

**PENGARUH KOMPOSISI HIDROKSIAPATIT (HAp) DARI SISIK IKAN DENGAN
ULTRA HIGH MOLECULAR WEIGHT POLYETHYLENE (UHMWPE) TERHADAP
SIFAT FISIKA DARI DENTAL IMPLANT**

SKRIPSI

Diajukan Sebagai Salah Satu Persyaratan Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains



PORMA ULI GULTOM

12796 / 2009

PROGRAM STUDI FISIKA

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS NEGERI PADANG

2015

PERSETUJUAN SKRIPSI

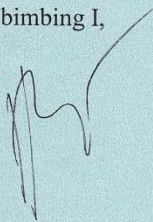
**PENGARUH KOMPOSISI HIDROKSIAPATIT (HAp) DARI SISIK IKAN
DENGAN *ULTRA HIGH MOLECULAR WEIGHT POLYETHYLENE*
(UHMWPE) TERHADAP SIFAT FISIKA DARI *DENTAL IMPLANT***

Nama : Pormauli Gultom
NIM : 12796
Program Studi : Fisika
Jurusan : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Padang, Juli 2015

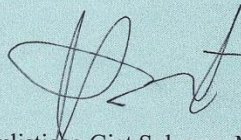
Disetujui Oleh

Pembimbing I,



Dr. Hj. Ratnawulan, M.Si
NIP. 19690120 199303 2 002

Pembimbing II,



Drs. Sulistioso Giat Sukaryo, MT
NIP. 19570826 198801 1 001

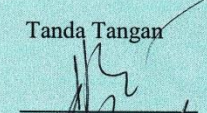
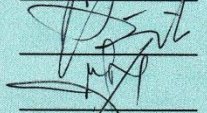
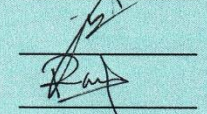
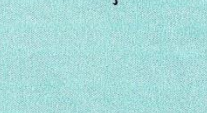
PENGESAHAN

Dinyatakan lulus setelah dipertahankan di depan Tim Penguji Skripsi
Program Studi Fisika Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Negeri Padang

Judul : Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit (HAp) dari Sisik Ikan
dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*
(UHMWPE) terhadap Sifat Fisika dari *Dental Implant*
Nama : Pormauli Gultom
NIM : 12796
Program Studi : Fisika
Jurusan : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Padang, 5 Agustus 2015

Tim Penguji

	Nama	Tanda Tangan
1. Ketua	: Dr. Hj. Ratnawulan, M.Si	1. 
2. Sekretaris	: Drs. Sulistioso Giat Sukaryo, MT	2. 
3. Anggota	: Dra. Syakbaniah, M.Si	3. 
4. Anggota	: Drs. Gusnedi, M.Si	4. 
5. Anggota	: Dr. Ramli, S.Pd, M.Si	5. 

SURAT PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi ini benar-benar karya saya sendiri. Sepanjang pengetahuan saya tidak terdapat karya atau pendapat yang ditulis atau diterbitkan orang lain kecuali sebagai acuan atau kutipan dengan mengikuti tata penulisan karya ilmiah yang lazim.

Padang, Agustus 2015

Yang menyatakan,



Pormauli Gultom

ABSTRAK

PORMAULI GULTOM : Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit (HAp) dari Sisik Ikan dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) terhadap Sifat Fisika dari *Dental Implant*

Hidroksiapatit (HAp) $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ merupakan komponen utama tulang berbasis kalsium fosfat yang paling banyak digunakan pada aplikasi biomaterial karena memiliki sifat yang tidak beracun dan biokompatibel. Namun jika digunakan sendiri, HAp tidak memiliki kekuatan mekanik yang baik dan tidak tahan terhadap tekanan. Untuk itu perlu dibuat material yang memiliki sifat seperti HAp. Material polietilen UHMWPE memiliki keunggulan dibandingkan jenis polietilen lainnya. UHMWPE merupakan salah satu pasangan material yang paling sering digunakan untuk menggantikan sendi lutut tiruan pada manusia. Penelitian ini bertujuan untuk melihat pengaruh komposisi komposit HAp yang diberikan pada UHMWPE terhadap sifat fisika dan diaplikasikan pada *dental implant*.

Penelitian ini merupakan penelitian yang bersifat eksperimental dilakukan di PSTBM-BATAN. Pada penelitian ini dilakukan dengan variasi komposisi 0%, 15%, 50% HAp dengan tekanan kompaksi 5000 dan 6000 psi. HAp yang digunakan berasal dari hasil sintesis sisik ikan ukuran partikel 10-20 nm. UHMWPE yang digunakan merupakan UHMWPE jenis daur ulang kualitas 1 (*Recycle 1*) dan UHMWPE jenis daur ulang kualitas 2 (*Recycle 2*). Alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah alat uji keras polimer Shore Durometer, XRD, DSC dan FTIR.

Hasil uji keras menunjukkan sifat kekerasan mengalami peningkatan seiring dengan penambahan komposisi HAp. Berdasarkan data pengukuran XRD diperoleh informasi bahwa penambahan komposisi HAp yang bervariasi tidak menyebabkan struktur sampel berubah. Selain itu, melalui uji DSC dapat diketahui bahwa titik leleh dan kapasitas panas yang dihasilkan meningkat. Pada uji FTIR juga diketahui bahwa gugus-gugus fungsi pada komposit tidak mengalami perubahan.

Kata Kunci : Hidroksiapatit (HAp), UHMWPE, Kompaksi, Shore Durometer, XRD, DSC, FTIR.

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas berkat rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul : **“Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit (HAp) dari Sisik Ikan dengan *Ultra High Molecular Polyethylene* (UHMWPE) terhadap Sifat Fisika dari *Dental Implant*”**.

Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan program Strata Satu di Jurusan Fisika, FMIPA UNP. Selama mengerjakan Tugas Akhir ini, penulis banyak mengalami kendala dan hambatan. Namun, berkat bantuan dari berbagai pihak akhirnya penulis dapat menyelesaikannya. Untuk itu, dalam kesempatan ini penulis mengucapkan terimakasih dan penghargaan penulis kepada:

1. Ibu Dr. Hj. Ratnawulan, M.Si sebagai pembimbing I.
2. Bapak Drs. Sulistioso Giat Sukaryo, MT sebagai pembimbing II.
3. Ibu Dra. Syakbaniah, M.Si, Bapak Drs. Gusnedi, M.Si dan Bapak Dr. Ramli, S.Pd, M.Si selaku tim penguji.
4. Bapak Pakhrur Razi, S.Pd M.Si sebagai Penasehat Akademis.
5. Ibu Dra. Hidayati, M.Si selaku ketua prodi Fisika Jurusan Fisika FMIPA UNP.
6. Bapak Drs. Bambang Sugeng, Bapak Drs. Erizal yang telah banyak membantu penulis selama penelitian.
7. Bapak/ibu staf pegawai Pusat Sains dan Teknologi Bahan Maju (PSTBM) BATAN, kawasan Pusat Penelitian dan Pengembangan Teknologi (PUSPIPTEK) Serpong, Tangerang Selatan.
8. Bapak/ibu staf pegawai Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi (PAIR) BATAN, Pasar Jumat, Jakarta Selatan.

9. Rekan kerja (Nuri, Nanda Shabrina, Zahra dan Sofie) atas bantuan yang diberikan selama penelitian.
10. Rekan-rekan seperjuangan mahasiswa Fisika FMIPA UNP, khususnya 'Fisika 2009' atas motivasi dan kritikan dalam penyusunan tugas akhir ini.
11. Kedua Orang Tua, keluarga besar, atas doa dan dorongan semangat yang telah diberikan kepada penulis.
12. Seluruh pihak yang telah membantu penulis dalam penyusunan laporan ini

Penulis menyadari bahwa penyusunan dan penulisan tugas akhir ini masih terdapat kekurangan. Oleh karena itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak demi kesempurnaan penulisan dimasa yang akan datang. Akhirnya, penulis berharap agar tugas akhir ini dapat menjadi salah satu sarana bacaan bagi pembaca dan bermanfaat bagi kita semua.

Padang, Agustus 2015

Penulis

DAFTAR ISI

	halaman
ABSTRAK	i
KATA PENGANTAR	ii
DAFTAR ISI	iv
DAFTAR GAMBAR	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR LAMPIRAN	xi
BAB I PENDAHULUAN	
A. Latar Belakang	1
B. Batasan Masalah	4
C. Rumusan Penelitian	5
D. Tujuan Penelitian	6
E. Manfaat Penelitian	6
BAB II KAJIAN PUSTAKA	
A. Implan Gigi (<i>Dental Implant</i>)	7
B. Komposit	10
C. Hidroksiapatit (HAp)	12
D. <i>Ultra High Molecular Weight Polyethylene</i> (UHMWPE)	16

E. Metode Kompaksi	20
F. Sifat Fisis Dari Komposit	21
1) Uji Kekerasan menggunakan Alat <i>Shore Durometer</i>	21
2) Identifikasi Struktur menggunakan Alat XRD.....	22
3) Sifat Termal dengan Alat DSC.....	25
4) Identifikasi Gugus Fungsi dengan Alat FTIR	27
G. Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit dengan UHMWPE	
terhadap Sifat Fisika dari <i>Dental Implant</i>	32

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

A. Jenis Penelitian	37
B. Tempat dan Waktu Penelitian	37
C. Variabel Penelitian	37
D. Alat dan Bahan Penelitian	38
E. Prosedur Penelitian	40
F. Teknik Pengumpulan Data	47
G. Teknik Analisa dan Pengolahan Data	48

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Hasil Penelitian	51
1. Deskripsi Data	51

a. Hasil Uji Kekerasan	51
b. Hasil Karakterisasi XRD	52
c. Hasil Karakterisasi DSC	59
d. Hasil karakterisasi FTIR	62
2. Analisis Data	65
a. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Nilai Kekerasan	65
b. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Struktur yang terdapat pada sampel komposit	67
c. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Sifat Termal.....	71
d. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Gugus Fungsi yang Terbentuk	73
B. Pembahasan	76
1. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Nilai Kekerasan	76
2. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap Struktur yang Terdapat pada sampel komposit	77

3. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE	
terhadap Sifat Termal yang Terbentuk	77
4. Pengaruh Komposisi HAp dengan UHMWPE	
terhadap Gugus Fungsi yang Terbentuk.....	78
BAB V PENUTUP	
A. Kesimpulan	79
B. Saran	80
DAFTAR PUSTAKA	81
LAMPIRAN.....	85

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
1. Implan gigi	7
2. Bagian- bagian implan	8
3. Struktur hidroksiapatit	15
4. Tahapan kompaksi partikel	20
5. Pola difraksi hidroksiapatit	22
6. Skema difraksi sinar X	23
7. Diagram spektrometer inframerah	28
8. Pengaruh %HAp terhadap nilai kekerasan	33
9. Pengaruh %HAp dengan kitosan terhadap nilai kuat tekan	34
10. Pola difraksi sinar X komposit %HAp dengan kitosan.....	35
11. Sampel yang berbentuk batangan dijepit pada holder	41
12. Sampel siap untuk digergaji	41
13. Serbuk sampel UHMWPE yang selesai digergaji	41
14. Sampel disimpan pada tempat penyimpanan	42
15. Sampel di <i>milling</i>	42
16. Alat dies	42
17. Alat kompaksi	43
18. Hasil sampel yang telah dikompaksi	43
19. Posisi sampel pada alat uji keras polimer	44
20. Sampel yang diuji pada alat XRD	45
21. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 0%HAp	53
22. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 15%HAp	54
23. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 50%HAp	55
24. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 0%HAp	56
25. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 15%HAp	57
26. Pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 50%HAp	58

27. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 0%HAp	59
28. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 15%HAp	59
29. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 50%HAp	60
30. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 0%HAp	60
31. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 15%HAp	61
32. Termogram komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 50%HAp	61
33. Spektrum FTIR komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 0%HAp	62
34. Spektrum FTIR komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 15%HAp	63
35. Spektrum FTIR komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 50%HAp	63
36. Spektrum FTIR komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 15%HAp	64
37. Spektrum FTIR komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 50%HAp	64
38. Pengaruh %HAp terhadap nilai kekerasan	66
39. Pengaruh %HAp dengan UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> terhadap struktur HAp	69
40. Pengaruh %HAp dengan UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> terhadap struktur HAp	70
41. Pengaruh %HAp dengan UHMWPE terhadap titik leleh	71
42. Pengaruh %HAp dengan UHMWPE terhadap kapasitas panas	72

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
1. Tabel beberapa gugus fungsi molekul	31
2. Hasil spektra FTIR pada penambahan kitosan	36
3. Pengukuran uji keras komposit HAp dengan UHMWPE	49
4. Hasil uji keras terukur	52
5. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 0 %HAp	53
6. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 15 %HAp	54
7. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 1</i> 50 %HAp	55
8. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 0 %HAp	56
9. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 15 %HAp	57
10. Puncak-puncak tertinggi pada pola difraksi sampel komposit UHMWPE jenis <i>Recycle 2</i> 50 %Hap	58
11. Nilai kekerasan pada komposit UHMWPE berbagai variasi	66
12. Identifikasi data XRD sebelum dan sesudah komposit	68
13. Titik leleh sampel komposit	71
14. Gugus fungsi yang terbentuk pada sampel sebelum dan sesudah komposit	73

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	Halaman
1. Bagan alir penelitian	85
2. Komposisi bahan	85
3. Data JCPDS	86
4. Data pola difraksi	87
5. Termogram DSC	94
6. Spektrum serapan FTIR	99
7. Gambar alat dan bahan	101
8. Foto kegiatan	103

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Perkembangan ilmu material khususnya di bidang polimer pada hakikatnya terus berkembang seiring dengan usaha manusia dalam meningkatkan kesejahteraan hidup dengan memanfaatkan pengolahan bahan dan teknologi. Sintesis berbagai jenis bahan polimer dapat dimanfaatkan dalam berbagai aspek kehidupan salah satunya material serat alam yang berasal dari serat organik atau tumbuhan. Penggunaan polimer sintesis berbahan serat dapat menggantikan logam, kayu, kulit dan bahan alami lainnya dengan berbagai keunggulan seperti: harga yang jauh lebih murah, ramah lingkungan dan beberapa diantaranya merupakan optimalisasi produk limbah yang belum dimanfaatkan. Berbagai macam barang yang diperlukan dalam kehidupan sehari-hari dapat dibuat dari polimer sintetis ini, misalnya perabot rumah tangga (dari plastik), bahan pakaian (nilon, poliester), alat pembungkus, alat transportasi dan otomotif.

Kemajuan dibidang implantologi pada kedokteran gigi pada saat ini juga telah mengalami berbagai kemajuan yang cukup pesat. Permasalahan yang dulu sulit dikerjakan untuk memperoleh gigi palsu yang perlekatannya pada rahang terutama penderita yang kehilangan separuh atau seluruh giginya sekarang bisa diatasi dengan adanya penggunaan implan gigi.

Implan gigi (*dental implant*) adalah salah satu cara untuk mengganti gigi yang hilang dan diharapkan dapat mencapai fungsi pengunyahan, estetik dan kenyamanan yang ideal. Implan gigi merupakan gigi palsu (dari bahan sintetik) yang dipasang ke dalam mulut pasien melalui tindakan pembedahan sehingga gigi palsu tertanam ke dalam tulang rahang. Gigi palsu ini dapat berdiri sendiri tanpa mengganggu gigi-gigi lain yang masih sehat. Prinsip dari implan gigi serupa dengan gigi tiruan jenis lain yaitu memperbaiki fungsi pengunyahan. Bedanya, gigi tiruan jenis lain umumnya hanya menggantikan mahkota gigi, sedangkan implan terdiri dari dua bagian yaitu intrastruktur yang tertanam dalam tulang dan berfungsi untuk menggantikan akar gigi dan suprastruktur yang fungsinya menggantikan mahkota gigi. Dalam penggunaan implan gigi diperlukan bahan-bahan yang dapat diterima oleh jaringan tubuh, cukup kuat dan dapat berfungsi bersama-sama dengan restorasi prostetik di atasnya.

Salah satu tujuan dari restorasi pada ilmu kedokteran gigi adalah memperbaiki keadaan gigi geligi pada bentuk dan fungsi yang normal, kenyamanan, keindahan dan kecantikan, fungsi bicara serta tercapainya keadaan sehat secara menyeluruh. Secara fungsional restorasi atau perawatan untuk mengembalikan struktur anatomi dan fungsi pada gigi implan memperlihatkan kinerja yang baik namun dari aspek estetik sering menimbulkan disharmoni bentuk, profil, warna, besar simetri dan lain-lain yang disebabkan penempatan dan pemilihan implan yang kurang sesuai dengan suprastrukturnya. Oleh karena itu dalam perawatan restorasi implan perlu dikaji pertimbangan estetik yang tepat dan seimbang dengan aspek biomekanik. Bahan-

bahan yang biasa digunakan adalah logam, keramik, polimer dan komposit serta karbon.

Keramik merupakan salah satu bahan yang dapat digunakan untuk implan gigi karena biokompatibilitasnya baik dan sifatnya inert. Dalam dunia medis, bahan keramik dibagi menjadi dua golongan yaitu keramik bioinert dan keramik bioaktif. Keramik bioinert merupakan keramik yang tidak berpengaruh dan berinteraksi dengan jaringan tubuh. Keramik bioaktif adalah keramik yang dapat menciptakan respon biologi dipermukaan material dan menghasilkan suatu ikatan antara sel dan material atau dalam kata lain dapat berikatan dengan jaringan tulang yang hidup. Salah satu contoh keramik bioaktif yang sering digunakan sebagai bahan implan gigi adalah hidroksiapatit (HAp). Dengan mengetahui sifat-sifat HAp maka dapat diketahui saat yang tepat digunakan sebagai bahan implan gigi. Untuk menyempurnakan sifat mekanik HAp dapat dilakukan modifikasi dengan menambahkan polimer sebagai serat/*filler*.

Penelitian-penelitian yang menganalisis sifat mekanik komposit telah banyak dilakukan oleh peneliti-peneliti sebelumnya. Asdi, dkk (2013) telah melakukan penelitian tentang kompaksi HAp yang menyimpulkan bahwa penambahan HAp pada spesimen komposit menyebabkan ketahanan aus dari komposit berkurang. Selain menurunkan ketahanan aus, penambahan HAp juga menyebabkan nilai densitas meningkat. Moch. Solichin dkk (2012) dalam penelitian menguji laju keausan antara tulang paha (*femur*) yang ditutup besi baja (*steel*) dan tulang kering (*tibial*) yang terbuat dari polietilen, yaitu *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE).

Dari penelitian ini didapatkan laju keausan semakin meningkat dengan naiknya beban baik kondisi yang diberi pelumas maupun tidak diberi pelumas. Pada kondisi *lubrication* laju keausan bisa memperpanjang umur UHMWPE sampai 8 kali umur kondisi *dry sliding*. Pada penelitian sebelumnya (Wida, 2012) telah dilakukan pembuatan HAp makropori dengan menggunakan bahan *hydroxyapatit powder* yang berukuran nano. Dari hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa sifat mekanik HAp makropori mengalami peningkatan seiring dengan penambahan waktu sintering.

Berdasarkan uraian diatas, penulis ingin mengetahui bagaimana pengaruh penambahan HAp dengan kandungan yang berbeda terhadap sifat fisika komposit HAp dari sisik ikan dengan UHMWPE dan melakukan penelitian dengan judul **“Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit (HAp) dari Sisik Ikan dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) terhadap Sifat Fisika dari *Dental Implant*”**.

B. Batasan Masalah

Agar penelitian yang dilakukan lebih terfokus dan terarah, perlu adanya pembatasan masalah, yaitu :

- 1) Sifat fisika *dental implant* yang diteliti adalah sifat kekerasan, sifat termal (titik leleh dan kapasitas panas), struktur dan gugus fungsi yang terdapat pada komposit.
- 2) UHMWPE yang digunakan yaitu UHMWPE jenis *Recycle 1* dan UHMWPE jenis *Recycle 2*.

