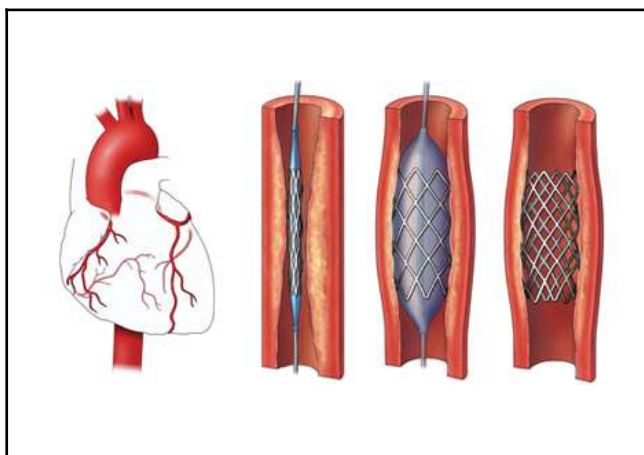


Fig. 31: Què és un STENT i com funciona?

Font: https://www.assa.es/wp-content/uploads/2019/08/00036_1.jpg

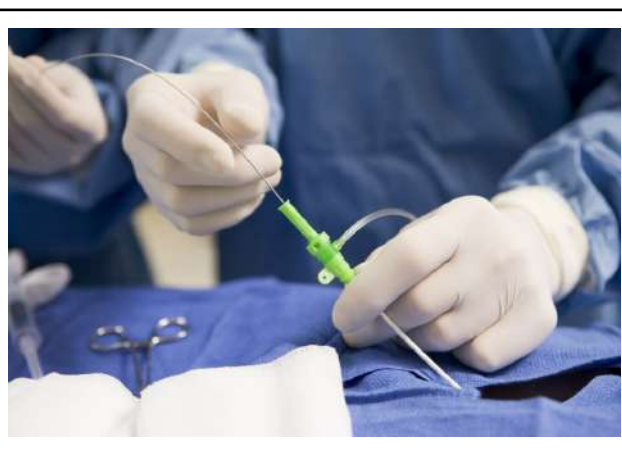


Fig. 32: Intervenció Coronària Percutània.

Font: https://www.heartfailurematters.org/wp-content/uploads/2022/02/shutterstock_26945083-1-min.jpg

A l'hora de dur a terme aquesta tècnica, el procediment habitual marca un ordre molt concret (**fig. 33**):

- **Accés vascular:** S'introdueix un catèter a través de l'artèria femoral o radial ⁽³¹⁾.
- **Guia i angiografia:** Mitjançant tècniques de fluoroscòpia, es pot monitoritzar la zona coronària. Per fer-ho possible, cal introduir prèviament un filferro guia i aplicar contrast radiològic, que permet valorar l'abast de la lesió ⁽³²⁾.

³¹ Cascino T, Shea MJ. Cateterismo cardíaco [Internet]. Manual MSD versión para profesionales. Manuales MSD; 2023 [citad el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.msdmanuals.com/es/professional/trastornos-cardiovasculares/pruebas-y-procedimientos-cardiovasculares/caterismo-card%C3%ADaco>

³² Angiografía o arteriografía [Internet]. Sociedad Española de Radiología Vascular e Intervencionista (SERVEI) | Procedimientos mínimamente invasivos para tratar múltiples patologías: cáncer, insuficiencia venosa, aneurismas, tiroides o próstata. Sociedad Española de Radiología Vascular e Intervencionista (SERVEI); 2022 [citad el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://servei.org/informacion-para-pacientes/que-es-una-angiografia-o-arteriografia/>

- **Angioplàstia amb un baló (PTCA):** Per restablir el flux sanguini, es fa servir un baló que s'infla directament sobre la zona afectada. Aquesta pressió mecànica comprimeix la placa d'ateroma i, com a conseqüència, amplia el diàmetre útil del vas sanguini ⁽³³⁾.
- **Implantació del stent:** Durant aquest procediment, el stent s'expandeix perquè s'adapti a la paret arterial, on queda fixat de manera permanent. D'aquesta manera actua com una estructura de suport que evita el col·lapse del vas, i garanteix una circulació sanguínia adequada ⁽³⁴⁾.

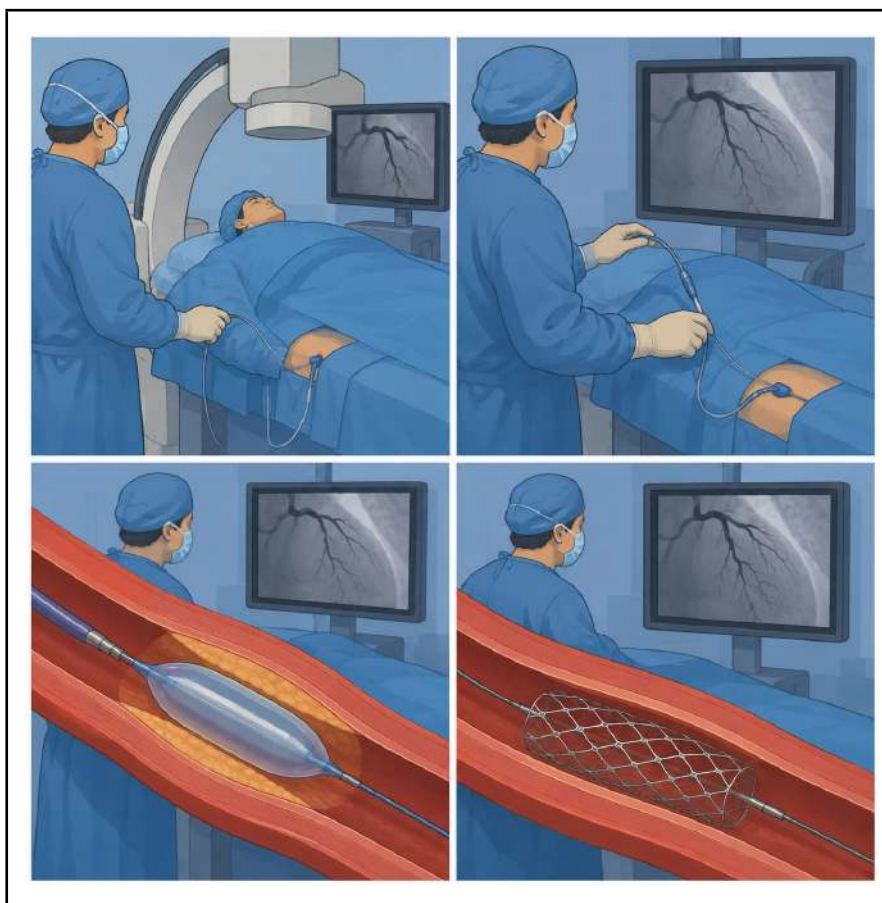


Fig. 33: Diferents fases durant la intervenció coronària percutània.

Font: Pròpia (adaptació de diferents imatges trobades per internet)

6.2. Evolució tecnològica dels stents coronaris

Des de la seva introducció clínica als anys 80, els stents coronaris han evolucionat molt amb la finalitat de poder perfeccionar la biocompatibilitat, reduir les complicacions i augmentar l'eficàcia clínica ⁽³⁵⁾.

³³ Angioplastia con balón - segmento corto [Internet]. Medlineplus.gov. [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/anatomyvideos/000008.htm>

³⁴ Designing World. Cardiología Candelaria [Internet]. Cardiologiacandelaria.es. [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://cardiologiacandelaria.es/seccion/caterismo-cardiaco-implantacion-de-stent-coronario>

³⁵ Tomberli B, Mattesini A, Baldereschi GI, Di Mario C. Breve historia de los stents coronarios. Rev Esp Cardiol [Internet]. 2018;71(5):312–9. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.recesp.2017.11.016>

Stents metàl·lics nus (Bare Metal Stents, BMS) - 1a generació:

Estan formats completament per una malla metàl·lica (principalment acer inoxidable 316L o aliatges de crom-cobalt). Respecte a l'angioplastia amb baló van representar un gran pas endavant, però presentaven una taxa alta de reestenosi (25-30%) la qual era deguda a la proliferació del teixit neointimal.

Stents alliberadors de fàrmacs (Drug-Eluting Stents, DES) - 2a i 3a generació:

La seva superfície es tracta amb un material polimèric que allibera de manera controlada fàrmacs antiproliferatius que frenen el creixement de cèl·lules musculars llises, com sirolimus, everolimus o paclitaxel. Això baixa la taxa de reestenosi fins a valors propers al 5-10% (**fig. 34**).

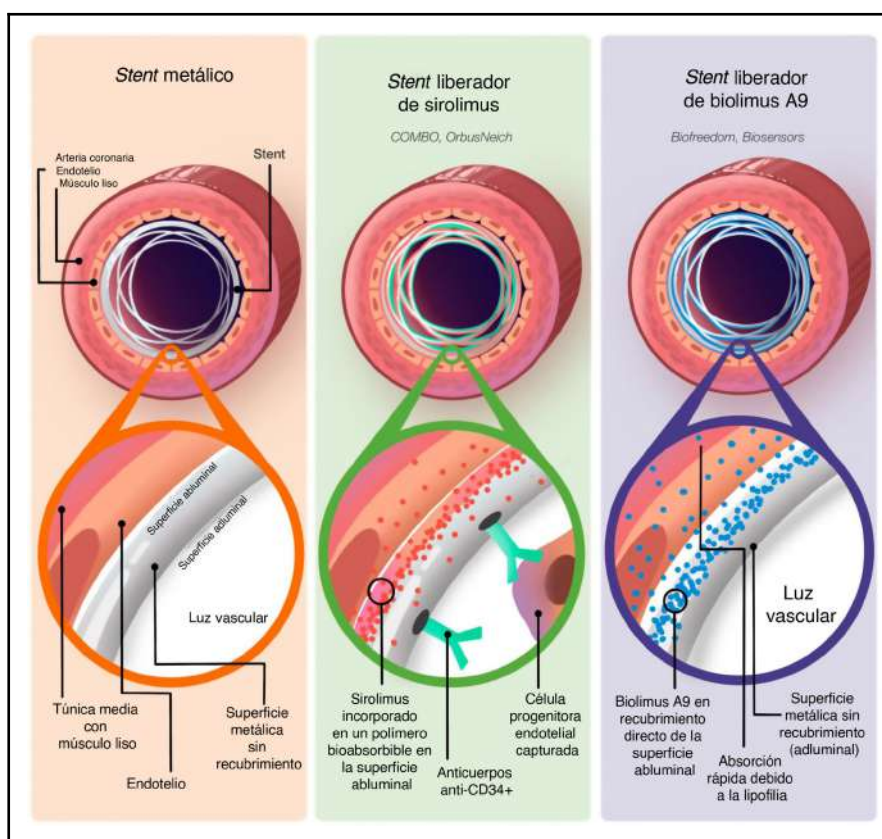


Fig. 34: Primera, segona i tercera generació dels Stents (Metàl·lics i alliberadors de fàrmacs).

Font:

<https://www.revespcardiol.org/es-nuevos-stents-farmaco-activos-mejorar-funcion-arterial-S0300893221002633>

Bastides bioabsorbibles (Bioresorbable Vascular Scaffolds, BVS) - 4a generació:

Estan fabricades amb polímers biodegradables (com el poli-L-làctic àcid, PLLA) o amb aliatges metàl·lics reabsorbibles (com el ferro, o el magnesi). Aquests dispositius restableixen el flux de sang coronari de manera temporal i es degraden progressivament en un període de 2 a 3 anys, deixant l'artèria lliure sense material permanent.

6.3. Complicacions clíniques associades als stents

Malgrat els avenços tecnològics, l'ús de stents coronaris té diverses complicacions clíniques, relacionades amb la resposta biològica del vas i la seva hemocompatibilitat. ⁽³⁶⁾

Reestenosi:

Consisteix en el reestreñiment de la llum arterial dins o a prop del stent, principalment degut a la proliferació de teixit neointimal (**fig. 35**). Normalment apareix entre els 6-12 mesos després de la implantació. Els signes que apareixen són d'una angina recurrent (isquèmia progressiva), sense oclusió trombòtica aguda.

Trombosi del stent:

Es defineix com la formació d'un trombe dins de la malla del stent, que pot provocar una oclusió aguda del vas que pot desencadenar un infart agut de miocardi potencialment mortal (**fig. 36**). Es classifica en:

- **Trombosi aguda (<24h) i subaguda (1-30 dies):** generalment relacionada amb una tècnica d'implantació inadequada o amb la suspensió prematura del tractament antiagregant.
- **Trombosi tardana (>1 mes) i molt tardana (>1 any):** associada a una endotelització incompleta del stent o a reaccions d'hipersensibilitat al polímer en el cas dels DES.

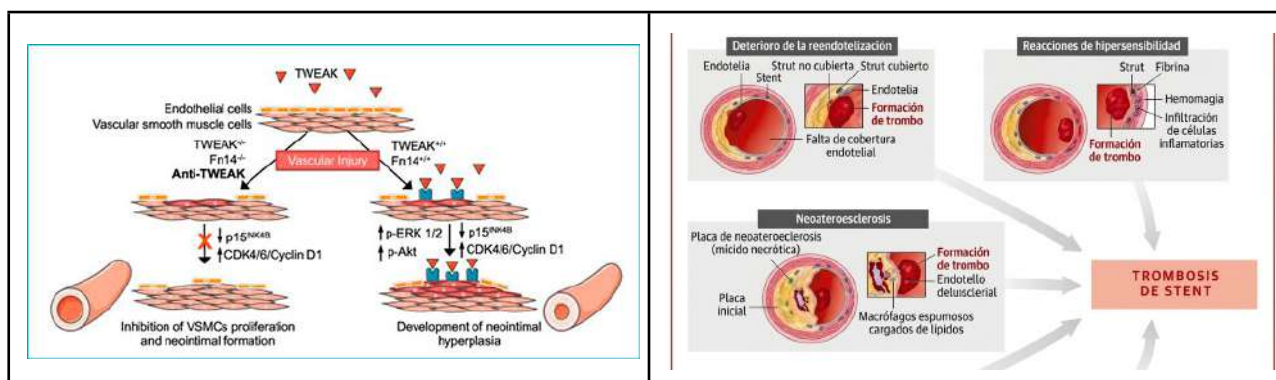


Fig. 35: Mecanisme molecular associat a la reestenosi post-stent.

Font: <https://www.geriatricarea.com/wp-content/uploads/2019/10/geriatricarea-reestenosis.jpg>

Fig. 36: Mecanismes de la trombosi tardana del stent.

Font: <https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcS5KdvxuxOZXoiDubqkXC1dmeFQTNnVCD24A&s>

³⁶ Barbosa MH, Moreira TM, Tavares JL, Andrade ÉV de, Bitencourt MN, De Freitas KBC, et al. Complicaciones en pacientes sometidos a Angioplastia Coronaria Transluminal Percutánea. Enferm Glob [Internet]. 2013 [citad el 8 de maig de 2026];12(3). Disponible a: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1695-61412013000300002

HEMOCOMPATIBILITAT I INTERACCIÓ SANG-BIOMATERIAL

7.1. Definició de la hemocompatibilitat

La hemocompatibilitat és la capacitat d'un material d'interaccionar amb la sang sense provocar efectes biològics adversos ⁽³⁷⁾. Aquest aspecte és molt important en dispositius intravasculars, com els stents coronaris, ja que els biomaterials es mantenen en contacte directe i continu amb els components sanguinis ⁽³⁸⁾.

Quan introduïm un material artificial al corrent sanguini, es poden activar diferents mecanismes de defensa. És el cas de l'hemòlisi, l'activació plaquetària, inflamacions o la formació de trombes (**fig. 37**). La clau de tot plegat es troba en les propietats del material; elements com l'energia superficial, la rugositat o la mateixa química poden modificar totalment la resposta.

Per aquest motiu, en els implants de llarga durada, la prioritat absoluta és que la seguretat i l'eficàcia quedin consolidades per una hemocompatibilitat adequada (**fig. 38**).

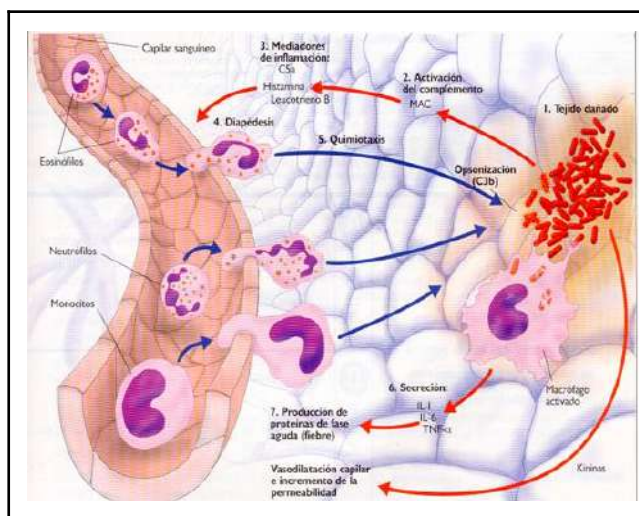


Fig. 37: Mecanisme de defensa orgànica del nostre cos davant d'antígens o cossos estranys.

Font: https://www.florandalucia.es/KK/images/stories/inmunologia/clip_image006.jpg

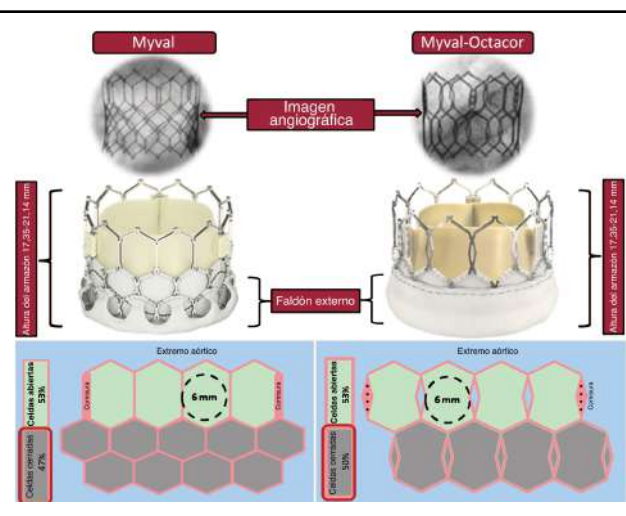


Fig. 38: Nova pròtesi percutània expandible amb pilota Myval de llarga durada.

Font: https://static.elsevier.es/multimedia/03008932/0000007800000005/v2_202505090625/S0300893224003968/v2_202505090625/es/main.assets/gr1.jpeg

³⁷ Mexpolimeros. Hemocompatibilidad [Internet]. Polímeros termoplásticos, elastómeros y aditivos. [citad el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.mexpolimeros.com/hemocompatibilidad.html>

³⁸ Uis M, Bustamante Osorno J, En C. Biomateriales de uso cardiovascular [Internet]. Unirioja.es. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6299931.pdf>

7.2. Hemòlisi i dany eritrocitari

En l'hemòlisi té lloc el trencament de la membrana dels eritròcits (**fig. 39**). Aquest trencament acaba per alliberar l'hemoglobina directament al corrent del plasma. Aquest fenomen ho veiem sovint quan la sang entra en contacte amb superfícies amb baixa biocompatibilitat (³⁹, ⁴⁰). O també quan la sang està sotmesa a forces elevades de cisallament (⁴¹). Són situacions que fan fallar la protecció de la cèl·lula.

L'hemòlisi serveix per detectar si un material pot danyar els glòbuls vermells, i per tant indica la seva toxicitat hemocompatible.

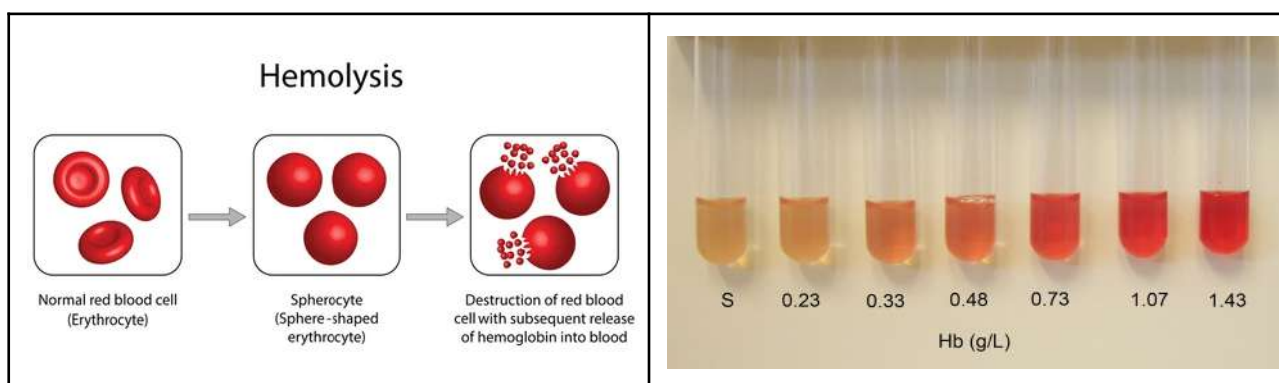


Fig. 39: Com funciona l'hemòlisi del eritròcits, alliberant Hb al plasma.

Font: <https://www.shutterstock.com/image-vector/hemolysis-normal-red-blood-cell-260nw-2351943443.jpg>

Fig. 40: Gradient de coloració del plasma segons el grau d'hemòlisi de la mostra i la quantitat d'hemoglobina lliure.

Font: https://www.albeitar.com/up_files/image/elementos/10_el_tubos.png

La seva quantificació es fa habitualment mitjançant tècniques d'espectrofotometria (⁴²), mesurant la quantitat d'hemoglobina lliure en el plasma a una longitud d'ona de 540 nm.

En dispositius com els stents coronaris, un nivell elevat d'hemòlisi (**fig. 40**) podria alterar la funció vascular i afavorir processos inflamatoris o trombòtics (⁴³).

³⁹ Moon RE. Embolismo gaseoso arterial [Internet]. Manual MSD versión para público general. Manuales MSD; 2025 [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://11nq.com/vxlugo4>

⁴⁰ Hemorragia vítea [Internet]. ICR. Institut Català de Retina; 2016 [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://icrcat.com/enfermedades-oculares/hemorragia-vitrea/>

⁴¹ Gómez Rioja R, Alsina Kirchner MJ, Álvarez Funes V, Barba Meseguer N, Cortés Rius M, Llopis Díaz MA, et al. Hemólisis en las muestras para diagnóstico. Rev lab clín [Internet]. 2009;2(4):185–95. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.labcli.2009.08.002>

⁴² Spectrophotometry PFH by. Hemoglobina libre en plasma por espectrofotometría directa [Internet]. Unirioja.es. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/7863817.pdf>

⁴³ María G, Campos H, González Manzanares R, Pineda SO, Almodóvar AR, Vallejo Mudarra M, et al. Revista Española de Cardiología 8. HEMÓLISIS Y PRONÓSTICO DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A IMPLANTE PERCUTÁNEO DE PRÓTESIS VALVULAR AÓRTICA [Internet]. Revespcardiolog.org. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.revespcardiolog.org/en-8-hemolisis-y-pronostico-de-los-paciente-articulo-S0300893224012491-pdf-file>

7.3. Activació plaquetària i trombogenicitat

Les plaquetes són molt sensibles als canvis de la superfície dels biomaterials. Quan entren en contacte amb materials que no són prou hemocompatibles, poden activar-se de manera anòmla i començar el procés de coagulació (**fig. 41**).

Aquest fenomen està relacionat amb la trombogenicitat del material, que vol dir, la seva capacitat de fer trombes (**fig. 42**). Les superfícies que són més rugoses o menys biocompatibles acostumen a afavorir l'adhesió, l'activació i agregació plaquetària.

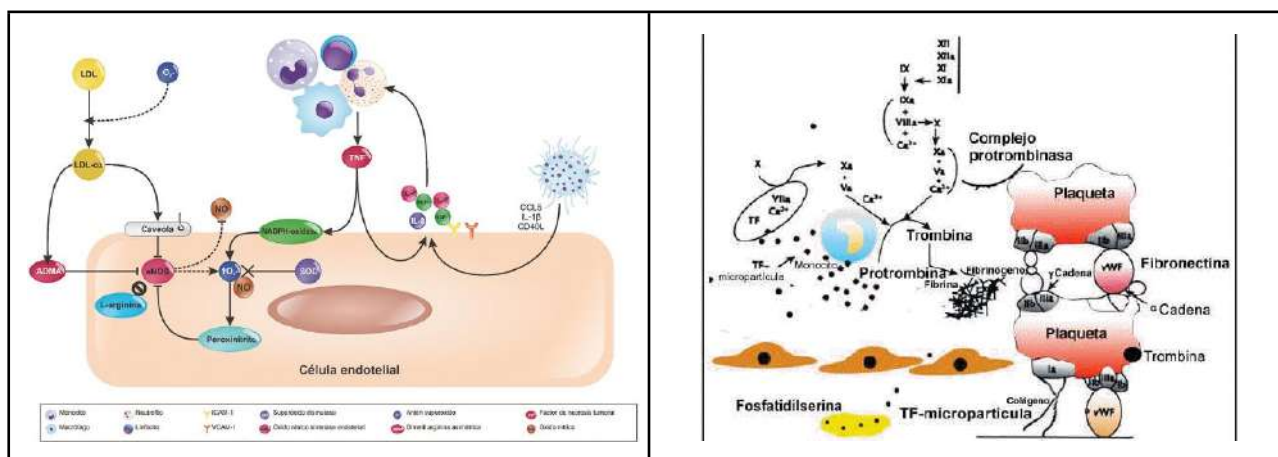


Fig. 41: L'activació plaquetària com a factor desencadenant de la coagulació.

Font: <https://www.scielo.org.mx/img/revistas/ci/cr/v88n2/2444-054X-cir-88-2-233-gf2.jpg>

Fig. 42: Paper dels factors de risc en la trombogenicitat sanguínia.

Font: <https://sl1nk.com/7b0a5y5>

Com a conseqüència, es poden fer coàguls que dificultin el flux de sang o fins i tot provocar una oclusió del vas. Per aquest motiu, el disseny dels stents busca reduir aquestes interaccions a través de recobriments i materials amb millor resposta hemocompatible.

7.4. Normativa ISO 10993-4 amb el protocol ASTM F756

L'avaluació de l'hemocompatibilitat no es fa de manera aleatòria; sinó seguint la norma ISO 10993-4 ⁽²⁾. Aquesta normativa marca els assajos necessaris per estudiar com interactuen els teixits sanguinis amb els biomaterials dels implants.

Entre els principals criteris que s'analitzen destaquen (**fig. 43 - fig. 46**):

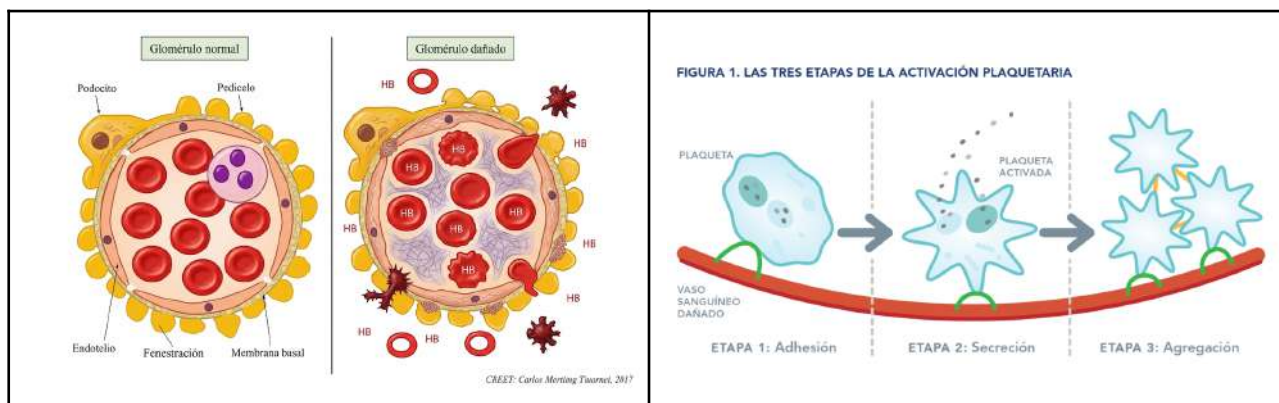


Fig. 43: Hemòlisi.

Font: https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRO_fRvRaJxwHyTVDb4imlM1el9UIjn4A_Vw&s

Fig. 44: Activació plaquetària.

Font: <https://elearning.wfh.org/wp-content/uploads/2023/07/three-stages-of-platelet-activation-ES.png>

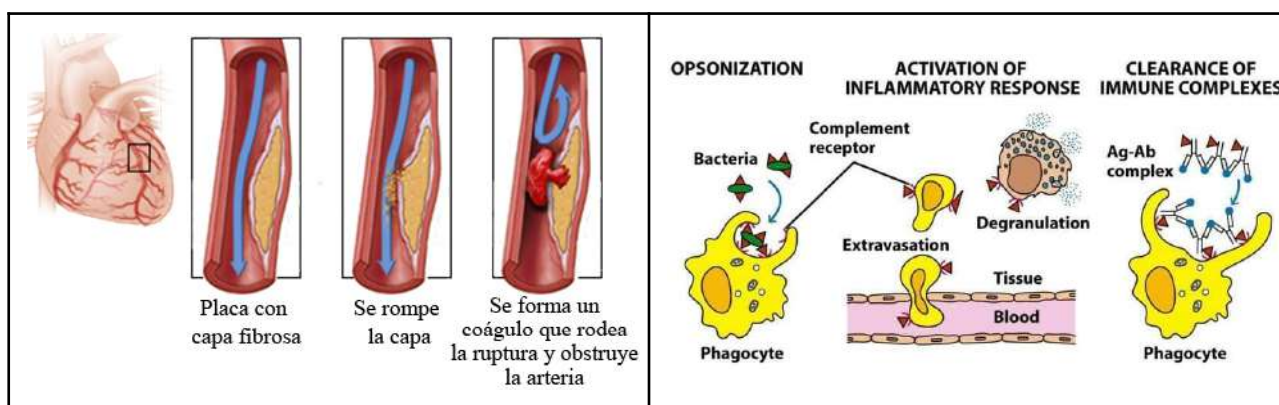


Fig. 45: Coagulació.

Font: <https://11nq.com/iohky3z>

Fig. 46: Activació del sistema del complement immunològic.

Font: <https://sl1nk.com/qrg7mh7>

Dins d'aquestes proves, destaca també el protocol ASTM F756 (⁴⁴), utilitzat especialment per determinar el potencial hemolític dels biomaterials en contacte amb la sang.

Aquest assaig deixa classificar els materials segons el grau d'hemòlisi que fan, diferenciant-los en:

- No hemolítics
- Lleugerament hemolítics
- Hemolítics

Aquestes normatives són essencials per garantir la seguretat dels biomaterials abans de la seva aplicació clínica en dispositius intravasculars com els stents coronaris.

⁴⁴ Gestion. Hemocompatibilidad: Prueba de hemólisis con productos sanitarios (ISO 10993-4: 2017 + Amd1: 2025 y Método ASTM F756-17). - IVAMI [Internet]. Ivami.com. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.ivami.com/es/evaluacion-biologica-de-dispositivos-medicos/2457-230-hemocompatibilidad-prueba-de-hemolisis-iso-10993-4-2017-evaluacion-biologica-de-productos-sanitarios-seleccion-de-ensayos-para-las-interacciones-con-la-sangre-metodo-astm-f756-17>

BIOMATERIALES UTILITZATS EN STENTS CORONARIS

Els biomaterials que s'utilitzen per fabricar stents coronaris han canviat molt amb el temps per millorar la biocompatibilitat, optimitzar les propietats mecàniques i reduir les complicacions derivades de la implantació ⁽⁴⁵⁾. Escollir el material és un punt important, ja que afecta tant la resposta biològica del sistema vascular com el funcionament hemodinàmic del dispositiu dins l'artèria ⁽⁴⁶⁾.

A més de donar suport mecànic al vas, aquests materials han de tenir una bona resistència a la corrosió, estabilitat estructural i una resposta hemocompatible adequada per minimitzar el risc de trombosi o reestenosi després d'implantar el dispositiu ⁽⁴⁷⁾.

En aquest context, surten tres biomaterials molt importants per stents coronaris: l'acer inoxidable 316L, l'aliatge de níquel-titani (Nitinol) i el polímer biodegradable àcid polilàctic (PLA).

8.1. Acer inoxidable 316L

L'acer inoxidable 316L va ser un dels primers materials que es van aplicar en la creació dels stents metàl·lics nus (Bare Metal Stents, BMS). Aquest material és especialment important per la seva gran resistència mecànica, que li permet suportar les forces de compressió originades per la paret arterial després de la implantació (fig. 47).

Element	316	316L	304
Carbon (C)	Max 0.08%	Max 0.03%	Max 0.08%
Chromium (Cr)	16-18%	16-18%	18-20%
Nickel (Ni)	10-14%	10-14%	8-10.5%
Molybdenum (Mo)	2-3%	2-3%	Not present
Phosphorus (P)	Max 0.045%	Max 0.045%	Max 0.045%
Sulfur (S)	Max 0.03%	Max 0.03%	Max 0.03%

Fig. 47: Diferències entre acer inoxidable 316 i 316L i factors de selecció.