- 3) Komposit yang digunakan adalah komposit UHMWPE dan Hidroksiapatit nanoHAp dari sisik ikan hasil sintering (dalam bentuk bubuk).
- 4) Variasi komposisi untuk uji kekerasan adalah 0%, 15%, 30% dan 50% HAp.
- 5) Variasi komposisi untuk identifikasi struktur adalah 0%, 15% dan 50% HAp.
- 6) Variasi komposisi untuk identifikasi sifat termal adalah 0%, 15% dan 50% HAp.
- 7) Variasi komposisi untuk identifikasi gugus fungsi adalah komposit UHMWPE jenis *Recycle 1* 0%, 15%, 50% HAp dan UHMWPE jenis *Recycle 2* 15% dan 50% HAp.
- 8) Metode yang dilakukan adalah metode kompaksi dan menggunakan 4 instrumen untuk karakterisasi yaitu uji keras polimer Shore Durometer, XRD, DSC dan FTIR.

C. Rumusan Penelitian

Berdasarkan latar belakang masalah yang telah diuraikan, maka dapat dirumuskan masalah penelitian ini yaitu:

- 1) Bagaimana pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap sifat kekerasan?
- 2) Bagaimana pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap struktur yang terdapat pada komposit?
- 3) Bagaimana pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap sifat termal?
- 4) Bagaimana pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap gugus fungsi yang terdapat pada komposit?

D. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini yaitu:

- 1) Untuk mengetahui pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap sifat kekerasan.
- 2) Untuk mengetahui pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap struktur yang terdapat pada komposit.
- 3) Untuk mengetahui pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap sifat termal.
- 4) Untuk mengetahui pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap gugus fungsi yang terdapat pada komposit.

E. Manfaat Penelitian

Hasil penelitian ini diharapkan bermanfaat untuk :

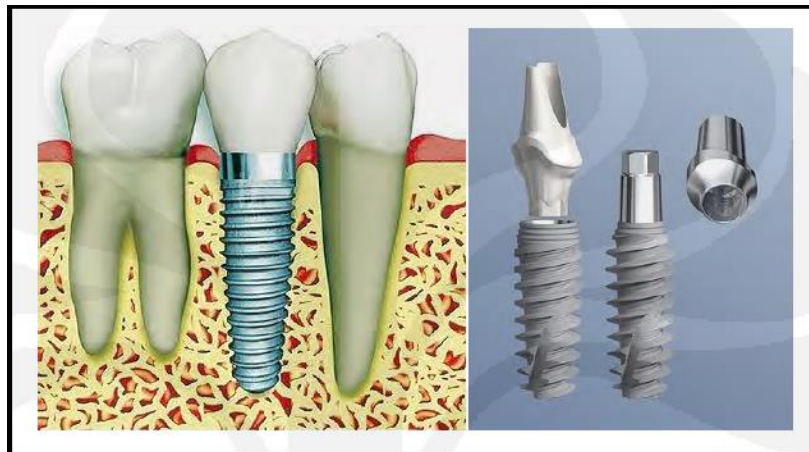
- 1) Komposit HAp yang dapat direkomendasikan untuk diproses lebih lanjut sebagai bahan material implan.
- 2) Pembaca, memberikan informasi tentang sifat fisis dan kimia komposit HAp dan UHMWPE.
- 3) Kelompok bidang kajian fisika material dan biofisika dapat memberikan sumbangan ilmu pengetahuan terutama dibidang biomaterial dan teknik karakterisasi material untuk memperkaya wawasan pengetahuan.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

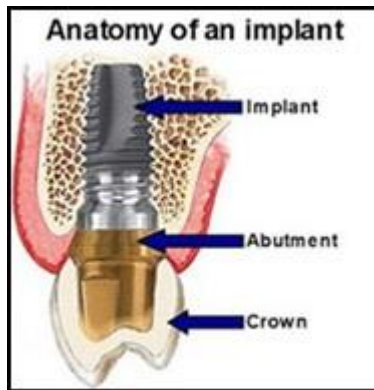
A. Implan Gigi (*Dental Implant*)

Implan merupakan suatu peralatan medis yang dibuat untuk menggantikan struktur fungsi suatu bagian biologis. Permukaan implan yang berhubungan dengan tubuh bisa terbuat dari bahan biomedis seperti titanium, silikon, apatit ataupun bahan lain tergantung pada fungsinya. Menurut McKinney (1991) bagian implan yang tertanam dalam tulang rahang dan bagian implan yang menonjol pada jaringan mukosa digunakan untuk menghasilkan penjangkaran dapat meningkatkan retensi dan stabilitas gigi tiruan di atasnya.



Gambar 1. Implan gigi
Sumber : (Belly, Alto : 2010)

Implan gigi terdiri dari beberapa komponen yaitu badan implan, *healing cup*, *abutment* dan mahkota. Pada Gambar 1 merupakan gambar bagian-bagian implan.



Gambar 2. Bagian - bagian implan
Sumber : (<http://www.iosc.com>)

Berikut ini keterangan dari Gambar 1 :

1) Badan implan

Badan implan merupakan bagian implan yang ditempatkan dalam tulang. Komponen ini dapat berupa silinder berulir atau tidak berulir, dapat menyerupai akar atau pipih. Badan yang digunakan bisa terbuat dari titanium saja atau paduan titanium dengan atau tanpa dilapisi hidroksiapatit (Mc Glumphy, 2003).

2) *Healing cup*

Healing cup merupakan suatu komponen yang berbentuk kubah dan ditempatkan pada permukaan implan dan sebelum penempatan sambungan (*abutment*). Komponen ini memiliki panjang yang bervariasi antara 2 mm sampai 10 mm (Mc Glumphy, 2003).

3) Sambungan (*abutment*)

Sambungan (*abutment*) merupakan bagian komponen implan yang disekrupkan dan dimasukkan secara langsung ke badan implan. Sambungan berfungsi sebagai tempat melekatnya mahkota porselin. Sambungan memiliki permukaan yang halus dan terbuat dari titanium yang panjangnya 1 -10 mm (Mc Glumphy, 2003).

4) Mahkota (*crown*)

Mahkota merupakan gigi tiruan (protesa) gigi yang diletakkan pada permukaan *abutmen* dengan sementasi mahkota atau sekrup sebagai pengganti gigi dan terbuat dari porselin.

Pada prinsipnya implan gigi memerlukan bahan yang dapat diterima jaringan tubuh dan kuat. Menurut Boskar (1986) dan Reuther (1993), syarat implan gigi adalah biokompatibel, cukup kuat untuk menahan beban pengunyahan, resistensi tinggi terhadap termal dan korosi, elastisitasnya sama atau hampir sama dengan jaringan sekitar dan dapat dibuat dalam berbagai bentuk. Syarat-syarat yang dimiliki untuk implan gigi tidak jauh berbeda dengan syarat bahan untuk implan tulang. Secara umum, bahan implan diklasifikasikan atas dua kelompok dasar yaitu bahan keramik dan metal ada pula yang merupakan campuran atau hibrid. Material tersebut biasanya berupa bahan keramik seperti hidroksiapatit (HAp).

Sifat fisis yang dimiliki bahan implan dapat ditinjau dari sifat kekerasan, struktur, sifat termal dan gugus fungsi yang terdapat pada bahan implan tersebut. Kekerasan merupakan suatu sifat dari bahan yang sebagian besar dipengaruhi oleh unsur-unsur paduannya. Faktor-faktor yang mempengaruhi hasil kekerasan dalam

perlakuan panas adalah komposisi kimia, langkah perlakuan panas, cairan pendingin, temperatur pemanas dan lain-lain (Novi: 2011). Menurut Lisa (2005) syarat yang harus dimiliki oleh paduan bahan implan dari keramik dan metal syaratnya adalah:

- a. Memiliki titik leleh yang tinggi yaitu $>100^{\circ}\text{C}$.
- b. Koefisien ekspansi termal bahan harus serasi dan sesuai
- c. Kekakuan dan kekuatan bahan harus kuat

B. Komposit

Komposit berasal dari kata kerja “*to compose*” yang berarti menyusun atau menggabung. Bahan komposit merupakan gabungan bahan-bahan berbeda jenis menjadi satu bahan dimana secara mikroskopis bahan pembentuknya masih terlihat seperti aslinya dan memiliki hubungan kerja diantaranya mampu menampilkan sifat-sifat yang diinginkan (Mikell, 1996). Campuran tersebut akan menghasilkan material komposit yang mempunyai sifat mekanik dan karakteristik yang berbeda dari material pembentuknya sehingga kita bisa merencanakan kekuatan material komposit yang diinginkan dengan cara mengatur komposisi dari material pembentuknya.

Material komposit merupakan material yang terbentuk dari kombinasi antara dua atau lebih material pembentuknya melalui pencampuran yang tidak homogen, dimana sifat mekanik dari masing-masing material pembentuknya berbeda. Material komposit memiliki sifat mekanik yang lebih bagus dari pada logam, memiliki kekuatan bisa diatur yang tinggi (*tailorability*), memiliki kekuatan lelah (*fatigue*) yang baik, memiliki kekuatan jenis (*strength/weight*) dan kekakuan jenis (*modulus*

Young/density) yang lebih tinggi daripada logam, tahan korosi, memiliki sifat isolator panas dan suara, serta dapat dijadikan sebagai penghambat listrik yang baik, dan dapat juga digunakan untuk menambal kerusakan akibat pembebanan dan korosi (Sirait, 2010).

Material komposit mampu menggabungkan beberapa sifat material yang berbeda karakteristiknya menjadi sifat yang baru dan sesuai dengan desain yang direncanakan. Secara umum material komposit tersusun dari dua komponen utama yaitu matrik (bahan pengikat) dan *filler* (bahan pengisi). Matrik dalam struktur komposit bisa berasal dari bahan polimer, logam, maupun keramik. Matrik secara umum berfungsi untuk mengikat serat menjadi satu struktur komposit. *Filler* adalah bahan pengisi yang digunakan dalam pembuatan komposit, biasanya berupa serat atau serbuk. Material komposit yang digunakan berupa matrik komposit dengan *filler* partikulat. Komposit partikulat merupakan komposit yang berupa partikulat dan memiliki sifat isotropis yaitu tidak mempunyai arah *filler* khusus dalam strukturnya sehingga sifatnya sama untuk semua arah *filler*, sedangkan komposit yang diberi penguat serat (*fiber*) memiliki sifat anisotropis yaitu sifatnya tidak sama dalam semua arah.

Komposit yang digunakan untuk gigi tiruan merupakan jenis komposit yang diberi penguat serat sebagai pengganti kerangka logam dan berfungsi sebagai penahan beban pengunyahan. Penggunaan serat pada bahan kedokteran gigi memiliki beberapa fungsi diantaranya meningkatkan kekuatan dan kekakuan, meningkatkan

ketahanan bahan terhadap patah tulang atau fraktur, serta menurunkan penyusutan (*shrinkage*) (Karbhari dan Wang, 2007).

C. Hidroksiapatit (HAp)

Keramik merupakan campuran antara komponen logam dan nonlogam. Kebanyakan keramik adalah hasil dari oksidasi dan karbonisasi. Bahan keramik biasanya digunakan sebagai isolasi aliran listrik dan panas serta memiliki sifat lebih tahan terhadap suhu yang tinggi dan lingkungan yang keras dibandingkan dengan logam dan polimer, sifatnya rapuh. Struktur kristal keramik terdiri dari berbagai ukuran atom yang berbeda atau minimal terdiri dari dua unsur. Ikatan antara atom-atom ini umumnya ikatan kovalen (berbagi elektron) atau ion bermuatan sehingga ikatan ini kuat. Ikatan ini jauh lebih kuat daripada ikatan logam. Akibatnya, sifat-sifat seperti kekerasan, ketahanan panas dan listrik secara signifikan lebih tinggi keramik daripada logam.

Keramik dapat berikatan kristal tunggal atau dalam bentuk polikristalin. Ukuran butir mempunyai pengaruh besar terhadap kekuatan dan sifat-sifat keramik. Ukuran butir yang halus menyebabkan nilai kekuatan dan ketangguhannya semakin tinggi. Keramik merupakan material kuat, keras dan juga tahan korosi. Menurut Suh (1998) keramik merupakan bahan dengan kekuatan dan kekerasan yang tinggi sehingga tahan terhadap keausan. Keramik sering didefinisikan bahan molekul kristal yang teratur, hal ini cukup untuk menjadi pertimbangan dalam penggunaan keramik dalam biomaterial apalagi dengan strukturnya yang teratur tidak merusak jaringan

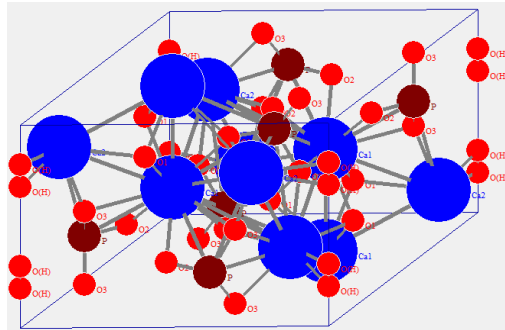
tubuh. Selain itu keramik memiliki kerapatan yang rendah dan titik lelehnya tinggi. Keterbatasan utama keramik adalah kerapuhannya, yakni kecenderungan untuk patah tiba-tiba dengan deformasi plastik yang kecil. Di dalam keramik, karena kombinasi dari ikatan ion dan kovalen, partikel-partikelnya tidak mudah bergeser. Faktor rapuh terjadi bila pembentukan dan propagasi keretakan yang cepat. Dalam padatan kristalin, retakan tumbuh melalui butiran dan sepanjang bidang keretakan dalam kristalnya. Permukaan tempat putus yang dihasilkan mungkin memiliki tekstur yang penuh butiran atau kasar. Material yang amorf tidak memiliki butiran dan bidang kristal yang teratur sehingga permukaan patah kemungkinan bisa terjadi.

Sifat termal bahan keramik adalah kapasitas panas, koefisien termal dan konduktivitas termal. Kapasitas panas bahan adalah kemampuan bahan untuk mengabsorpsi panas dari lingkungan. Panas yang diserap disimpan oleh padatan dalam bentuk vibrasi (getaran) atom/ion penyusun padatan tersebut. Keramik biasanya memiliki ikatan yang kuat dan atom-atom yang ringan. Jadi, getaran-getaran atom akan berfrekuensi tinggi dan karena ikatannya kuat maka getaran yang besar tidak akan menimbulkan gangguan yang terlalu banyak pada kristalnya. Sebagian besar keramik memiliki titik leleh yang tinggi, artinya walaupun pada temperatur yang tinggi material ini dapat bertahan dari deformasi dan dapat bertahan dibawah tekanan tinggi. Akan tetapi perubahan temperatur yang besar dan tiba-tiba dapat melemahkan keramik. Kontraksi dan ekspansi pada perubahan temperatur tersebutlah yang dapat membuat keramik pecah.

Mineral Hidroksiapatit $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ sebagai komponen utama tulang merupakan kalsium fosfat yang paling stabil dibawah kondisi fisiologi normal. Menurut Narasuruju (1996), biokeramik HAp adalah keramik berbasis kalsium fosfat yang merupakan paduan dua senyawa garam trikalsium fosfat dan kalsium hidroksida. HAp adalah suatu kalsium phospat keramik yang terdiri atas kalsium dan phospat dengan perbandingan 1: 67, sesuai komposisi tulang dan berasal dari rangka sejenis binatang karang, yang organikny telah didekomposisi sehingga yang tertinggal hanya kalsium karbonatnya. HAp merupakan kalsium fosfat yang mengandung hidroksida, anggota dari kelompok mineral dalam tulang yang memiliki rasio Ca/P dicirikan dengan parameter kisi sebesar 1,67. Kalsium fosfat memiliki sifat alami yang kompleks, seperti dapat hadir dalam berbagai fase, dapat dalam bentuk nonstoikiometri dengan hadirnya impuritas yang mengganti ion kisi dalam kristal, dan dapat pula dalam bentuk larutan padat. Pada umumnya, kalsium fosfat hadir dalam bentuk campuran amorf maupun berbagai kristal.

Komposisi kimia HAp berupa kesatuan sel dalam 3 dimensi memiliki panjang 0,944 nm, lebar 0,944, tinggi 0,688 nm dengan bentuk keseluruhan berupa jajaran genjang. Kesatuan sel HAp terdiri dari 2 dataran berbentuk jajaran genjang di permukaan atas dan bawah. Tiga ion Ca^+ terletak ditengah pada masing-masing dataran, sedangkan 8 ion Ca^+ lain berada pada tepi dan bergabung dengan sel lain yang berdekatan. Dua ion PO_4^{3-} terletak ditengah dan merupakan inti dari unit sel, 8 ion PO_4^{3-} terletak ditepi dan bergabung dengan 4 unit sel lainnya yang berdekatan. Delapan ion OH^- pada keempat dataran vertikal sel. Struktur kristal dari HAp adalah

hexagonal dengan dimensi sel $a = 9.423 \text{ \AA}$ dan $c = 6.875 \text{ \AA}$. Struktur HAp diperlihatkan pada Gambar 3 berikut ini.



Gambar 3. Struktur hidroksiapatit
Sumber : (Cranswick, 2000).

HAp merupakan fasa kristal dari senyawa kalsium fosfat yang lebih stabil terhadap gangguan dari luar misalnya pemanasan dibandingkan dengan fasa yang lainnya seperti dikalsium fosfat dihidrat ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), dikalsium fosfat anhidrat (CaHPO_4), oktakalsium fosfat ($\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)5\text{H}_2\text{O}$), tetrakalsium dihidrogen fosfat ($\text{Ca}_2\text{H}_2\text{P}_6\text{O}_{20}$) dan trikalsiumfosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) (Mulyaningsih, 2007). HAp dikenal sebagai pembentukan jaringan keras (misalnya tulang) karena dapat mempercepat pertumbuhan tulang disekitar ortopedi atau menanamkan gigi (Chiu *et al.*, 2007).

HAp merupakan salah satu bahan yang paling banyak digunakan biomaterial untuk rekonstruksi kerangka dan jaringan gigi karena sifatnya tidak beracun dan biokompatibel yang dapat digunakan dengan jaringan tulang (N.Demirkol, 2012). Material ini baik untuk transplantasi tulang karena dapat berikatan dengan tulang dan biokompatibel. Namun jika digunakan sendiri HAp tidak memiliki kekuatan mekanik (*mechanical strength*) dan tidak tahan terhadap tekanan. Untuk itu perlu dibuat suatu

material yang mengandung HAp dengan kekuatan mekanik setara dengan kekuatan mekanik tulang serta tahan terhadap tekanan (Windarti dan Astuti, 2006). Berdasarkan sifat tersebut, menurut Sukaryo (2012) HAp dapat dimanfaatkan untuk meningkatkan biokompatibilitas suatu implan. HAp dapat diperoleh dari sisik ikan, tulang-tulang ikan, cangkang kerang, serta bahan lain yang berbasis kalsium fosfat.

D. Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)

Polietilen adalah suatu bahan yang termasuk dalam golongan polimer dan dikenal dengan plastik karena bahan tersebut bersifat termoplastik atau jenis plastik yang bisa didaur ulang dengan proses pemanasan ulang. Contohnya polietilen (PE), polistiren (PS), acrylonitrile butadiene styrene (ABS) dan polikarbonat (PC). Polietilen adalah bahan polimer yang sifat kimianya cukup stabil, tahan berbagai bahan kimia kecuali halide dan oksida kuat. Polietilen larut dalam hidrokarbon aromatik dan larutan hidrokarbon yang terklorinasi diatas suhu 70°C , tetapi tidak ada pelarut yang dapat melarutkan polietilen secara sempurna pada suhu biasa. Apabila polietilen dipanaskan tanpa berhubungan dengan oksigen, hanya mencair sampai 300°C , kemudian terurai karena melampaui suhu. Tetapi jika dipanaskan dengan disertai adanya oksigen polietilen akan teroksidasi walaupun baru 50°C . Ditinjau dari kristalinitas dan massa molekul, titik leleh, dan transisi gelas sulit melihat sifat fisik polietilen. Temperatur titik tersebut sangat bervariasi bergantung pada tipe polietilen. Pada tingkat komersil, polietilena berdensitas menengah dan tinggi, titik lelehnya berkisar 120°C hingga 135°C . Titik leleh polietilen berdensitas rendah

berkisar 105°C hingga 115°C . Ditinjau dari struktur molekulnya, polietilen memiliki sifat fisik dan kimia dari bahan polimer. Struktur rantai bercabang mempunyai kekuatan yang lebih rendah karena cabang-cabang akan mengurangi gaya-gaya ikatan antar molekul. Polietilen tekanan rendah kurang bercabang dan merupakan rantai lurus (linear) karena itu massa jenisnya lebih besar sebab mengkristal secara baik dan mempunyai gaya antar molekul kuat sehingga menyebabkan bahan ini memiliki kekuatan mekanik yang tinggi dan titik lunak yang tinggi pula.

Polietilen berasal dari monomer penyusunnya yaitu etana (C_2H_4). Polietilen terdiri dari berbagai jenis berdasarkan kepadatan dan percabangan molekul. Sifat mekanis dari polietilen bergantung pada tipe percabangan, struktur kristal dan berat molekulnya.

1. UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*), merupakan polietilen dengan berat molekul sangat besar antara 3.1 dan 5.57 juta dengan densitas 0.935-0.930 g/cm^3 .
2. HDPE (*High Density Polyethylene*), merupakan polietilen dengan densitas lebih besar atau sama dengan 0.941 g/cm^3 .
3. PEX (*Cross-linked Polyethylene*), merupakan polietilen dengan densitas medium yang terdiri dari ikatan cross-linked.
4. MDPE (*Medium Density Polyethylene*), merupakan polietilen dengan kisaran densitas antara 0.926-0.940 g/cm^3 .
5. LLDPE (*Linear Low Density Polyethylene*), merupakan polietilen dengan kisaran densitas antara 0.915-0.925 g/cm^3 , berat molekul sebesar 28.05 g/mol.

6. LDPE (*Low Density Polyethylene*), merupakan polietilen dengan kisaran densitas antara 0.910-0.940 g/cm³.
7. VLDPE (*Very Low Density Polyethylene*), merupakan polietilen dengan kisaran densitas antara 0.880-0.915 g/cm³.

Penggantian sendi lutut atau *Total Joint Replacement* secara keseluruhan dimulai pada tahun 1938 dengan kedua komponen terbuat dari metal. Pemilihan material menggunakan metal sebagai pengganti sendi lutut saat ini telah ditinggalkan karena gesekan atau friksi yang tinggi dan keausan yang cepat antar kedua permukaan. Pada tahun 1960 sampai dengan sekarang, *total joint replacement* menggunakan prinsip plastik dengan metal. Material yang digunakan pada waktu itu adalah plastik *High Density Polyethylene*. Penggunaan material ini merupakan material paling aman yang digunakan sampai saat ini (Ssjahrul, 1998).

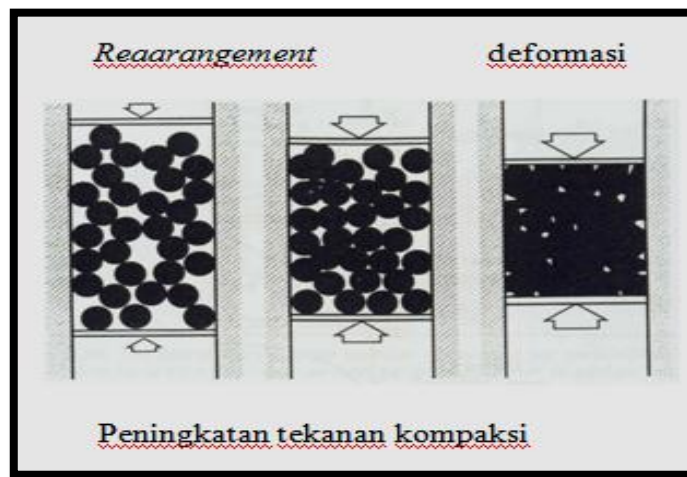
Material polimer dan *stainless steel* mempunyai beberapa keunggulan dibandingkan dengan bahan lainnya. Keunggulan tersebut diantaranya adalah fleksibel, lebih ringan, pemuaian yang kecil, mudah dibentuk, tahan tekanan, tahan cuaca dan harganya relatif murah untuk polimer. UHMWPE merupakan polimer yang memiliki sifat tahan abrasi, aus, sobek, benturan, dan bahan kimia. Berdasarkan sifat tersebut, penggunaan UHMWPE sebagai bahan bantalan (*tibial tray*) pada sendi lutut buatan telah lama digunakan, namun pengaruh tekanan dan gesekan yang terus menerus menyebabkan terjadinya keausan pada material bantalan (*tibial tray*). UHMWPE biasanya memiliki berat molekul rata-rata viskositas sampai dengan 6 juta g/mol. Berat molekul yang sangat tinggi dari UHMWPE inilah yang menyebabkan

UHMWPE memiliki sifat khusus seperti ketahanan abrasi tinggi, kekuatan impact, koefisien gesek yang rendah, biokompatibilitas yang baik dan ketahanan kimia. UHMWPE adalah salah satu pasangan material yang paling sering digunakan untuk menggantikan sendi lutut tiruan pada manusia (H. Fang, 2003).

Penelitian ini menggunakan UHMWPE daur ulang sebagai bahan dasar pembuatan biokomposit dengan HAp yang menghasilkan sifat fisik dan mekanik yang lebih baik. Pemilihan UHMWPE daur ulang didasarkan karena mempunyai nilai yang lebih praktis dibandingkan UHMWPE murni yang diproduksi dari Sigma Aldrich. UHMWPE daur ulang mudah diperoleh di pasar lokal dengan harga jual yang jauh lebih murah dibandingkan UHMWPE murni yang memiliki harga jual yang tinggi. Pemilihan polimer jenis termoplastik jenis polietilena sebagai matriks dalam biokomposit dikarenakan polimer UHMWPE mempunyai titik leleh 125-138°C (H.Fang, 2003). UHMWPE memiliki ketahanan yang paling baik diantara polimer lainnya namun memiliki harga jual yang tinggi. UHMWPE daur ulang digunakan sebagai alternatif lain pembuatan bantalan (*tibial tray*) dengan alasan pemilihan yang didasarkan atas kemiripan sifat fisik dan mekanik dengan UHMWPE murni. Ada 2 jenis UHMWPE daur ulang yaitu UHMWPE jenis daur ulang 1 (*Recycle 1*) dan UHMWPE jenis daur ulang 2 (*Recycle 2*). Perbedaan dari kedua jenis UHMWPE ini dapat dilihat dari kualitas dan harganya. UHMWPE jenis *Recycle 1* memiliki kualitas yang bagus namun harganya mahal. Sementara UHMWPE jenis *Recycle 2* memiliki harga yang jauh lebih murah namun kualitasnya tidak jauh berbeda dengan UHMWPE jenis *Recycle 1*.

E. Metode Kompaksi

Kompaksi merupakan proses pemadatan serbuk menjadi sampel dengan bentuk tertentu sesuai dengan cetakannya. Pada proses kompaksi, gaya gesek yang terjadi antar partikel yang digunakan dan antar partikel komposit dengan dinding cetakan akan mengakibatkan kerapatan pada daerah tepi dan bagian tengah tidak merata. Untuk menghindari terjadinya perbedaan kerapatan, maka pada saat yang sama digunakan *lubricant*/pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan. Pada Gambar 4 menunjukkan tahapan dari proses *compacting* partikel.



Gambar 4. Tahapan kompaksi partikel
Sumber : (German : 1994)

Tahapan dari proses kompaksi partikel yaitu tahap pertama terjadi *rearrangement* partikel, tahap kedua terjadi deformasi elastis dengan porositas yang semakin kecil, tahap ketiga terjadi deformasi plastis disertai kenaikan densitas.

F. Sifat Fisis dari Komposit

Sifat fisis dari komposit yang akan dibahas yaitu uji kekerasan menggunakan alat shore durometer, identifikasi fasa yang terdapat pada komposit menggunakan XRD, sifat termal menggunakan DSC dan gugus fungsi menggunakan FTIR.

1) Uji Kekerasan menggunakan Alat *Shore Durometer*

Uji keras dilakukan untuk mendapatkan sifat kekerasan material. Kekerasan (*hardness*) didefinisikan sebagai kemampuan suatu bahan untuk tahan terhadap deformasi plastis. Sifat ini berkaitan dengan sifat tahan aus dan berkorelasi dengan kekuatan. Uji keras adalah satu dari sekian banyak pengujian yang dipakai karena dapat dilaksanakan pada benda uji yang kecil tanpa kesulitan mengenai spesifikasi. Pengujian yang paling banyak dipakai adalah dengan memberikan penekanan tertentu dan mengukur ukuran bekas penekanan yang terbentuk di atasnya, cara ini dinamakan dengan cara kekerasan penekanan (Pratama, 2011). Analisis kekuatan mekanik komposit biasanya dilakukan dengan mengasumsikan ikatan serat dan matrik sempurna. Pergeseran antara serat dan matriks dianggap tidak ada dan deformasi serat sama dengan deformasi matrik. Kekuatan tekan dihitung dengan persamaan:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

Keterangan :

σ = tegangan (N/mm²)

P = Gaya tekan (beban) saat sampel terdeformasi 10% dari tinggi awal (N)

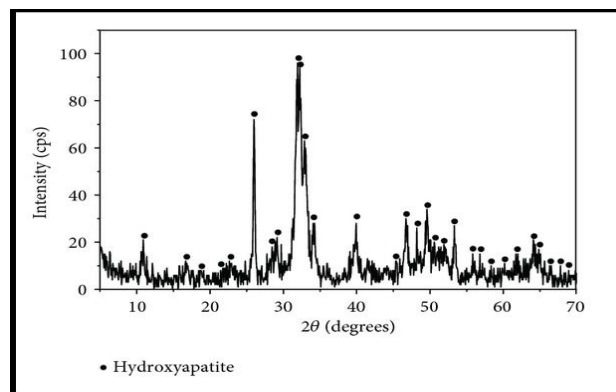
A = Luas Permukaan sampel (mm²)

Uji kekerasan pada polimer dilakukan menggunakan alat uji kekerasan Shore

A. Kekerasan Shore merupakan suatu ukuran perlawanan suatu material terhadap penekanan suatu jarum yang diteruskan ke pegas. Tingkat atau skala kekerasan polimer dinyatakan dalam shore. Menurut Sukaryo (2012) nilai kekerasan berdasarkan skala shore A berkisar antara 0-100.