Font:
<https://ssmalloys.com/wp-content/uploads/2024/10/elemental-content-of-316-316L-and-304.jpg>

⁴⁵ Biomateriales [Internet]. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. [citat el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/biomateriales>

⁴⁶ Mandia Mancebo F. Respuesta biologica ante implantes empleados en la cirugia del ligamento cruzado anterior de la rodilla. Universidad de La Laguna; 1989.

⁴⁷ Amador SAS. Biomateriales: qué son, tipos y características [Internet]. pymOrganization. 2021 [citat el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://psicologiaymente.com/salud/biomateriales>

També presenta una bona resistència a la corrosió en medis fisiològics gràcies a la presència de crom i molibdè dins la seva composició química ⁽⁴⁸⁾. Aquesta característica és important, ja que els stents romanen durant llargs períodes en contacte amb els teixits vasculars i la sang.

Tot i aquests avantatges estructurals, el 316L pot presentar alguns problemes des del punt de vista biològic ⁽⁴⁹⁾. La seva superfície pot afavorir l'activació plaquetària i la formació de coàguls, sobretot si la resposta hemocompatible no és adequada. A més, molts estudis han relacionat aquests stents amb processos de reestenosi a causa del creixement excessiu de teixit neointimal, cosa que pot provocar una reducció progressiva de la llum arterial amb el temps.

Per aquest motiu, tot i que ha representat un gran avenç en cardiologia intervencionista, els stents de 316L han estat progressivament substituïts per dispositius amb una millor resposta biològica i una menor taxa de complicacions.

8.2. Aliatge de níquel-titani (Nitinol)

El Nitinol és un aliatge metàl·lic format principalment per níquel i titani. Aquest biomaterial destaca per dues propietats físiques molt importants: la memòria de forma (**fig. 48**) i la superelasticitat.

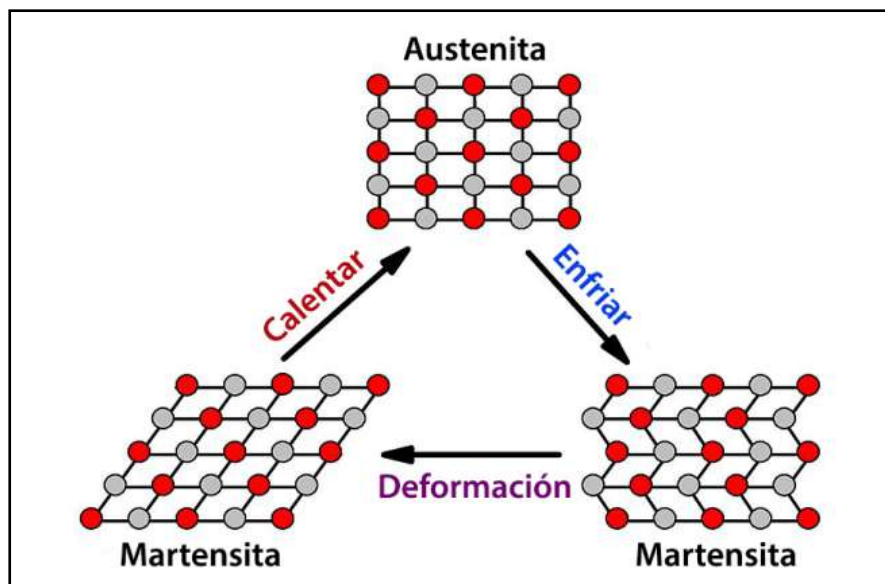


Fig. 48: Nitinol: un aliatge que es recorda de la seva forma.

Font:
https://isqch.wordpress.com/wp-content/uploads/2016/12/nitinol_fases1.png?w=584&h=461

⁴⁸ 1.4404 (AISI 316L, F. 3533, X2CrNiMo17-12-2) - Acero inox [Internet]. agst. [citat el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.agst.de/4404?lang=es>

⁴⁹ La ciencia de la biocompatibilidad: por qué el acero 316LVM es seguro para el cuerpo humano [Internet]. seatherindustry.com. 2025 [citat el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://seathertechnology.com/es/316lvm-is-safe-for-the-human-body/>

La memòria de forma permet que el material recuperi la seva forma original després d'haver estat deformat, mentre que la superelasticitat ajuda a adaptar-se als moviments i canvis de diàmetre del vas sanguini ⁽⁵⁰⁾. Gràcies a aquestes propietats, el Nitinol presenta una gran flexibilitat i una bona compatibilitat mecànica amb el sistema vascular.

A nivell funcional, aquesta flexibilitat ajuda a reduir l'estrès exercit sobre la paret arterial i disminueix el risc de lesions vasculars. A més, el Nitinol presenta una elevada resistència a la fatiga mecànica causada pels moviments repetitius associats al pols sanguini.

Tot i això, la presència de níquel continua sent un aspecte que cal controlar, ja que alguns pacients poden presentar reaccions adverses o processos inflamatoris relacionats amb aquest metall. Per aquest motiu, molts dispositius incorporen tractaments superficials i recobriments protectors per millorar la seva biocompatibilitat.

8.3. Àcid polilàctic (PLA)

L'àcid polilàctic (PLA) és un polímer biodegradable. S'utilitza en la fabricació de bastides vasculars bioabsorbibles (Bioresorbable Vascular Scaffolds, BVS). A diferència dels stents de metall tradicionals, aquest biomaterial no queda dins l'organisme de forma permanent.

El PLA es degrada lentament per mitjà de processos d'hidròlisi, generant compostos biocompatibles que l'organisme pot eliminar de forma natural. Aquest procés sol produir-se durant un temps estimat de dos a tres anys (fig. 49).

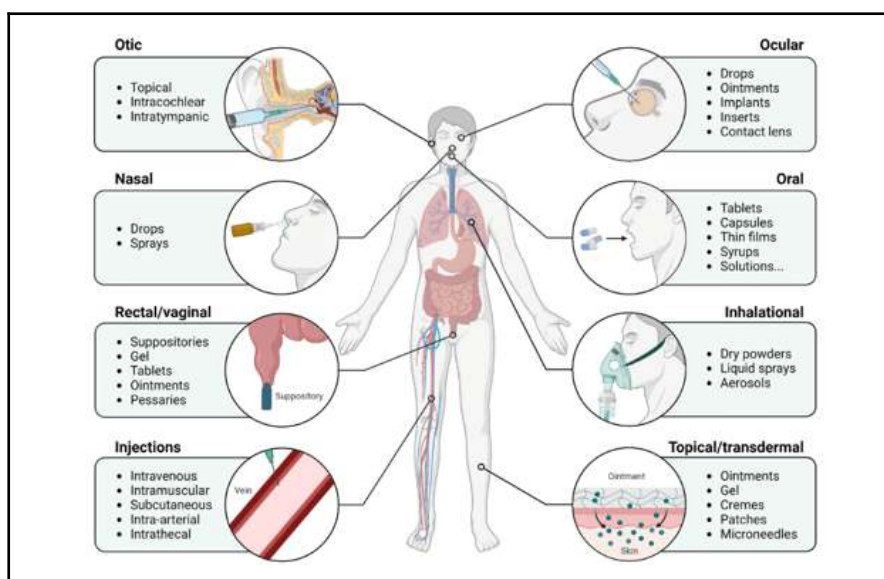


Fig. 49: Processos d'ús i degradació del PLA i PLLA a les diferents parts del cos humà.

Font:

<https://polimerbio.com/wp-content/uploads/2024/06/drogas-adm-routes.png>

⁵⁰ Ver todas las entradas por isqch →. Nitinol: un material mágico hecho de ciencia [Internet]. Moléculas a reacción. 2016 [citado el 12 de mayo de 2026]. Disponible a: <https://isqch.wordpress.com/2016/12/05/nitinol-un-material-magico-hecho-de-ciencia/>

El principal avantatge d'aquest biomaterial és que ofereix un suport temporal al vas sanguini durant el procés de recuperació i després desapareix, evitant la presència permanent d'un cos estrany dins l'artèria. Aquesta particularitat pot contribuir a reduir les complicacions tardanes; com la inflamació crònica o la trombosi associada als stents permanents.

Malgrat això, el PLA presenta una resistència mecànica inferior comparada amb els materials metàl·lics, cosa que pot limitar la seva capacitat de suport en algunes situacions clíniques ⁽⁵¹⁾. Per compensar aquesta restricció és necessari optimitzar tant el disseny estructural com el gruix de la bastida vascular.

Actualment, la recerca en bioenginyeria continua treballant en el progrés de nous biomaterials biodegradables amb millors propietats mecàniques i una resposta hemocompatible més favorable (**fig. 50**).

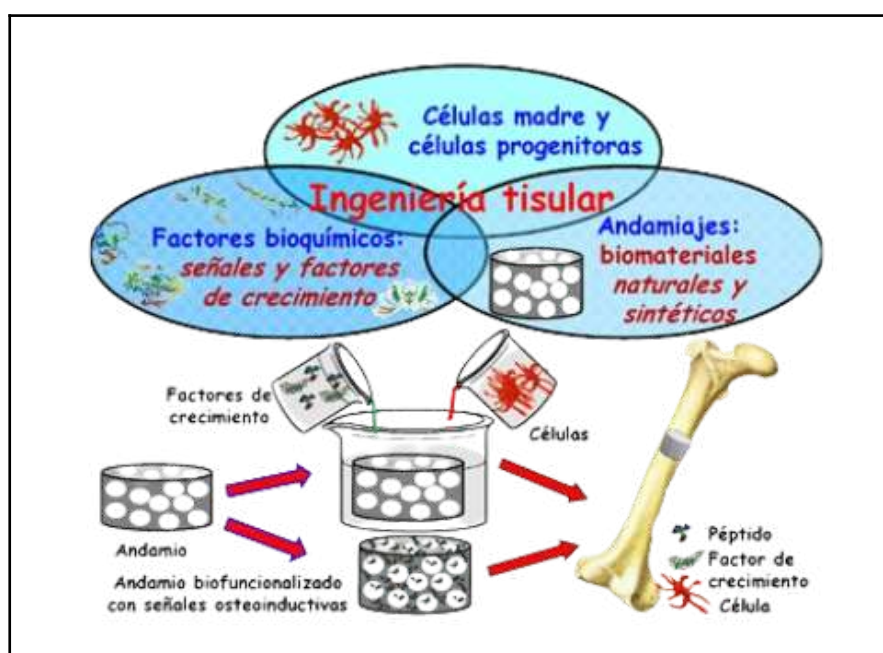


Fig. 50: Noves rutes de recerca de la bioenginyeria per trobar nous biomaterials per a la reparació tissular.

Font:

https://sebbm.es/wp-content/uploads/figura_maria_vallet.jpg

⁵¹ Alexandra. Filamento PLA: Los pros y los contras de este material básico [Internet]. BCN3D Technologies. 2022 [citado el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://bcn3d.com/es/filamento-pla-los-pros-y-los-contras-de-este-material-basico/>

INTERACCIÓ FLUX-MATERIAL I IMPACTE HEMODINÀMIC

El comportament dels stents dins del sistema vascular depèn tant de les propietats del biomaterial com de les condicions hemodinàmiques del flux sanguini ⁽⁵²⁾. La interacció entre aquests factors condiciona directament la resposta biològica del sistema, especialment en relació amb la trombogenicitat i la integració del dispositiu a la paret vascular.

9.1. Tipus de flux sanguini i alteracions hemodinàmiques

En condicions fisiològiques, el flux sanguini en artèries de mida mitjana és principalment laminar, caracteritzat per un moviment ordenat de les capes de fluid i un perfil de velocitat parabòlic (**fig. 51**). Aquest tipus de flux ajuda a una distribució estable de les forces sobre l'endoteli i contribueix al manteniment de l'homeòstasi vascular.

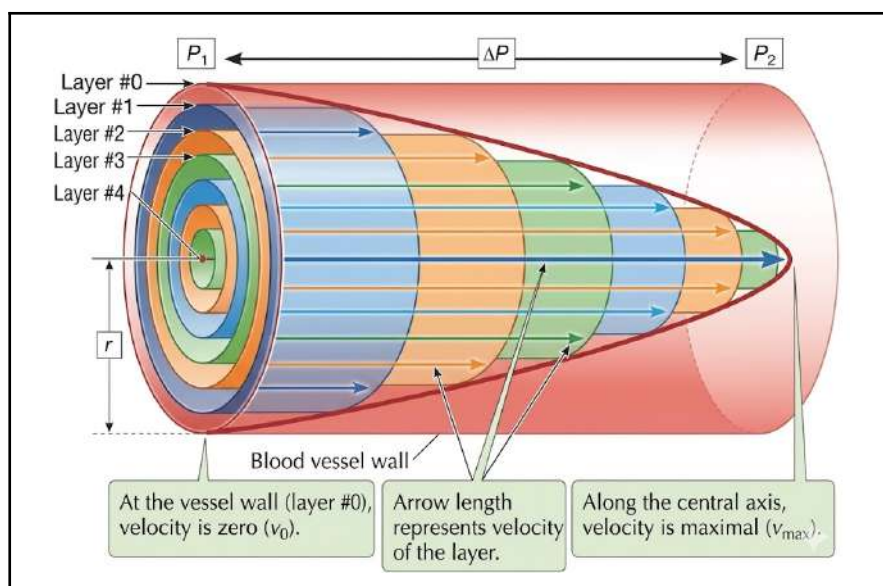


Fig. 51: Model de flux laminar que segueix la sang (fluid no Newtonià) en un got sanguini cilíndric.

Font:

https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcQs0xYdCJ9r_LQJhDHPHJLvDvbk8myFXMbrSg&s

No obstant això, la presència d'una estenosi o la implantació d'un stent canvia la geometria del vas sanguini i altera aquest patró. Com a resultat, poden sorgir fenòmens com la separació del flux, zones de recirculació o àrees d'estasi sanguínia. En situacions més marcades, aquestes alteracions poden portar a flux turbulent, caracteritzat per moviments caòtics i desorganitzats.

⁵² Moreno Jaramillo S, Hernandez Marulanda AF, Gaviria C. Análisis de expansión en un stent de poliuretano termoplástico utilizando el método de volúmenes finitos. Ing USBmed [Internet]. 2023;14(2):1–7. Disponible a: <https://revistas.usb.edu.co/index.php/IngUSBmed/article/download/5989/5202/37622>

Aquestes pertorbacions del flux tenen una gran rellevància clínica, ja que augmenten la interacció entre els components sanguinis i la superfície del material, afavorint processos trombòtics ⁽⁵³⁾.

9.2. Principis biofísics del flux: equació de Bernoulli

Des d'un punt de vista biofísic, el comportament del flux sanguini es pot explicar mitjançant principis de la dinàmica dels fluids. Un dels més importants és l'equació de Bernoulli, que descriu la conservació de l'energia en un fluid en moviment ⁽⁵⁴⁾.

En un vas sanguini, aquesta relació mostra que quan la velocitat del flux augmenta, la pressió disminueix (**fig. 52**). Aquest fenomen és especialment visible en zones d'estenosi, on la reducció del diàmetre vascular obliga el fluid a accelerar-se per mantenir el cabal, provocant una caiguda local de la pressió ⁽⁵⁵⁾.

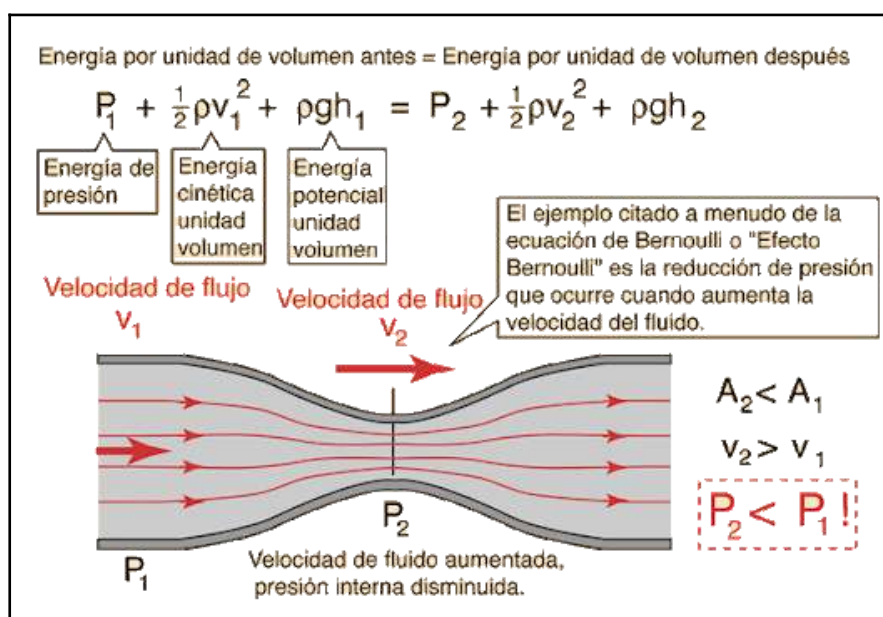


Fig. 52: Com afecta el flux sanguini a la pressió sobre les parets dels vasos sanguinis.

Font:

<https://lh5.googleusercontent.com/proxy/ID9pIY8xibcOTnOi10jdmXB0MvASmEPsYU3Ic3RxsHFAbcwY6JM4FRZT4KVmhP5IR6RBHNVQBc77PseqV8mtExz6w5qMhHWDVEOhXUGMyYx04Q>

Després de la zona estreta o amb la presència d'un stent, el flux pot desaccelerar-se i generar gradients de pressió irregulars. Aquestes variacions afavoreixen a crear zones de baixa velocitat, que són més propenses a l'acumulació de cèl·lules i a l'inici de processos trombòtics.

⁵³ Serrano Hernando FJ, Martín Conejero A. Enfermedad arterial periférica: aspectos fisiopatológicos, clínicos y terapéuticos. Rev Esp Cardiol [Internet]. 2007 [citad el 12 de maig de 2026];60(9):969–82. Disponible a: <https://www.revespcardiol.org/es-enfermedad-arterial-periferica-aspectos-fisiopatologicos-articulo-13109651>

⁵⁴ Wikipedia contributors. Principio de Bernoulli [Internet]. Wikipedia, The Free Encyclopedia. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Principio_de_Bernoulli&oldid=172469629

⁵⁵ Teorema DE Bernoulli, Aplicación En El Flujo Sanguíneo [Internet]. calameo.com. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.calameo.com/books/00720081673fbefc20507>

9.3. Nombre de Reynolds i transició a flux turbulent

El tipus de flux (laminar o turbulent) es pot saber per el nombre de Reynolds, un paràmetre adimensional que relaciona les forces inercials i viscoses del fluid (**fig. 53**).

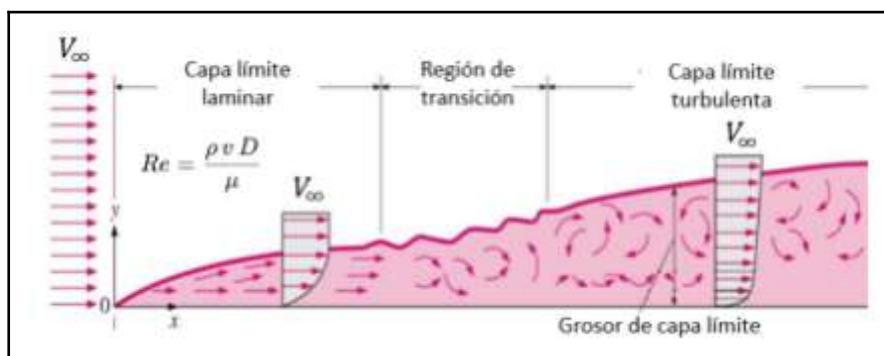


Fig. 53: Com funciona el càlcul del n° de Reynolds.

Font:

https://www.aerodinamicafl.com/wp-content/uploads/2019/09/boundary-layer_final.png

On ρ és la densitat del fluid, v la velocitat, D el diàmetre del vas i μ la viscositat.

En el sistema cardiovascular:

- Valors baixos de Reynolds indiquen flux laminar,
- Valors elevats poden indicar una transició cap a flux turbulent.

La presència d'un stent o d'una estenosi pot augmentar localment la velocitat del flux i, en conseqüència, el nombre de Reynolds, afavorint patrons de flux més inestables⁽⁵⁶⁾. Aquest fet, fa que les fluctuacions de pressió i les forces exercides sobre la paret vascular s'incrementin, amb possibles efectes sobre l'endoteli i la resposta cel·lular.

9.4. Wall Shear Stress (WSS) i resposta biològica

El Wall Shear Stress (WSS) és la força de cisallament que exerceix el flux sanguini sobre la superfície del vas o del stent⁽⁵⁷⁾. Aquest paràmetre és essencial en la regulació de la funció endotelial i en la resposta de les cèl·lules sanguínies.

Valors fisiològics de WSS afavoreixen el manteniment d'un endoteli sa i funcional. En canvi, valors baixos, oscil·lants o irregulars poden desencadenar efectes adversos com:

- Adhesió i activació plaquetària,

⁵⁶ Sanmartín M, Goicolea J, García C, García J, Crespo A, Rodríguez J, et al. Influencia de la tensión de cizallamiento en la reestenosis intra-stent: estudio in vivo con reconstrucción 3D y dinámica de fluidos computacional. Rev Esp Cardiol [Internet]. 2006 [citad el 12 de maig de 2026];59(1):20–7. Disponible a: <https://l1ng.com/pakqk73>

⁵⁷ Katritsis D, Kaiktsis L, Chaniotis A, Pantos J, Efstathopoulos EP, Marmarelis V. Wall shear stress: theoretical considerations and methods of measurement. Prog Cardiovasc Dis [Internet]. 2007;49(5):307–29. Disponible a: https://efstathopoulos.org/wp-content/uploads/2017/03/22_pcd_2007_katritsis-kaiktsis-et-al_wall-shear-stress_theoretical-considerations-and-methods-of-measurement.pdf

- Activació de la cascada de coagulació,
- Formació de trombes,
- Processos inflamatoris i proliferació cel·lular.

Aquests fenòmens estan directament relacionats amb la trombosi del stent i la reestenosi.

9.5. Influència del disseny del stent en el flux

La geometria del stent té un paper clau en la regulació del flux sanguini. Aspectes com el gruix dels struts, la disposició de la malla i la rugositat superficial poden provocar microalteracions del flux, creant àrees d'estasi o gradients de velocitat elevats (**fig. 54**).

Un disseny no optimitzat pot ajudar a la creació de zones amb baix WSS, que són especialment propenses a l'adhesió de plaquetes i a la formació de coàguls. En canvi, dissenys més aerodinàmics i amb superfícies més uniformes permeten mantenir un flux més estable i fisiològic, reduint aquestes alteracions.

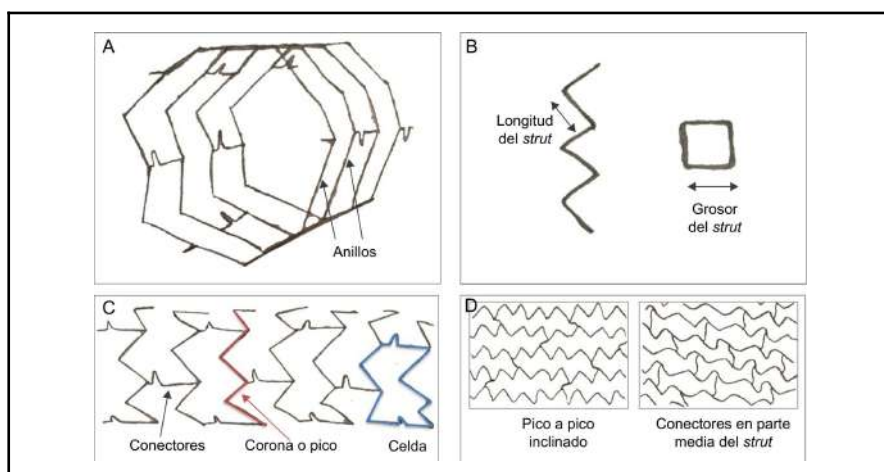


Fig. 54: Breu història dels stents coronaris i la seva morfologia.

Font:

<https://sl1nk.com/922ywik>

9.6. Implicacions en el disseny i la pràctica clínica

Per tot això, el disseny dels stents coronaris ha d'incloure criteris tant mecànics com hemodinàmics. L'objectiu és aconseguir una distribució tan homogènia com sigui possible del WSS, reduir les pertorbacions del flux i afavorir una correcta endotelització del dispositiu.

Aquesta optimització és fonamental per reduir les complicacions trombòtiques, millorar la biocompatibilitat del material i garantir una integració eficient del stent dins del sistema vascular.

BLOC III

PART PRÀCTICA / EXPERIMENTAL

- Estructura general de la part pràctica
- Fase 1: Desenvolupament de la plataforma tecnològica (hemoanalitzador de flux)
- Fase 2: Procediment analític i experimental de laboratori
- Fase 3: Processament computacional i anàlisi de dades
- Resultats
- Conclusions
- Agraïments
- Bibliografia

ESTRUCTURA GENERAL DE LA PART PRÀCTICA

10.1. Aspectes generals

Per dur a terme la part experimental del present treball, s'ha plantejat la realització d'un estudi pràctic centrat en l'avaluació de l'hemocompatibilitat de diferents materials utilitzats en stents cardiovasculars ⁽⁵⁸⁾, un dels principals aspectes analitzats a la part teòrica.

Per fer-ho possible, s'inclou el disseny, la construcció i la implementació d'una solució tecnològica pròpia basada en un enfocament STEAM ⁽⁵⁹⁾: un hemoanalitzador de flux automatitzat (**fig. 55**). L'objectiu principal d'aquest sistema és simular les condicions del cabal sanguini *in vitro* de manera controlada ⁽⁶⁰⁾ per obtenir resultats quantitatius relacionats amb l'hemòlisi, la trombogenicitat i la resposta hemocompatible dels biomaterials estudiats (**fig. 56**).

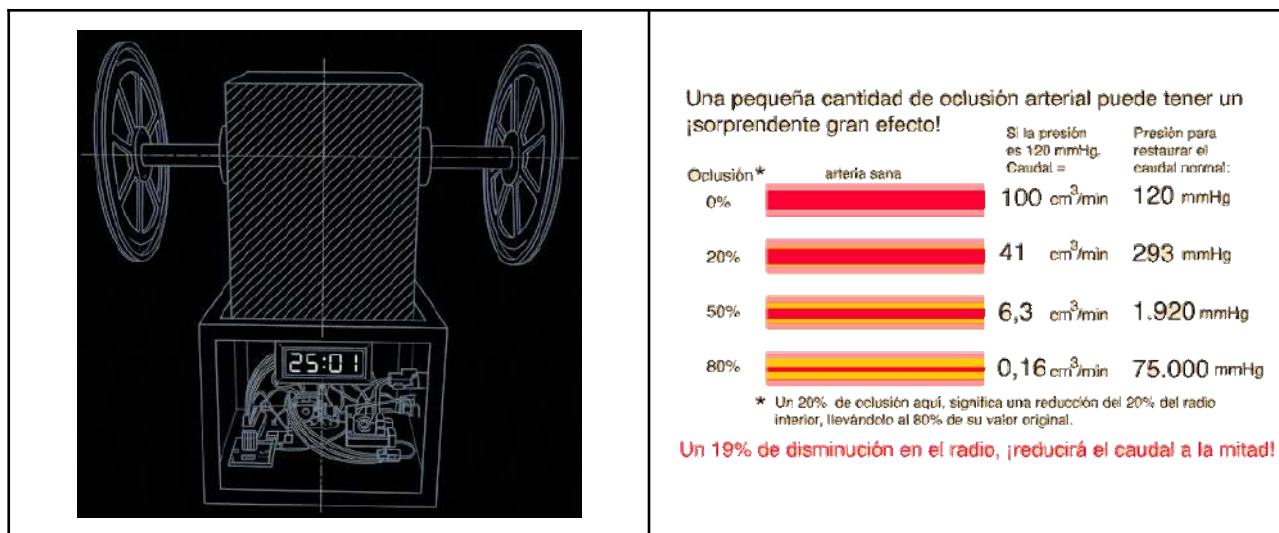


Fig. 55: Croquis de la màquina amb AutoCAD
Font: Pròpia

Fig. 56: Condicions del cabal sanguini humà.
Font: <https://sl1nk.com/j3nm5ti>

Per aconseguir una millor organització i mantenir el rigor científic d'aquest bloc experimental, a continuació es descriuen els tres grans apartats estructurals que es desenvoluparan al llarg d'aquesta part:

⁵⁸ Rodríguez Lega J, González Pinto Á. Evaluación del efecto sobre la trombogenicidad de modificaciones de la superficie en stents de nitinol en un modelo in vitro. Clin Investig Arterioscler [Internet]. 2025;37(1):100742. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arteri.2024.10.002>

⁵⁹ Qué es la metodología STEAM y para qué sirve [Internet]. II Congreso Nacional de educación Steam: Leading the future. 2025 [citad el 14 de maig de 2026]. Disponible a: <https://sl1nk.com/96ba5e4>

⁶⁰ Tema 5. Hemodinámica o física del flujo sanguíneo [Internet]. Unican.es. [citad el 14 de maig de 2026]. Disponible a: <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=509>

- **Desenvolupament de la plataforma tecnològica (estructura i programari):** En aquest apartat s'explicarà l'eix central del procés de disseny i construcció del simulador biomecànic utilitzat durant l'estudi. Això inclou tant l'arquitectura de la màquina (muntatge electromecànic amb placa Arduino i controlador de potència L298N), i el desenvolupament del programari de control i anàlisi de dades dissenyades amb la plataforma MATLAB App Designer.

Pel que fa al sistema físic, es descriurà el muntatge electromecànic encarregat del control del flux i del funcionament general de la màquina. Paral·lelament, també s'explicarà el desenvolupament de la interfície digital creada amb MATLAB App Designer, destinada a la gestió de dades, la visualització de resultats i l'automatització dels càlculs experimentals.

- **Desenvolupament metodològic (Protocol de laboratori):** Aquest apartat constitueix l'eix central de l'estudi. Aquí es detallarà el procediment seguit per realitzar els assajos d'hemocompatibilitat, principalment les proves d'hemòlisi i trombogenicitat, seguint els estàndards establerts per la norma ISO 10993-4 i el protocol ASTM F756.

També s'indicaran els materials utilitzats durant els experiments, incloent-hi els stents a testar, els materials de control i els diferents components biològics necessaris per a les proves.

A més, es descriurà detalladament la metodologia seguida al laboratori, des de la preparació de les mostres i dels Stents, fins a la prova de circulació del fluid a través del sistema automatitzat amb la màquina, la posterior centrifugació de les mostres i la lectura espectrofotomètrica. Cada etapa experimental es relacionarà amb els objectius parcials plantejats a l'inici del projecte.

- **Recollida de dades i anàlisi de resultats:** Finalment, s'explicarà el procés de tractament de les dades experimentals obtingudes durant els assajos. Les absorbàncies registrades a l'espectrofotòmetre s'introduiran a la interfície desenvolupada amb MATLAB per automatitzar el càlcul del percentatge d'hemòlisi, generar les gràfiques corresponents i analitzar la viabilitat de cada material testat.

A partir d'aquestes dades, es realitzarà una anàlisi comparativa de la resposta hemocompatible dels diferents biomaterials estudiats, valorant la seva possible aplicació en dispositius intravasculars.

FASE 1: DESENVOLUPAMENT DE LA PLATAFORMA TECNOLÒGICA (HEMOANALITZADOR DE FLUX)

11.1. Objectius específics

En aquesta primera fase del projecte es planteja la necessitat de disposar d'un equipament de laboratori capaç de simular les condicions dinàmiques del flux sanguini humà d'una manera controlada. Els assajos d'hemocompatibilitat tradicionals sovint es realitzen en condicions estàtiques o amb sistemes de simple agitació, les quals no representen de forma precisa l'estrès mecànic real (fricció o *shear stress*) al qual està exposada la sang quan circula a través d'un stent cardiovascular implantat en una artèria.

Aquesta dificultat apareix principalment a causa de l'elevat cost dels simuladors de flux comercials i de la seva limitada capacitat d'adaptació a assajos específics en laboratoris de recerca estàndard.

Per aquest motiu, el principal objectiu d'aquesta fase és dissenyar i elaborar un hemoanalitzador de flux econòmic, adaptable i funcional. Aquest dispositiu ha de permetre fer circular la sang (o fluids anàlegs) a través de diferents biomaterials a una velocitat controlada. A més, es pretén integrar tot el procés en un únic ecosistema, incloent tant el control mecànic del dispositiu com el registre i tractament digital de les dades experimentals. Aquesta configuració permet mantenir condicions experimentals més estables i reproduïbles durant els assajos d'hemocompatibilitat.

Per aconseguir-ho, es defineixen els següents objectius tècnics parcials:

- **Mecànica i Electrònica:** Dissenyar un sistema d'impulsió estable mitjançant una placa microcontroladora Arduino i un mòdul de potència L298N, capaç de vèncer la inèrcia inicial del motor i mantenir unes Revoluciones Per Minut (RPM) constants que simulin el cabal arterial.
- **Programari i gestió de dades:** Desenvolupar una interfície gràfica d'usuari (GUI) d'entorn professional a través de MATLAB App Designer destinada al control de l'hemoanalitzador i al processament automàtic de les dades experimentals. Aquesta aplicació haurà de permetre el control directe de la màquina, així com l'automatització

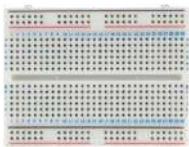
del registre de dades obtingudes a l'espectrofotòmetre i el càlcul matemàtic automàtic del percentatge d'hemòlisi seguint la normativa ISO 10993-4 i protocol ASTM F756.

11.2. Procés metodològic

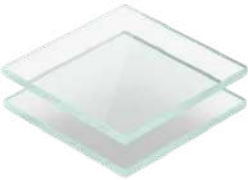
En relació amb el procés metodològic d'aquesta primera fase, és important destacar que, per facilitar-ne la seva comprensió, el treball es divideix en dos aspectes fonamentals: d'una banda, els materials i eines utilitzats per a la construcció de l'hemoanalitzador i el desenvolupament del programari de control. D'altra banda, la metodologia seguida durant el muntatge, la programació i la integració del sistema.

11.2.1. Materials utilitzats

Per assegurar l'èxit de la construcció i funcionament del simulador de flux, es van escollir components electrònics robustos i materials adaptats a un entorn de laboratori experimental. A continuació, es detallen els materials de maquinari i programari que s'han fet servir durant la construcció del prototip, així com el cost aproximat de cadascun d'ells:

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Placa Arduino UNO		Placa microcontroladora que actua com el cervell del sistema, processant les ordres de velocitat i control.	18,50€
Mòdul controlador L298N		Controlador de potència (pont H) encarregat de subministrar el voltatge i amperatge necessaris al motor.	4,50€
Motor reductor DC de doble hèlix		Motor de corrent continu amb reductora per impulsar els corrons de la màquina amb força suficient.	12,90€
2 Protoboard		Permeten unir components electrònics sense necessitat de soldadura.	1,95€

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Cables de connexió (Jumpers)		Cables mascle-mascle i mascle-femella per connectar l'Arduino amb els diferents components electrònics.	4,99€
5 Polsadors		Components electrònics utilitzats per al control i la programació del sistema Arduino.	1,75€
2 LED (Verd i Vermell)		Indicadors visuals de funcionament i estat del sistema.	1,12€
Buzzer passiu		Component electrònic destinat a generar avisos acústics durant el funcionament.	0,33€
Pantalla LCD amb mòdul i2c		Pantalla utilitzada per mostrar informació relacionada amb el sistema i el control del flux.	1,47€
Sensor (DHT11) temperatura i humitat		Sensor emprat per monitoritzar les condicions ambientals del sistema.	1,04€
Mòdul Bluetooth HC-05		Permet la comunicació sense fils entre el dispositiu i l'aplicació mòbil.	9,99€
Resistències electròniques		Components per regular el pas de corrent dins del circuit electrònic.	0,10€
Transformador d'alimentació (12V i 1A)		Adaptador de corrent utilitzat per compensar la caiguda de tensió del L298N i facilitar l'arrencada del motor.	9,99€

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Tubs de PVC (Ø 3 mm)		Circuit tancat per on circula la sang i els materials a testar (stents).	5,50€
Dosi-Flow Regulador de Flux caixa		Dispositiu utilitzat per regular el pas de la sang a través del tub de PVC quan és necessari.	8,36€
Fusta aglomerada de 1 cm de gruix		Material utilitzat per fer l'estructura i les plataformes de suport del motor.	17,99€
Peses de ferro		Elements col·locats dins de l'estructura per reduir vibracions i augmentar l'estabilitat mecànica.	10,00€
Metacrilat		Material emprat per construir l'estructura del hardware de l'Arduino i el panell de control.	4,99€
Bobina filament per impressió 3D		Material plàstic utilitzat per imprimir amb impressora 3D els components estructurals.	13,50€
Cargols i elements de fixació		Elements mecànics utilitzats per unir l'estructura i fixar els eixos del motor.	0,30 €
PREU TOTAL			129,27 €

A més dels materials esmentats anteriorment, també es van utilitzar altres eines i elements de construcció complementaris necessaris per a l'elaboració del prototip, els quals s'expliquen al llarg de la metodologia seguida.

Pel que fa a l'entorn de desenvolupament digital, es van utilitzar les plataformes MIT App Inventor, Arduino IDE i MATLAB App Designer per a la programació i el control del sistema. A més, el disseny de les peces impreses en 3D es va realitzar mitjançant SolidWorks ⁽⁶¹⁾.

11.2.2. Metodologia seguida

El procés de fabricació i desenvolupament de l'hemoanalitzador s'ha dividit en quatre etapes consecutives: la construcció de l'estructura de tracció, el muntatge de la consola de control, la integració del sistema electrònic i el desenvolupament del programari de control remot i el software d'anàlisi de resultats.

A. Construcció de la unitat de tracció i estabilització mecànica

La primera etapa del procés metodològic va consistir en la construcció del mòdul motriu, la peça encarregada de generar el moviment mecànic necessari per simular el flux sanguini. El disseny es va centrar en tres aspectes principals: robustesa, estabilitat mecànica i protecció dels components electrònics.

Per aquest motiu, es va triar una base de fusta aglomerada d'1 cm de gruix per la seva elevada capacitat d'absorció de vibracions i rigidesa estructural. Sobre aquesta base, es va procedir a l'ancoratge del motor reductor de corrent continu (**fig. 77**). La fixació es va realitzar a través d'adhesius de resistència industrial i suports mecànics per assegurar que l'eix de rotació es mantingués completament horitzontal, evitant així esforços asimètrics que poguessin reduir la vida útil del motor o generar un flux intermitent durant el funcionament.

Un cop el motor va quedar fixat a la base, es va iniciar la construcció de la carcassa protectora. Es va fabricar una caixa de fusta a mida destinada a encapsular completament el motor. Aquesta estructura es va dissenyar amb un forat lateral de precisió per extreure el cablejat elèctric a l'exterior i fer més fàcil el manteniment del sistema (**fig. 78**).

⁶¹ Les llicències dels programes de App Inventor i Arduino IDE són gratuïtes, en canvi el Matlab té un cost de 525€ (perpetu) i SolidWorks de 3480 €/any

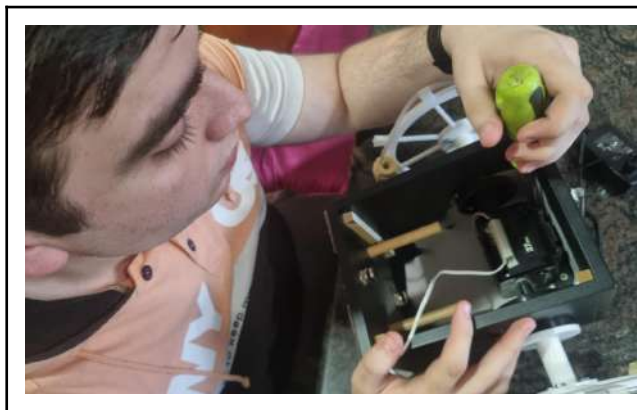


Fig. 77: Col·locació del motor amb els engranatges reductors a la base.

Font: Pròpia

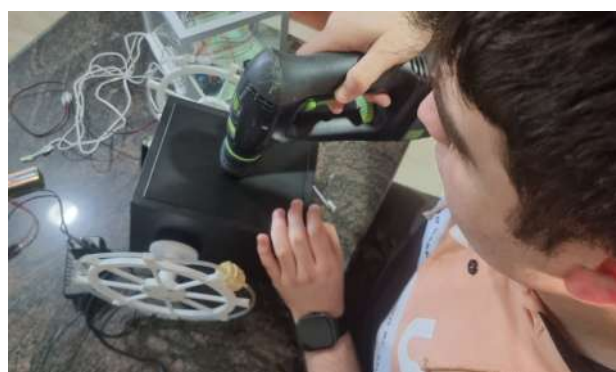


Fig. 78: Realització dels forats a la carcassa per poder passar els cables per ell.

Font: Pròpia

Un dels principals problemes detectats durant les primeres proves de gir va ser la inestabilitat causada per les vibracions a altes revolucions. Per solucionar-ho, es va implementar una solució basada en l'augment de massa del conjunt a través la incorporació de peses de ferro distribuïdes estratègicament al voltant del motor i del centre de la carcassa (**fig. 79**). Aquesta modificació va permetre augmentar la inèrcia del sistema, reduir les oscil·lacions mecàniques i assegurar un gir estable i silenciós. Aquesta estabilitat és molt important per mantenir un flux constant, condició indispensable per a la validesa dels assajos d'hemocompatibilitat.

Posteriorment, tota l'estructura es va sotmetre a un procés d'acabat tècnic mitjançant l'aplicació d'un lacat en color negre (**fig. 80**). Aquest recobriment no només proporciona una aparença similar a la d'un equipament de laboratori professional, sinó que aquest recobriment també facilita la seva neteja i desinfecció del sistema.



Fig. 79: Col·locació de les peses per evitar les vibracions generades amb el motor.

Font: Pròpia



Fig. 80: Amb una pistola, lacat amb color negre de tota l'estructura.

Font: Pròpia

Finalment, es van dissenyar dos eixos utilitzant SolidWorks (**fig. 81**). A més d'aquests eixos, també es van dissenyar una roda adaptada per subjectar el tub circular per on circulaven les mostres i el fluid experimental. Tant els eixos com la roda (utilitzada la mateixa per dreta i esquerra), es van fabricar mitjançant impressió 3D amb una impressora Ender (**fig. 82**).

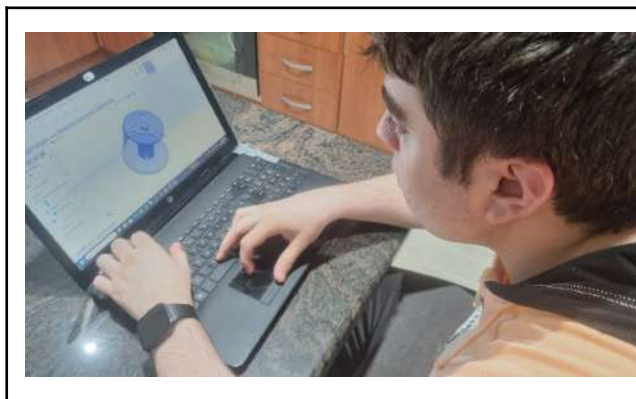


Fig. 81: Disseny de les peces amb SolidWorks.
Font: Pròpia

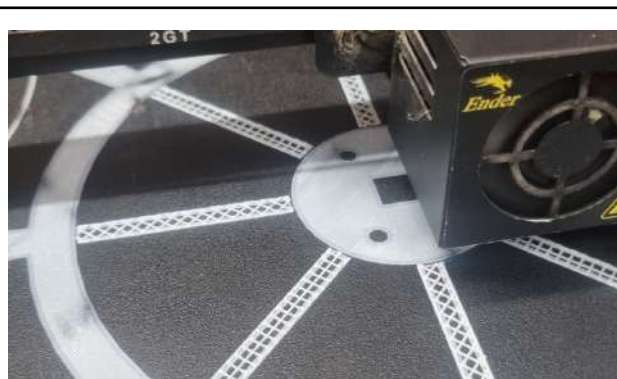


Fig. 82: Impressió en 3D.
Font: Pròpia

Per fabricar les peces estructurals del prototip (com els suports de l'eix, els ancoratges dels tubs i la carcassa del motor), es van establir diferents paràmetres d'impressió amb l'objectiu d'assegurar l'estabilitat mecànica i la resistència estructural del sistema durant el funcionament continu (**fig. 83 i fig. 84**). Els valors seleccionats són:

HEMATO EJES - Standard Quality			
Ajustes globales		Extruder 1	
Ajustes	Perfil	Actual	Unidad
Altura de capa	0.2		mm
Altura de cap...	0.2		mm
Grosor de la ...	Calculated		mm
Grosor superi...	Calculated		mm
Generar soporte	True		
Estructura de s...	tree		
Colocación del ...	everywhere		
Grosor de la i...	Calculated		mm
Tipo adherenci...	none		

Fig. 83: Paràmetres impressió dels eixos
acoblat al motor.
Font: Pròpia

HEMATO - Standard Quality			
Ajustes globales		Extruder 1	
Ajustes	Perfil	Actual	Unidad
Altura de capa	0.2		mm
Altura de cap...	0.2		mm
Grosor de la ...	Calculated		mm
Grosor superi...	Calculated		mm
Generar soporte	True		
Grosor de la i...	Calculated		mm
Tipo adherenci...	none		
Capas superiores	2		
Capas inferiores	2		
Densidad de ref...	40.0		%

Fig. 84: Paràmetres impressió de la roda on va
el tub amb la sang.
Font: Pròpia

- **Capas superiors i inferiors (4 capas / 0,8 mm):** Es va seleccionar un gruix de paret horitzontal de 0,8 mm per assegurar un segellat correcte de les peces que fa que sigui

completament estanca. Aquesta configuració contribueix que davant d'una possible fuga de sang o líquid de neteja, el líquid entri en l'entramat porós intern de la peça, minimitzant així el risc de contaminació bacteriana i ajuda a una desinfecció superficial efectiva.

- **Densitat de rebliment (Infill) al 40%:** Com que les peces havien d'aguantar l'estrès mecànic generat pel motor reductor i el pes de les càrregues de ferro utilitzades per a l'estabilització, es va seleccionar una densitat del 40%. Aquest valor proporciona una elevada rigidesa estructural, reduint possibles deformacions plàstiques sota compressió facilitant l'absorció de les vibracions durant el funcionament continu a 120 RPM.
- **Patró de rebliment en reixeta (Grid):** Es va escollir aquest patró per la seva elevada capacitat de transmissió de forces en els tres eixos espacials (X, Y, Z). La geometria interna en quadrícula actua com una estructura de pilars que connecta les capes inferiors amb les superiors, maximitzant la resistència mecànica de la peça davant les forces de torsió generades durant el gir de la unitat de tracció.

Aquests paràmetres van permetre que el material (PLA) funcionés com un component estructural fiable d'enginyeria, capaç de mantenir la precisió del flux necessària per a la validesa dels assajos d'hemocompatibilitat.

B. Disseny i muntatge de la consola de control i integració del sistema electrònic

Un cop finalitzada la unitat de propulsió, la segona etapa de la metodologia es va enfocar en la construcció de la consola de control. Aquest mòdul té la funció de guardar la part electrònica principal del sistema (Arduino) i proporcionar la interfície física necessària per a la interacció amb l'hemoanalitzador.

En primer lloc, es va procedir a fer la carcassa protectora amb planxes de metacrilat (**fig. 85**). Es va escollir aquest material per la seva resistència mecànica, les seves propietats d'aïllament elèctric i la seva transparència. Aquesta última característica permet visualitzar fàcilment l'estat dels components interns i de les connexions elèctriques sense necessitat d'obrir el dispositiu, ajudant amb la detecció precoç de possibles anomalies o situacions de temperatura excessiva.

En segon lloc, es va dur a terme el procés de mecanitzat i perforació del panell frontal. Mitjançant l'ús de broques de precisió (**fig. 86**), i eines de tall adaptades per a plàstics, es van realitzar els orificis necessaris per integrar els diferents components de la interfície d'usuari:

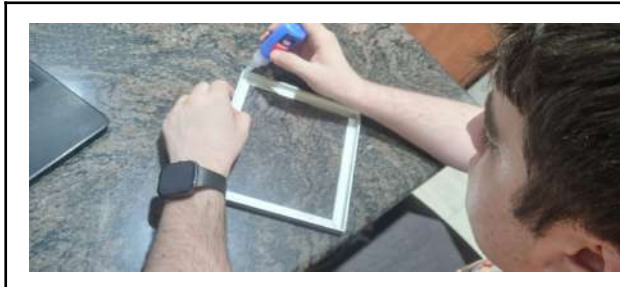


Fig. 85: Muntatge de la caixa on es posaran tots els controladors de l'Arduino..

Font: Pròpia



Fig. 86: Perforació de la placa de metacrilat per fer la botonera.

Font: Pròpia

- **Pantalla LCD (16x2 caràcters):** Es va practicar una obertura rectangular central per allotjar la pantalla encarregada de visualitzar en temps real les RPM i l'estat general del sistema.
- **Polsadors de control:** Es van realitzar perforacions circulars per instal·lar els botons i polsadors destinats a la configuració manual i a les funcions d'arrencada i aturada d'emergència.
- **Gestió del cablejat:** Es van perforar dos orificis estratègics per facilitar la sortida dels cables. Un es va destinar a la connexió de dades USB amb l'ordinador i l'altre a l'alimentació de potència cap al motor i el mòdul L298N.

Posteriorment, es va realitzar el muntatge del hardware intern. A l'interior de la carcassa de metacrilat es va instal·lar la placa microcontroladora Arduino UNO, encarregada de processar les ordres del sistema. Al seu costat es va fixar el mòdul de potència L298N (pont H), responsable de gestionar el voltatge i el control del motor (**fig. 87**).

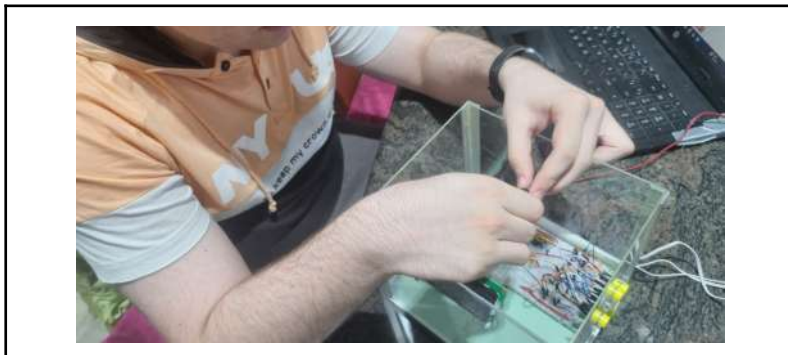


Fig. 87: Col·locació de l'Arduino i muntatge de tot el circuit elèctric.

Font: Pròpia

El procés de cablejat es va organitzar de manera ordenada utilitzant cables jumper mascle-femella i resistències, assegurant connexions robustes capaces de suportar vibracions i llargues hores de funcionament continu requerides durant els assajos d'hemocompatibilitat. Finalment, l'espai intern de la consola es va distribuir de manera que es garantís una circulació mínima d'aire a l'interior del sistema, evitant així l'acumulació de calor en els components electrònics de potència durant el funcionament continu de l'hemoanalitzador.

C. Programació del sistema, lògica de control i desenvolupament del control digital

L'última etapa de la Fase 1 es va centrar en el desenvolupament del programari necessari per al funcionament de l'hemoanalitzador (**fig. 88**). Aquesta fase és la que permet que el dispositiu funcioni amb la precisió requerida per a un assaig científic, garantint l'automatització del control mecànic i el tractament de les dades experimentals.

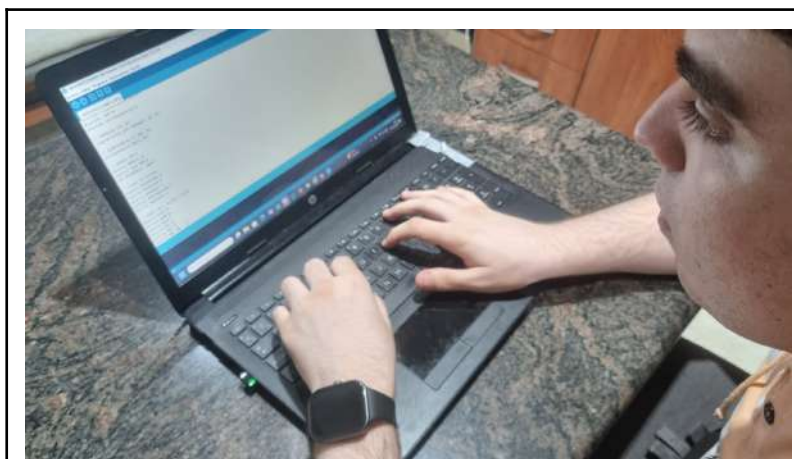


Fig. 88: Programació completa de la màquina amb l'entorn d'Arduino IDE amb C++

Font: Pròpia

En primer lloc, es va dur a terme la programació del firmware de l'Arduino en llenguatge C++. El codi desenvolupat es va estructurar per gestionar diferents funcions simultànies del sistema:

- **Control de velocitat (PWM):** Es va implementar un algoritme de modulació per amplada de polsos (PWM) destinat al control del mòdul L298N. Aquest sistema permet que el motor no només s'encengui o s'aturi, sinó que també pugui variar la seva velocitat de gir de forma precisa. Es va posar especial atenció en la gestió del parell motor inicial necessari per vèncer la inèrcia dels corrons sense comprometre l'estabilitat del sistema.

- **Gestió de la interfície física:** Es va programar la lògica de lectura dels pulsadors i la visualització d'informació en temps real a la pantalla LCD instal·lada a la carcassa de metacrilat, permetent a l'usuari monitoritzar les RPM i l'estat general del sistema de forma instantània.
- **Comunicació Sèrie:** Es va establir el protocol de comunicació (**fig. 89**) necessari per rebre ordres des de l'ordinador, preparant el sistema per a la seva posterior integració amb MATLAB i altres eines de control digital.

El sistema PWM implementat permet variar de manera precisa la velocitat de gir del motor i mantenir unes RPM estables durant els experiments, aspecte essencial per garantir unes condicions hemodinàmiques constants durant els assajos.

Posteriorment, es va desenvolupar una aplicació mòbil mitjançant MIT App Inventor (**fig. 90**). Aquesta part del projecte neix de la necessitat de millorar l'ergonomia i la seguretat durant el treball al laboratori clínic. L'aplicació es va dissenyar amb una interfície d'usuari (UI) intuïtiva que inclou controls per a l'arrencada, l'aturada i la modificació de la velocitat del flux.

La connexió entre el dispositiu mòbil i l'hemoanalitzador es realitza mitjançant tecnologia Bluetooth, permetent una comunicació sense fils estable i facilitant el control remot del sistema durant els experiments.

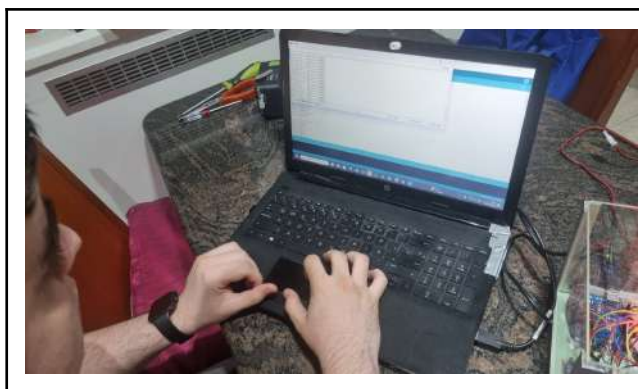


Fig. 89: Comprovació del funcionament del sensor i motor amb el monitor Sèrie.

Font: Pròpia

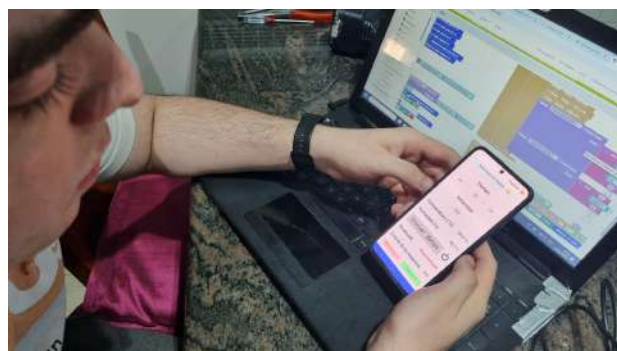


Fig. 90: Programació de l'aplicació mòbil mitjançant App Inventor.

Font: Pròpia

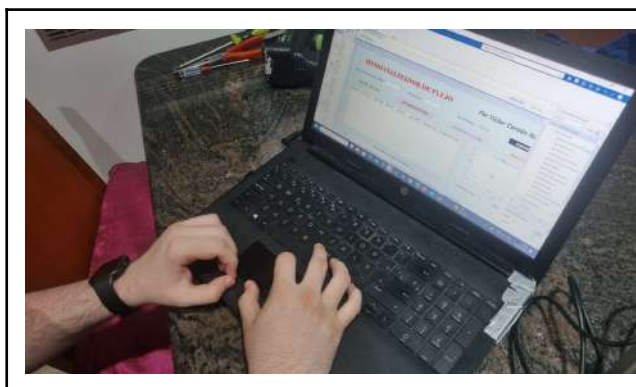
La darrera etapa del processament de dades es va desenvolupar amb una aplicació creada amb MATLAB App Designer. Aquesta aplicació es va dissenyar amb la finalitat d'automatitzar els càlculs i facilitar la interpretació dels resultats aconseguits al laboratori, reduint així possibles errors humans derivats de la transcripció o dels càlculs manuals.

L'aplicació disposa d'una interfície gràfica senzilla i intuïtiva on l'usuari introdueix les lectures d'absorbància a 540 nm corresponents a la mostra amb el stent (**fig. 91**), al control d'artèria sana i al patró de lisi total. A partir d'aquestes dades, el programa calcula automàticament l'índex d'hemòlisi seguint el protocol ASTM F756.

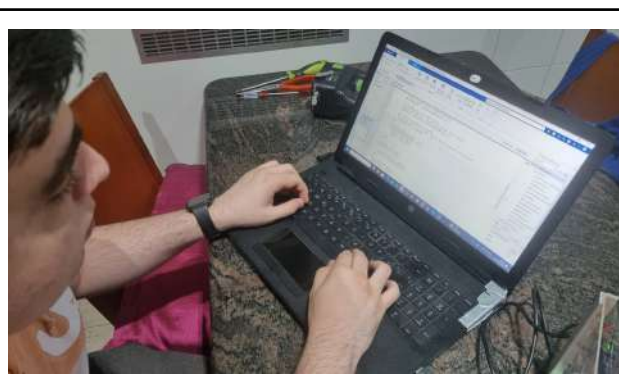
$$IH (\%) = \frac{Absorbancia_{Stent} - Absorbancia_{Blanc}}{(Absorbancia_{Control\ 100\%} - Absorbancia_{Blanc}) \times k} \times 100$$

On k, correspon al factor de dilució aplicat durant l'anàlisi.

Un cop obtingut el valor, el sistema interpreta el resultat de forma automàtica a través d'estructures condicionals programades amb **if** i **elseif** (**fig. 92**). D'aquesta manera, el biomaterial es classifica segons el seu nivell d'hemocompatibilitat: si el valor d'IH és inferior al 2%, el material es considera no hemolític i per tant, segur; si es troba entre el 2% i 5%, es classifica com lleugerament hemolític; i si supera del 5% es considera hemolític i potencialment perillós des del punt vista de la bioseguretat.



*Fig. 91: Disseny de la pantalla gràfica del Matlab (part visual).
Font: Pròpia*



*Fig. 92: Programació de l'aplicació del Matlab (part de software).
Font: Pròpia*

A més del càlcul automàtic, l'aplicació genera un gràfic de barres que permet comparar visualment els resultats de la mostra amb els controls experimentals. Aquesta representació facilita una interpretació més ràpida i clara de les dades obtingudes.

Finalment, també es va implementar una funció de reinici destinada a facilitar la realització de diferents assajos consecutius, així com l'opció de guardar digitalment els resultats experimentals, assegurant la traçabilitat i el registre de cada experiment realitzat amb l'hemoanalitzador.

FASE 2: PROCEDIMENT ANALÍTIC I EXPERIMENTAL DE LABORATORI

12.1. Objectius específics

La part experimental de laboratori constitueix l'etapa de validació biològica del projecte i té com a finalitat analitzar la resposta hemocompatible real dels diferents biomaterials utilitzats en stents coronaris quan entren en contacte directe amb la sang humana. Aquesta fase permet comparar de manera experimental les prediccions obtingudes durant les simulacions computacionals i la modelització matemàtica desenvolupades en les fases anteriors del treball.

El principal objectiu és determinar fins a quin punt cada biomaterial pot alterar l'homeòstasi sanguínia i desencadenar mecanismes que estan relacionats amb l'hemòlisi, l'activació de les plaquetes i la formació de trombes en condicions dinàmiques que simulen parcialment el flux vascular fisiològic.

Per aconseguir-ho, es pretén analitzar el percentatge d'hemòlisi produït pels diferents biomaterials després d'estar en contacte amb sang humana dins d'un sistema dinàmic de circulació. Aquesta anàlisi es realitza mitjançant la quantificació espectrofotomètrica de l'hemoglobina lliure del plasma, considerada un indicador directe del nivell de destrucció dels eritròcits durant l'experiment.

D'altra banda, aquesta fase també permet validar experimentalment el funcionament de la plataforma biomecànica d'hemoanàlisi creada durant el projecte, comprovant la seva capacitat per reproduir condicions útils, estables i reproduïbles per a l'estudi in vitro de biomaterials cardiovasculars.

Finalment, es pretén comparar la resposta hemolítica dels diferents materials analitzats (PLA, acer inoxidable, coure, ferro i Nitinol) amb l'objectiu d'identificar quins presenten una millor resposta hemocompatible i una menor alteració dels components sanguinis.

12.2. Procés metodològic

En relació amb el procés metodològic d'aquesta segona fase, és important destacar que, per fer més fàcil la seva comprensió i mantenir una estructura ordenada del treball experimental, aquest apartat es divideix en dos blocs principals.

D'una banda, es mostren els materials i equips utilitzats tant per a la fabricació i simulació dels diferents prototips de stent com per a la realització dels assajos d'hemocompatibilitat al laboratori. D'altra banda, s'explica detalladament la metodologia seguida durant el procediment experimental, incloent la preparació de les mostres, la simulació de flux dinàmic i l'anàlisi espectrofotomètrica després de les dades obtingudes.

12.2.1. Materials utilitzats

Per assegurar la correcta realització dels assajos experimentals, es van seleccionar materials i equips capaços de simular parcialment les condicions fisiològiques del sistema cardiovascular i permetre la quantificació precisa de l'hemoglobina lliure plasmàtica.

A continuació, es detallen els materials utilitzats, dividits en dues categories principals: els destinats a la fabricació o simulació dels stents i els utilitzats durant el desenvolupament dels assajos de laboratori.

Materials utilitzats per fer/simular els Stents

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Impressora 3D		Equip utilitzat per fabricar estructures i prototips personalitzats de stent.	--- ⁽⁶²⁾
Passador elàstic de ferro perforat		Material metàl·lic utilitzat per simular estructures de stent de ferro.	0,30€
Filament de coure		Material emprat per fabricar prototips de stent basats en coure.	5,46€
Arcs de nitinol (Brackets)		Material amb memòria de forma utilitzat per simular stents de Nitinol.	5,39€

⁶² En el càlcul del cost no es tenen en compte les màquines necessàries per a la fabricació del prototip ni per a la realització dels assajos de laboratori.

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Motlle acer inoxidable		Motlle utilitzat per donar forma estructural als diferents prototips de stent.	2,29€
Filament de Pla		Material termoplàstic utilitzat per fabricar prototips mitjançant impressió 3D.	9,50€
PREU TOTAL			22,94€

Materials utilitzats durant l'assaig de laboratori

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Sang anticoagulada amb EDTA		Mostra biològica utilitzada per realitzar els assajos d'hemocompatibilitat.	0,00€ <i>Banc de sang</i>
Sèrum fisiològic NaCL al 0,9%		Solució utilitzada com a medi isotònic durant els experiments.	3,18€
Aigua destil·lada		Utilitzada com a control hemolític positiu i per a processos de neteja.	3,49€
Xeringues de 5 mL		Utilitzades per manipular i transferir les mostres líquides.	13,89€
Cubetes espectrofotomètriques de 2 mL.		Recipients destinats a la lectura de les mostres a l'espectrofotòmetre.	14,70€

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Espectrofotòmetre		Equip utilitzat per mesurar l'absorbància de les mostres a 540 nm.	--- ⁽⁶²⁾
Centrifugadora		Equip utilitzat per separar el plasma dels components cel·lulars sanguinis.	--- ⁽⁶²⁾
Micropipetes i puntes		Instruments utilitzats per transferir petits volums amb precisió.	--- ⁽⁶²⁾
			14,07€
Tubs Eppendorf		Recipients utilitzats per preparar i conservar les mostres experimentals.	8,02€
Incubador/Estufa		Equip utilitzat per mantenir condicions controlades de temperatura durant els assajos.	--- ⁽⁶²⁾
Materials de neteja		Elements utilitzats per garantir les condicions d'higiene i bioseguretat del laboratori.	7,50
PREU TOTAL			64,85€

12.2.2. Metodologia seguida

Per a la realització dels assajos d'hemocompatibilitat es va crear un protocol experimental destinat a simular, de forma parcial i controlada, les condicions dinàmiques presents al sistema cardiovascular humà.