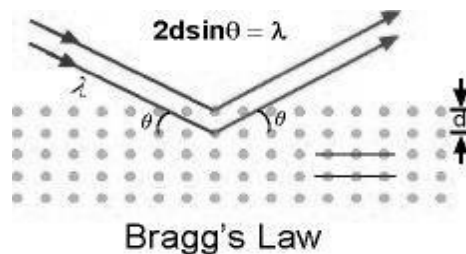
2) Identifikasi Struktur menggunakan Alat *X-Ray Diffractometer* (XRD)

Suatu keadaan materi yang terpisah dan dapat diidentifikasi disebut dengan fasa. Selain dapat diterapkan pada material kristalin dan nonkristalin, fasa juga merupakan cara yang mudah untuk menyatakan struktur materi (Smallman, 2000). Fasa pada suatu material didasarkan pada daerah yang struktur dan komposisi nya berbeda dari daerah lainnya. Fasa adalah bagian homogen dari suatu sistem yang memiliki sifat fisik dan kimia yang seragam. Fasa yang terdapat pada hidroksiapatit dapat dilihat dan diketahui melalui pola difraksi yang didapatkan dari hasil XRD. Hasil dari karakterisasi ini berupa difraktogram. Berdasarkan literatur, difraktogram pola difraksi hidroksiapatit dapat dilihat pada Gambar 5.



Gambar 5. Pola difraksi hidroksiapatit
Sumber : (F. Granados : 2013)

Pada Gambar 5 dapat diketahui fasa yang terdapat pada hidroksiapatit dimana terdapat puncak-puncak tajam sebagai indikasi bahwa sampel hidroksiapatit mempunyai 1 fasa (F. Granados, 2013). Untuk mendapatkan grafik seperti Gambar 5 maka terlebih dahulu sampel harus dikarakterisasi menggunakan XRD. Metode XRD digunakan berdasarkan sifat difraksi sinar X, yakni hamburan cahaya dengan panjang gelombang λ saat melewati kisi kristal dengan sudut datang θ dan jarak antar kristal sebesar d (Gambar 6). Data yang diperoleh dari metode karakterisasi XRD adalah sudut hamburan (sudut Bragg) dan intensitas. Berikut ini Gambar 6 sebagai skema difraksi sinar X :



Gambar 6. Skema difraksi sinar X
Sumber : (www.eserc.stonybrook.edu)

Pola difraksi sinar-X dapat digunakan dalam analisis kualitatif (identifikasi fasa) dan kuantitatif material. Pada saat suatu material dikenai sinar-X, maka intensitas sinar yang ditransmisikan lebih rendah dari intensitas sinar datang. Hal ini disebabkan adanya penyerapan oleh material dan juga penghamburan oleh atom-atom dalam material tersebut. Berkas sinar-X yang dihamburkan tersebut ada yang saling menghilangkan karena fasanya berbeda dan ada juga yang saling menguatkan karena fasanya sama. Berkas sinar-X yang saling menguatkan itulah yang disebut sebagai berkas difraksi.

Hukum Bragg merupakan rumusan matematika tentang persyaratan yang harus dipenuhi agar berkas sinar-X yang dihamburkan tersebut merupakan berkas difraksi. Berkas sinar-X monokromatik yang datang pada permukaan kristal akan dipantulkan, dan pantulan terjadi hanya jika sudut datangnya mempunyai sudut tertentu (Gambar 6). Syarat terjadinya difraksi harus memenuhi hukum Bragg :

$$2d \sin \theta = m\lambda \quad (m=1,2,3,\dots) \quad (2)$$

dengan:

d = jarak bidang kristal

θ = sudut difraksi

m = orde difraksi ($m = 1,2,3,\dots$)

λ = panjang gelombang sinar-X ($\lambda \approx 0,1 \text{ nm}$)

Berdasarkan persamaan Bragg, jika seberkas sinar-X di jatuhkan pada sampel kristal, maka bidang kristal itu akan membiaskan sinar-X yang memiliki panjang gelombang sama dengan jarak antar kisi dalam kristal tersebut. Sinar yang dibiaskan akan ditangkap oleh detektor kemudian diterjemahkan sebagai sebuah puncak difraksi. Makin banyak bidang kristal yang terdapat dalam sampel, makin kuat intensitas pembiasan yang dihasilkannya. Tiap puncak yang muncul pada pola XRD mewakili satu bidang kristal yang memiliki orientasi tertentu dalam sumbu tiga dimensi. Puncak-puncak yang didapatkan dari data pengukuran ini kemudian dicocokkan dengan standar difraksi sinar-X untuk hampir semua jenis.

Prinsip kerja XRD secara umum adalah sebagai berikut : XRD terdiri dari tiga bagian utama, yaitu tabung sinar-X, tempat objek yang diteliti, dan detektor sinar X.

Sinar X dihasilkan di tabung sinar X yang berisi katoda memanaskan filamen, sehingga menghasilkan elektron. Perbedaan tegangan menyebabkan percepatan elektron akan menembaki objek. Ketika elektron mempunyai tingkat energi yang tinggi dan menabrak elektron dalam objek sehingga dihasilkan pancaran sinar X. Objek dan detektor berputar untuk menangkap dan merekam intensitas refleksi sinar-X. Detektor merekam dan memproses sinyal sinar X dan mengolahnya dalam bentuk grafik material.

3) Sifat Termal dengan Alat *Differential Scanning Calorimetry* (DSC)

Sifat termal merupakan respon material terhadap panas. Ketika padatan menyerap energi dalam bentuk panas, suhu dan dimensi akan meningkat. Energi disebarkan ke daerah yang lebih dingin dari spesimen apabila gradien suhu ada, hingga akhirnya spesimen bisa meleleh. Beberapa sifat penting dari sifat termal yaitu kapasitas panas, ekspansi termal, konduktivitas termal dan titik leleh.

a. Kapasitas panas (C_p)

Kapasitas panas menyatakan jumlah energi yang dibutuhkan bahan untuk mengakibatkan kenaikan suhu dan biasanya dinyatakan pada setiap mol bahan. Energi termal pada bahan muncul akibat energi getaran pada atom-atom dalam frekuensi tinggi yang juga berperan pada perpindahan energi saat proses konduksi. Untuk menentukan kapasitas panas, dapat menggunakan persamaan berikut ini:

$$\Delta H = m \cdot C_p \cdot \Delta t \quad (3)$$

$$\text{Maka, kapasitas panas } (C_p) = \frac{\Delta H}{m \times \Delta t} \quad (4)$$

Dimana : ΔH = entalpi (J/g)

m = berat (g)

C_p = Kapasitas Panas (J/g $^{\circ}\text{C}$)

Δt = Temperatur ($^{\circ}\text{C}$)

b. Ekspansi (pemuaian) termal

Material akan memuai ketika dipanaskan dan menyusut ketika didinginkan. Perubahan panjang ΔL pada semua zat padat berbanding lurus dengan perubahan temperatur ΔT dan perubahan panjang juga sebanding dengan panjang awal L_0 . Perubahan panjang terhadap temperatur dirumuskan sebagai berikut:

$$\Delta L = \alpha L_0 \Delta T \quad (5)$$

Dimana α sebagai konstanta pembanding dan disebut koefisien muai panjang ($^{\circ}\text{C}$)⁻¹ untuk zat tertentu.

c. Konduktivitas termal

Konduktivitas termal merupakan suatu sifat yang menyatakan kemampuan bahan menghantarkan panas.

d. Tegangan termal

Tegangan termal merupakan tegangan yang dialami suatu bahan akibat perubahan temperatur yang dapat menyebabkan deformasi bahan tersebut. Tegangan termal dapat disebabkan oleh beberapa hal yaitu ekspansi/kontraksi termal. Selain itu juga dapat disebabkan pemanasan dan pendinginan secara tiba-tiba dan mengalami *thermal shock* (keadaan dimana terjadi perubahan suhu secara mendadak dan menghasilkan tekanan tinggi). Karakterisasi termal bertujuan untuk mengetahui sifat

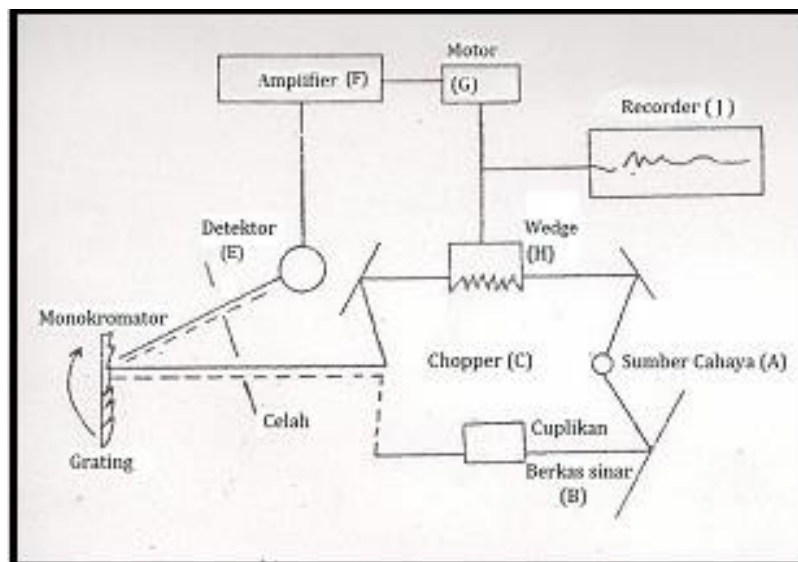
termal komposit bahan dimana melalui suhu pelelehan dan suhu degradasi dari masing-masing polimer sebagai matriknya sehingga dapat diperoleh data ketahanan termal yang optimum dari bahan campuran tersebut (Sugik dkk, 2006). Titik leleh adalah suhu dimana zat padat berubah wujud menjadi cair pada tekanan 1 atm. Pada keadaan ini kedudukan atom-atomnya tidak teratur dan diperlukan sejumlah energi untuk proses pelelehan (proses endotermik).

DSC merupakan peralatan yang didesain untuk pengukuran kuantitatif perubahan entalpi yang muncul pada sampel sebagai fungsi dari suhu dan waktu. Suhu sampel dan referen akan sama apabila tidak terjadi perubahan, namun pada saat terjadinya beberapa peristiwa termal, seperti pelelehan, dekomposisi atau perubahan struktur kristal, suhu dari sampel dapat berada di bawah (apabila perubahannya bersifat endotermik) ataupun di atas (apabila perubahan bersifat eksotermik) suhu referen. Pada DSC, sampel dan material dipertahankan pada suhu sama selama program pemanasan. Dalam hal ini, input panas ekstra ke sampel (referen bila sampel mengalami perubahan eksotermik) yang diperlukan untuk menjaga keseimbangan, akan diukur. Selain itu, perubahan suhu antara sampel dan referen diukur dan respon yang dihasilkan adalah kalorimetrik.

4) Identifikasi Gugus Fungsi menggunakan Alat *Fourier Transform Infra Red* (FTIR)

Spektrofotometer inframerah transformasi Fourier merupakan instrumen yang digunakan dalam karakterisasi bahan melalui identifikasi vibrasi dari ikatan molekul-

molekul. Pada saat suhu normal molekul-molekul dalam keadaan vibrasi yang tetap, setiap ikatan mempunyai frekuensi regangan dan bengkokan dengan karakteristik dapat menyerap sinar pada frekuensi tersebut. Vibrasi antara dua atom dapat diibaratkan dengan vibrasi antara dua bola yang dihubungkan dengan pegas. Bagian pokok dari spektrometer infra merah adalah sumber cahaya infra merah, monokromator dan detektor. Bagan dari spektrometer infra merah dapat dilihat pada Gambar 7:



Gambar 7. Diagram spektrometer inframerah
Sumber : (Sastrohamidjojo : 2001)

Sinar dari sumber cahaya (A) dipecah menjadi dua berkas cahaya yang sama. Salah satu (B) dilewatkan melalui cuplikan (berkas cahaya cuplikan), yang lain berkelakuan sebagai berkas cahaya referensi. Fungsi dari *double beam* adalah mengukur perbedaan intensitas antara dua berkas cahaya pada setiap panjang gelombang. Dua berkas cahaya sekarang dipantulkan ke “*chopper*” (C), yang terdiri

atas cermin yang dapat berputar. *Chopper* yang berputar (10 kali per detik) menyebabkan berkas sinar cuplikan dan referensi dipantulkan bergantian ke *grating* monokromator (D). *Grating* berputar perlahan-lahan dan mengirimkan frekuensi-frekuensi individu ke detektor *thermopile* (E) yang mengubah tenaga panas sinar inframerah menjadi tenaga listrik. Bila cuplikan telah menyerap sinar dari frekuensi tertentu, maka detektor akan menerima bergantian dari *chopper* berkas sinar yang kuat (berkas sinar referensi) dan berkas sinar yang lemah (berkas sinar cuplikan). Hal ini akan memberikan arus bolak-balik yang mengalir dari detektor ke *amplifier* (F). *Amplifier* dibuat hanya untuk memperkuat arus bolak-balik. *Amplifier* dihubungkan dengan servo motor (G) kecil yang mendorong cermin *wedge* (H) ke berkas sinar referensi hingga detektor menerima sinar dengan intensitas yang sama dari berkas sinar cuplikan dan referensi. Gerakan *wedge* ini sebagai akibat masuk dan keluarnya berkas referensi menunjukkan sebagai pita-pita serapan spektrum pada spektrum yang dihasilkan (Sastrohamidjojo, 2001).

Atom-atom di dalam molekul tidak dalam keadaan diam, tetapi biasanya terjadi peristiwa vibrasi. Hal ini bergantung pada atom-atom dan kekuatan ikatan yang menghubungkannya. Vibrasi molekul sangat khas untuk suatu molekul tertentu dan biasanya disebut vibrasi *finger print*. Vibrasi molekul dapat digolongkan atas dua golongan besar, yaitu vibrasi regangan (*stretching*) dan vibrasi bengkokan (*bending*). Vibrasi regangan (*stretching*) yaitu atom bergerak terus sepanjang ikatan yang menghubungkannya sehingga akan terjadi perubahan jarak antara keduanya, walaupun sudut ikatan tidak berubah. Jika sistem tiga atom merupakan bagian dari

sebuah molekul yang lebih besar, maka dapat menimbulkan vibrasi bengkokan atau vibrasi deformasi yang mempengaruhi osilasi atom atau molekul secara keseluruhan.

Sinar infra merah yang dipandu oleh interferometer kemudian dilewatkan melalui sampel sehingga muncul sinyal pada interferogram digunakan untuk menganalisis suatu sampel dan menggunakan operasi matematis transformasi Fourier, maka akan diperoleh kurva spektrum FTIR. Selanjutnya, setelah data hasil FTIR keluar dalam bentuk grafik, kemudian dianalisis dengan membandingkan puncak-puncak tajam yang terbentuk dengan tabel gugus fungsi untuk dapat diketahui senyawa yang terkandung pada sampel tersebut. Analisis dengan menggunakan spektroskopi infra merah didasarkan pada ikatan kimia yang mempunyai frekuensi yang spesifik dimana ikatan tersebut bervibrasi sesuai energi yang dimiliki. Dengan menganalisis kurva tersebut maka akan diperoleh informasi mengenai ikatan apa saja yang terdapat pada molekul yang dianalisis. Untuk analisis secara kualitatif, spektroskopi infra merah dapat digunakan untuk mengetahui struktur dari suatu polimer dengan cara membandingkan dengan spektrum yang diperoleh dari literatur. Sedangkan untuk analisis secara kuantitatif, besarnya intensitas serapan dapat menunjukkan kekuatan interaksi antara sinar inframerah dengan vibrasi molekul tersebut.

FTIR merupakan teknik spektroskopi inframerah yang dapat mengidentifikasi kandungan gugus kompleks dalam senyawa kalsium fosfat, namun tidak dapat mengidentifikasi unsur-unsur penyusunnya. Spektroskopi inframerah memanfaatkan energi vibrasi dari gugus penyusun senyawa hidroksiapatit yaitu gugus PO_4^{3-} , gugus

CO_3^{2-} dan gugus OH^- . Berikut ini beberapa gugus fungsi molekul FTIR dapat dilihat pada Tabel 1:

Tabel 1. Tabel beberapa gugus fungsi molekul

No.	Jenis Vibrasi	Frekuensi (cm^{-1})	
1.	C-H	3000-2850 1450-1375 1465 3100-3000 1000-650 3150-3050 900-690 3300 2900-2800 2800-2700	Alkana -CH ₃ - -CH ₂ - Alkana Alkena Aromatik Aromatik Alkuna Aldehida Aldehida
2.	C=C	1680-1600 1600-1475	Alkana Aromatik
3.	C≡C	2250-2100	Alkuna
4.	C=O	1740-1720 1725-1705 1725-1700 1750-1730 1670-1640 1810-1760 1800	Aldehida Keton Asam karboksilat Ester Amida Anhidrida Klorida asam
5.	C-O	1300-1000	Alkohol, Eter, Ester, Asam Karboksilat, Anhidrida
6.	O-H	3650-3600 3500-3200 3400-2400	Alkohol, Fenol Asam Karboksilat

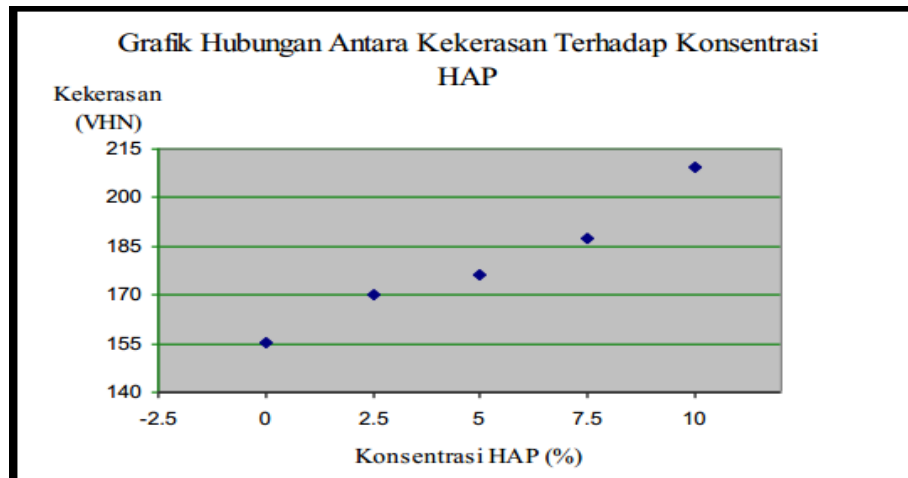
(Satrohamidjojo, 2001)

G. Pengaruh Komposisi Hidroksiapatit dengan UHMWPE terhadap Sifat Fisika *Dental Implant*

Sifat-sifat seperti biokompatibel, bioaktif maupun *bioresorbable* yang dimiliki hidroksiapatit (HAp) sangat mirip dengan komponen pada organ tertentu dari tubuh manusia seperti tulang dan gigi. Namun jika digunakan sendiri, HAp tidak memiliki kekuatan mekanik (*mechanical strength*) dan tidak tahan terhadap tekanan. Untuk itu perlu dibuat suatu material yang mengandung HAp dengan kekuatan mekanik setara dengan kekuatan mekanik tulang serta tahan terhadap tekanan. UHMWPE memiliki berat molekul rata-rata viskositas sampai dengan 6 juta g/mol dan berat ini menyebabkan UHMWPE memiliki sifat khusus seperti ketahanan abrasi tinggi, kekuatan impak, koefisien gesek yang rendah, biokompatibilitas yang baik dan ketahanan kimia. Beberapa penelitian komposit gabungan HAp telah banyak dilaporkan. Penelitian tersebut diantaranya menggunakan karakterisasi XRD, DSC, FTIR dan uji kekerasan.