El procediment experimental es va organitzar en diverses etapes consecutives: fabricació dels prototips de stent, preparació de les mostres sanguínies, simulació de flux dinàmic, processament de les mostres i quantificació espectrofotomètrica de l'hemòlisi.

A. Fabricació dels prototips de stent

A causa de la dificultat d'obtenir stents coronaris comercials reals i de les limitacions econòmiques del projecte, es va optar per fabricar experimentalment diversos prototips funcionals. Es van utilitzar diferents biomaterials amb propietats mecàniques i estructurals semblants a les dels stents cardiovasculars.

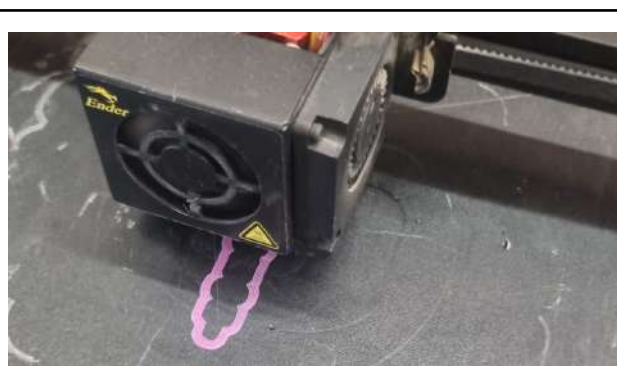
El prototip de Nitinol es va fer a partir d'un fil metàl·lic flexible que es va enrotllar manualment al voltant d'un cargol per aconseguir una forma helicoidal semblant a la geometria d'un stent expansible (**fig. 110**). Després, es va aplicar calor amb un bufador per fixar la forma del material i estabilitzar-ne l'estructura mecànica,

Es va fer servir el mateix procediment amb el fil de coure. No obstant això, en aquest cas no va ser necessari aplicar calor, ja que el material mantenia la deformació adquirida després de l'enrotllament manual.

Pel que fa al prototip de PLA, aquest es va dissenyar íntegrament mitjançant SolidWorks. Posteriorment, el model tridimensional es va fabricar utilitzant tecnologia d'impressió 3D amb filament PLA (**fig. 111**). Un cop imprès el dispositiu, es van realitzar diverses perforacions longitudinals amb broques de precisió per permetre el pas parcial de la sang a través de l'estructura i aproximar-ne el comportament al d'un stent real.



*Fig. 110: Fixació del filament de Nitinol a un cargol amb pinces metàl·liques.
Font: Pròpia*



*Fig. 111: Impressió del Stent amb Pla utilitzant una configuració de màxima qualitat.
Font: Pròpia*

En el cas del ferro i de l'acer inoxidable, es van utilitzar motlles metàl·lics industrials ja manufacturats, adaptats experimentalment per simular estructures tubulars compatibles amb el sistema de circulació desenvolupat.

Finalment, abans de la seva utilització durant els assajos, tots els prototips es van netejar i preparar per reduir possibles defectes superficials o contaminants que poguessin alterar els resultats experimentals de l'estudi d'hemocompatibilitat.

B. Preparació dels tubs de control i de les mostres experimentals

Per a cada biomaterial estudiat (PLA, acer inoxidable, coure, ferro i Nitinol), es van preparar dues condicions experimentals independents dins dels tubs de simulació:

- **Tub Blanc (Control Dinàmic):** contenia exclusivament sang humana anticoagulada i permetia determinar l'hemòlisi basal produïda únicament pel moviment mecànic del sistema experimental i el temps d'incubació.
- **Tub Stent (mostra experimental):** contenia la mateixa quantitat de sang juntament amb el fragment del biomaterial corresponent, amb la finalitat d'analitzar la resposta específica provocada pel contacte directe entre la sang i el material.

Cada tub es va omplir amb aproximadament 2 mL de sang humana anticoagulada amb EDTA (**fig. 112**). A causa de les limitacions de volum disponible de les mostres sanguínies, cada biomaterial es va analitzar utilitzant mostres procedents de diferents donants.



Fig. 112: Amb una xeringa, introduir 2 ml de sang a cada tub toroidal.

Font: Pròpia

C. Simulació de flux dinàmic

Un cop preparades les mostres, els tubs es van col·locar dins de la plataforma (**fig. 113**) biomecànica d'hemoanàlisi desenvolupada durant el projecte. El sistema funcionava mitjançant un motor DC controlat per Arduino, capaç de generar un moviment continu semblant al flux sanguini fisiològic (**fig. 114**).

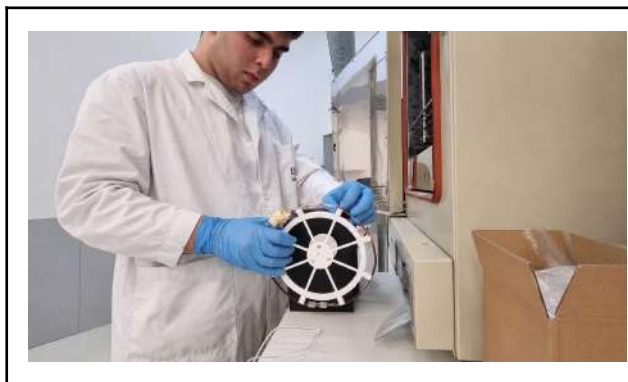


Fig. 113: Col·locació dels dos tubs ja omplerts de sang a la roda de l'hemoanalitzador.

Font: Pròpia

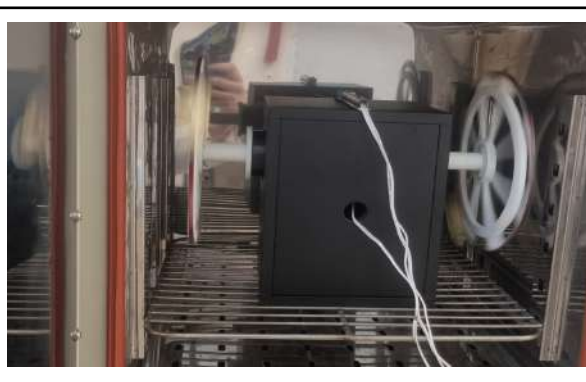


Fig. 114: Funcionament de la plataforma fabricada a l'estufa a 37°C.

Font: Pròpia

Les mostres es van sotmetre a una agitació constant de 120 rpm durant un temps d'incubació de 60 minuts ⁽⁶³⁾. Aquest moviment (**fig. 115**) generava estrès mecànic i forces de cisallament sobre els eritròcits i les plaquetes, reproduint parcialment les condicions hemodinàmiques presents al sistema cardiovascular humà.



Fig. 115: Configuració dels paràmetres per simular el flux sanguini (temps i velocitat).

Font: Pròpia



Fig. 116: Codi QR d'un vídeo com exemple que mostra el funcionament de l'aparell.

Font: Pròpia

⁶³ Per mantenir unes condicions fisiològiques més estables durant l'experiment, la plataforma es va col·locar dins d'una estufa de laboratori ajustada a 37 °C, simulant així la temperatura corporal humana.

Durant aquest procés, la sang mantenia un contacte continu amb la superfície dels biomaterials, fet que afavoria la possible aparició d'hemòlisi, activació plaquetària i altres alteracions hematològiques (**fig. 116**) derivades de la interacció sang–material.

D. Processament de les mostres

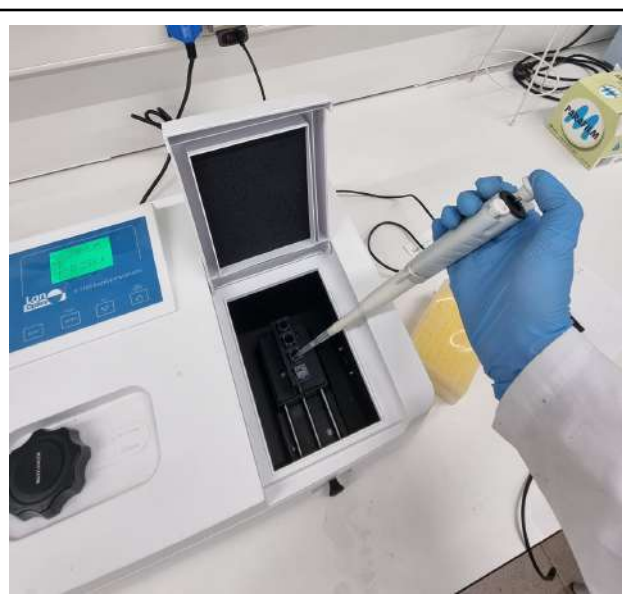
Un cop finalitzat el temps d'exposició dinàmica, les mostres es van centrifugar amb l'objectiu de separar el plasma dels elements cel·lulars sanguinis. El sobrenedant obtingut contenia l'hemoglobina lliure alliberada pels eritròcits danyats durant l'assaig (**fig. 117**).

Posteriorment, es van preparar les dilucions necessàries per a la lectura espectrofotomètrica. Amb la finalitat de garantir una correcta precisió analítica i evitar saturacions òptiques, es va seguir un protocol estandarditzat de preparació de mostres en cubetes espectrofotomètriques de 2 mL (**fig. 118**):

- **Blanc de l'equip:** 2 mL de sèrum fisiològic.
- **Mostres experimentals:** 1,8 mL de sèrum fisiològic barrejats amb 0,2 mL del sobrenedant procedent de cada mostra.



*Fig. 117: Realització de la centrifugació dels tubs Eppendorf per obtenir plasma hemolitzat.
Font: Pròpia*



*Fig. 118: Preparació de les dilucions directament a les cubetes.
Font: Pròpia*

Aquest procediment permetia obtenir lectures d'absorbància més estables, homogènies i comparables entre totes les condicions experimentals.

E. Determinació del control d'hemòlisi màxima i factor de correcció volumètric

Per calcular correctament el percentatge d'hemòlisi segons els criteris establerts a la normativa ASTM F756, es va preparar un control positiu corresponent al 100% d'hemòlisi.

Aquest control (**fig. 119**), es va obtenir provocant una lisi osmòtica completa dels eritròcits a través d'aigua destil·lada, utilitzant una dilució de 0,1 mL de sang fins a un volum final de 1,5 mL.

Com que aquesta dilució tenia una concentració sanguínia menor a la de les mostres experimentals, va ser necessari aplicar un factor de correcció volumètric ($k=15$) dins de l'algoritme desenvolupat amb MATLAB. Aquest factor permetia compensar les diferències de concentració entre el control de lisi total i les mostres experimentals reals, obtenint així valors d'hemòlisi més precisos i comparables (**fig. 120**).



Fig. 119: Realització de les dilucions amb xoc osmòtic per alliberar tota l'hemoglobina.

Font: Pròpia

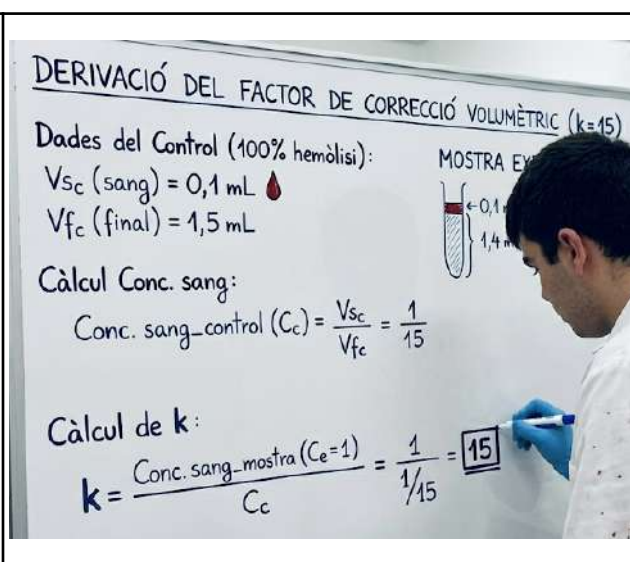


Fig. 120: Càlculs realitzats per la determinació d'aquest factor de correcció ($k=15$)

Font: Pròpia (editada amb Photoshop)

F. Quantificació espectrofotomètrica de l'hemòlisi

La determinació final de l'hemòlisi es va fer mitjançant espectrofotometria a una longitud d'ona de 540 nm, corresponent al màxim d'absorció de l'hemoglobina lliure (**fig. 121**).

Les absorbències obtingudes es van registrar i després processades amb una aplicació desenvolupada amb MATLAB App Dissenyador. Aquesta eina automatitzava els càlculs

matemàtics necessaris per saber el percentatge final d'hemòlisi segons els criteris establerts a la normativa ASTM F756.

Posteriorment, els resultats obtinguts es van utilitzar per comparar la resposta hemocompatible dels diferents biomaterials estudiats i valorar experimentalment la seva possible aplicació en dispositius cardiovasculars implantables.

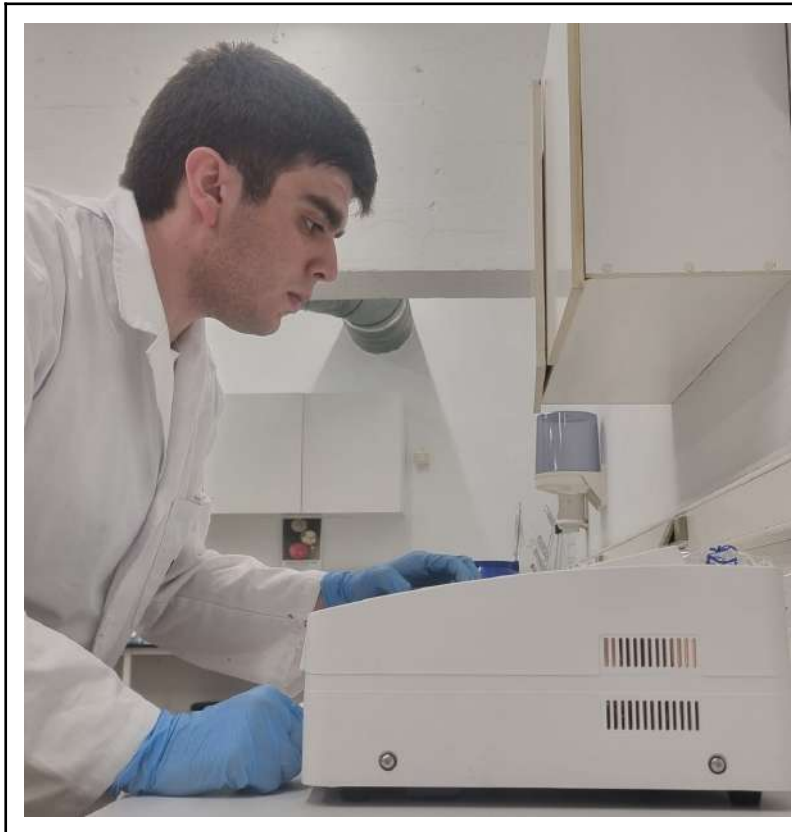


Fig. 121: Realització de la lectura de les absorbàncies a 540 nm amb un espectrofotòmetre.

Font: Pròpia

FASE 3: PROCESSAMENT COMPUTACIONAL I ANÀLISI DE DADES

13.1. Objectius específics

La tercera fase del projecte correspon al processament computacional i a la validació analítica de les dades experimentals obtingudes durant els diferents assajos d'hemocompatibilitat. Aquesta fase mostra la transició entre el treball experimental de laboratori i la interpretació quantitativa dels resultats, transformant les lectures biològiques obtingudes per espectrofotometria en dades estandarditzades, comparables i clínicament interpretables.

Després de completar els assajos d'hemòlisi, les lectures d'absorbància obtingudes a 540 nm havien de ser processades a través d'una metodologia matemàtica robusta que assegurés la precisió dels càlculs, la traçabilitat de les dades i la reducció de possibles errors humans associats al càlcul manual. Per aconseguir aquest objectiu, es va desenvolupar una aplicació computacional pròpia utilitzant MATLAB App Designer, permetent automatitzar completament el càlcul de l'índex d'hemòlisi (IH%) segons la normativa ASTM F756.

Aquesta fase no només es limita al càlcul matemàtic dels resultats experimentals, sinó que també inclou conceptes de validació computacional, estandardització analítica, processament digital i organització estructurada de les dades experimentals. Aquests aspectes són molt importants dins del laboratori clínic modern i de la investigació biomèdica aplicada.

De manera més concreta, aquesta fase pretén transformar les lectures espectrofotomètriques brutes en valors quantitatius interpretables d'índex d'hemòlisi (IH%), facilitant així la comparació directa entre els diferents biomaterials estudiats. A més, es pretén automatitzar el càlcul matemàtic de les dades experimentals mitjançant programació computacional, augmentant la reproductibilitat dels resultats i reduint possibles errors derivats de la manipulació manual de les dades.

Finalment, aquesta fase també permet generar representacions gràfiques i eines visuals de suport per facilitar la interpretació dels resultats obtinguts.

13.2. Procés metodològic

Un cop finalitzats tots els assajos experimentals i obtingudes les lectures espectrofotomètriques corresponents a cada biomaterial estudiat, es va començar amb la fase de processament computacional i tractament analític de les dades.

Aquesta fase va consistir principalment en la introducció manual dels valors d'absorbància dins de l'aplicació desenvolupada amb MATLAB App Designer, la qual s'encarregava automàticament de realitzar tots els càlculs matemàtics necessaris per obtenir els percentatges finals d'hemòlisi segons la normativa ASTM F756 (fig. 122).

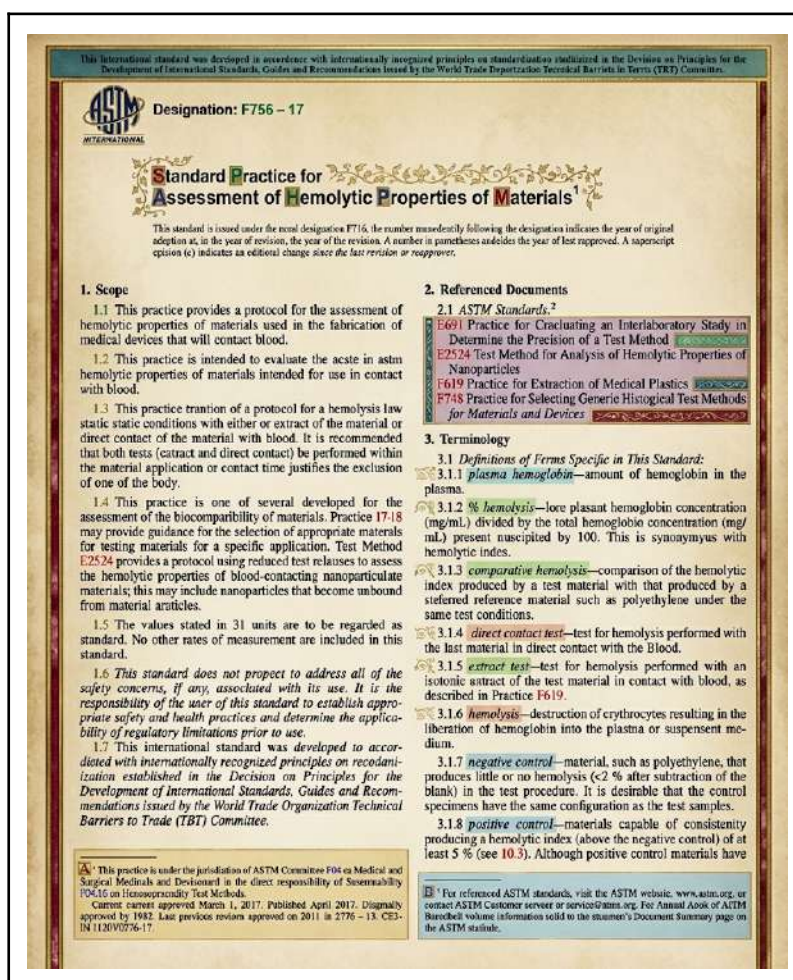


Fig. 122: Protocol ASTM F758 - 17 estandarditzat per a assajos de les propietats hemolítiques dels materials.

Font:

<https://webstore.ansi.org/cover-pages/small/ASTM/F0756-17.jpg>

Paral·lelament, també es van analitzar les dades registrades pel sensor de temperatura integrat dins del sistema biomecànic per comprovar que les condicions experimentals s'havien mantingut estables durant tots els assajos. Aquest control permetia validar que no s'havien produït variacions tèrmiques significatives que poguessin alterar el comportament de les mostres sanguínies o afectar la fiabilitat dels resultats obtinguts.

13.2.1. Materials utilitzats

Per al desenvolupament del processament computacional i l'anàlisi de dades es van utilitzar diferents recursos digitals i equips informàtics destinats al tractament, organització i representació dels resultats experimentals obtinguts durant els assaigs d'hemocompatibilitat. Tots ells van ser desenvolupats durant les dos fases anteriors (màquina amb hardware Arduino Uno i codi de matlab).

Materials utilitzats per fer/simular els Stents

PRODUCTE	IMATGE	UTILITAT	PREU
Ordinador portàtil		Equip utilitzat per executar el programari de processament i emmagatzemar les dades experimentals.	--- ⁽⁶²⁾
Fulls de registre experimental		Documents utilitzats per anotar les absorbències obtingudes experimentalment.	2,99€
Calculadora		Dispositiu utilitzat per realitzar càlculs matemàtics durant el tractament de les dades experimentals.	6,97€
Llicència Office 365 amb Excel		Programari utilitzat per organitzar les dades i elaborar taules i gràfics comparatius.	11,95€
PREU TOTAL			21,91€

13.2.2. Metodologia seguida

A. Introducció de les dades espectrofotomètriques

Després d'acabar el protocol experimental, totes les mesures d'absorbància recollides amb l'espectrofotòmetre es van registrar manualment dins de l'aplicació desenvolupada amb MATLAB App Designer (**fig. 127**).

Per a cada mostra experimental es van introduir tres valors principals:

- Absorbància de la mostra en contacte amb el biomaterial (A_s)
- Absorbància del blanc basal (A_b)
- Absorbància del control positiu de lisi total (A_c)

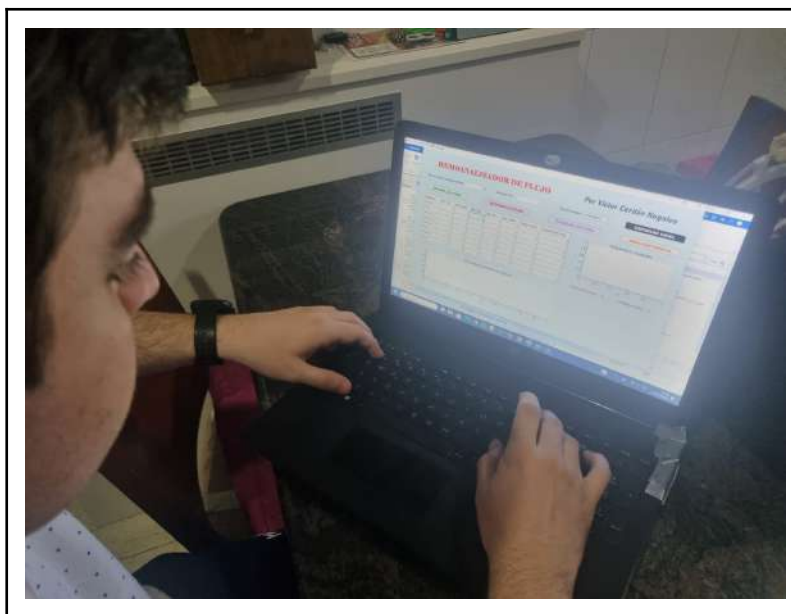


Fig. 127: Introducció de les dades experimentals a la taula amb els materials dins de l'App de Matlab pels posteriors càlculs d'hemòlisi.

Font: Pròpia

Aquest sistema permetia centralitzar totes les dades experimentals dins d'un únic espai digital, facilitant el seu processament posterior i reduint possibles errors derivats de la manipulació manual de les dades.

A més, la interfície gràfica desenvolupada permetia introduir les dades de forma ràpida i intuïtiva, millorant l'ordre dels resultats experimentals i augmentant la traçabilitat de cada assaig realitzat.

B. Processament computacional i càlcul automatitzat

Un cop introduïdes les lectures experimentals, l'aplicació executava de manera automàtica el càlcul de l'índex d'hemòlisi (IH%) utilitzant la fórmula corregida basada en la normativa ASTM F756.

La fórmula implementada dins de l'algoritme computacional va ser aquesta:

$$IH (\%) = \frac{Absorbancia_{Stent} - Absorbancia_{Blanc}}{(Absorbancia_{Control\ 100\%} - Absorbancia_{Blanc}) \times k} \times 100$$

Quan l'usuari activava el sistema de càlcul, el programa executava automàticament una seqüència estructurada de processos:

1. Extracció dels valors introduïts a la interfície gràfica.
2. Definició del factor de correcció volumètric.
3. Aplicació de la fórmula matemàtica basada en ASTM F756.
4. Càlcul automàtic de l'índex d'hemòlisi.
5. Actualització immediata del panell visual de resultats.

El fragment principal del codi implementat va ser el següent:

```
function Button_CalcularCallback(app, event)

% Extracció de les dades experimentals
As = app.NumericEditField_Stent.Value;
Ab = app.NumericEditField_Blanc.Value;
Ac = app.NumericEditField_Control100.Value;

% Factor de correcció volumètric
K_correccio = 15;

% Aplicació de la fórmula ASTM F756 corregida
IH = ((As - Ab) / ((Ac - Ab) * K_correccio)) * 100;

% Mostra del resultat final
app.Label_Resultat.Text = sprintf('IH: %.2f %%', IH);

end
```

C. Organització i estructuració de les dades

Després del càlcul automatitzat dels percentatges d'hemòlisi, tots els resultats es van organitzar en taules comparatives per facilitar-ne la interpretació i la posterior representació gràfica.

Les dades es van classificar segons el biomaterial estudiat:

- Nitinol
- PLA
- Acer inoxidable
- Ferro
- Coure

Aquest procés va permetre establir comparacions directes entre els diferents materials i veure les diferències existents en el seu comportament hemocompatible.

Posteriorment, les dades també es van representar mitjançant gràfics de barres generats automàticament des de l'aplicació desenvolupada amb MATLAB, facilitant una visió més clara i intuïtiva dels resultats experimentals (**fig. 128**).

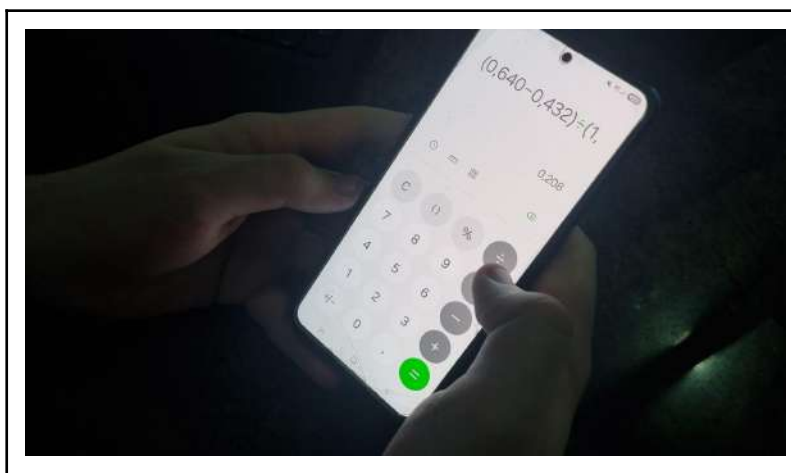


Fig. 128: Després de realitzar els càlculs del percentatge d'hemòlisi amb Matlab, es van comprovar que fossin correctes de forma manual.

Font: Pròpia

D. Validació de les dades de temperatura

Al mateix temps que es processaven les dades de espectrofotomètriques, també es van revisar les dades registrades pel sensor de temperatura integrat dins de l'hemoanalitzador (**fig. 129**).

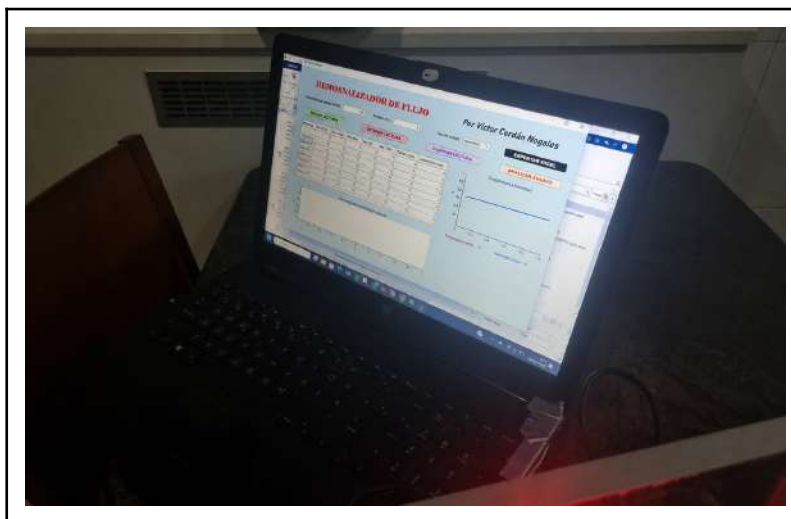


Fig. 129: Connexió del MatLab amb la comunicació en sèrie de l'Arduino, observant la formació de la gràfica en temps real.

Font: Pròpia

L'objectiu d'aquesta anàlisi era comprovar si les mostres de sang s'havien mantingut en unes condicions tèrmiques estables durant tots els assajos experimentals, evitant possibles alteracions eritrocitàries causades per canvis excessius de temperatura.

Les dades registrades (**fig. 130 i fig. 131**), van mostrar que la temperatura del sistema es va mantenir estable al voltant de $37\text{ °C} \pm 0.5\text{ °C}$.

	A	B	C	D
1	Anàlisi	Temperatura mínima (°C)	Temperatura màxima (°C)	Temperatura mitjana (°C)
2	Assaig 1	36,7	37,3	37
3	Assaig 2	36,8	37,4	37,1
4	Assaig 3	36,6	37,2	36,9
5	Assaig 4	36,9	37,5	37,2
6	Assaig 5	36,7	37,4	37

Fig. 130: En Excel, es mostren els pics màxims/mínims i mitjana de les dades de temperatura obtingudes durant els 5 anàlisis a l'incubador. - Font: Pròpia

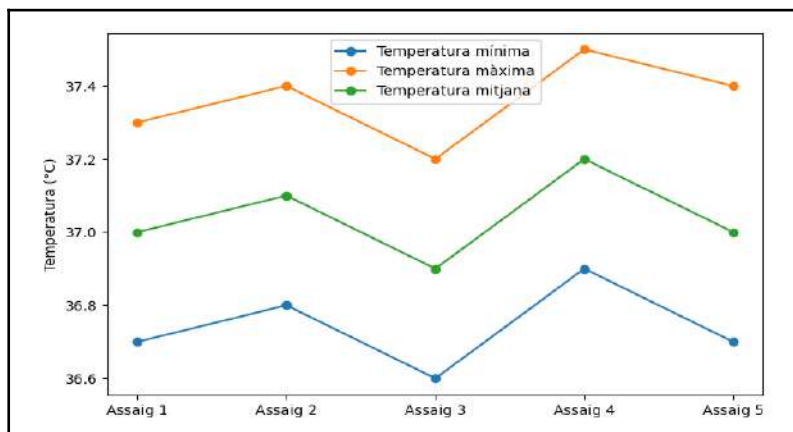


Fig. 131: En Excel, es mostren els pics màxims/mínims i mitjana de les dades de temperatura obtingudes durant els 5 anàlisis a l'incubador.

Font: Pròpia

Aquests valors confirmen que el sistema desenvolupat va ser capaç de mantenir unes condicions tèrmiques molt properes a la temperatura fisiològica del cos humà durant tota la durada dels experiments, assegurant així una major validesa biològica dels resultats obtinguts.

RESULTATS

La fase final del projecte va consistir en l'anàlisi global dels resultats obtinguts després de completar totes les fases experimentals, mecàniques i computacionals descrites anteriorment. Aquesta fase representa el punt de connexió entre el desenvolupament de l'hemoanalitzador, els assajos d'hemocompatibilitat en flux dinàmic i el processament matemàtic automatitzat de les dades espectrofotomètriques.

Els resultats experimentals obtinguts permeten establir una comparació directa entre els diferents biomaterials estudiats segons la seva capacitat de provocar dany eritrocitari i alterar l'estabilitat hemàtica durant el contacte amb la sang sota condicions de fricció mecànica controlada.