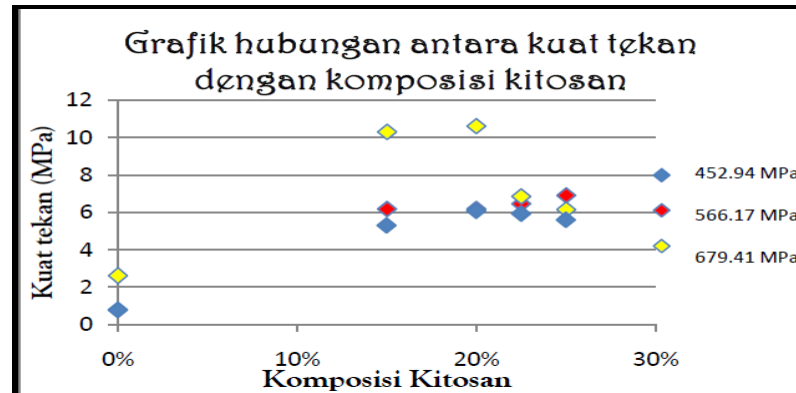
Kekerasan merupakan salah satu sifat bahan yang penting digunakan sebagai indikator untuk ketahanan aus polimer. Uji kekerasan berfungsi untuk mengetahui ketahanan sampel terhadap deformasi tekanan serta mengetahui kemampuan menahan beban. Aminatun dkk (2012) dalam penelitiannya menyebutkan bahwa terjadi peningkatan kuat tekan seiring dengan penambahan konsentrasi HAp. Hasil dari kuat tekan ini sangat dipengaruhi oleh besarnya kekuatan ikat antar senyawa dalam paduan dan kekuatan dari keseluruhan bahan dalam paduan yang saling

mengikat dan menata diri. Pengaruh komposisi HAp terhadap nilai kekerasan dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Pengaruh %HAp terhadap nilai kekerasan
Sumber : (Aminatun : 2012)

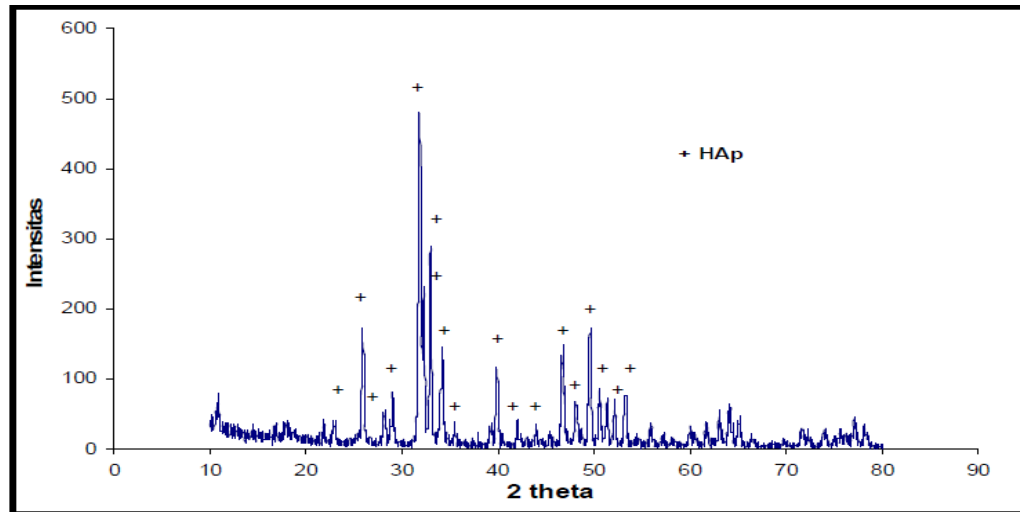
Indriani dkk (2014) dalam penelitiannya mendapatkan hasil uji kuat tekan dimana grafik menunjukkan penambahan kitosan dapat meningkatkan kuat tekan HAp. Hal tersebut menegaskan bahwa elastisitas kitosan mampu memperbaiki sifat HAp yang rapuh. Selain itu dengan adanya penambahan besar tekanan kompaksi berpengaruh pada semakin bertambah pula kuat tekan sampel uji. Pengaruh komposisi komposit HA dengan kitosan terhadap nilai kuat tekan dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 9 : Pengaruh komposit HAp dengan kitosan terhadap nilai kuat tekan
Sumber : (Indriyani : 2012)

Hasil uji kuat tekan pada Gambar 9 menunjukkan bahwa penambahan kitosan di atas 20% justru mengakibatkan penurunan kekuatan tekan. Penurunan kuat tekan terjadi karena adanya kitosan yang tidak berinteraksi dengan HA dan kitosan berlebih dalam komposit.

Berdasarkan hasil uji XRD, pola puncak-puncak difraksi dicocokkan terhadap database terhadap struktur bahan ternyata didapatkan hasil bahwa penambahan komposisi HAp tidak mempengaruhi struktur bahan tersebut. Hal ini dibuktikan oleh Yamesa (2014) pada penelitian penambahan HAp dengan TiO_2 dimana dari pola XRD yang didapat berada pada posisi 25.98° , 31.93° , 49.74° , dan 53.26° . Posisi jika dibandingkan dengan database JCPDS ternyata puncak tersebut adalah milik HAp. Sampel tersebut dikatakan tidak memiliki fasa lain selain fasa HAp. Hal ini sejalan dengan Sukaryo (2012), pola difraksi hidroksiapatit yang dihasilkan dapat dilihat pada Gambar 10.



Gambar 10. Pola difraksi komposit HAp dengan Kitosan
Sumber : (Sukaryo : 2012)

Gambar 10 merupakan pola difraksi dari hidroksiapatit dengan kitosan dimana ternyata keberadaan kitosan tidak mempengaruhi terjadinya fasa hidroksiapatit. Dalam penelitian yang telah dilakukan oleh Istifarah (2009) terjadi penurunan intensitas dan pergeseran posisi puncak pada komposit. Penurunan intensitas dan pergeseran puncak mengindikasikan terjadinya ikatan antara matriks dan filler, yaitu HAp dan kitosan dari pembentukan komposit. Rendahnya intensitas yang dimiliki matrik menandakan apatit telah menyebar dalam sampel dan struktur dari matrik lebih amorf dibandingkan kristal apatit. Ditinjau dari sifat termal, titik leleh bergantung pada ukuran dan kesempurnaan kristal, semakin besar dan sempurna kristal tersebut maka semakin tinggi titik lelehnya (Lednicky. 2007).

Pada identifikasi gugus fungsi, menurut Prabarakan dan Rajeswari (2006) mengatakan bahwa HAp memiliki kandungan gugus OH^- , gugus CO_3^{2-} dan gugus PO_4^{3-} . Hal ini dibuktikan oleh Prasasti, dkk (2012) bahwa pada hasil spektra FTIR

terlihat bahwa gugus-gugus penyusun senyawa HAp tampak pada bilangan gelombang masing-masing. Hasil spektra tersebut dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Hasil spektra FTIR pada variasi penambahan kitosan

	HA SS		HA SS -0.5 g kitosan		HA SS -0.75 g kitosan
OH ⁻	3700-3500	OH ⁻	3700-3600	OH ⁻	3700-3500
	632.66		630.72		628.79
PO ₄ ³⁻	-	PO ₄ ³⁻	-	PO ₄ ³⁻	-
	500-400		500-400		-
	1100-900		1100-850		1050-950
	600-550		600-550		-
CO ₃ ²⁻	-	CO ₃ ²⁻	1400-1350	CO ₃ ²⁻	1500-1400
C=C	-	C=C	2100-1950	C=C	2100-2000

(Prasasti, dkk :2012)

Hal ini menandakan bahwa sintesis HAp dengan variasi konsentrasi kitosan tidak mempengaruhi atau menghilangkan gugus fungsi yang terkandung dalam senyawa HAp. Setelah mengetahui sifat-sifat yang dimiliki oleh HAp dan UHMWPE, maka dengan berbagai variasi komposisi (kandungan) diharapkan komposit HAp dengan UHMWPE memiliki sifat mekanik yang baik dan dapat diaplikasikan pada kedokteran gigi khususnya *dental implant*.

BAB V

PENUTUP

A. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pengolahan data yang telah dilakukan, dapat dikemukakan beberapa kesimpulan dari penelitian yaitu:

1. Pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap nilai kekerasan adalah semakin banyak komposisi HAp yang diberikan maka nilai kekerasannya akan semakin meningkat.
2. Pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap struktur yang terbentuk pada komposit adalah semakin banyak komposisi HAp yang diberikan maka tidak terjadi perubahan struktur dan fasa pada sampel.
3. Pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap sifat termal yang terbentuk adalah semakin banyak variasi komposisi HAp yang diberikan maka nilai titik leleh dan kapasitas panas yang dihasilkan juga meningkat.
4. Pengaruh komposisi HAp dengan UHMWPE terhadap gugus fungsi yang terbentuk adalah semakin banyak komposisi HAp yang diberikan maka tidak terjadi perubahan struktur, fasa dan gugus-gugus fungsi pada sampel.

B. Saran

Pada penelitian selanjutnya perlu dilakukan variasi komposisi dan tekanan yang berbeda tentunya untuk mendapatkan hasil yang lebih optimal. Selain itu perlu dilakukan uji in vitro untuk mengetahui biokompatibilitasnya (kesesuaian dengan makhluk hidup) dan juga disarankan untuk melakukan uji SEM dan optik untuk mengetahui pengaruh komposisi hidroksiapatit dan UHMWPE terhadap struktur mikro yang terbentuk.