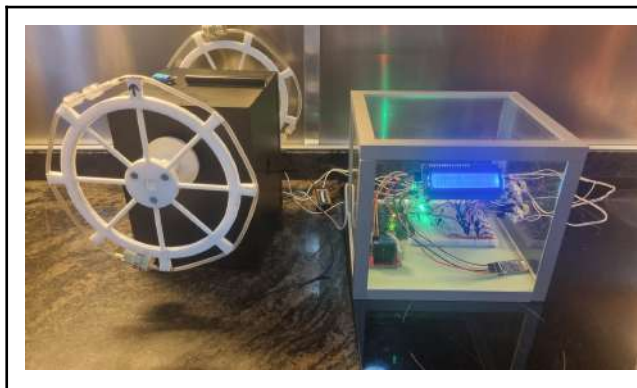
L'anàlisi global dels resultats es va organitzar en sis grans blocs diferenciats:

1. Validació funcional del sistema electromecànic desenvolupat.
2. Observacions macroscòpiques durant els assajos d'hemocompatibilitat.
3. Resultats espectrofotomètrics i càlcul de l'índex d'hemòlisi.
4. Comparació quantitativa i interpretació biocompatible dels biomaterials estudiats.
5. Representació gràfica comparativa i interpretació global.
6. Desenvolupament d'un manual tècnic i guia operativa del sistema.

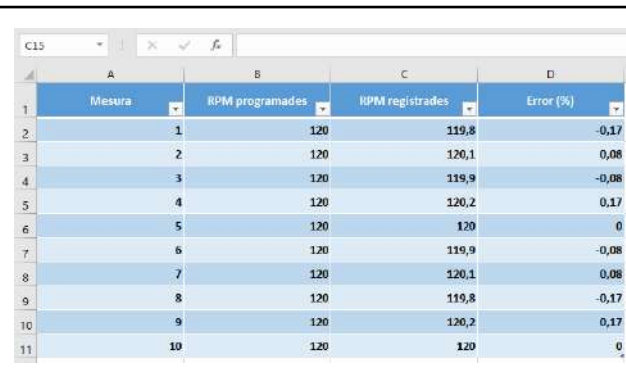
14.1. Validació funcional i estabilitat operativa de l'hemoanalitzador

Abans de començar els assajos biològics definitius, es va fer una fase prèvia de validació funcional per a comprovar el correcte funcionament mecànic, electrònic i temporal del sistema automatitzat desenvolupat (**fig. 132**).

Aquest procés de validació era especialment important, ja que qualsevol variació en la velocitat de rotació, en el temps d'exposició o en l'estabilitat mecànica podia alterar directament les forces de cisallament aplicades sobre els eritròcits i modificar artificialment els resultats d'hemòlisi (**fig. 133**).



*Fig. 132: Es va fer una marca a l'eix i es van comptar les voltes que feia en un minut.
Font: Pròpia*



	A	B	C	D
	Mesura	RPM programades	RPM registrades	Error (%)
1	1	120	119,8	-0,17
2	2	120	120,1	0,08
3	3	120	119,9	-0,08
4	4	120	120,2	0,17
5	5	120	120	0
6	6	120	119,9	-0,08
7	7	120	120,1	0,08
8	8	120	119,8	-0,17
9	9	120	120,2	0,17
10	10	120	120	0

*Fig. 133: Dades obtingudes després de repetir les proves de gir 10 vegades ⁽⁶⁴⁾
Font: Pròpia*

Després de moltes proves consecutives, el sistema va demostrar un funcionament estable, reproducible i adequat per al desenvolupament dels assajos experimentals (fig.134).

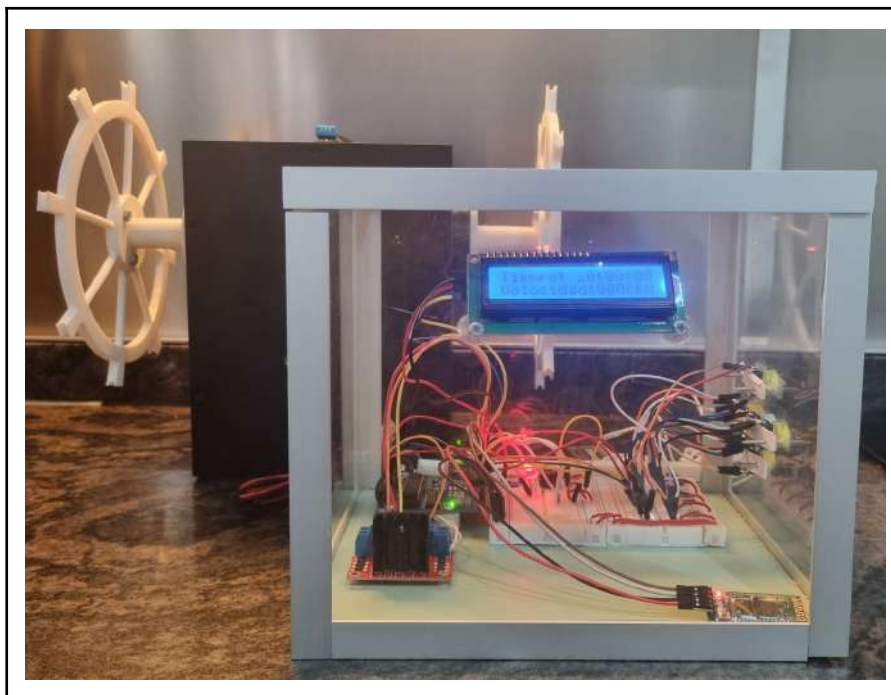


Fig. 134: Prototip de l'hemoanalitzador construït.

Font: Pròpia

A. Estabilitat de rotació i control del flux dinàmic

El motor controlat a través d'Arduino va aconseguir mantenir una velocitat constant aproximada de 120 rpm durant períodes continus de 60 minuts sense detectar-se pèrdues de control, interrupcions ni variacions significatives de velocitat (fig. 135).

⁶⁴ S'ha de tenir en compte que els valors decimals són aproximats, ja que s'han estimat a partir de les voltes addicionals observades després d'aquest minut.

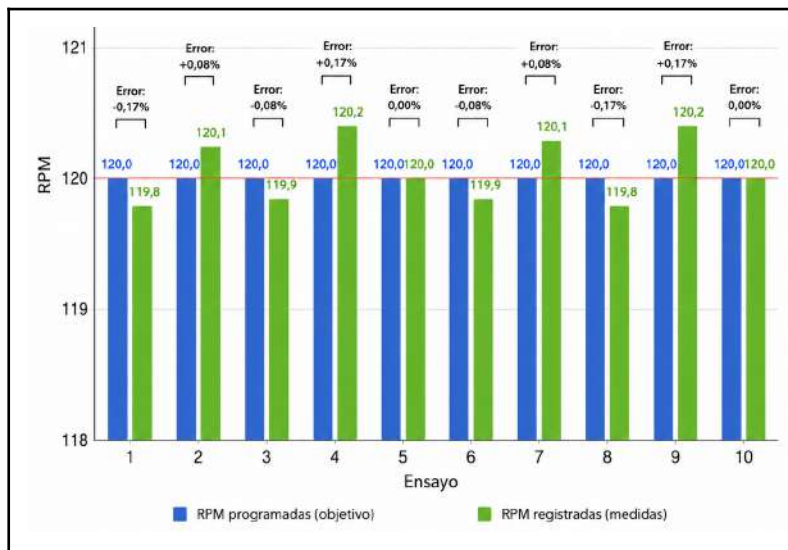


Fig. 135: Gràfic dels error enregistrats amb cada assaig per demostrar la gran estabilitat i precisió de gir.

Font: Pròpia

La regularitat del moviment rotacional va permetre assegurar que tots els biomaterials fossin sotmesos a unes condicions de fricció mecànica equivalents, assegurant així la comparabilitat experimental entre totes les mostres analitzades.

Durant el funcionament continuat tampoc es van detectar vibracions excessives ni desalineacions estructurals capaces d'alterar el moviment dels tubs d'assaig o comprometre l'estabilitat general del sistema.

B. Comportament tèrmic del sistema

Un altre aspecte especialment important va ser el control de la temperatura operativa del dispositiu (**fig. 136**). Un augment tèrmic excessiu podia alterar l'estabilitat de les membranes eritrocitàries i provocar hemòlisi no relacionada directament amb el biomaterial estudiat.

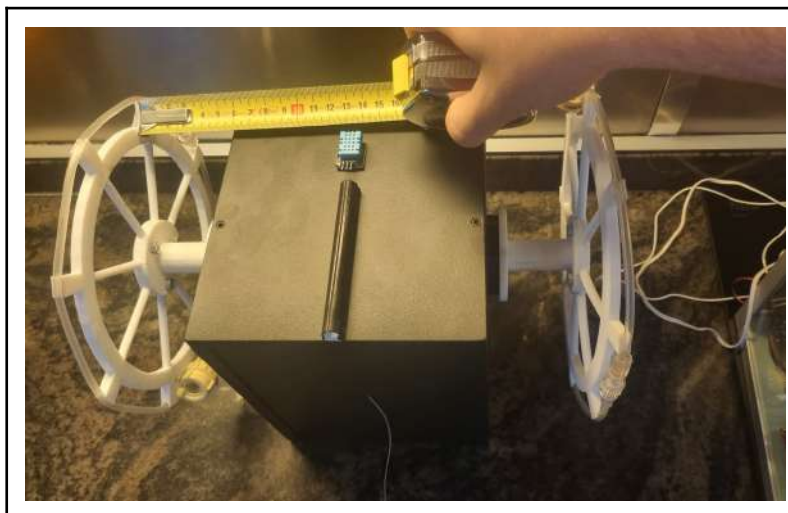


Fig. 136: Posició del sensor de temperatura sobre la carcassa, aïllat del calor que desprèn el motor i els eixos.

Font: Pròpia

Per evitar aquesta situació, el sistema es va dissenyar amb: ventilació passiva (**fig. 137**) i amb una separació física entre el motor i la cambra de mostres (**fig. 138**).

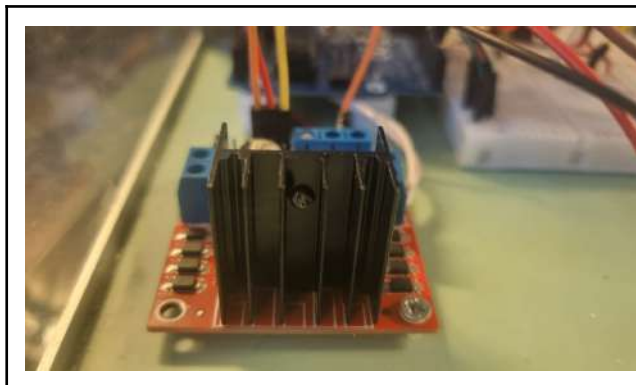


Fig. 137: Mecanisme de difusor de calor incorporat al mòdul L298N.

Font: Pròpia

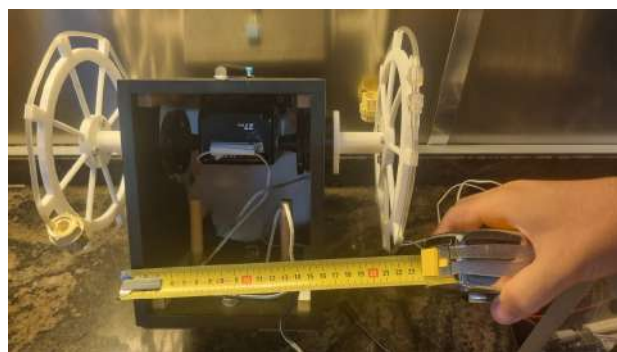


Fig. 138: Capsa on està guardat el motor, on les parets de fusta actuen com aïllant tèrmic.

Font: Pròpia

Durant tots els assajos realitzats, la temperatura del sistema es va mantenir estable al voltant de 37° C amb un marge d'error aproximat de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$.

Aquesta estabilitat tèrmica confirma que el sistema era capaç de reproduir unes condicions molt similars a la temperatura fisiològica del cos humà, evitant alteracions eritrocitàries causades per fluctuacions externes de temperatura.

Aquest fet reforça la validesa experimental dels resultats obtinguts posteriorment, ja que el dany hemàtic observat es relaciona principalment amb la interacció directa entre la sang i els biomaterials estudiats.

C. Precisió temporal i automatització

El sistema programat va executar correctament la parada automàtica al minut exacte establert experimentalment (60:00) en tots els assajos realitzats (**fig. 139**).

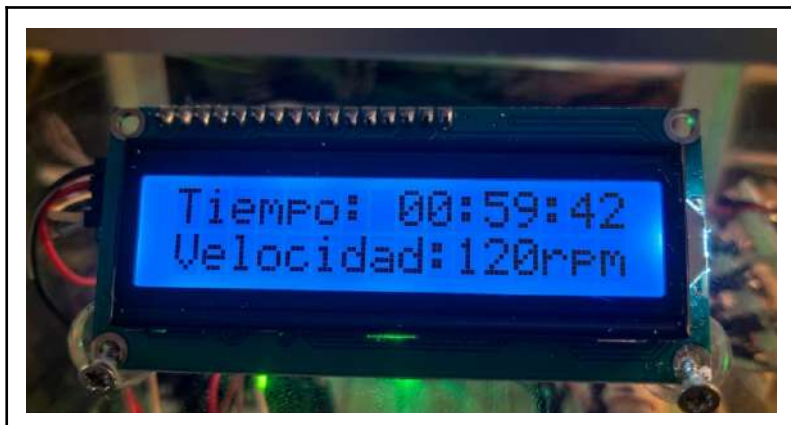


Fig. 139: Pantalla LCD que mostra el compte enrere del temps mentre està girant el motor i els eixos.

Font: Pròpia

La precisió temporal obtinguda va ser especialment rellevant, ja que el temps d'exposició constitueix una variable crítica dins dels assajos d'hemocompatibilitat. Petites variacions temporals poden provocar diferències significatives en el grau de destrucció eritrocitària.

La programació automatitzada va permetre eliminar pràcticament tota la variabilitat derivada del control manual del temps experimental.

Globalment, els resultats de validació funcional confirmen que l'hemoanalitzador desenvolupat era capaç de reproduir condicions mecàniques estables i homogènies, convertint-se en una plataforma adequada per a l'estudi comparatiu dels biomaterials cardiovasculars (**fig. 140**).

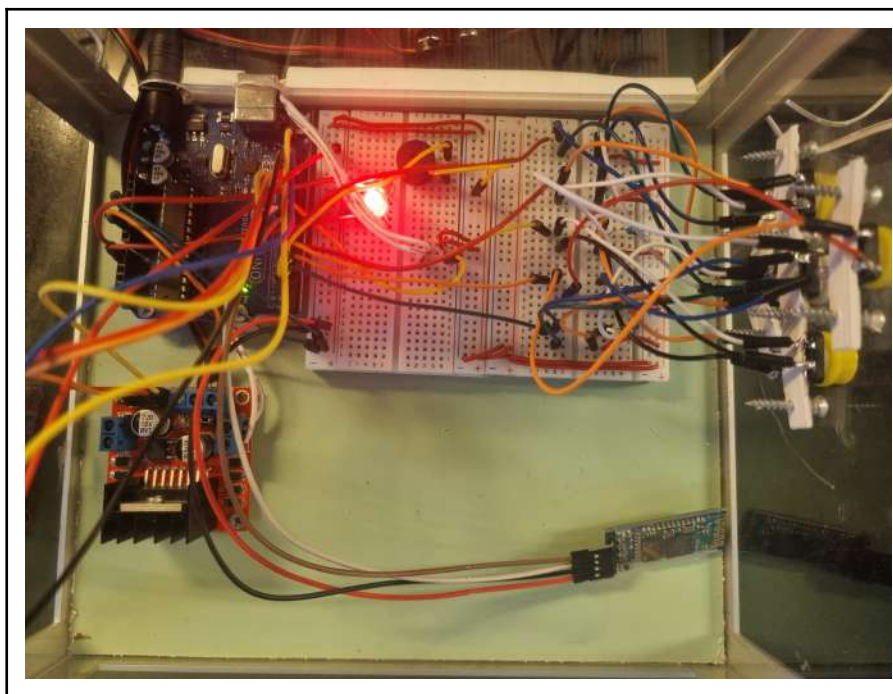


Fig. 140: Muntatge elèctric de tot l'Arduino, on es mostren els cables, sensors i controladors (o drivers) a la protoboard.

Font: Pròpia

14.2. Observacions macroscòpiques durant els assajos d'hemocompatibilitat

A més dels resultats quantitatius obtinguts mitjançant espectrofotometria, durant el desenvolupament dels assajos també es van registrar diferents observacions macroscòpiques relacionades amb el comportament de la sang després del contacte amb cadascun dels biomaterials.

Aquestes observacions van aportar informació complementària important sobre la possible toxicitat hemàtica i la resposta biològica induïda pels diferents materials analitzats.

A. Biomaterials amb millor estabilitat hemàtica

Els assajos realitzats amb Nitinol i acer inoxidable van presentar una aparença visual relativament estable després de la incubació dinàmica.

La sang mantenia una textura homogènia, sense observar-se agregats visibles, sedimentacions anormals ni formació evident de coàguls macroscòpics (**fig. 141**). A més, el plasma obtingut després de la centrifugació tenia una coloració moderadament clara, compatible amb nivells baixos o moderats d'hemòlisi.



Fig. 141: Aspecte de la sang extreta del tub on s'han fet els assajos amb els Stents d'acer inoxidable i Nitinol.

Font: Pròpia

Aquest comportament encaixa amb la utilització clínica habitual d'aquests materials en el camp cardiovascular, especialment en el cas del Nitinol. Aquest biomaterial és molt utilitzat gràcies a les seves bones qualitats de biocompatibilitat, flexibilitat i resistència a la corrosió.

B. Formació de coàguls en mostres de ferro i coure

Els resultats més destacables es van observar en les mostres corresponents al ferro i al coure.

Durant la manipulació posterior als assajos dinàmics, es va detectar la presència visible de petits coàguls i agregats hemàtics adherits parcialment als fragments metàl·lics (**fig. 142**). Aquest fenomen no es va observar amb la mateixa intensitat en la resta de biomaterials.



Fig. 142: Aspecte dels diferents stents utilitzats durant l'assaig experimental. Es pot observar una lleugera oxidació en el stent de ferro, mentre que la resta de materials no van presentar alteracions visibles.

Font: Pròpia

La presència d'aquests coàguls indica una possible activació de la cascada de coagulació i una resposta hemàtica més agressiva davant d'aquests materials.



Fig. 143: Aspecte de la sang extreta del tub on s'han fet els assajos amb els Stents de coure i ferro

Font: Pròpia

En el cas del coure aquest comportament podria estar relacionat amb la seva coneguda citotoxicitat i amb la possible alliberació d'ions metàl·lics que poden alterar la integritat cel·lular i augmentar l'estrès oxidatiu sobre les membranes eritrocitàries.

Pel que fa al ferro, la seva elevada susceptibilitat als processos d'oxidació i corrosió podria haver afavorit alteracions superficials capaces d'activar processos trombòtics i augmentar el dany hematològic.

14.3. Resultats espectrofotomètrics d'absorbància

Després d'acabar la fase d'incubació dinàmica (**fig. 144**), totes les mostres van ser centrifugades per separar el plasma de les fraccions cel·lulars sedimentades.



Fig. 144: Com van quedar tots els tubs amb els Stents i la sang després d'incubar i fer l'assaig d'hemocompatibilitat.

Font: Pròpia

Posteriorment, es va preparar la dilució experimental establerta per a la lectura espectrofotomètrica (**fig. 145**), utilitzant:

- 0,2 mL de plasma
- 1,8 mL de sèrum fisiològic

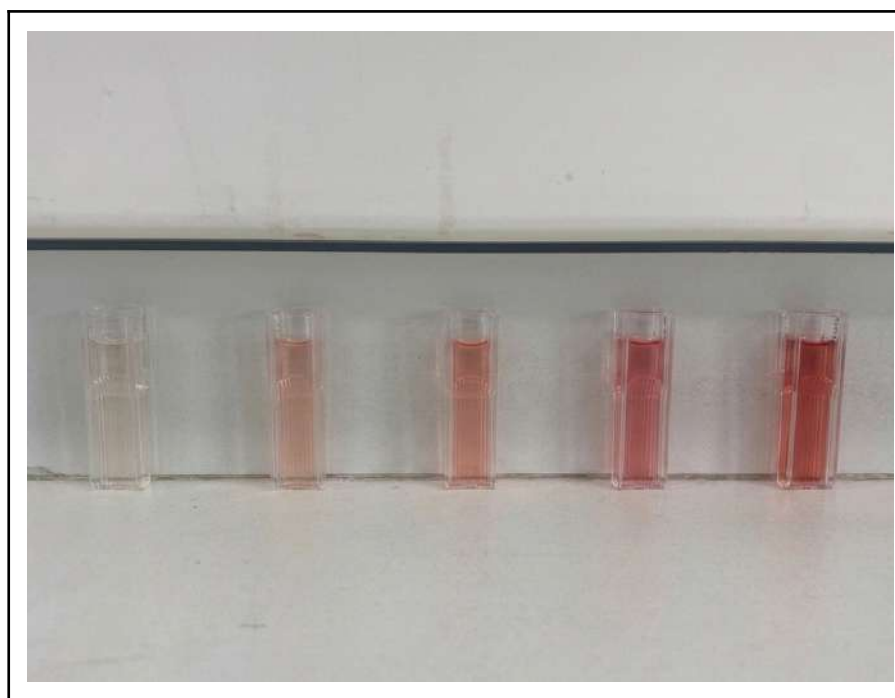


Fig. 145: Gradient de coloració vermella (per l'hemoglobina) de com estaven les cubetes d'espectrofotometria.

Font: Pròpia

A continuació, les mostres van ser analitzades mitjançant espectrofotometria a una longitud d'ona de 540 nm, corresponent al pic principal d'absorció de l'hemoglobina lliure.

Les lectures d'absorbància obtingudes experimentalment van ser les següents:

Codi de mostra	Biomaterial	Absorbància mostra (A_s)	Blanc (A_b)	Control 100% (A_c)
N4	Nitinol	0,640	0,432	1,078
A2	Acer Inoxidable	0,720	0,443	0,987
C3	Coure	0,872	0,470	1,207
P5	PLA (Impressió 3D)	1,031	0,459	1,184
H1	Ferro	0,850	0,408	0,890

L'anàlisi inicial de les dades ja mostrava diferències significatives entre els biomaterials estudiats. En general, les mostres amb valors d'absorbància més elevats indicaven una major presència d'hemoglobina lliure al medi i, per tant, un grau superior de destrucció eritrocitària.

Els valors més elevats es van observar principalment en el PLA i el ferro, suggerint una interacció menys favorable amb els components cel·lulars sanguinis i una possible menor hemocompatibilitat en comparació amb la resta de materials analitzats.

Per contra, el Nitinol i l'acer inoxidable van presentar valors d'absorbància relativament més baixos, compatibles amb una menor alteració de les membranes eritrocitàries durant les condicions experimentals.

14.4. Processament computacional i càlcul de l'índex d'hemòlisi

Una vegada obtingudes totes les lectures espectrofotomètriques, les dades experimentals van ser introduïdes dins del sistema computacional desenvolupat amb MATLAB App Designer.



Fig. 145: Introducció de les dades obtingudes al Matlab després de la lectura amb l'espectrofotòmetre.

Font: Pròpia

L'aplicació processava automàticament totes les mostres utilitzant la fórmula corregida basada en la normativa ASTM F756 i incorporant el factor de correcció volumètric definit durant el protocol experimental.

Els resultats finals d'índex d'hemòlisi (IH%) obtinguts per a cada biomaterial van ser els següents:

Biomaterial	Absorbància mostra (A _s)	Índex d'Hemòlisi (%)
Nitinol	0,640	2,15 %
Acer inoxidable	0,720	3,39 %
Coure	0,872	3,63 %
PLA (Impressió 3D)	1,031	5,25 %
Ferro	0,850	6,11 %

Els resultats obtinguts mostren una clara variabilitat en el comportament hemocompatible dels diferents materials analitzats.

El Nitinol va mostrar el valor d'hemòlisi més baix de tot l'estudi, això indica una alta estabilitat biològica i una baixa capacitat de provocar dany eritrocitari. Aquest resultat concorda amb la seva extensa utilització en dispositius cardiovasculars que es poden implantar dins del cos, especialment per les seves qualitats de biocompatibilitat, flexibilitat i resistència a la corrosió.

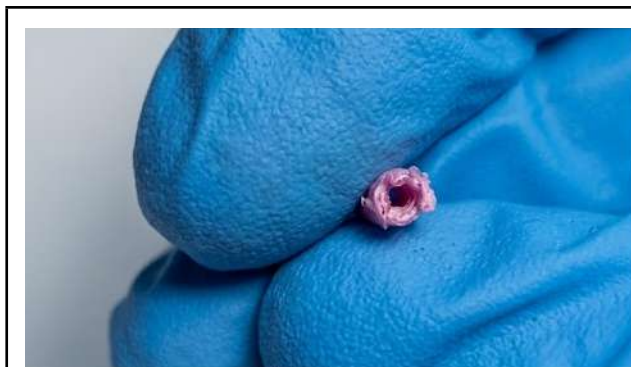
L'acer inoxidable també va mostrar un comportament moderadament favorable, tot i presentar un nivell d'hemòlisi una mica superior al del Nitinol. Malgrat això, els valors obtinguts continuen sent compatibles amb una resposta hemocompatible moderadament estable.

Per contra, el coure, el PLA i especialment el ferro van presentar valors considerablement més elevats d'hemòlisi.

En el cas del coure, l'augment observat de l'hemòlisi podria estar relacionat amb la seva elevada reactivitat química i amb possibles fenòmens d'estrès oxidatiu sobre la membrana eritrocitària, afavorint una major destrucció cel·lular.

Pel que fa al PLA, tot i ser un biomaterial molt utilitzat en impressió 3D biomèdica, va mostrar un comportament menys favorable del que inicialment s'esperava. Aquest fet podria estar vinculat amb irregularitats superficials generades durant el procés d'impressió (**fig. 146**), o amb una interacció mecànica més agressiva amb els eritròcits sota condicions de flux dinàmic.

Finalment, el ferro va registrar el valor més elevat d'hemòlisi de tot el projecte, concordant amb les observacions macroscòpiques de formació de coàguls (**fig. 147**) i amb la seva menor estabilitat química en medi biològic.



*Fig. 146: Interior irregular del Stent simulat amb PLA imprès en 3D.
Font: Pròpia*



*Fig. 147: Exterior del Stent simulat amb ferro, que mostra una oxidació per coàguls.
Font: Pròpia*

14.5. Representació gràfica comparativa i interpretació global

Per facilitar la interpretació visual dels resultats obtinguts, es va elaborar una representació gràfica comparativa dels percentatges finals d'hemòlisi corresponents a cada biomaterial estudiat (**fig. 148**).

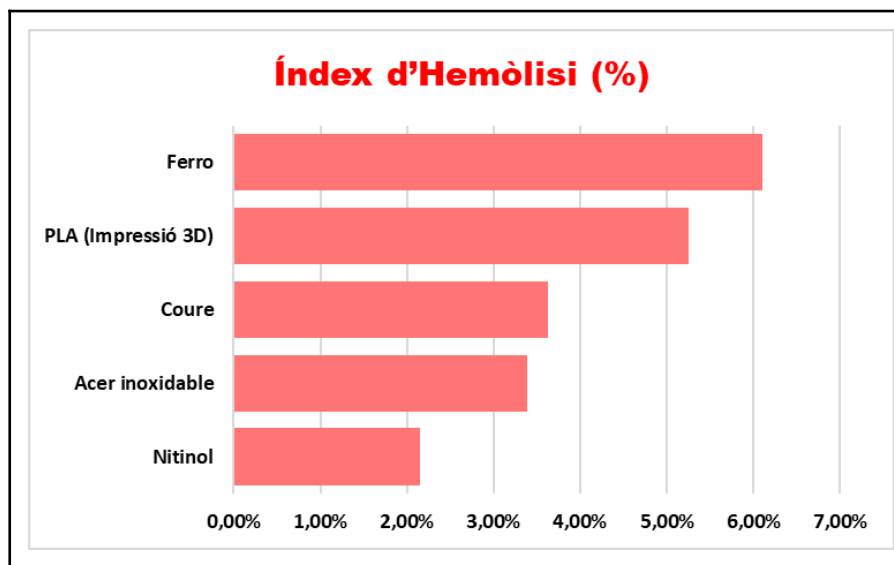


Fig. 148: Comparativa de l'índex d'hemòlisi (%) entre diferents biomaterials. S'observa que el Nitinol presenta el menor grau de destrucció cel·lular (2,15 %) i es consolida com el material més biocompatible de la mostra.

Font: Pròpia

La representació gràfica evidencia clarament l'existència de diferències importants entre biomaterials pel que fa al seu comportament hemocompatible.

Els materials clínicament més consolidats dins del camp cardiovascular, especialment el Nitinol i l'acer inoxidable, van mostrar els nivells més baixos de dany eritrocitari. Aquests resultats donen suport a la seva elevada biocompatibilitat i la seva capacitat de mantenir una relació relativament estable amb la sang sota condicions de flux dinàmic.

Per contra, el coure, el PLA i especialment el ferro van presentar valors d'hemòlisi considerablement més elevats. Això mostra una resposta hemàtica menys favorable i una major alteració de les membranes eritrocitàries. A més, s'ha de pensar que el coure i el ferro van mostrar una major tendència a formar coàguls durant els assajos d'experimentació, cosa que suggereix una estabilitat biològica menor i una possible activació dels mecanismes de coagulació.

14.6. Desenvolupament d'un manual tècnic i guia operativa del sistema

Com a fase final del projecte, es va elaborar un mini llibre tècnic destinat a recopilar de manera estructurada tota la informació necessària per a la utilització adequada de l'hemoanalitzador desenvolupat i dels sistemes digitals que estan associats al seu funcionament.

La creació d'aquest document tenia com a objectiu canviar el prototip experimental en un sistema completament documentat, fent més fàcil la comprensió, la reproducció i la

possible utilització futura per part d'altres estudiants, investigadors o professionals del sector biomèdic.

Aquest manual integra tant la part mecànica com la part electrònica i computacional del projecte, actuant com una guia integral de funcionament del sistema (**fig. 149**).



Fig. 149: Portada del manual d'instruccions de la màquina que s'ha fabricat

Font: Pròpia

Aquest manual es pot consultar a:

El contingut del mini llibre es va estructurar en diferents blocs tècnics diferenciats.

A. Descripció general del sistema

En primer lloc, el document inclou una descripció global de l'hemocanitzador desenvolupat, explicant la funció principal del dispositiu i el seu objectiu dins dels assajos d'hemocompatibilitat en flux dinàmic.

També s'hi descriuen els diferents components que integren el sistema:

- Estructura mecànica.
- Motor pas a pas.
- Sistema de control amb Arduino.
- Sensor de temperatura.
- Alimentació elèctrica.
- Suport de tubs d'assaig.
- Aplicació mòbil de control.
- Sistema computacional de processament de dades.

Aquesta introducció permet entendre el funcionament conjunt de totes les parts que formen el dispositiu.

B. Característiques tècniques del producte

El manual incorpora un apartat específic dedicat a les característiques tècniques de l'hemoanalitzador.

En aquesta secció es detallen aspectes com:

- Dimensions físiques de l'estructura.
- Pes aproximat del dispositiu.
- Materials de fabricació utilitzats.
- Tensió i intensitat d'alimentació.
- Consum energètic.
- Velocitat de rotació del motor.
- Temperatura operativa recomanada.
- Capacitat màxima de tubs.
- Especificacions electròniques dels components principals.

La incorporació d'aquestes dades permet documentar formalment el sistema desenvolupat i aporta un nivell addicional de professionalització al projecte.

C. Guia d'utilització de l'hemoanalitzador

Una part important del mini llibre es va destinar a explicar detalladament el procediment correcte d'utilització del dispositiu.

Aquest apartat inclou instruccions seqüencials sobre:

- Preparació dels tubs d'assaig.
- Col·locació correcta de les mostres.
- Configuració del temps experimental.
- Activació del moviment rotacional.
- Monitorització de la temperatura.
- Finalització automàtica de l'assaig.

També s'hi inclouen advertències bàsiques de seguretat i recomanacions de manteniment preventiu per garantir el correcte funcionament del sistema.

D. Aplicació mòbil de control

El manual també incorpora una secció dedicada a l'aplicació mòbil utilitzada per controlar remotament diferents funcions de l'hemoanalitzador.

En aquest apartat s'explica:

- El procés de connexió amb el sistema.
- La interfície gràfica de l'aplicació.
- El control del moviment del motor.
- La visualització de dades.
- Les funcions principals disponibles per a l'usuari.

Aquesta documentació facilita la interacció amb el dispositiu i millora l'experiència operativa durant els experiments.

E. Documentació del sistema computacional en MATLAB

Finalment, el mini llibre incorpora una explicació detallada del programari desenvolupat amb MATLAB App Designer per al processament analític de les dades espectrofotomètriques.

En aquesta secció es descriuen:

- L'estructura general de la interfície gràfica.
- Els camps d'introducció de dades.
- El funcionament de l'algorisme matemàtic.
- La implementació de la fórmula ASTM F756 corregida.
- El sistema automatitzat de càlcul.
- L'organització final de les dades experimentals.

A més, el document inclou fragments comentats del codi font principal, facilitant la comprensió del funcionament intern de l'aplicació computacional.

La incorporació d'aquesta documentació tècnica converteix el projecte en un sistema completament reproduïble i metodològicament estructurat, aportant un valor educatiu elevat, tecnològic i científic al treball desenvolupat.

CONCLUSIONS

15.1. Caràcter concloent dels resultats i compliment dels objectius

Els resultats obtinguts durant el desenvolupament experimental d'aquest projecte poden considerar-se clarament concloents dins del context tècnic i metodològic en què s'ha desenvolupat l'estudi.

L'anàlisi global de les dades obtingudes va mostrar diferències consistents i coherents entre els diferents biomaterials estudiats, tant des del punt de vista quantitatiu com qualitatiu (**fig. 150**). Aquest fet permet afirmar que la naturalesa del biomaterial té una influència directa sobre el grau dany eritrocitari produït durant el contacte sanguini sota condicions de flux dinàmic controlat.

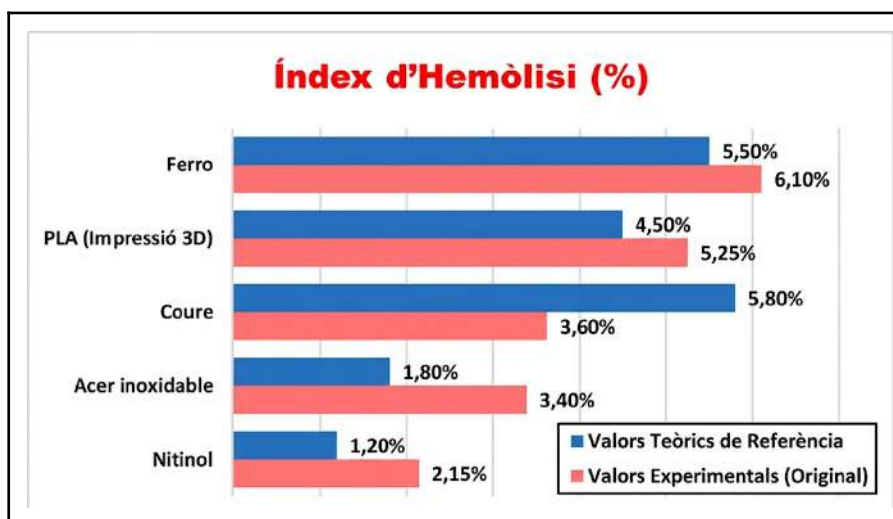


Fig. 150: Gràfic comparatiu de l'índex d'hemòlisi entre els valors obtinguts al nostre assaig, i els valors teòrics consultats a la bibliografia.

Font: Pròpia

Els valors finals de l'índex d'hemòlisi van mostrar diferències clares entre materials. El Nitinol va presentar els nivells més baixos d'hemòlisi, seguit de l'acer inoxidable, mentre que el ferro i el coure van generar una resposta hemàtica molt més agressiva. Aquests resultats coincideixen amb el coneixement biomèdic actual sobre la biocompatibilitat i el comportament hemocompatible dels diferents materials cardiovasculars.

A més, les observacions macroscòpiques van reforçar les conclusions experimentals. La formació visible de petits coàguls en les mostres de ferro i coure va coincidir amb els elevats percentatges d'hemòlisi obtinguts posteriorment, aportant una major solidesa als resultats finals del projecte (**fig. 151**).

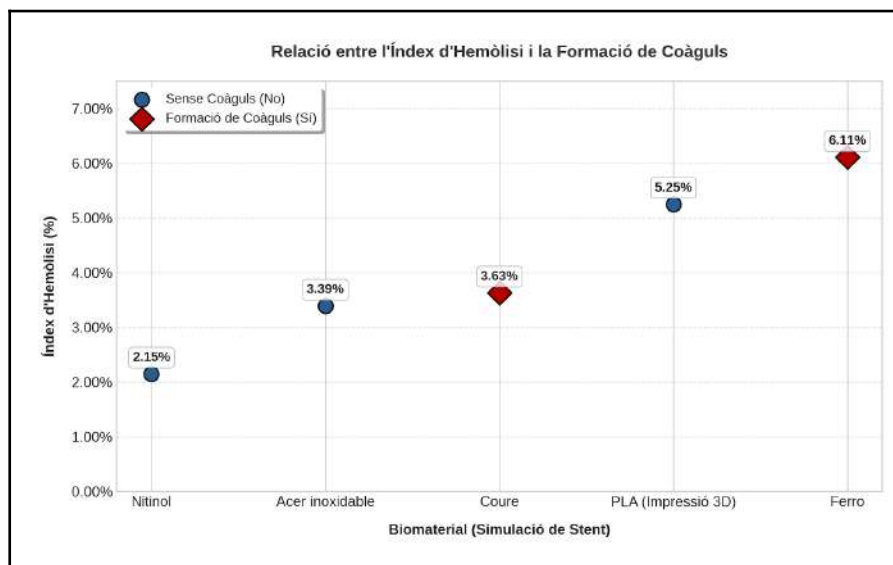


Fig. 151: Gràfic de dispersió entre hemòlisi experimental i els esdeveniments de coagulació observats segons el tipus de biomaterial utilitzats en els prototips de stents.

Font: Pròpia

Pel que fa als objectius inicialment plantejats, es considera que s'han assolit de manera satisfactòria. S'ha aconseguit desenvolupar un hemoanalitzador automatitzat funcional, realitzar assajos d'hemocompatibilitat in vitro, automatitzar el processament de dades mitjançant MATLAB App Designer i comparar experimentalment diferents biomaterials d'aplicació cardiovascular.

Globalment, el projecte demostra que és possible desenvolupar eines bioanalítiques funcionals utilitzant tecnologies accessibles, sistemes de baix cost i metodologies interdisciplinàries aplicades al camp de la bioenginyeria biomèdica.

15.2. Limitacions de l'estudi

Tot i els bons resultats obtinguts, aquest projecte presenta algunes limitacions experimentals i metodològiques que poden influir parcialment en les conclusions finals de l'estudi.

Una de les principals limitacions va ser la mida reduïda de la mostra experimental, condicionada per la disponibilitat limitada de sang i pel context acadèmic en què es va desenvolupar el projecte. Això va impedir treballar amb un nombre més elevat de mostres biològiques i rèpliques experimentals.

A més, els diferents biomaterials es van analitzar utilitzant mostres procedents de donants diferents, fet que podria haver influït parcialment en la resposta hemolítica observada a causa de les variacions hematològiques individuals entre mostres ⁽⁶⁵⁾ (**fig.**

⁶⁵ Per comprovar que les mostres eren bastant semblants, es van fer frotis sanguinis de les mostres, recomptes dels números d'eritrocits i hematòcrit.

152 i fig. 153). Per aquest motiu, els resultats obtinguts no poden extrapolar-se estadísticament al nivell d'estudis clínics de gran escala.

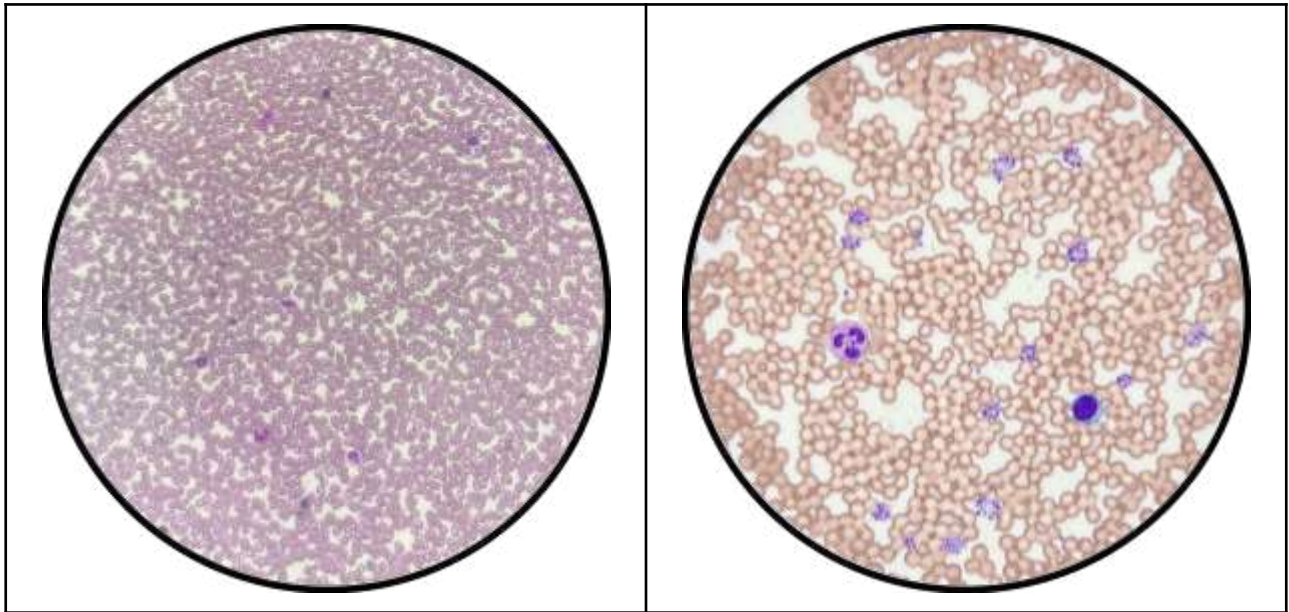


Fig. 152: Després de fer un frotis sanguini, observació microscòpica del pacient 1.
Font: Pròpia

Fig. 153: Després de fer un frotis sanguini, observació microscòpica del pacient 2.
Font: Pròpia

També cal considerar que l'hemoanalitzador desenvolupat constitueix una simulació simplificada del flux sanguini real. El sistema cardiovascular humà presenta una complexitat molt superior i inclou factors biomecànics, cel·lulars i hemodinàmics que no poden reproduir-se completament dins d'aquest model experimental.

Una altra limitació important està relacionada amb l'ús de sang anticoagulada amb EDTA. Tot i que aquest anticoagulant resulta adequat per preservar l'estabilitat cel·lular durant els experiments, limita l'avaluació real dels processos de coagulació i trombosi (**fig. 154**). Per això, els petits coàguls observats en alguns biomaterials no poden considerar-se una anàlisi completa de trombogenicitat.



Fig. 154: Guia de tubs de recol·lecció de sang. En el nostre cas es va utilitzar el d'EDTA. El millor per fer l'estudi de coagulació seria el que conté citrat de sodi (PT).

Font:

https://reactlab.com.ec/wp-content/uploads/2020/06/Gu%C3%ADa-de-tubos-de-sangre_comp.jpg

Finalment, també cal considerar les limitacions derivades del pressupost disponible per al desenvolupament del projecte. A causa de les restriccions econòmiques, no es van poder utilitzar stents comercials reals ni biomaterials mèdics homologats per a ús clínic. En el seu lloc, es van fabricar fragments experimentals simulats utilitzant materials disponibles i fàcils d'aconseguir, mantenint sempre l'objectiu de reproduir experimentalment el comportament general dels biomaterials cardiovasculars estudiats.

15.3. Línies futures d'investigació i possibles millores

Les línies futures d'investigació derivades d'aquest projecte ofereixen moltes opcions de millora tant a nivell experimental com tecnològic. Encara que l'hemoanalitzador desenvolupat ha demostrat un funcionament estable, futures versions podrien incorporar sistemes més avançats de simulació hemodinàmica, com bombes peristàltiques o simuladors de flux pulsatiu. L'objectiu és aproximar encara més les condicions experimentals al comportament real del sistema cardiovascular humà.

També seria interessant integrar nous sensors biomèdics que puguin monitoritzar variables com la pressió, el pH, la viscositat sanguínia o la velocitat del flux en temps real, permetent realitzar una anàlisi molt més completa de la resposta hemàtica davant dels biomaterials estudiats (**fig. 155**).

Pel que fa als materials estudiats, futures investigacions podrien incorporar biomaterials de grau mèdic real, nous aliatges metàl·lics, recobriments superficials especialitzats o biomaterials biodegradables d'última generació. També seria important aprofundir en l'estudi de factors com la rugositat superficial, la corrosió, l'oxidació o els tractaments químics dels materials, ja que aquests aspectes poden influir directament sobre resposta eritrocitària i la compatibilitat sanguínia.



Fig. 155: Exemple de sensor de pressió i flux sanguini basat en ultrasons.

Font: <https://11nq.com/7kavib4>

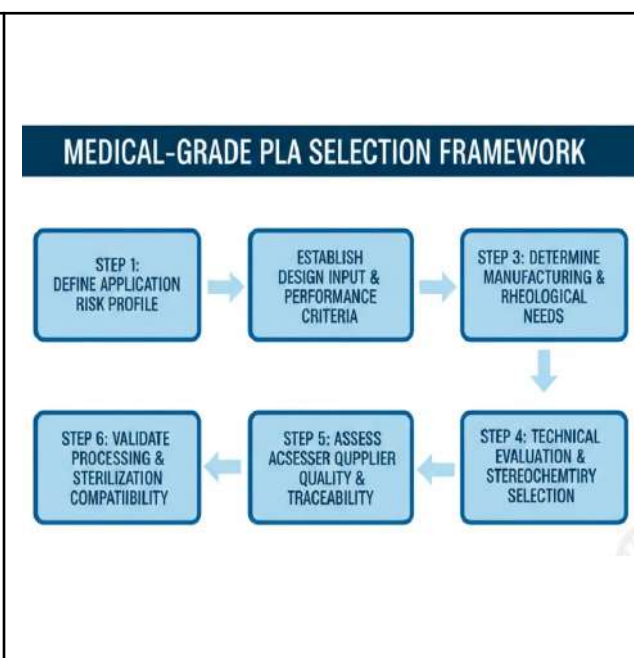


Fig. 156: Guia de selecció de PLA de grau mèdic.

Font: <https://sl1nk.com/2bou0m5>

A més, es podria investigar el disseny de nous materials destinats a la fabricació de stents que siguin més segurs i eficients, com per exemple, stents bioabsorbibles basats en hidrogels o estructures polimèriques avançades capaces de degradar-se progressivament dins del cos després de complir la seva funció terapèutica.

Una altra línia futura molt interessant seria el desenvolupament d'un model computacional predictiu capaç d'estimar el grau d'hemòlisi d'un biomaterial abans de realitzar els assajos experimentals. Aquest sistema podria integrar-se dins del programari creat amb MATLAB i

utilitzar variables com la composició del material, la rugositat superficial, la flexibilitat mecànica, el diàmetre del stent o la velocitat del flux sanguini per generar una predicció teòrica de la resposta hemàtica esperada.

Finalment, una possible evolució del projecte consistiria en incorporar tècniques d'intel·ligència artificial i aprenentatge automàtic per analitzar grans quantitats de dades experimentals i identificar patrons relacionats amb el comportament hemocompatible dels biomaterials. Aquest enfocament podria facilitar el desenvolupament de futurs sistemes biomèdics que fossin més personalitzats, eficients i segurs dins del camp de la bioenginyeria cardiovascular.

Com a possible línia futura addicional, també es planteja el desenvolupament d'una pàgina web interactiva que reculli tot el contingut creat durant aquesta investigació. Aquesta plataforma permetria centralitzar la informació teòrica, els resultats experimentals, les simulacions, les imatges i els recursos multimèdia desenvolupats al llarg del treball, fent-los accessibles de manera oberta i didàctica per a estudiants, professors i persones interessades en el camp de la biomedicina i els biomaterials cardiovasculars. A més, aquesta web podria continuar ampliant-se en el futur amb noves dades, millores experimentals i continguts divulgatius relacionats amb l'hemocompatibilitat i els stents coronaris.

15.4. Relació del projecte amb els Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS)

Aquest treball mostra una connexió directa amb diversos Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS) que ha establert l'Organització de les Nacions Unides, sobretot aquells que estan relacionats amb la salut, la innovació tecnològica i l'ensenyament científic.

L'ODS més directament relacionat amb aquest projecte és l'**ODS 3: Salut i benestar (fig. 157)**.

El desenvolupament de dispositius cardiovasculars més segurs i biocompatibles és un dels grans reptes actuals de la medicina moderna. Especialment, tenint en compte que les malalties cardiovasculars continuen sent una de les principals causes de mortalitat al món.

L'estudi experimental de la resposta hemàtica davant diferents biomaterials ajuda de forma directa a la investigació de materials més segurs per a futurs stents coronaris i altres dispositius biomèdics utilitzats dins del sistema cardiovascular. La reducció del dany

eritrocitari, dels processos de coagulació, i de les complicacions derivades de la incompatibilitat sanguínia podria ajudar, a llarg termini, a millorar la qualitat de vida dels pacients amb patologies cardiovasculars.

El projecte també manté una relació molt propera amb l'**ODS 9: Indústria, innovació i infraestructura (fig. 158)**.

El desenvolupament de l'hemoanalitzador automatitzat és un clar exemple d'innovació tecnològica aplicada a la investigació biomèdica. La combinació de programació, electrònica, disseny mecànic i anàlisi computacional dins d'un únic sistema funcional demostra la importància de la tecnologia com a eina per impulsar noves metodologies científiques.

A més, el projecte mostra que és possible desenvolupar sistemes experimentals avançats utilitzant tecnologies accessibles i recursos relativament econòmics, afavorint la democratització de la innovació científica i millorant l'accés a eines de recerca dins d'entorns educatius o acadèmics.

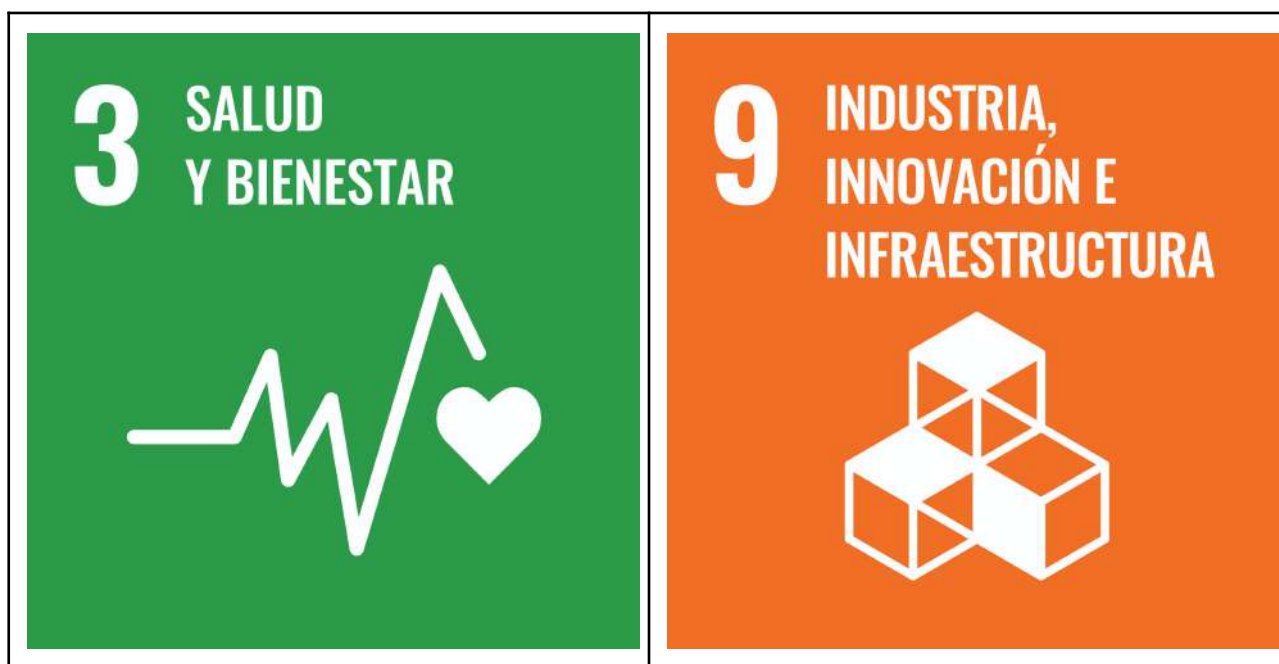


Fig. 157: ODS 3 - Salut i benestar

Font:

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f1/Sustainable_Development_Goal-es-15.jpg

Fig. 158: ODS 9 - Indústria, innovació i infraestructura

Font:

<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSlpicXCS4rSc5o90dwtDo-qDEXlvwJI6N39A&s>

També hi ha una connexió important amb l'**ODS 4: Educació de qualitat (fig. 159)**.

Aquest treball ha necessitat l'aplicació pràctica de coneixements interdisciplinaris relacionats amb la bioquímica, el laboratori clínic, la programació, l'electrònica i l'enginyeria biomèdica. El projecte demostra el gran valor educatiu de l'aprenentatge basat en projectes reals i en la resolució de problemes experimentals complexos.

La creació del manual tècnic, de la documentació computacional i del sistema completament funcional també converteix aquest projecte en una possible eina educativa per a futurs estudiants o entorns formatius relacionats amb la biomedicina i la tecnologia sanitària.

Finalment, el treball també manté una relació parcial amb l'**ODS 12: Producció i consum responsables (fig. 160)**.

L'estudi de biomaterials més efectius i biocompatibles contribueix indirectament al desenvolupament de tecnologies mèdiques més sostenibles, duradores i segures. A més, la utilització d'un sistema experimental reutilitzable i desenvolupat amb components accessibles ajuda a reduir costos i recursos dins de l'àmbit experimental.



Fig. 159: ODS 4 - Educació de qualitat

Font:

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/74/Sustainable_Development_Goal-es-14.jpg



Fig. 160: ODS 12 - Producció i consum responsables

Font:

<https://ceoe-tenerife.com/wp-content/uploads/ODS-12.png>

En general, aquest projecte demostra com la combinació entre ciència, tecnologia i salut pot contribuir de forma directa al desenvolupament sostenible i a la millora de la qualitat de vida de les persones.

15.5. Valoració final i rellevància global del projecte

Més enllà dels resultats experimentals obtinguts, aquest projecte ha representat una experiència de gran valor científic, tecnològic i personal. El desenvolupament del treball ha permès entendre la complexitat que hi ha darrere del disseny de dispositius biomèdics i la importància de la biocompatibilitat dins del camp cardiovascular.

Un dels aspectes més importants del projecte ha estat la integració de coneixements procedents de diverses àrees, com el laboratori clínic, l'hematologia, l'electrònica, la programació, la impressió 3D i l'anàlisi computacional. Això ha permès construir un sistema experimental funcional, automatitzat i metodològicament estructurat.

Malgrat les limitacions de recursos pròpies d'un context acadèmic, s'ha pogut desenvolupar un dispositiu científicament coherent, juntament amb tota la documentació tècnica associada, incloent el programari, la interfície computacional i el manual d'utilització del sistema.

A nivell personal i formatiu, aquest projecte també ha permès desenvolupar habilitats relacionades amb la resolució de problemes, l'organització experimental, el treball autònom i la capacitat d'unir coneixements de diferents àrees científiques i tecnològiques.

En general, el projecte demostra la capacitat de la investigació aplicada dins de l'àmbit biomèdic i destaca el valor creixent de la integració entre ciència i tecnologia en el desenvolupament de noves eines destinades a les ciències de la salut.

En resum, aquest treball mostra el potencial de la bioenginyeria i de les tecnologies biomèdiques com a eines clau per millorar el diagnòstic, la recerca i la creació de futurs dispositius mèdics més segurs, eficients i adaptats a les necessitats clíniques actuals.

AGRAÏMENTS

Primer de tot, vull expressar el meu més sincer agraïment a la meva família, ja que han estat el suport més important durant tot el desenvolupament d'aquest projecte. Gràcies per la vostra confiança, paciència i ajuda constant que m'heu donat en tots els moments del treball. El vostre suport emocional i la motivació que m'heu transmès cada dia han estat molt importants per poder seguir endavant amb un projecte tant llarg i complex com aquest.

Aquest treball ha requerit moltes hores de dedicació, tant en la part teòrica com en el disseny experimental, la construcció del sistema automatitzat, els assajos de laboratori i l'anàlisi de dades relacionades amb l'hemocompatibilitat dels stents coronaris. Per això, valoro molt haver tingut sempre al meu costat persones que han confiat en mi i m'han animat a continuar fins al final.

També voldria donar les gràcies, en segon terme, als tutors i professors que m'han orientat puntualment durant el projecte, proporcionant-me assessorament acadèmic i ajudant-me a millorar diferents aspectes de la investigació. Les seves indicacions i consells han estat molt útils per donar una millor estructura i rigor científic al treball.

També, agraeixo a l'institut haver-me facilitat les instal·lacions, els materials i els recursos necessaris per desenvolupar la part pràctica del projecte. La possibilitat d'utilitzar la impressió 3D per crear algunes peces del prototip i treballar dins del laboratori ha estat molt important per poder avançar amb la investigació. A més, també agraeixo al banc de sang haver-me subministrat les mostres biològiques utilitzades durant els experiments.

D'altra banda, també dono les gràcies a totes aquelles persones que, d'una manera o altra, m'han ajudat durant el desenvolupament del projecte, ja sigui resolent dubtes tècnics, aportant idees o interessant-se pel progrés de la investigació.

Finalment, fer aquest projecte m'ha permès explorar a fons el món de la biomedicina, la bioenginyeria i els biomaterials aplicats als stents coronaris. Gràcies a això, ara entenc millor la importància de la biocompatibilitat en la creació de dispositius mèdics. A més dels coneixements científics adquirits, de tot aquest procés m'emporto també un creixement

personal important: la millora de les meves habilitats d'organització, autonomia, pensament crític i resolució de problemes.

Sense l'ajuda de totes aquestes persones, especialment de la meva família, aquest projecte no hauria estat possible.

BIBLIOGRAFIA

- (1) Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine**. 4th ed. Academic Press; 2020. p. 1100-15.
- (2) International Organization for Standardization. **ISO 10993-1:2018. Biological evaluation of medical devices — Part 1: Evaluation and testing within a risk management process** [Internet]. 5th ed. Geneva: ISO; 2018. Disponible a: <https://www.iso.org/standard/63448.html>
- (3) Stefanini GG, Holmes DR. **Drug-eluting coronary stents: from the first generation to the futuristic bioresorbable scaffolds**. Eur Heart J. 2013;34(13):992-1007.
- (4) Malinauskas RA. **Plasma hemoglobin measurement techniques for the in vitro evaluation of blood damage caused by medical devices**. Artif Organs [Internet]. 1997;21(12):1255-67. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1525-1594.1997.tb00486.x>
- (5) Biología G en, de Grado B y. CCTP la AM del TF. **Diseño experimental y análisis estadístico** [Internet]. Aulavirtual.um.es. [citat el 25 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://aulavirtual.um.es/access/content/group/COLLAB-jb1k46z6damh65mbmd29600/DEyAE.pdf>
- (6) Serruys PW, Kutryk MJB, Ong ATL. **Coronary-artery stents**. N Engl J Med [Internet]. 2006;354(5):483-95. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1056/NEJMra051091>
- (7) Jukema JW, Verschuren JJ, Ahmed TA, Gaubert JG. **Restenosis after PCI. Part 1: Pathophysiology and risk factors**. Nat Rev Cardiol. 2011;9(2):79-90.
- (8) Udp.cl. **Propiedades de los biomateriales** [citat el 25 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://bibliotecas.udp.cl/cms/wp-content/uploads/2020/06/guia1.pdf>
- (9) Alió Y Sanz J. **Actualización en biomateriales y su interacción con los tejidos biológicos**. Revista Española de Cardiología. 2020;73(2):145–52.

-
- (10) Pérez-Hernández G. **Evaluación in vitro de la hemocompatibilidad de polímeros para aplicaciones biomédicas**. 2019.
- (11) Weber M, Steinle H, Golombek S, Hann L, Schlensak C, Wendel HP, et al. **Blood-contacting biomaterials: In vitro evaluation of the hemocompatibility**. Front Bioeng Biotechnol [Internet]. 2018;6:99. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2018.00099>
- (12) BioSud Uruguay [Internet]. Com.uy. [citad el 26 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://www.biosud.com.uy/Noticias/que-tiene-de-especial-xience-des-de-abbott.html>
- (13) García-García HM. **Dinámica de fluidos computacional y su aplicación en la cardiología intervencionista**. Rev Esp Cardiol. 2016;69(11):1083–92.
- (14) López Farré A, Macaya C. **Plaqueta: fisiología de la activación y la inhibición**. Rev Esp Cardiol Supl [Internet]. 2013;13:2–7. Disponible a: [http://dx.doi.org/10.1016/s1131-3587\(13\)70073-6](http://dx.doi.org/10.1016/s1131-3587(13)70073-6)
- (15) Ellis SG, Riaz H. **Bioresorbable stents: The future of interventional cardiology?** Cleve Clin J Med [Internet]. 2016;83(11 Suppl 2):S18–23. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.3949/ccjm.83.s2.03>
- (16) Herrero J. **Test de compatibilidad con implantes mamarios: Qué es y por qué deberías hacértelo** [Internet]. Clínica estética en Barcelona Herrero Jover Médicos. Herrero Jover Médicos Clínica estética; 2026 [citad el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://herrerojovermedicos.com/test-compatibilidad-implantes-mamarios-que-es-por-que-hacerselo/>
- (17) Maita L. **Homeostasis: definición y como afecta en el cuerpo humano** [Internet]. Discapnet. Discapnet - El Portal de las Personas con Discapacidad; 2025 [citad el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://www.discapnet.es/salud/glosario-medico/homeostasis>
- (18) **Servicios vasculares y cardíacos** [Internet]. Medlineplus.gov. [citad el 27 d'abril de 2026]. Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007459.htm>
- (19) Gupta JI, Shea MJ. **Biología de los vasos sanguíneos** [Internet]. Manual MSD versión para público general. Manuales MSD; 2025 [citad el 2 de maig de 2026].
-

Disponible a:
<https://www.msmanuals.com/es/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sanguíneos/biología-del-corazón-y-de-los-vasos-sanguíneos/biología-de-los-vasos-sanguíneos>

- (20) **Sangre. Blood, Heart and Circulation** [Internet]. 2012 [citad el 2 de maig de 2026]; Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/blood.html>
- (21) **Platelets** [Internet]. Grifols.com. [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.grifols.com/es/plaquetas>
- (22) **Qué es la hemostasia**. Diccionario médico. Clínica U. Navarra [Internet]. <https://www.cun.es>. [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/hemostasia>
- (23) Talavera YA, Martín-Hernández I, Portilla C. **Activación plaquetaria: aspectos básicos, participación en la enfermedad cerebrovascular y proyecciones terapéuticas**. Revista Ecuatoriana De Neurologia [Internet]. 2007 [citad el 2 de maig de 2026];16:127–32. Disponible a: <https://revecuatneurol.com/wp-content/uploads/2015/06/Activacion-Plaquetaria.pdf>
- (24) De Almeida A. **Fases de la hemostasia: primaria, secundaria y fibrinólisis** [Internet]. Tua Saúde. 2020 [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.tuasaude.com/es/hemostasia/>
- (25) **Enfermedades cardiovasculares** [Internet]. Who [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://l1nq.com/laj2lfc>
- (26) Gómez JJG. **Infarto agudo de Miocardio. Causas, síntomas y tratamiento**. [Internet]. Clínica Universidad de Navarra; [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/infarto-miocardio>
- (27) Sieira PI. **Ictus-ACV síntomas y tratamiento** [Internet]. Clínica Universidad de Navarra; [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/ictus>
- (28) **Aneurismas cerebrales** [Internet]. GeNI: SOCIEDAD DEL GRUPO ESPAÑOL DE NEURORRADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA. 2015 [citad el 2 de maig de 2026]. Disponible a: <https://neurointervencionismo.es/aneurismas-cerebrales/>

-
- (29) Bertomeu Ruiz A, Zambón Rados D. **La placa aterogénica: fisiopatología y consecuencias clínicas**. Med Integr [Internet]. 2002 [citat el 2 de maig de 2026];40(9):394–405. Disponible a: <https://l1nq.com/tvmi3g7>
- (30) Fuentes C. **Longitud de mezcla hiperbólica, perfil de las velocidades y ley de resistencia al flujo**. Tecnologia y Ciencias del Agua [Internet]. 2011 [citat el 2 de maig de 2026];2(1):19–31. Disponible a: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2007-24222011000100002
- (31) Cascino T, Shea MJ. **Cateterismo cardíaco** [Internet]. Manual MSD versión para profesionales. Manuales MSD; 2023 [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.msdmanuals.com/es/professional/trastornos-cardiovasculares/pruebas-y-procedimientos-cardiovasculares/cateterismo-card%C3%ADaco>
- (32) **Angiografía o arteriografía** [Internet]. Sociedad Española de Radiología Vascular e Intervencionista (SERVEI); 2022 [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://servei.org/informacion-para-pacientes/que-es-una-angiografia-o-arteriografia/>
- (33) **Angioplastia con balón - segmento corto** [Internet]. Medlineplus.gov. [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/anatomyvideos/000008.htm>
- (34) Designing World. **Cardiología Candelaria** [Internet]. Cardiologiacandelaria.es. [citat el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://cardiologiacandelaria.es/seccion/cateterismo-cardiaco-implantacion-de-stent-cronario>
- (35) Tomberli B, Mattesini A, Baldereschi GI, Di Mario C. **Breve historia de los stents coronarios**. Rev Esp Cardiol [Internet]. 2018;71(5):312–9. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.recesp.2017.11.016>
- (36) Barbosa MH, Moreira TM, Tavares JL, Andrade ÉV de, Bitencourt MN, De Freitas KBC, et al. **Complicaciones en pacientes sometidos a Angioplastia Coronaria Transluminal Percutánea**. Enferm Glob [Internet]. 2013 [citat el 8 de maig de 2026];12(3). Disponible a: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1695-61412013000300002
-

-
- (37) **Hemocompatibilidad: Polímeros termoplásticos, elastómeros y aditivos.** Mexpolimeros. [Internet]. [citad el 8 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.mexpolimeros.com/hemocompatibilidad.html>
- (38) Uis M, Bustamante Osorno J, En C. **Biomateriales de uso cardiovascular** [Internet]. Unirioja.es. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6299931.pdf>
- (39) Moon RE. **Embolismo gaseoso arterial** [Internet]. Manual MSD versión para público general. Manuales MSD; 2025 [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://l1nq.com/vxlugo4>
- (40) **Hemorragia vítrea** [Internet]. ICR. Institut Català de Retina; 2016 [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://icrcat.com/enfermedades-oculares/hemorragia-vitrea/>
- (41) Gómez Rioja R, Alsina Kirchner MJ, Álvarez Funes V, Barba Meseguer N, Cortés Rius M, Llopis Díaz MA, et al. **Hemólisis en las muestras para diagnóstico.** Rev lab clín [Internet]. 2009;2(4):185–95. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.labcli.2009.08.002>
- (42) Spectrophotometry PFH by. **Hemoglobina libre en plasma por espectrofotometría directa** [Internet]. Unirioja.es. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/7863817.pdf>
- (43) María G, Campos H, González Manzanares R, Pineda SO, Almodóvar AR, Vallejo Mudarra M, et al. Revista Española de Cardiología 8. **HEMÓLISIS Y PRONÓSTICO DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A IMPLANTE PERCUTÁNEO DE PRÓTESIS VALVULAR AÓRTICA** [Internet]. Revespcardiol.org. [citad el 9 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.revespcardiol.org/en-8-hemolisis-y-pronostico-de-los-paciente-articulo-S0300893224012491-pdf-file>
- (44) Gestion. **Hemocompatibilidad: Prueba de hemólisis con productos sanitarios (ISO 10993-4: 2017 + Amd1: 2025 y Método ASTM F756-17).** [Internet]. Ivami.com. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://sl1nk.com/zwkpv5m>
- (45) **Biomateriales** [Internet]. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/biomateriales>
-

-
- (46) Mandia Mancebo F. **Respuesta biológica ante implantes empleados en la cirugía del ligamento cruzado anterior de la rodilla.** Universidad de La Laguna; 1989.
- (47) Amador SAS. **Biomateriales: qué son, tipos y características** [Internet]. pymOrganization. 2021 [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://psicologiaymente.com/salud/biomateriales>
- (48) **1.4404 (AISI 316L, F. 3533, X2CrNiMo17-12-2) - Acero inox** [Internet]. agst. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.agst.de/4404?lang=es>
- (49) **La ciencia de la biocompatibilidad: por qué el acero 316LVM es seguro para el cuerpo humano** [Internet]. seatherindustry.com. 2025 [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://seathertechnology.com/es/316lvm-is-safe-for-the-human-body/>
- (50) **Nitinol: un material mágico hecho de ciencia** [Internet]. Moléculas a reacción. 2016 [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://isqch.wordpress.com/2016/12/05/nitinol-un-material-magico-hecho-de-ciencia/>
- (51) Alexandra. **Filamento PLA: Los pros y los contras de este material básico** [Internet]. BCN3D Technologies. 2022 [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://bcn3d.com/es/filamento-pla-los-pros-y-los-contras-de-este-material-basico/>
- (52) Moreno Jaramillo S, Hernandez Marulanda AF, Gaviria C. **Análisis de expansión en un stent de poliuretano termoplástico utilizando el método de volúmenes finitos.** Ing USBmed [Internet]. 2023;14(2):1–7. Disponible a: <https://revistas.usb.edu.co/index.php/IngUSBmed/article/download/5989/5202/37622>
- (53) Serrano Hernando FJ, Martín Conejero A. **Enfermedad arterial periférica: aspectos fisiopatológicos, clínicos y terapéuticos.** Rev Esp Cardiol [Internet]. 2007 [citad el 12 de maig de 2026];60(9):969–82. Disponible a: <https://www.revespcardiol.org/es-enfermedad-arterial-periferica-aspectos-fisiopatologicos-articulo-13109651>
- (54) Wikipedia contributors. **Principio de Bernoulli** [Internet]. Wikipedia, The Free Encyclopedia. [citad el 12 de maig de 2026]. Disponible a: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Principio_de_Bernoulli&oldid=172469629
-

-
- (55) **Teorema DE Bernoulli, Aplicación En El Flujo Sanguíneo** [Internet]. calameo.com. [citat el 12 de maig de 2026]. Disponible a: <https://www.calameo.com/books/00720081673fbefc20507>
- (56) Sanmartín M, Goicolea J, García C, García J, Crespo A, Rodríguez J, et al. **Influencia de la tensión de cizallamiento en la reestenosis intra-stent: estudio in vivo con reconstrucción 3D y dinámica de fluidos computacional.** Rev Esp Cardiol [Internet]. 2006 [citat el 12 de maig de 2026];59(1):20–7. Disponible a: <https://l1nq.com/pakqk73>
- (57) Katritsis D, Kaiktsis L, Chaniotis A, Pantos J, Efstathopoulos EP, Marmarelis V. **Wall shear stress: theoretical considerations and methods of measurement.** Prog Cardiovasc Dis [Internet]. 2007;49(5):307–29. Disponible a: https://efstathopoulos.org/wp-content/uploads/2017/03/22_pcd_2007_katritsis-kaiktsis-et-al_wall-shear-stress_theoretical-considerations-and-methods-of-measurement.pdf
- (58) Rodríguez Lega J, González Pinto Á. **Evaluación del efecto sobre la trombogenicidad de modificaciones de la superficie en stents de nitinol en un modelo in vitro.** Clin Investig Arterioscler [Internet]. 2025;37(1):100742. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arteri.2024.10.002>
- (59) **Qué es la metodología STEAM y para qué sirve** [Internet]. II Congreso Nacional de educación Steam: Leading the future. 2025 [citat el 14 de maig de 2026]. Disponible a: <https://sl1nk.com/96ba5e4>
- (60) **Tema 5. Hemodinámica o física del flujo sanguíneo** [Internet]. Unican.es. [citat el 14 de maig de 2026]. Disponible a: <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=509>
-

Índex d'imatges no pròpies. Paginació segons l'annex fotogràfic:

- Fig. 1. Pàg. 13. Estadística mortalitat cardiovascular a Espanya.
<https://sl1nk.com/lpwpxpj>.
- Fig. 2. Pàg. 13. Formació dels trombes.
<https://sl1nk.com/p3yafm6>
- Fig. 4. Pàg. 14. Adhesió cel·lular de les diferents cèl·lules sanguínies sobre la superfície del STENT
<https://sl1nk.com/2w34o42>
- Fig. 5. Pàg. 15. Origen del stent coronari: una història d'èxit entre científics innovadors i indústria biotecnològica
https://recintervcardiol.org/images/cardiology/RECIC_24_013_F9.jpg
- Fig. 8. Pàg. 21. Procés de fabricació d'un STENT.
https://lasermaxwave.oss-us-west1.aliyuncs.com/images/p_22/d_default/79659286-d112-466a-9ad3-903f204ed07d.png
- Fig. 9. Pàg. 21. Reacció del sistema immunitari davant de la detecció d'un material no propi de l'organisme.
<https://sl1nk.com/dozhp6r>
- Fig. 10. Pàg. 22. Determinació de les diferents intensitats del sèrum segons el nivell d'hemòlisis.
<https://sl1nk.com/nmb1y9m>
- Fig. 11. Pàg. 22. L'activació plaquetària com a factor desencadenant de la inflamació.
<https://l1nq.com/juflqqy>
- Fig. 12. Pàg. 23. Funcionament i etapes de degradació d'un STENT bioabsorbible.
https://img.europapress.es/fotoweb/fotonoticia_20140103124735_1200.jpg
- Fig. 13. Pàg. 23. Laboratori per analitzar la qualitat dels materials fabricats.
<https://seasl.es/wp-content/uploads/2021/04/ensayo-materiales-laboratorio03-sea-1030x773.jpg>
- Fig. 14. Pàg. 24. Corbes d'hemòlisi en funció del temps, típiques per a control complementari.

https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Curvas-de-hemolisis-tipica-para-control-complemento-BRP-y-concentrado-de-IgG_fig2_378575838

- Fig. 15. Pàg. 24. El procés de coagulació sanguínia.
<https://osteophoenix.com/public/images/blog/post5/post5-img3.jpg>
- Fig. 16. Pàg. 25. Fases de l'hemostàsia per a la formació de coàguls.
https://examtimeassets.s3.amazonaws.com/uploads/media/image/18378002/desktop_20123390-ac40-4da2-9ba6-85375fd91a8c.jpg
- Fig. 17. Pàg. 25. El paper de la tensió de cisallament en la patogènesi de l'aterosclerosi.
https://media.springernature.com/m685/springer-static/image/art%3A10.1038%2F1abinvest.3700215/MediaObjects/41374_2005_Article_BF3700215_Fig1_HTML.jpg
- Fig. 18. Pàg. 25. Forces mecàniques en els vasos sanguinis.
https://www.researchgate.net/figure/Mechanical-forces-in-blood-vessels-Vascular-ECs-red-boxes-experience-a-variety-of_fig1_357777764
- Fig. 19. Pàg. 26. Bases moleculars de les interaccions leucòcit-endoteli durant la resposta inflamatòria amb un cos estrany.
https://static.elsevier.es/multimedia/03008932/0000006200000005/v0_201307031306/13136000/v0_201307031307/es/main.assets/25v62n05-13136000fig02.jpg?xkr=eyJpdil6IlZQd0t4VzcxdEk4cFdCazZtZnhhc3c9PSIsInZhbHVlIjoibXk0QXJqOGZuSCs2c0dsVCs5NzYycE5qeXdPR2NoSDZtajkvbkbFOZG50OD0iLCJtYWMMiOil5MThjZTE5NzcwMTM0ZmE0MWJiMjM5YzJhZDg2NDQ3ODViZWQ4NzBmMTI4OThhNmIzYjllYTJvOTMxMWZINzViliwidGFnljoiln0=
- Fig. 20. Pàg. 29. Recorregut de l'aparell circulatori.
<https://l1nq.com/nhyf4w1>
- Fig. 21. Pàg. 29. El cicle cardíac.
<https://sl1nk.com/xmbw9pw>
- Fig. 22. Pàg. 30. Anatomia i fisiologia del cor humà.
https://images.jifo.co/72476375_1602463592133.jpg
- Fig. 23. Pàg. 31. Diferències entre els tres tipus de vasos sanguinis.
<https://es-static.z-dn.net/files/d67/87364869faca57788367f4c54386fb32.png>

- Fig. 24. Pàg. 32. Atles d'histologia del teixit sanguini dels animals.
https://mmebias.webs.uvigo.es/guiada_a_sanguineo.php
- Fig. 25. Pàg. 35. Síntomes de l'infart.
<https://acesse.one/bwgrsr4>
- Fig. 26. Pàg. 35. Tractament del IAM.
<https://sl1nk.com/g5t4r57>
- Fig. 27. Pàg. 36. Classificació dels diferents tipus d'ictus i tractaments/rehabilitació.
https://www.euskadi.eus/contenidos/informacion/osk_osaesk_ictus/es_def/images/osa_kidetza-ictus-isquemico-hemorragia.png
- Fig. 28. Pàg.36. Aneurisma cerebral: Què és i com es tracta.
<https://www.quironsalud.com/ruber-internacional/es/comunicacion/patologias/aneurisma-a-cerebral-diagnostico-del-aneurisma-cerebral-trata>
- Fig. 29. Pàg. 37. Arterioesclerosi. Síntomes, tipus, diagnòstic i tractament.
<https://i.ytimg.com/vi/-Qq99h5Ai-s/maxresdefault.jpg>
- Fig. 30. Pàg. 38. Llei de Poiseuille influent en el flux sanguini.
https://blogger.googleusercontent.com/img/b/R29vZ2xl/AVvXsEjYD7upD-sFwu5M-HV50-YV0t1344wcrFyThnUa6BuT0G71XxVvIKfGmGeDTt7KIBAvp3L9A5dSGOwPgOyi1KCC_2O82whJfbp-9LF0EkhFBxZZilsqkxO1l-QQpg_Tohz0iblQqC68ok0s/s400/1.jpg
- Fig. 31. Pàg. 39. Què és un STENT i com funciona?
https://www.asssa.es/wp-content/uploads/2019/08/00036_1.jpg
- Fig. 32. Pàg. 39. Intervenció Coronària Percutània.
https://www.heartfailurematters.org/wp-content/uploads/2022/02/shutterstock_26945083-1-min.jpg
- Fig. 34. Pàg. 41. Primera, segona i tercera generació dels Stents (Metàl·lics i alliberadors de fàrmacs).
<https://www.revespcardiol.org/es-nuevos-stents-farmacoactivos-mejorar-funcion-articulo-S0300893221002633>
- Fig. 35. Pàg. 42. Mecanisme molecular associat a la reestenosi post-stent.
<https://www.geriaticarea.com/wp-content/uploads/2019/10/geriaticarea-reestenosis.jpg>

- Fig. 36. Pàg. 42. Mecanismes de la trombosi tardana del stent.
<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcS5KdvxuxOZXoiDubqkXC1dmefFQTNnVCD24A&s>
- Fig. 37. Pàg. 43. Mecanisme de defensa orgànica del nostre cos davant d'antígens o cossos estranys.
https://www.florandalucia.es/KK/images/stories/inmunologia/clip_image006.jpg
- Fig. 38. Pàg. 43. Nova pròtesi percutània expandible amb pilota Myval de llarga durada.
https://static.elsevier.es/multimedia/03008932/00000078000000005/v2_202505090625/S0300893224003968/v2_202505090625/es/main.assets/gr1.jpeg
- Fig. 39. Pàg. 44. Com funciona l'hemòlisi del eritròcits, alliberant Hb al plasma.
<https://www.shutterstock.com/image-vector/hemolysis-normal-red-blood-cell-260nw-2351943443.jpg>
- Fig. 40. Pàg. 44. Gradient de coloració del plasma segons el grau d'hemòlisi de la mostra i la quantitat d'hemoglobina lliure.
https://www.albeitar.com/up_files/image/elementos/10_el_tubos.png
- Fig. 41. Pàg. 45. L'activació plaquetària com a factor desencadenant de la coagulació.
<https://www.scielo.org.mx/img/revistas/cicr/v88n2/2444-054X-cir-88-2-233-gf2.jpg>
- Fig. 42. Pàg. 45. Paper dels factors de risc en la trombogenicitat sanguínia.
<https://sl1nk.com/7b0a5y5>
- Fig. 43. Pàg. 46. Hemòlisi.
https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRQ_fRvRaJxwHyTVDBe4imlM1el9U1jn4A_Vw&s
- Fig. 44. Pàg. 46. Activació plaquetària.
<https://elearning.wfh.org/wp-content/uploads/2023/07/three-stages-of-platelet-activation-ES.png>
- Fig. 45. Pàg. 46. Coagulació.
<https://l1nhttps://l1nq.com/iohky3zq>
- Fig. 46. Pàg. 46. Activació del sistema del complement immunològic.
<https://sl1nk.com/grg7mh7>

- Fig. 47. Pàg. 47. Diferències entre acer inoxidable 316 i 316L i factors de selecció.
<https://ssmalloys.com/wp-content/uploads/2024/10/elemental-content-of-316-316L-and-304.jpg>
- Fig. 48. Pàg. 48. Nitinol: un aliatge que es recorda de la seva forma.
https://isqch.wordpress.com/wp-content/uploads/2016/12/nitinol_fases1.png?w=584&h=461
- Fig. 49. Pàg. 49. Processos d'ús i degradació del PLA i PLLA a les diferents parts del cos humà.
<https://polimerbio.com/wp-content/uploads/2024/06/drug-adm-routes.png>
- Fig. 50. Pàg. 50. Noves rutes de recerca de la bioenginyeria per trobar nous biomaterials per a la reparació tissular.
https://sebbm.es/wp-content/uploads/figura_maria_vallet.jpg
- Fig. 51. Pàg. 51. Model de flux laminar que segueix la sang (fluid no Newtonià) en un got sanguini cilíndric.
https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcQs0xYdCJ9r_LQJhDHPHJLvDvvk8myFXMbrSg&s
- Fig. 52. Pàg. 52. Com afecta el flux sanguini a la pressió sobre les parets dels vasos sanguinis.
<https://lh5.googleusercontent.com/proxy/ID9pIY8xibcOTnOi10jdmXB0MvASmEPsYU3Ic3RxsHFAbcwY6JM4FRZT4KVmhP5IR6RBHNVQBc77PseqV8mtExz6w5qMhHWDVEOhXUGMyYx04Q>
- Fig. 53. Pàg. 53. Com funciona el càlcul del n° de Reynolds.
https://www.aerodinamicaf1.com/wp-content/uploads/2019/09/boundary-layer_final.png
- Fig. 54. Pàg. 54. Breu història dels stents coronaris i la seva morfologia.
<https://sl1nk.com/922ywik>
- Fig. 56. Pàg. 57. Condicions del cabal sanguini humà.
<https://sl1nk.com/j3nm5ti>

- Fig. 122. Pàg.82. Protocol ASTM F758 - 17 estandarditzat per a assaigs de les propietats hemolítiques dels materials.
<https://webstore.ansi.org/cover-pages/small/ASTM/F0756-17.jpg>
- Fig. 154. Pàg.108. Guia de tubs de recollida de sang. En el nostre cas es va utilitzar el d'EDTA. El millor per fer l'estudi de coagulació seria el que conté citrat de sodi (PT).
https://reactlab.com.ec/wp-content/uploads/2020/06/Gu%C3%ADa-de-tubos-de-sangre_comp.jpg
- Fig. 155. Pàg. 109. Exemple de sensor de pressió i flux sanguini basat en ultrasons.
<https://l1nq.com/7kavib4>
- Fig. 156. Pàg. 109. Guia de selecció de PLA de grau mèdic.
<https://sl1nk.com/2bou0m5>
- Fig. 157. Pàg. 111. ODS 3 - Salut i benestar
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f1/Sustainable_Development_Goal-es-15.jpg
- Fig. 158. Pàg. 111. ODS 9 - Indústria, innovació i infraestructura
<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSlpicXCS4rSc5o90dwtDo-qDEXIvwJI6N39A&s>
- Fig. 159. Pàg. 112. ODS 4 - Educació de qualitat
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/74/Sustainable_Development_Goal-es-14.jpg
- Fig. 160. Pàg. 112. ODS 12 - Producció i consum responsables
<https://ceoe-tenerife.com/wp-content/uploads/ODS-12.png>

BLOC IV

ANNEX

- **PÒSTER CIENTÍFIC**
- **VISTES ISOMÈTRIQUES DELS PROTOTIPS IMPRESOS EN 3D**
- **CODI PROGRAMACIÓ MATLAB**

PÒSTER CIENTÍFIC



COMPARACIÓ DE L'HEMOCOMPATIBILITAT EN STENTS CORONARIS

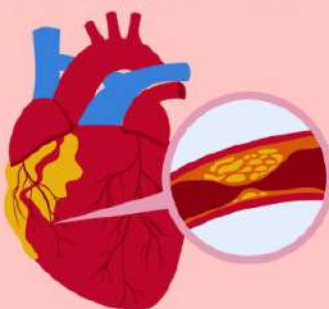
Estudi experimental de l'hemocompatibilitat dels biomaterials en Stents coronaris

Autor: Vicnox

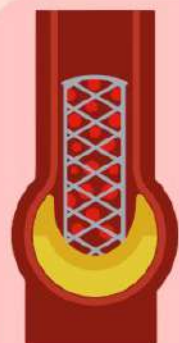
1 Introducció

A Espanya es registren 200.000 casos anuals de malalties cardiovasculars. Aquestes poden ser tractades amb la col·locació d'un Stent cardiovascular.

L'hemocompatibilitat dels biomaterial és determinant per a l'èxit clínic: una selecció inadequada pot induir hemòlisi, activació plaquetària o trombosi.



2 Objectius



- Determinar el millor material per fabricar Stents coronaris.
- Comparar el percentatge d'hemòlisi entre els diferents biomaterials.
- Avaluar la formació de trombes.
- Simular condicions fisiològiques de flux sanguini.
- Automatitzar l'anàlisi experimental amb MATLAB.

3 Hipòtesis

Els biomaterials amb millor biocompatibilitat presentaran una menor resposta hemolítica i menor formació de trombes en comparació amb metalls convencionals.



4 Materials estudiats



Nitinol



Acer Inoxidable



Coure

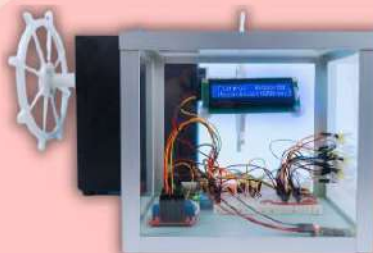


PLA



Ferro

5 Metodologia



1. Disseny del Hemoanalitzador que simula el flux sanguini.



3. Programem l'hemoanalitzador amb els paràmetres d'assaig.

4. Realització de les dilucions 0,2 mL plasma + 1,8 mL sèrum fisiològic.



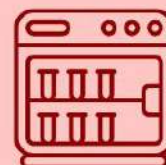
Paràmetres de l'assaig



120 rpm



60 min



37°C ± 0,5

2. Col·locació de la sang dins dels tubs que contenen els diferents materials que actuen com Stents.



5. Lectura espectrofotòmetre $\lambda=540$ nm i anàlisi de dades amb MatLab.

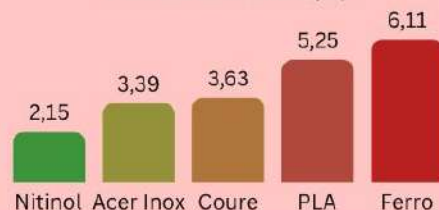
6 Resultats

Observació macroscòpica

Formació d'agregats



Índex d'hemòlisi (%)



7 Conclusions

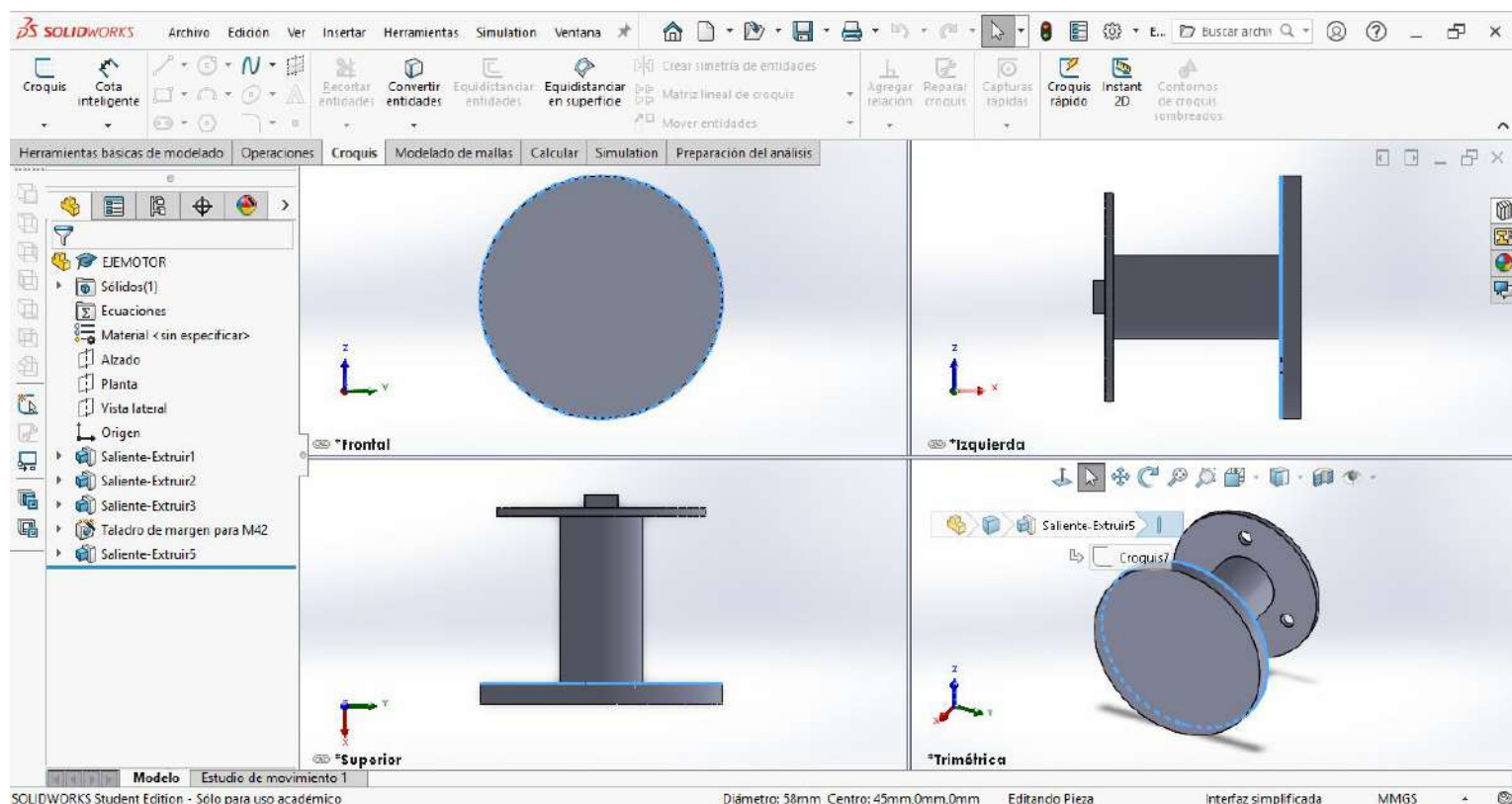
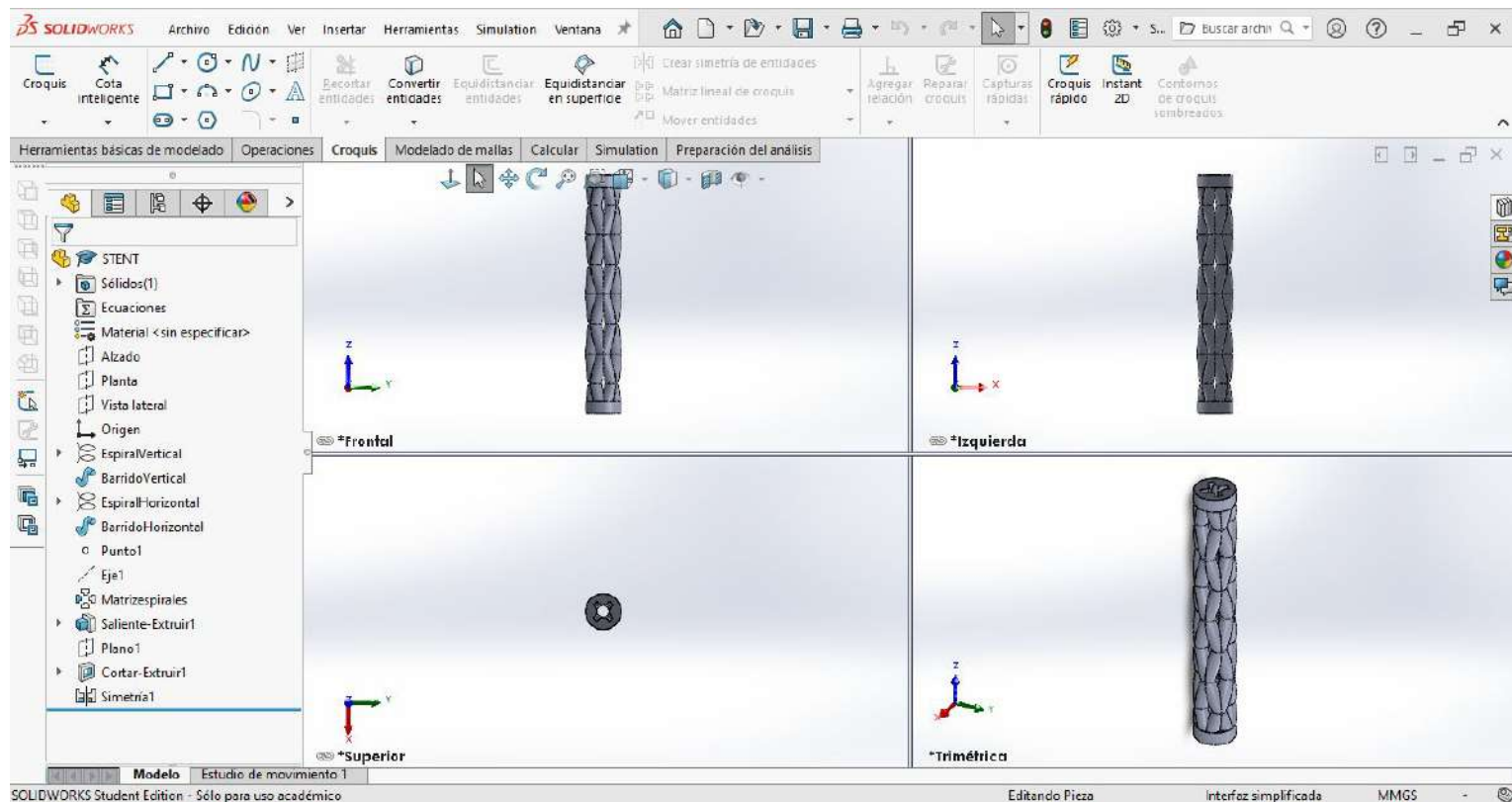
- El Nitinol va mostrar la millor hemocompatibilitat experimental.
- El sistema desenvolupat va permetre simular les condicions fisiològiques del flux sanguini.
- La selecció del biomaterial és determinant per la seguretat dels stents coronaris i dels dispositius implantables pels pacients.

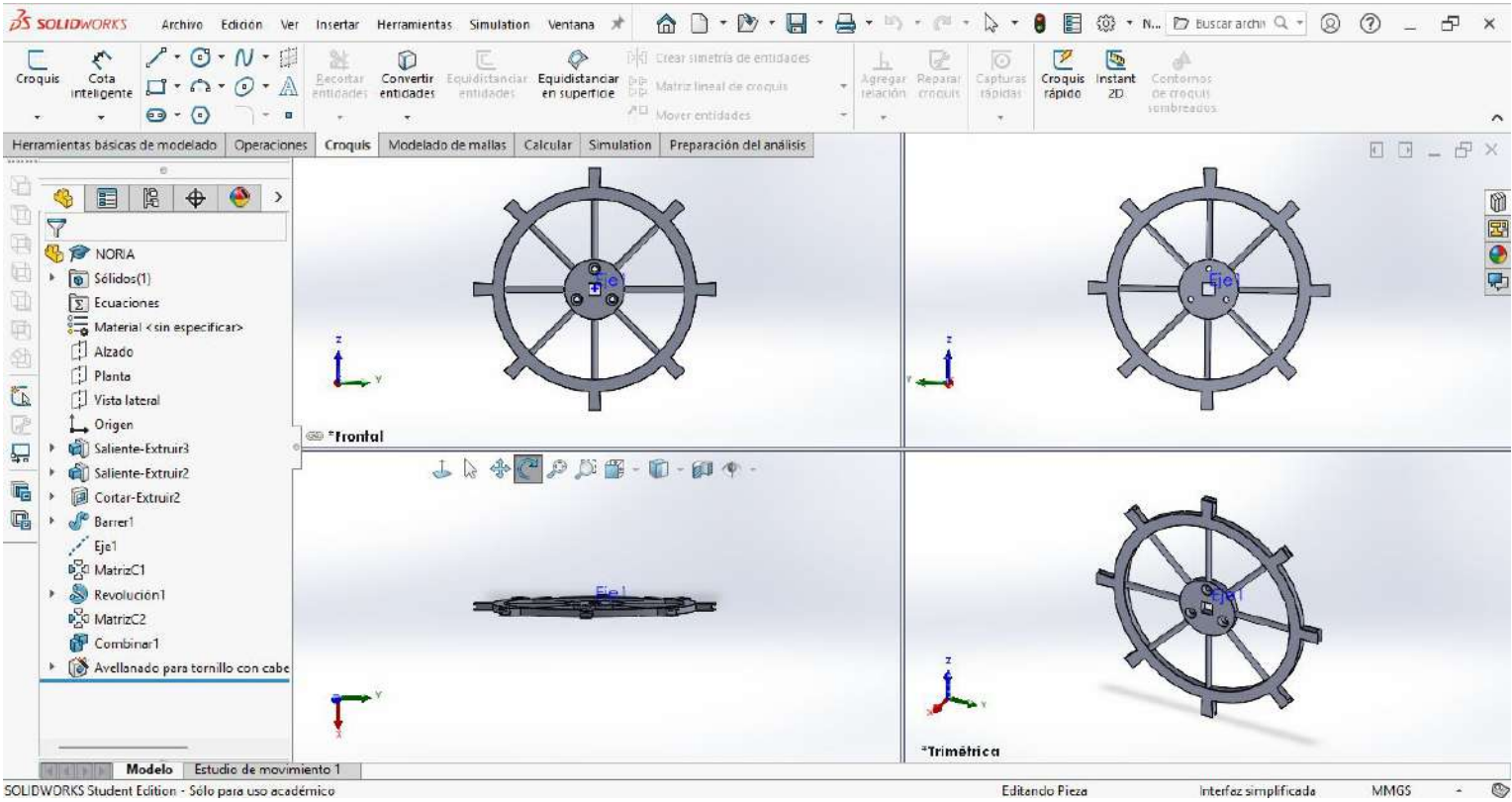


Referències:

Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine. 4th ed. Academic Press; 2020.

VISTES ISOMÈTRIQUES DELS PROTOTIPS IMPRESOS EN 3D





CODI PROGRAMACIÓ MATLAB

properties (Access = private)

% — Serial

Arduino
DataTimer

% — Registro temp/humedad

TempData double = []
HumData double = []
TimeData double = []
T0 datetime

% — Estado del sistema

Connected logical = false
Recording logical = false
ArduinoEstado char = 'PARADO' % 'PARADO' | 'MARCHA'

% — Resultados de análisis

IH double = []
IHNames cell = {}
Coag double = []
CoagNames cell = {}

end

%

% STARTUP

%

function startupFcn(app)

app.initTable();

app.initAxes();

app.populatePorts();

app.BtnDetener.Enable = 'off';

app.BtnIniciar_2.Enable = 'off'; % se habilita al tener datos

app.StatusLamp.Color = [0.6 0.6 0.6]; % gris = sin conexión

app.EstadoLabel.Text = 'Estado: Sin conexión';

app.LabelTempMedia.Text = 'Temperatura media: -- °C';

app.LabelHumMedia.Text = 'Humedad media: -- %';

app.KFactorEditField.Value = 15;

end

%

% TABLA

%

function initTable(app)

filas = {'Blanco 1'; 'Nitinol'; 'Blanco 2'; 'Acero inox.'; ...

'Blanco 3'; 'Hierro'; 'Blanco 4'; 'Cobre' ; ...

'Blanco 5'; 'PLA' };

n = numel(filas);

data = [filas, num2cell(zeros(n, 7))];

```
app.UITable.Data      = data;  
app.UITable.ColumnName = {'Material','HCT (%)','RBC (mill)', ...  
    'Abs_Test','Abs_0%','Abs_100%','Tiempo (min)','Coag. (mg)'};  
app.UITable.ColumnEditable = logical([0 1 1 1 1 1 1 1]);  
app.UITable.ColumnWidth  = {105,62,70,65,62,72,80,82};
```

```
end
```

```
%
```

```
% INICIALIZACIÓN DE EJES
```

```
%
```

```
function initAxes(app)  
    % Eje hemólisis (barra)  
    title(app.UIAxesHemolisis, 'Índice de hemólisis generado por cada  
material');
```

```
    xlabel(app.UIAxesHemolisis, 'Material');  
    ylabel(app.UIAxesHemolisis, 'IH (%)');  
    grid(app.UIAxesHemolisis, 'on');  
    app.UIAxesHemolisis.FontSize = 8;
```

```
    % Eje temperatura (tiempo real)  
    title(app.UIAxesTemperatura, 'Temperatura y humedad');  
    xlabel(app.UIAxesTemperatura, 'Tiempo (s)');  
    ylabel(app.UIAxesTemperatura, 'Valor');  
    grid(app.UIAxesTemperatura, 'on');  
    app.UIAxesTemperatura.FontSize = 8;
```

```
    % Eje curvas predictivas  
    title(app.UIAxesCurvas, 'Curvas predictivas');  
    xlabel(app.UIAxesCurvas, 'Tiempo (min)');  
    ylabel(app.UIAxesCurvas, 'IH (%)');  
    grid(app.UIAxesCurvas, 'on');  
    app.UIAxesCurvas.FontSize = 8;
```

```
end
```

%

% PUERTOS COM
%

```
function populatePorts(app)
    ports = serialportlist("available");
    if isempty(ports)
        app.PuertoDropDown.Items = {'(sin puertos)'};
    else
        items = cellstr(ports);
        app.PuertoDropDown.Items = items;
        if ~ismember(app.PuertoDropDown.Value, items)
            app.PuertoDropDown.Value = items{end};
        end
    end
end
```

%

% CONEXIÓN SERIE — INICIAR LECTURA
%

```
function connectArduino(app)
    puerto = app.PuertoDropDown.Value;
    if contains(puerto,'sin puertos')
        uialert(app.UIFigure,'No hay puertos disponibles. Conecta el
Arduino.', ...
        'Sin puertos','Icon','error');
        return;
    end
    try
        app.Arduino = serialport(puerto, 115200);
        configureTerminator(app.Arduino, "LF");
    end
end
```

```
flush(app.Arduino);  
app.Connected = true;
```

```
% Timer: polling cada 1 segundo  
app.DataTimer = timer('ExecutionMode','fixedRate','Period',1.0, ...  
    'TimerFcn',@(~,~) app.readSerial());  
start(app.DataTimer);
```

```
% UI: conectado pero esperando MARCHA  
app.StatusLamp.Color = [0.8 0 0];    % rojo = parado  
app.EstadoLabel.Text = 'Estado: Parado';  
app.BtnDetener.Enable = 'on';  
app.BtnIniciar.Enable = 'off';
```

```
catch e  
    uialert(app.UIFigure, ...  
        sprintf('Error al conectar con %s:\n%s', puerto, e.message), ...  
        'Error de conexión','Icon','error');
```

```
end
```

```
end
```

```
%
```

```
% DESCONEXIÓN — DETENER LECTURA  
%
```

```
function closeConnection(app)  
    if ~isempty(app.DataTimer) && isvalid(app.DataTimer)  
        stop(app.DataTimer); delete(app.DataTimer); app.DataTimer = [];  
    end  
    if ~isempty(app.Arduino) && isvalid(app.Arduino)  
        delete(app.Arduino); app.Arduino = [];  
    end  
    app.Connected    = false;  
    app.Recording    = false;  
    app.ArduinoEstado = 'PARADO';
```

```
app.StatusLamp.Color = [0.6 0.6 0.6];
app.EstadoLabel.Text = 'Estado: Sin conexión';
app.BtnIniciar.Enable = 'on';
app.BtnDetener.Enable = 'off';
```

```
if ~isempty(app.TempData)
    app.BtnIniciar_2.Enable = 'on'; % hay datos para guardar CSV
    title(app.UIAxesTemperatura, ...
        sprintf('Temperatura y Humedad — %d muestras',
numel(app.TempData)));
end
end
```

```
function sendCmd(app, cmd)
    if app.Connected && ~isempty(app.Arduino) && isValid(app.Arduino)
        try; writeline(app.Arduino, cmd); catch; end
    end
end
```

```
%
```

```
% LECTURA SERIE (timer, cada 1 s)
%
```

```
function readSerial(app)
    if ~app.Connected || isempty(app.Arduino) || ~isValid(app.Arduino),
return; end
    try
        while app.Arduino.NumBytesAvailable > 0
            raw = strtrim(char(readline(app.Arduino)));
            app.parseLine(raw);
        end
    catch; end
end
```

```

function parseLine(app, linea)
    % Formato Arduino → MATLAB: DAT:36.5,45.2,MARCHA
    if ~startsWith(linea, 'DAT:'), return; end
    partes = split(linea(5:end), ',');
    if numel(partes) < 3, return; end

    T = str2double(partes{1});
    H = str2double(partes{2});
    estado = upper(strtrim(partes{3}));
    if isnan(T) || isnan(H), return; end

    % Detectar cambio de estado y actualizar semáforo
    if ~strcmp(estado, app.ArduinoEstado)
        app.ArduinoEstado = estado;
        app.updateEstadoUI(estado);
    end

    % Grabar datos solo si Arduino está en MARCHA
    if strcmp(estado, 'MARCHA')
        if ~app.Recording
            app.Recording = true;
            app.T0 = datetime('now');
        end
        t = seconds(datetime('now') - app.T0);
        app.TimeData(end+1) = t;
        app.TempData(end+1) = T;
        app.HumData(end+1) = H;
        app.drawTempChart();
    else
        app.Recording = false;
    end

    app.updateTempLabels(T, H);
end

```

```
function updateEstadoUI(app, estado)
    if strcmp(estado, 'MARCHA')
        app.StatusLamp.Color = [0 0.8 0];    % verde
        app.EstadoLabel.Text = 'Estado: Marcha';
    else
        app.StatusLamp.Color = [0.8 0 0];    % rojo
        app.EstadoLabel.Text = 'Estado: Parado';
    end
end
```

```
%
```

```
% GRÁFICO TEMPERATURA/HUMEDAD (tiempo real)
%
```

```
function drawTempChart(app)
    if numel(app.TimeData) < 2, return; end
    t = app.TimeData;

    cla(app.UIAxesTemperatura); hold(app.UIAxesTemperatura, 'on');
    plot(app.UIAxesTemperatura, t, app.TempData, 'r-', ...
        'LineWidth',1.5,'DisplayName','Temp (°C)');
    plot(app.UIAxesTemperatura, t, app.HumData, 'b--', ...
        'LineWidth',1.2,'DisplayName','Hum (%)');

    % Referencias fisiológicas 37 ± 0.5 °C
    yline(app.UIAxesTemperatura, 37.0, 'r:', 'LineWidth',1, ...
        'Label','37°C','FontSize',7);
    yline(app.UIAxesTemperatura, 37.5, '--', 'Color',[1 .6 0],'LineWidth',.8);
    yline(app.UIAxesTemperatura, 36.5, '--', 'Color',[1 .6 0],'LineWidth',.8);

    hold(app.UIAxesTemperatura, 'off');
    legend(app.UIAxesTemperatura,'Location','northwest','FontSize',7);
    xlabel(app.UIAxesTemperatura,'Tiempo (s)');
    grid(app.UIAxesTemperatura,'on');
    title(app.UIAxesTemperatura,'Temperatura y Humedad — tiempo
real');
```

```
% Ventana deslizante: últimos 5 min
app.UIAxesTemperatura.XLim = [max(0, t(end)-300), t(end)+5];
drawnow limitrate;
end
```

```
function updateTempLabels(app, T, H)
    if ~isempty(app.TempData)
        tM = mean(app.TempData); hM = mean(app.HumData);
    else
        tM = T; hM = H;
    end
    app.LabelTempMedia.Text = sprintf('Temperatura media: %.1f °C', tM);
    app.LabelHumMedia.Text = sprintf('Humedad media: %.1f %%',
hM);
    app.LabelTempMedia.FontColor = ...
        [0.8*(abs(tM-37)>1), 0.5*(abs(tM-37)<=1), 0]; % rojo/verde
end
```

```
%
```

```
% ANÁLISIS — DISPATCHER según Tipo de Ensayo
%
```

```
function analyzeEnsayo(app)
    tipo = app.TipoEnsayoDropDown.Value;
    switch tipo
        case 'Hemólisis'
            app.calcHemolysis();
            app.drawHemolysisChart();
            app.drawHemolysisCurves();
            app.showSummaryHemo();
        case 'Coagulación'
            app.calcCoagulacion();
            app.drawCoagChart();
            app.drawCoagCurves();
            app.showSummaryCoag();
```

```

case 'Ambos'
    app.calcHemolisis();
    app.calcCoagulacion();
    app.drawHemolysisChart();
    app.drawRiskMap();
    app.showSummaryAmbos();

```

```

end

```

```

end

```

```

%

```

```

% CÁLCULO HEMÓLISIS — ASTM F756
%  $IH(\%) = ((As - Ab) / ((Ac - Ab) \times K)) \times 100$ 
%

```

```

function calcHemolisis(app)
    D = app.UITable.Data;
    if isempty(D), return; end
    K = max(1, app.KFactorEditField.Value); % leer K desde la GUI

    n = size(D,1);
    app.IH = nan(n,1); app.IHNames = {};

    for i = 1:n
        app.IHNames{i} = D{i,1};
        As = app.toNum(D{i,4}); Ab = app.toNum(D{i,5}); Ac =
app.toNum(D{i,6});
        den = (Ac - Ab) * K;
        if ~any(isnan([As Ab Ac])) && den ~= 0
            app.IH(i) = max(0, ((As - Ab) / den) * 100);
        end
    end
end
end

```

%

% CÁLCULO COAGULACIÓN
%

```
function calcCoagulacion(app)
    D = app.UITable.Data;
    if isempty(D), return; end
    n = size(D,1);
    app.Coag = nan(n,1); app.CoagNames = {};

    for i = 1:n
        app.CoagNames{i} = D{i,1};
        c = app.toNum(D{i,8});
        if ~isnan(c) && c >= 0, app.Coag(i) = c; end
    end
end
```

%

% GRÁFICO BARRAS — HEMÓLISIS
%

```
function drawHemolysisChart(app)
    ok = ~isnan(app.IH);
    if ~any(ok)
        cla(app.UIAxesHemolisis);
        title(app.UIAxesHemolisis,'Sin datos válidos'); return;
    end
    ih = app.IH(ok); noms = app.IHNames(ok);

    col = zeros(numel(ih),3);
    for i = 1:numel(ih)
        if ih(i) < 2, col(i,:) = [.18 .55 .34];
```

```

elseif ih(i) < 5, col(i,:) = [1.0 .65 .00];
else, col(i,:) = [.80 .10 .10];
end
end

```

```

cla(app.UIAxesHemolisis); hold(app.UIAxesHemolisis,'on');
for i = 1:numel(ih)
    bar(app.UIAxesHemolisis, i, ih(i), .65, ...
        'FaceColor',col(i,:), 'EdgeColor','k', 'LineWidth',.8);
    text(app.UIAxesHemolisis, i, ih(i)+.07, sprintf('%.2f%%',ih(i)), ...
        'HorizontalAlignment','center', 'VerticalAlignment','bottom', ...
        'FontSize',7, 'FontWeight','bold');
end
yline(app.UIAxesHemolisis,2,'b--', 'LineWidth',1.5, 'Label','2%', ...

```

```

'FontSize',7, 'LabelHorizontalAlignment','right', 'LabelVerticalAlignment','bottom');

```

```

yline(app.UIAxesHemolisis,5,'r--', 'LineWidth',1.5, 'Label','5%', ...

```

```

'FontSize',7, 'LabelHorizontalAlignment','right', 'LabelVerticalAlignment','bottom');

```

```

hold(app.UIAxesHemolisis,'off');

```

```

app.UIAxesHemolisis.XTick = 1:numel(noms);

```

```

app.UIAxesHemolisis.XTickLabel = noms;

```

```

app.UIAxesHemolisis.XTickLabelRotation = 30;

```

```

app.UIAxesHemolisis.YLim = [0, max(8, max(ih)*1.3)];

```

```

ylabel(app.UIAxesHemolisis,'IH (%)');

```

```

title(app.UIAxesHemolisis,'Índice de Hemólisis por Material — ASTM F756');

```

```

grid(app.UIAxesHemolisis,'on');

```

```

end

```

```

% % GRÁFICO BARRAS — COAGULACIÓN

```

```

function drawCoagChart(app)

```

```

    ok = ~isnan(app.Coag);

```

```

    if ~any(ok)

```

```

        cla(app.UIAxesHemolisis);

```

```

    title(app.UIAxesHemolisis,'Sin datos de coagulación'); return;
end
coag = app.Coag(ok); noms = app.CoagNames(ok);
maxC = max(coag); if maxC == 0, maxC = 1; end

cla(app.UIAxesHemolisis); hold(app.UIAxesHemolisis,'on');
for i = 1:numel(coag)
    r = coag(i)/maxC;
    col = [r, 1-r*.8, 0];
    bar(app.UIAxesHemolisis, i, coag(i), .65, ...
        'FaceColor',col,'EdgeColor','k','LineWidth',.8);
    text(app.UIAxesHemolisis, i, coag(i)+maxC*.02, ...
        sprintf('%.3f mg',coag(i)), ...
        'HorizontalAlignment','center','VerticalAlignment','bottom', ...
        'FontSize',7,'FontWeight','bold');
end
hold(app.UIAxesHemolisis,'off');
app.UIAxesHemolisis.XTick = 1:numel(noms);
app.UIAxesHemolisis.XTickLabel = noms;
app.UIAxesHemolisis.XTickLabelRotation = 30;
app.UIAxesHemolisis.YLim = [0, maxC*1.3];
ylabel(app.UIAxesHemolisis,'Coagulación (mg)');
title(app.UIAxesHemolisis,'Masa de Coágulo por Material');
grid(app.UIAxesHemolisis,'on');
end

```

%

% CURVAS PREDICTIVAS — HEMÓLISIS

%

% Modelo exponencial saturante (fisiológicamente realista):

% $IH(t) = IH_{\max} \cdot (1 - e^{(-\lambda \cdot t)})$

%

% λ se calibra al punto experimental: $IH(t_{\text{exp}}) = IH_{\text{medido}}$

% $\rightarrow \lambda = -\ln(1 - IH_{\text{medido}} / IH_{\max}) / t_{\text{exp}}$

%

% $IH_{\max} = 100\%$ (máximo teórico posible)

```

function drawHemolysisCurves(app)
    D = app.UITable.Data;
    ok = ~isnan(app.IH) & app.IH > 0;
    if ~any(ok)
        cla(app.UIAxesCurvas);
        title(app.UIAxesCurvas,'Sin datos para curvas predictivas'); return;
    end

    ih = app.IH(ok);
    noms = app.IHNames(ok);
    idx = find(ok);

    % Tiempo de experimento por fila (col 7), default 60 min
    t_exp = zeros(numel(idx),1);
    for j = 1:numel(idx)
        t = app.toNum(D{idx(j),7});
        if isnan(t) || t <= 0, t = 60; end
        t_exp(j) = t;
    end

    IH_max = 100;
    t_pred = linspace(0, max(t_exp)*3, 400);
    colores = lines(numel(ih));

    cla(app.UIAxesCurvas); hold(app.UIAxesCurvas,'on');

    for i = 1:numel(ih)
        % Calcular  $\lambda$ 
        ratio = ih(i)/IH_max;
        if ratio >= 0.9999, ratio = 0.9999; end % evitar log(0)
        lambda = -log(1 - ratio) / t_exp(i);

        IH_t = IH_max * (1 - exp(-lambda * t_pred));

        % Curva extrapolada
        plot(app.UIAxesCurvas, t_pred, IH_t, '-', ...
            'Color',colores(i,:), 'LineWidth',2, 'DisplayName',noms{i});
        % Punto experimental medido

```

```

plot(app.UIAxesCurvas, t_exp(i), ih(i), 'o', ...
     'Color',colores(i,:), 'MarkerFaceColor',colores(i,:), ...
     'MarkerSize',7, 'HandleVisibility','off');
% Etiqueta del punto
text(app.UIAxesCurvas, t_exp(i)+1, ih(i), ...
     sprintf(' %.2f%%',ih(i)), 'Color',colores(i,:), ...
     'FontSize',7, 'FontWeight','bold', 'HandleVisibility','off');
end

```

```

yline(app.UIAxesCurvas,2,'b--','LineWidth',1.2, ...
     'Label','2% — No hemolítico','FontSize',7, ...
     'LabelHorizontalAlignment','right','LabelVerticalAlignment','bottom');
yline(app.UIAxesCurvas,5,'r--','LineWidth',1.2, ...
     'Label','5% — Hemolítico','FontSize',7, ...
     'LabelHorizontalAlignment','right','LabelVerticalAlignment','bottom');

hold(app.UIAxesCurvas,'off');
legend(app.UIAxesCurvas,'Location','northwest','FontSize',7);
xlabel(app.UIAxesCurvas,'Tiempo (min)');
ylabel(app.UIAxesCurvas,'IH (%)');
title(app.UIAxesCurvas, ...
     'Curvas predictivas de hemólisis — Modelo exponencial saturante');
grid(app.UIAxesCurvas,'on');
app.UIAxesCurvas.YLim = [0, min(100, max(ih)*2.2 + 2)];
end

```

%

```

% CURVAS PREDICTIVAS — COAGULACIÓN
% Mismo modelo:  $\text{Coag}(t) = \text{Coag\_max} \cdot (1 - e^{(-\mu \cdot t)})$ 
%

```

```

function drawCoagCurves(app)
    D = app.UITable.Data;
    ok = ~isnan(app.Coag) & app.Coag > 0;

```

```

if ~any(ok)
    cla(app.UIAxesCurvas);
    title(app.UIAxesCurvas,'Sin datos de coagulación para curvas');
return;
end

```

```

coag    = app.Coag(ok);
noms    = app.CoagNames(ok);
idx     = find(ok);
maxC    = max(coag) * 2.5; % asíntota estimada

```

```

t_exp = zeros(numel(idx),1);
for j = 1:numel(idx)
    t = app.toNum(D{idx(j),7});
    if isnan(t) || t <= 0, t = 60; end
    t_exp(j) = t;
end

```

```

t_pred = linspace(0, max(t_exp)*3, 400);
colores = lines(numel(coag));

```

```

cla(app.UIAxesCurvas); hold(app.UIAxesCurvas,'on');
for i = 1:numel(coag)
    ratio = coag(i)/maxC;
    if ratio >= 0.9999, ratio = 0.9999; end
    mu = -log(1 - ratio) / t_exp(i);
    C_t = maxC * (1 - exp(-mu * t_pred));

```

```

plot(app.UIAxesCurvas, t_pred, C_t, '-', ...
    'Color',colores(i,:), 'LineWidth',2, 'DisplayName',noms{i});
plot(app.UIAxesCurvas, t_exp(i), coag(i), 'o', ...
    'Color',colores(i,:), 'MarkerFaceColor',colores(i,:), ...
    'MarkerSize',7, 'HandleVisibility','off');
text(app.UIAxesCurvas, t_exp(i)+1, coag(i), ...
    sprintf(' %.3f mg',coag(i)), 'Color',colores(i,:), ...
    'FontSize',7, 'FontWeight','bold', 'HandleVisibility','off');
end

```

```
hold(app.UIAxesCurvas,'off');
legend(app.UIAxesCurvas,'Location','northwest','FontSize',7);
xlabel(app.UIAxesCurvas,'Tiempo (min)');
ylabel(app.UIAxesCurvas,'Coagulación (mg)');
title(app.UIAxesCurvas,'Curvas predictivas de coagulación — Modelo
exponencial');
grid(app.UIAxesCurvas,'on');
end
```

%

```
% MAPA DE RIESGO COMBINADO — AMBOS
% Eje X = IH(%) | Eje Y = Coagulación(mg)
% Zonas coloreadas por nivel de riesgo
%
```

```
function drawRiskMap(app)
    isBlanc = cellfun(@(x) startsWith(x,'Blanco'), app.IHNames);
    ok_ih   = ~isnan(app.IH) & ~isBlanc';
    isBlanc2 = cellfun(@(x) startsWith(x,'Blanco'), app.CoagNames);
    ok_coag  = ~isnan(app.Coag) & ~isBlanc2';
    ok       = ok_ih & ok_coag;

    cla(app.UIAxesCurvas); hold(app.UIAxesCurvas,'on');
    if ~any(ok)
        title(app.UIAxesCurvas,'Sin datos suficientes para el mapa de
riesgo');
        hold(app.UIAxesCurvas,'off'); return;
    end

    ih     = app.IH(ok);
    coag    = app.Coag(ok);
    noms    = app.IHNames(ok);
    colores = lines(numel(ih));

    xIMax = max(10, max(ih)*1.6);
```

```
ylMax = max(0.1, max(coag)*1.6);
```

```
% Zonas de riesgo (coloreado de fondo)
```

```
patch(app.UIAxesCurvas,[0 2 2 0],[0 0 ylMax ylMax], ...  
    [.18 .55
```

```
.34],'FaceAlpha',.10,'EdgeColor','none','HandleVisibility','off');
```

```
patch(app.UIAxesCurvas,[2 5 5 2],[0 0 ylMax ylMax], ...
```

```
    [1.0 .65 .0],'FaceAlpha',.10,'EdgeColor','none','HandleVisibility','off');
```

```
patch(app.UIAxesCurvas,[5 xlMax xlMax 5],[0 0 ylMax ylMax], ...
```

```
    [.8 .1 .1],'FaceAlpha',.10,'EdgeColor','none','HandleVisibility','off');
```

```
% Líneas de umbral
```

```
xline(app.UIAxesCurvas,2,'b--','LineWidth',1.2,'Label','2%','FontSize',7);
```

```
xline(app.UIAxesCurvas,5,'r--','LineWidth',1.2,'Label','5%','FontSize',7);
```

```
% Puntos por material
```

```
for i = 1:numel(ih)
```

```
    scatter(app.UIAxesCurvas, ih(i), coag(i), 90, colores(i,:), ...
```

```
        'filled','DisplayName',noms{i},'LineWidth',1);
```

```
    text(app.UIAxesCurvas, ih(i)+xlMax*.02, coag(i), noms{i}, ...
```

```
        'FontSize',8,'FontWeight','bold','Color',colores(i,:));
```

```
end
```

```
hold(app.UIAxesCurvas,'off');
```

```
legend(app.UIAxesCurvas,'Location','northwest','FontSize',7);
```

```
xlabel(app.UIAxesCurvas,'Índice de Hemólisis IH (%');
```

```
ylabel(app.UIAxesCurvas,'Coagulación (mg)');
```

```
title(app.UIAxesCurvas,'Mapa de Riesgo Combinado — IH vs  
Coagulación');
```

```
grid(app.UIAxesCurvas,'on');
```

```
xlim(app.UIAxesCurvas,[0, xlMax]);
```

```
ylim(app.UIAxesCurvas,[0, ylMax]);
```

```
end
```

%

% RESÚMENES

%

```
function showSummaryHemo(app)
    ok = ~isnan(app.IH); if ~any(ok), return; end
    ih = app.IH(ok); noms = app.IHNames(ok);
    K = app.KFactorEditField.Value;

    msg = "===== HEMÓLISIS — ASTM F756 =====" + newline +
    ...
        sprintf("Factor K = %d", K) + newline +
    "_____ " + newline;
    for i = 1:numel(ih)
        if ih(i)<2, tag="No hemolítico ✓";
        elseif ih(i)<5, tag="Leve hemólisis ⚠";
        else, tag="HEMOLÍTICO ✗"; end
        msg = msg + sprintf("%-15s %6.2f%% %s", noms{i}, ih(i), tag) +
    newline;
    end
    msg = msg + "_____ "
+ newline + ...
        sprintf("Media: %.2f%% Desv.Std: %.2f%%", mean(ih), std(ih)) +
    newline + ...
        sprintf("Mín: %.2f%% Máx: %.2f%%", min(ih), max(ih));
    uialert(app.UIFigure, msg,'Resultados de
Hemocompatibilidad','Icon','info');
end
```

```
function showSummaryCoag(app)
    ok = ~isnan(app.Coag); if ~any(ok), return; end
    coag = app.Coag(ok); noms = app.CoagNames(ok);
    msg = "===== COAGULACIÓN =====" + newline +
    "_____ " + newline;
```

```

for i = 1:numel(coag)
    msg = msg + sprintf("%-15s %.4f mg", noms{i}, coag(i)) + newline;
end
msg = msg + "_____ " + newline + ...
    sprintf("Media: %.4f mg  Desv.Std: %.4f mg", mean(coag),
std(coag));
    uialert(app.UIFigure, msg,'Resultados de Coagulación','Icon','info');
end

```

```

function showSummaryAmbos(app)
    app.showSummaryHemo();
end

```

```
%
```

```
% GUARDAR LECTURA — CSV temperatura/humedad
%
```

```

function exportCSV(app)
    if isempty(app.TempData)
        uialert(app.UIFigure,'No hay datos de temperatura registrados.', ...
            'Sin datos','Icon','warning'); return;
    end
    ts = datestr(now,'yyyymmdd_HHMMSS');
    [f,p] = uiputfile('*.csv','Guardar registro de temperatura', ...
        sprintf('TempHum_%s.csv', ts));
    if isequal(f,0), return; end

```

```

T = table(app.TimeData', app.TempData', app.HumData', ...
    'VariableNames',{'Tiempo_s','Temperatura_C','Humedad_pct'});
writetable(T, fullfile(p,f));

```

```

    uialert(app.UIFigure, ...
        sprintf('CSV guardado:\n%s\n%d muestras | T media: %.1f°C | H
media: %.1f%%', ...

```

```

        fullfile(p,f), numel(app.TempData), mean(app.TempData),
mean(app.HumData)), ...
        'CSV guardado','Icon','success');
end

```

```

%

```

```

% EXPORTAR EXCEL — tabla + gráficos PNG
%

```

```

function exportExcel(app)

```

```

    tipo = app.TipoEnsayoDropDown.Value;
    ts = datestr(now,'yyyymmdd_HHMMSS');

```

```

    [f,p] = uiputfile('*.xlsx','Exportar informe Excel', ...
        sprintf('HemoAnalisis_%s_%s.xlsx', strrep(tipo,' ',' '), ts));
    if isequal(f,0), return; end
    ruta = fullfile(p,f);

```

```

    try
        % — Hoja 1: Datos experimentales

```

```

        D = app.UITable.Data;
        cn = cellfun(@(x) matlab.lang.makeValidName(x), ...
            app.UITable.ColumnName,'UniformOutput',false);
        writetable(cell2table(D,'VariableNames',cn), ruta,'Sheet','Datos');

```

```

        % — Hojas de resultados según tipo

```

```

        if ismember(tipo,{'Hemólisis','Ambos'}) && any(~isnan(app.IH))
            ok = ~isnan(app.IH); ih = app.IH(ok); nm = app.IHNames(ok);
            cl = cellfun(@(x) app.classify(x),
num2cell(ih),'UniformOutput',false);
            writetable(table(nm,ih,cl,'VariableNames', ...
                {'Material','IH_pct','Clasificacion'}),

```

```

ruta,'Sheet','Resultados_IH');
end
if ismember(tipo,{'Coagulación','Ambos'}) &&
any(~isnan(app.Coag))
    ok = ~isnan(app.Coag); coag = app.Coag(ok); nm =
app.CoagNames(ok);
    writetable(table(nm,coag,'VariableNames', ...
        {'Material','Coagulacion_mg'}),
ruta,'Sheet','Resultados_Coag');
end

```

% — Hoja 3: Temperatura

```

if ~isempty(app.TempData)
    writetable(table(app.TimeData',app.TempData',app.HumData', ...
        'VariableNames',{'Tiempo_s','Temp_C','Hum_pct'}), ...
        ruta,'Sheet','Temperatura');
end

```

% — Hoja 4: Metadatos

```

writecell({'Parámetro','Valor'; ...
    'Fecha',      datestr(now,'dd/mm/yyyy HH:MM:SS'); ...
    'Tipo de ensayo', tipo; ...
    'RPM motor',   num2str(app.RPMEditField.Value); ...
    'Volumen (mL)', num2str(app.VolumenEditField.Value); ...
    'Factor K (ASTM)', num2str(app.KFactorEditField.Value); ...
    'Puerto COM', app.PuertoDropDown.Value; ...
    'Normativa',   'ISO 10993-4 / ASTM F756-17'; ...
    'Investigador', 'Víctor Cerdán Nogales'}, ...
    ruta,'Sheet','Metadatos');

```

% — Guardar gráficos como PNG

```

try
    exportgraphics(app.UIAxesHemolisis, ...
        fullfile(p,sprintf('Graf_Barras_%s.png',ts)), 'Resolution',200);
    exportgraphics(app.UIAxesCurvas, ...

```

```
        fullfile(p,sprintf('Graf_Curvas_%s.png',ts)), 'Resolution',200);
    exportgraphics(app.UIAxesTemperatura, ...
```

```
fullfile(p,sprintf('Graf_Temperatura_%s.png',ts)), 'Resolution',200);
    grafMsg = 'Gráficos PNG guardados en la misma carpeta.';
    catch
        grafMsg = 'Nota: los gráficos no se pudieron exportar como
PNG.';
    end
```

```
        uialert(app.UIFigure, ...
        sprintf('Excel guardado:\n%s\n\n%s', ruta, grafMsg), ...
        'Exportación correcta','Icon','success');
    catch e
        uialert(app.UIFigure,
sprintf('Error:\n%s',e.message),'Error','Icon','error');
    end
end
```

```
% HELPERS
%
```

```
function s = classify(~, ih)
    if ih < 2,    s = 'No hemolítico ✓';
    elseif ih < 5, s = 'Ligeramente hemolítico ⚠';
    else,        s = 'Hemolítico ✗';
    end
end
```

```
function v = toNum(~, x)
    if isnumeric(x),        v = double(x);
    elseif ischar(x)||isstring(x), v = str2double(x);
    else,                    v = NaN;
    end
    if isempty(v), v = NaN; end
end
```